

Temel Kinezyo-mekanik

Klinik Örnekle Anlatım

Prof. Dr. N. Ekin Akalan

*İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü
İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı,
Yürüme Analiz Laboratuvarı, İstanbul*

Prof. Dr. Yener Temelli

*İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, İstanbul*

©İstanbul Medikal Yayıncılık *BİLİMSEL ESERLER* dizisi
Temel Kinezyo-mekanik Klinik Örnekli Anlatım
Editörler: N. Ekin Akalan, Yener Temelli

1. Baskı 2017

ISBN 978-605-9528-02-3

Yasalar uyarınca, bu yapıtın yayın hakları
İstanbul Medikal Sağlık ve Yayıncılık Hiz. Tic. Ltd. Şti.'ye aittir.
Yazılı izin alınmadan ve kaynak olarak gösterilmeden,
elektronik, mekanik ve diğer yöntemlerle kısmen veya tamamen kopya edilemez;
fotokopi, teksir, baskı ve diğer yollarla çoğaltılamaz.

2017 İstanbul Medikal Sağlık ve Yayıncılık Hiz. Tic. Ltd. Şti.
34104, Çapa-İstanbul-Türkiye
www.istanbultip.com.tr
e-mail: info@istanbultip.com.tr

MAĞAZALARIMIZ

ÇAPA/MERKEZ Turgut Özal Cad. No: 4/A Çapa-İST. Tel: 0212.584 20 58 (pbx) 587 94 43 Faks: 0212.587 94 45	KADIKÖY Rasimpaşa Mah. Teyyareci Sami Sok. No: 13 Dükkan 11-12 Kadıköy-İST Tel: 0216.336 20 60	KONYA İhsaniye Mah. Tacülvezir Sk. No: 1/A Selçuklu-KONYA Tel: 0332.351 32 53
--	---	---

UYARI

Medikal bilgiler sürekli değişmekte ve yenilenmektedir. Standart güvenlik uygulamaları dikkate alınmalı, yeni araştırmalar ve klinik tecrübeler ışığında tedavilerde ve ilaç uygulamalarındaki değişikliklerin gerekli olabileceği bilinmelidir. Okuyuculara ilaçlar hakkında üretici firma tarafından sağlanan her ilaca ait en son ürün bilgilerini, dozaj ve uygulama şekillerini ve kontrendikasyonları kontrol etmeleri tavsiye edilir. Her hasta için en iyi tedavi şeklini ve en doğru ilaçları ve dozlarını belirlemek uygulamayı yapan hekimin sorumluluğundadır. Yayıncı ve editörler bu yayından dolayı meydana gelebilecek hastaya ve ekipmanlara ait herhangi bir zarar veya hasardan sorumlu değildir.



Yayına hazırlayan İstanbul Medikal Sağlık ve Yayıncılık Hiz. Tic. Ltd. Şti.
Yayıncı sertifika no 12643
İmy adına grafiker Mesut Arslan
Editörler N. Ekin Akalan, Yener Temelli
Kapak İmy Tasarım
Baskı ve cilt **Vizyon Basımevi**
İkitelli Org. San. Bölğ. Deposite İş Merk.
A 6 Blok Kat: 3 No: 309 Başakşehir / İST.
Tel: 0212 671 61 51 Fax: 0212 671 61 52



Online Alışveriş
istanbultip.com.tr



Satış Hattı
0506 866 97 01

Yazarlar

Prof. Dr. N. Ekin Akalan (Editör)

İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi,
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü
İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve
Travmatoloji Anabilim Dalı, Yürüme Analiz Laboratuvarı

Prof. Dr. Yener Temelli (Editör)

İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi,
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, İstanbul

Uzm. Dr. Turgut Akgül

İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, İstanbul

Yrd. Doç. Dr. Yıldız Analay Akbaba

İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi,
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, İstanbul

Prof. Dr. Salih Angın

Dokuz Eylül Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon
Yüksek Okulu, Protez-Ortez Anabilim Dalı, İzmir

Doç. Dr. Yunus Ziya Arslan

İstanbul Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi,
Makine Mühendisliği Bölümü, İstanbul

Prof. Dr. Ata Can Atalar

İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, İstanbul

Uzm. Dr. Ali Erşen

İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi,
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, İstanbul

Yrd. Doç. Dr. Zeynep Hoşbay

Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, İstanbul

Dr. Fzt. Ebru Kaya Mutlu

İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi,
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

Araş. Gör. Faruk Örtüş

İstanbul Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi,
Makine Mühendisliği Bölümü, İstanbul

Prof. Dr. Arzu Razak Özdiñçler

İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi,
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, İstanbul

Dr. Fzt. Safiye Özkan

İstanbul Üniversitesi, Plastik, Rekonstrüktif ve
Estetik Cerrahi Anabilim Dalı, El Cerrahisi Bilim Dalı,
İstanbul



Önsöz

Biyomekanik ve kinezyoloji her zaman klinisyenleri etkileyen iki önemli alan olmuştur. Bu alanların konusu açıldığında, alanda çalışan klinisyenler (fizyoterapistler, ortopedist ve plastik cerrahlar vs.) neredeyse mühendisler kadar heyecan duyar. Aslında bu heyecan, “Ben mühendis miyim, biyomekaniği nasıl anlayayım?” veya “Zaten insan gibi tamamen bilinmezler ve lineer olmayan ilişkilerle dolu bir yapıyı nasıl anlayabilirim ki?”, “Zaten en son lisede matematik, fizik görmüştüm... Yıllar geçti” gibi düşüncelerle baskılanır ve bir kenara itilir. Bu kitap aslında anatomide öğrendiğimiz kas-iskelet sisteminin hareketi nasıl oluşturduğunu ve bu sistemde bir problem olduğunda problemin harekete nasıl yansıtıldığını bir klinisyenin en rahat anlayacağı örneklerle açıklamaktadır.

Kitap bölüm yazarlarımız uzun yıllardır klinikle iç içe olduklarından, hakim oldukları bölge anatomisini bu bölgenin günlük yaşamdaki kullanım şeklini ve bu anatomideki değişikliklerin normal harekete olan yansımaları konusunda derin tecrübeye sahiptir. Eskilerin dediği gibi, bir konuyu iyi bilmek, onu ne kadar iyi özetlediğiniz ile ilişkilidir. İşte kitabımızın bölüm yazarları uzun yıllardır klinik tecrübelerinin yanında yıllarca stajyer kabul ettiklerinden ve uzman oldukları alan ile ilgili uzun zamandır ders verdiklerinden, ulusal-uluslararası bilimsel yayın yaptıklarından, konunun klinisyenlerce kolay anlaşılması ve örneklerle pekiştirilmesi konusunda hiç güçlük çekmemişlerdir.

Dolayısıyla bu kitap insan hareketini anlamak, incelemek, problemleri konusunda temel bir fikre sahip olmak isteyen öğrenciler, fizyoterapistler, iş-uğraşı terapistleri, ergoterapistler, ortopedist, ve kas iskelet sistem problemleri üzerine çalışan tüm sağlık çalışanlarının faydalı bulacağı bir kaynak olma amacı taşımaktadır.

Kitabımızın bölümleri yoğun fonksiyonel anatomi bilgilerini temel alarak hareketin özelliklerini incelediğinden, özellikle bu alanda yeni başlayanlar için kitabımızdaki bölümleri pekiştirmek adına bir anatomi atlasından yardım almalarının yararlı olacağı düşüncesindeyiz. Özellikle üç-boyutlu anatomi atlasları ilgilenilen bölümdeki hareketi oluşturan öğeleri anlamada etkili olacaktır.

Boğaziçi Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Enstitüsü, Biyomekanik Bölümü ile birlikte çalışmaya başladığımızdan beri, mühendislik alanı ile klinik tıp bilimleri arasında köprü olmak en önemli amacımız olmuştur. Bu dönem, mühendislerin ne büyük işler yaptığını, ancak klinikte onlardan ne kadar az yararlandığımızı anlamamızda çok faydalı oldu. Bu nedenle kitabımız çok çalışıp birçok inovasyon girişiminde bulunan ve yaptıklarının klinikte ne kadar yararlı olacağını hayalini kuran mühendislerin de faydalanabileceği önemli bir kaynak kitap niteliğindedir.

Prof. Dr. Fzt. N. Ekin Akalan
Prof. Dr. Yener Temelli

Prof. Dr. N. Ekin Akalan'ın Özgeçmişi



Prof. Dr. Fzt. N. Ekin Akalan 1995 yılında İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Bölümünden birincilikle mezun olduktan sonra yüksek lisans eğitimini, 1991-1996 yılları arasında İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalında tamamlamıştır. 2000-2007 yılları arasında Boğaziçi Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Enstitüsü, Biyomekanik Bölümünde doktora eğitimini tamamlamış ve doktora tezini insan yürüme biyomekaniğinin, kas-iskelet sistem model simülasyonu üzerine yapmıştır.

1997-1998 yıllarında Harvard Medical School, Massachusetts General Hospital, Biotion Laboratory'de haftada 40 saat klinik ve araştırma hastalarının değerlendirmesinde gözlemcilik yapmış ve veri analizinde bulunmuştur. Bu dönemde hareket analizi ile ilgili kursları tamamlamış ve yürüme analizi ile ilgili bilgi ve tecrübesini arttırmıştır.

İstanbul Üniversitesi, Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı, Fizyoterapi Ünitesinde çocuk fizyoterapisti olarak çalışmış ve 2006 yılında "Bobath Terapisti" unvanını almıştır. Aynı üniversitede 2010 yılında Yardımcı Doçent olmuş, 2011 yılında Doçent, 2016 yılında Profesör ünvanı almıştır.

Bu dönemde yurt dışında çalışmalarına devam etmiştir; 2004 yılında Sinai Hospital, A LifeBridge Health Center, Wesserman Gait Analysis Laboratory'de Anil Behave ve Roland Starr ME ile, 2014 yılında Roesingh Rehabilitation Center, Holandada Dr. Anand Nene ile, 2015 yılında Nemours/Alfred I. duPont Hospital for Children'da Prof. Dr. Freeman Miller ile yürüme analiz üzerine araştırma yapmak üzere bulunmuş ve çalışmalar yürütmüştür. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Yönetim Kurulu üyeliği görevinde de bulunan N. Ekin Akalan'ın çalışmaları pediatrik rehabilitasyon, pediatrik nöro-ortopedi, serebral palsy, üç boyutlu muskulo-skeletal model simülasyonu ve nöro-müsküler yürüme bozuklukları konularındadır. Ayrıca Türkiye Fizyoterapistler Derneği, European Society for Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC), Gait and Clinical Movement Analysis Society (GCMAS), Australian & New Zealand Society of Biomechanics (ANZSB), İ.Ü. Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Mezun ve Mensupları Derneği üyesidir.

Prof. Dr. Nazif Ekin Akalan, halen İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümünde öğretim üyeliği yapmakta ve 2003 yılından bu yana İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Yürüme Analiz Laboratuvarında müdürlük yapmakta ve çalışmaktadır.



Prof. Dr. Yener Temelli'nin Özgeçmişi



1950 yılında Trabzon Sürmene'de doğan Dr. Yener Temelli ilköğretimini Sultan Tepe Üsküdar İlkokulunda, ortaöğrenimini Kadıköy Ortaokulunda, lise öğrenimini 1967 yılında Erzurum Lisesinde tamamlamıştır. 1974 yılında İstanbul Tıp Fakültesinden mezun olmuştur. Askerlik görevini tamamladıktan sonra, 1976 yılında İstanbul Tıp Fakültesinin Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalında uzmanlık eğitimine başlamıştır. 1980 yılında uzman olan Dr. Yener Temelli, 1985 yılında Doçent, 1993 yılında Profesör ünvanı almıştır. Halen aynı fakültede profesör olarak görev yapmaktadır.

Çalışmaları genel ortopedi, serebral palsy, spina bifida ve diğer nöro-müskuler hastalıklar konularında yoğunlaşan Profesör Yener Temelli'nin, birçok kitap bölüm yazarlığı yanında yoğun klinik tecrübesi bulunmaktadır. Büyük kısmı deneysel çalışma olmak üzere 30'un üzerinde uluslararası yayını ve 100'ün üzerinde uluslararası atfı bulunmaktadır. ABD, İngiltere (Birmingham) ve Almanya da dahil olmak üzere ortopedi alanındaki başarılı kurumlarda değişen sürelerde gözlemci hekim olarak bulunmuştur.

3 kez, 5.5 yıl süreyle İstanbul Tıp Fakültesi Yönetim Kurulunda ve Ortopedi ve Travmatoloji Yardım Derneği yönetim kurulunda görev almıştır. Prof. Dr. Yener Temelli TOTBİD, TTB İstanbul Tabip Odası, Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği, Türk Ortopedi ve Travmatoloji Yardım Derneği, American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS), American Academy for Cerebral Palsy & Developmental Medicine (AACPDM), Büyük Klüp Derneği ve Fenerbahçe Spor Klübü üyeliği yapmıştır. Hocamız ayrıca, 8000'in üzerinde hastası olan, Türkiye'nin en yoğun hizmet veren Yürüme Analiz Laboratuvarlarından biri olan İstanbul Üniversitesi, Yürüme Analiz Laboratuvarının kurucusudur ve halen yürüme patomekaniği konusunda birçok çalışmayı yürütmekte ve danışmanlık yapmaktadır.



Teşekkür

Kitabımızın sizlerle buluşmasında; nazik ve ısrarlı tavırları, sabırlı davranışları nedeniyle İstanbul Tıp Kitabevi'ne, bölümlerin imla hatalarının düzeltilmesindeki hızlı ve detaycı yardımıyla Fzt. Kübra Önerge'ye, kitabımızın hayata geçmesini sağlayan değerli yazarlarımıza, hayat görüşümün gelişmesinde ve akademik olgunlaşmamda çok emeği ve desteği bulunan Prof. Dr. Yener Temelli'ye, son olarak bu yoğunluktan halini hatırlamı soramadığım arkadaşlarıma ve bana yıllardır sabır gösteren ve destekleyen aileme ve eşime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.



İçindekiler

Bölüm 1.	<i>Biyomekanik Uygulamalar İçin Temel Mekanik</i>	1
	<i>Yunus Ziya Arslan, Faruk Öртеş</i>	
Bölüm 2.	<i>Omuz Biyomekaniği</i>	83
	<i>Ata Can Atalar, Ali Erşen</i>	
Bölüm 3.	<i>Dirsek Eklemi Kinezyolojisi ve Biyomekaniği</i>	93
	<i>Zeynep Hoşbay</i>	
Bölüm 4.	<i>El ve El Bileği Biyomekaniği</i>	109
	<i>Safiye Özkan</i>	
Bölüm 5.	<i>Servikal Omurga Biyomekaniği</i>	137
	<i>Ebru Kaya Mutlu</i>	
Bölüm 6.	<i>Torakal Bölge Biyomekaniği</i>	161
	<i>Yıldız Analay Akbaba</i>	
Bölüm 7.	<i>Lomber Bölge Biyomekaniği</i>	193
	<i>Arzu Razak Özdinçler</i>	
Bölüm 8.	<i>Kalça Eklemi Biyomekaniği</i>	213
	<i>Yener Temelli, Turgut Akgül</i>	
Bölüm 9.	<i>Diz Eklem Biyomekaniği ve Kinezyolojisi</i>	223
	<i>N. Ekin Akalan</i>	
Bölüm 10.	<i>Ayak Bileği ve Ayak Kompleksi</i>	257
	<i>Salih Angın</i>	
	<i>Bilinmeyen Kelimeler</i>	303

Biyomekanik Uygulamalar İçin Temel Mekanik

*Yunus Ziya Arslan, Faruk Örteş
İstanbul Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, İstanbul*

Temel Biyomekanik Kavramlar

Bu bölümde verilmesi planlanan temel mekanik bilgisinden önce biyomekanik kavramı, konusu ve içeriğinden bahsedilmesi faydalı olacaktır. Biyomekanik, köken itibarıyla canlı anlamına gelen “biyo” kelimesi ile temel olarak cisimlerin kuvvet altındaki davranışlarını inceleyen bilim dalının ismi olan “mekanik” kelimelerinin birleşimidir. Terminolojide biyomekanik kavramı, canlı sistemlerin mekanik kurallar ile incelenmesini ifade eder. Bu bölümde, canlı sistemler olarak kastedilen insan vücududur; ancak diğer birçok kaynakta başka canlıların da mekanik analizleri mevcuttur (1). Biyomekanik yıllar içinde gelişimi, insan vücudunun durağan veya hareket halinde hangi tür etkilere maruz kaldığını ve bu etkilerin nasıl ele alınması gerektiği konusunda önemli çözüm metodları ortaya çıkmasını sağlamıştır (2). Örneğin, merdivenden yukarı çıkan bir insanın vücudu ile ilgili olarak,

- Eklemlerdeki hareketin karakteristiği ve moment miktarları,
- Vücudun adımlar vasıtasıyla gerçekleştirdiği yer değiştirme için gerekli kas kuvvetleri,
- Vücudun dengesinin sağlanma biçimi,
- Sert (ör. kemik) ve yumuşak (ör. kas, ligament) dokular üzerinde oluşan etkiler

Başta olmak üzere birçok vücut faaliyeti biyomekanik disiplininin inceleme konusudur (3). Vücudun temel fonksiyonları (ayakta durma, yürütme, koşma vb.) anlaşıldıkça biyomekanik alanının temel amaçlarından olan tedavi, rehabilitasyon ve yardımcı araçların tasarım ve üretimi daha kolay hale gelir. Bunlarla beraber biyomekanik oldukça geniş bir uygulama alanı mevcuttur. Fiziksel tedavi, spor biyomekanik, ortopedi, kinezyoloji, yürütme analizi, protez ve ortez gibi yardımcı cihaz tasarımı gibi alanlarda da biyomekanik metodolojisi uygulanmaktadır.

Anatomik Düzlemler ve Eksenler

İnsan vücudunun duruş ve hareketlerini tanımlamak için evrensel olarak kullanılan eksenler, düzlemler ve bir takım pozisyon terimleri mevcuttur. Bu temel terimlerin bilinmesi biyomekanik sistem ve problemlerin ele alınmasını kolaylaştırır.

Anatomik Duruş: Şekil 1’de görüldüğü gibi insan vücudunun ayakta, yüz ve al avuç içleri (avuç açık şekilde) bize dönük, kolları yana açık ve ayakları birbirine değen pozisyonudur.

Sagittal Düzlem: Kafatasının sagittal sütüründen geçen ve vücudu sağ ve sol olarak iki bölgeye ayıran düzlemdir. Şekilde kırmızı kesikli çizgi ile gösterilen düzlemin vücudu simetrik iki ayrı parçaya böldüğü varsayıldığı için median düzlem olarak da bilinir.

Koronal (frontal) Düzlem: Vücudu ön (anterior) ve arka (posterior) olmak üzere iki bölgeye ayıran ve şekilde siyah kesikli çizgi ile gösterilen düzlemdir. Kafatasında frontal kemiğe paralel olduğu için bu düzleme aynı zaman da frontal düzlem de denir.

Transvers Düzlem: Yere paralel olan ve şekilde mavi kesikli çizgiyle gösterilen düzlemdir. Vücudu alt (kaudal) ve üst (kraniyal) iki bölge olarak ayırır. Bu düzlem aynı zaman da horizontal düzlem olarak da bilinir.

Dikey (Vertikal) Eksen: Sagittal ve koronal düzlemlerin kesiştiği doğrultular kümesidir. Yere dik olup vücutta kaudal kısımdan kranial kısma doğru yönelen bu eksen şekilde siyah çizgi ile gösterilmiştir.

Sagittal Eksen: Önden arkaya doğru uzana bu eksen sagittal ve transvers düzlemlerin kesişme doğrultusundadır.

Transvers (Horizontal) Eksen: Anatomik duruşta vücudun solundan sağına doğru uzanır. Koronal ve transvers düzlemlerin çakışma doğrultusundadır.

Pozisyon ve Hareket Terimleri

Anterior (ventral): Koronal düzlemin ön tarafı.

Posterior (dorsal): Koronal düzlemin arka tarafı.

Medial: Koronal düzlemde bulunan noktalardan sagittal düzleme en yakın olanı.

Lateral : Koronal düzlemde bulunan noktalardan sagittal düzleme en uzak olanı.

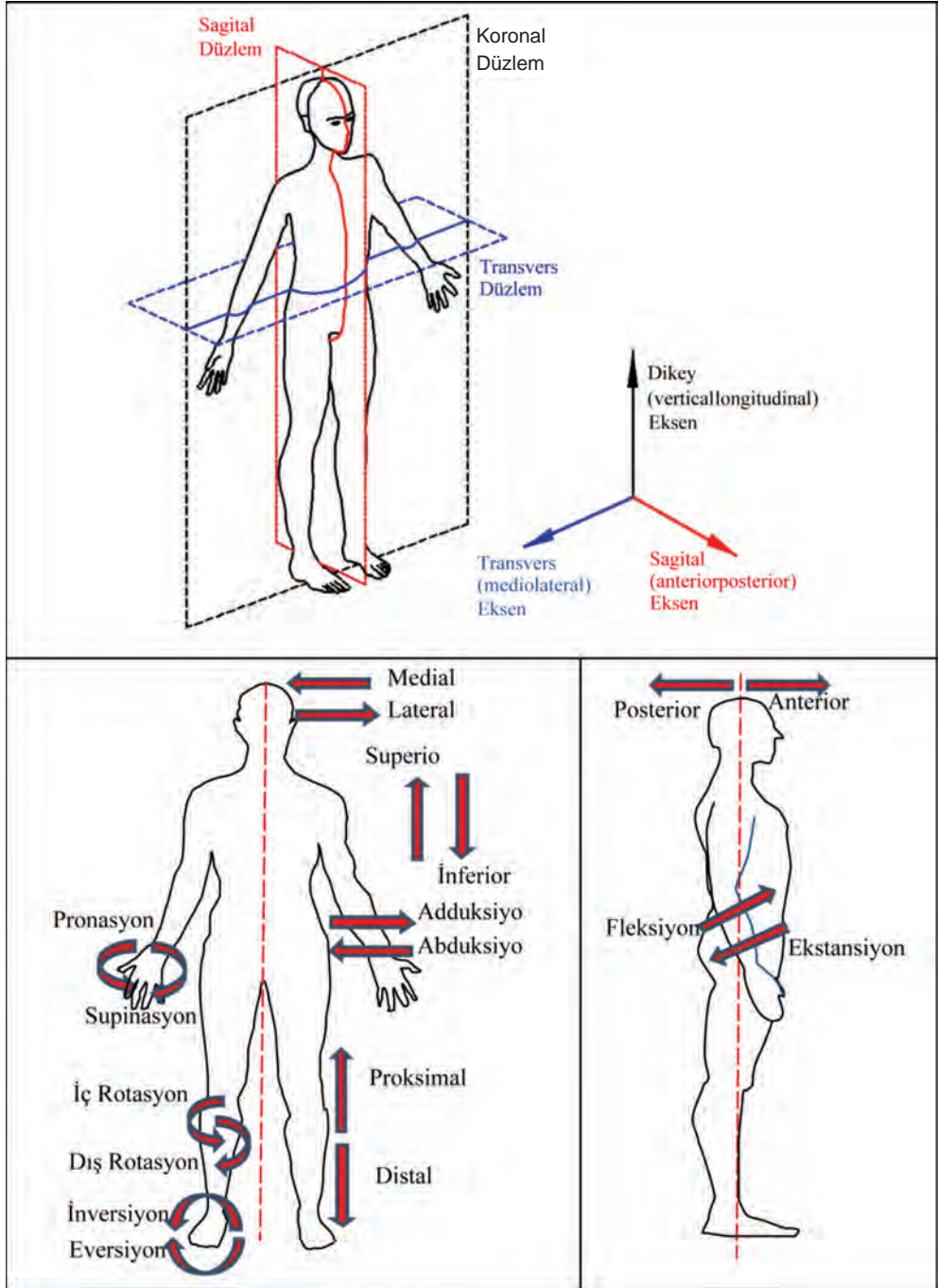
Distal: Uzuvlardan veya aynı uzuv üzerindeki noktalardan uzvun vücuda bağlandığı noktaya en uzak olanı.

Proksimal: Uzuvlardan veya aynı uzuv üzerindeki noktalardan uzvun vücuda bağlandığı noktaya en yakın olanı.

Superior: Üst kısma (Kraniyal) yakın olan.

Inferior: Alt kısma (Kaudal) yakın olan.

Abduksiyon: Bir uzvun sagittal düzlemden uzaklaşacak şekilde yaptığı hareket.



Şekil 1. Anatomik düzlem ve eksen ile hareketlerin yönleri.

Adduksiyon: Bir uzvun sagittal düzlemde yaklaşacak şekilde yaptığı hareket.

Fleksiyon: Bir uzvun vücut ile arasındaki açıyı azaltacak şekilde vücuda yaklaşması.

Ekstansiyon: Bir uzvun vücut ile arasındaki açıyı artıracak şekilde vücuttan uzaklaşması.

Dış rotasyon: Bir uzvun eksenini etrafında yaptığı içe doğru dönme hareketi.

İç rotasyon: Bir uzvun eksenini etrafında yaptığı dışa doğru dönme hareketi.

İnversiyon: Ayağın ayak tabanı içe (sagittal düzleme) bakacak şekilde yaptığı dönme hareketi.

Eversiyon: Ayağın ayak tabanı dışa bakacak şekilde yaptığı dönme hareketi.

Pronasyon: Ön kolun eksenini etrafında saat yönünün tersine yaptığı dönme hareketi.

Supinasyon: Ön kolun eksenini etrafında saat yönünde yaptığı dönme hareketi.

Mekaniğe Giriş

Mekanik, kuvvet altındaki cisimlerin durağan ve hareket halindeki davranışlarını inceleyen fizik bilimidir. Mekanik farklı bakış açılarına göre çeşitli alt dallara ayrılabilir. Genel olarak Klasik Mekanik (Newton Mekaniği) ve Kuantum Mekaniği olarak iki ayrı ana dalda değerlendirilmektedir. Newton Mekaniği'ne makroskopik cisimlerin davranışını açıklamak için başvurulurken; çok küçük ölçeklerde, çok yüksek hızlarda veya çok güçlü kütle çekimsel alanların varlığında geçerliliğini yitirir ve bu durumlarda Kuantum Mekaniği teorisi geçerli olur.

Tablo 1'de, kitabın bu bölümünde değinilecek olan Klasik Mekanik'in alt dalları verilmiştir. Mekaniğin içerdiği konuların girift yapısı, yapılan sınıflandırmanın bilim insanlarının bakış açılarına göre farklılık gösterebilmesine sebep olabilmektedir.

Rijit Cisimler Mekaniği, kuvvet etkisi altındaki bir cismin davranışını inceler. Bu dalda cisimlerin şekil değiştirmedikleri kabulü (ideal cisim kabulü) yapılmaktadır. Statik, kuvvet altındaki cisimlerin hareketsiz ya da sabit hızla (ivmesiz) hareket ettiği durumlardaki dengesi ile ilgilenir. Dinamik ise ivmeli hareket eden cisimlerin mekanik analizi ile ilgilidir. Dinamik bir sistem için ivmenin sıfır olduğu durumlarda sistem statik dengede kabul edilebilir ve

TABLO 1. Klasik Mekaniğin Alt Dalları.

Klasik Mekanik						
Rijit Cisimler Mekaniği			Sürekli Ortamlar Mekaniği			
Statik	Dinamik		Şekil değiştirebilen cisimler mekaniği (Mukavemet)		Akışkanlar mekaniği	
	Kinematik	Kinetik	Elastisite	Plastisite	Newtonyen olmayan akışlar	Newtonyen akışlar

dolayısıyla statik, dinamiğin bir alt dalı olarak değerlendirilebilir. Örneğin, otobüs durağında ayakta pozisyonunu sabit tutarak bekleyen bir kişinin vücudu statik denge altında bulunurken, otobüs gelince otobüse binmek için yürümeye başlayan ve değişken hız ile hareket eden kişinin vücudu dinamik denge altında bulunmaktadır. Otobüse yetişmek için eğer sabit hızla hareket edilirse, bu durum statik dengenin korunduğu anlamına gelir.

Sürekli Ortamlar Mekaniği, ayrık maddesel yapılar yerine süreklilik arz eden bir kütle olarak modellenen katı ve akışkan malzemelerin mekanik davranışlarını inceleyen bilim dalıdır. Mukavemet alanında, incelenen cisimlerin, rijit davranış göstermeyip kuvvet etkisi altında şekil değiştirdiği kabul edilir ve şekil değişimi ile uygulanan kuvvetler arasındaki ilişkinin analizi gerçekleştirilir.

Bu kitabın hedef kitlesi göz önüne alındığında Mekanik konusu, Statik, Dinamik ve Mukavemet alt başlıklarında, özellikle biyomekanik örnekler ve uygulamalar üzerinden incelenecektir.

Klasik Mekanik Newton'ın, 1687 tarihinde yayımlanan *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica* (*Doğa Felsefesinin Matematiksel Prensipleri* olarak çevrilebilir) adlı eserinde ortaya koyduğu üç temel tesa üzerine dayanmaktadır. Bu yasalar, bir cisim üzerine etki eden kuvvetler ve cismin hareketi arasındaki ilişkileri ortaya koymaktadır.

Newton'un Hareket Kanunları

Birinci Kanun: Eylemsizlik ilkesi olarak da adlandırılır. Eğer bir cisme etki eden bileşke kuvvet sıfır ise, cisim duruyorsa durmasına, sabit hızla hareket ediyorsa bu hızda hareket etmeye devam eder.

Bu durumda olan cisimler statik denge altındadır. Cisme etkiyen bileşke kuvvet sıfır ise, $\sum \mathbf{F} = 0$ şeklinde matematiksel olarak ifade edilir.

Örneğin, sabit hızla buz üzerinde kayan bir statik denge altındadır. Patencinin kayma hızı değişirse, yani dışarıdan bir etkiye maruz kalırsa (sürtünme, itme veya çekme gibi) statik denge kaybolmuş olur.

İkinci Kanun: Dinamiğin temel prensibi olan bu kanun, bir cisme etki eden kuvvetlerin bileşkesinin sıfır olmadığı durumda, cismin net bileşke kuvvet yönünde ivme kazanacağını ifade eder. Etkiyen net kuvvetin ivmeye oranı sabit ve cismin kütlesine eşittir.

Bu durumda olan cisimler dinamik denge altındadır ve matematiksel olarak $\sum \mathbf{F} = m \cdot \mathbf{a}$ denklemi ile formüle edilirler. Örneğin, Biodex cihazı (izokinetik sandalye) kullanılarak değişken hızla (değişken hız beraberinde ivme ortaya çıkarır) yaptırılan üst ya da alt uzuvların hareketleri sırasında uzuvlar dinamik denge altında hareket ederler.

Üçüncü Kanun: Etki-tepki prensibi olarak da bilinir. Bir cisme etkiyen kuvvete (etki kuvveti), cisim de aynı doğrultu ve büyüklükte, ancak zıt yönde bir kuvvet (tepki kuvveti) uygular.

Örneğin, bir duvara hızla çarpan bir bisikletlinin duvara uyguladığı çarpma kuvveti, aynı büyüklükte (genlik) ancak zıt yönde duvardan bisikletli kişiye de uygulanmış olur.

Temel Kavramlar

Mekanik konusuna girmeden önce, temel fiziksel ve matematiksel kavramların hatırlatılmasının faydalı olacağı düşünülmüştür. Bu bölümde, mekanik analizin temel taşlarından vektör kavramından ve vektörel büyüklük ve işlemlerden bahsedilmektedir.

Vektörler: Pozisyon, Kuvvet, Moment

Mekanikteki fiziksel büyüklükler matematiksel olarak skaler ya da vektörel büyüklük olarak ifade edilirler.

Skaler Büyüklük: Pozitif veya negatif sayı ile ifade edilen, yalnızca genlik (şiddet) barındıran büyüklüklerdir. Kütle, sıcaklık, yaş, hacim, uzunluk, vb.

Vektörel Büyüklük: Hem genliği hem de yönü olan büyüklüklerdir. Kuvvet, pozisyon, hız, ivme, momentum, vb.

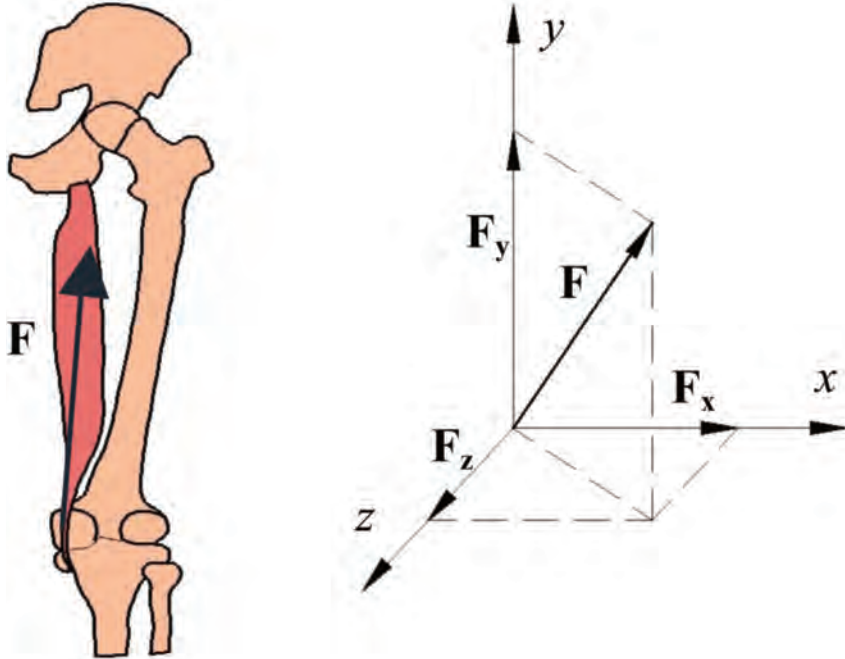
Bu bölüm kapsamında skaler büyüklükler italik olarak (*A*), vektörel büyüklükler ise kalın düz karakterlerle (**A**) ifade edilecektir.

Bir üçgende açı ve uzunluk arasındaki ilişkiler aşağıdaki eşitlikler ile sağlanabilir.

Kartezyen Vektör Gösterimi

Şekildeki semitendinosus kasının insersiyon noktası, kartezyen koordinat sisteminin (*xyz* koordinat sistemi) merkezi olsun (Şekil 2). Kartezyen koordinat sistemi içerisinde gösterilen **F** vektörü (kas kuvveti), *x*, *y* ve *z* eksenlerindeki bileşenlerinin (F_x , F_y , F_z) toplamı olarak vektörel biçimde yazılabilir.

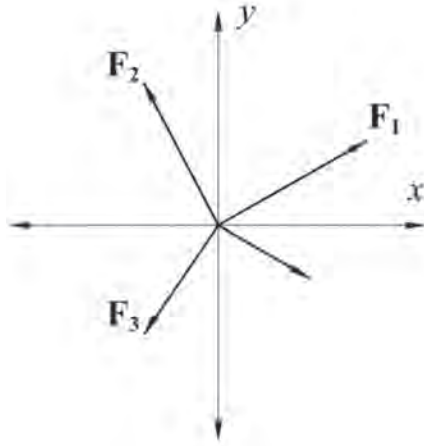
$$\mathbf{F} = F_x \mathbf{i} + F_y \mathbf{j} + F_z \mathbf{k}$$



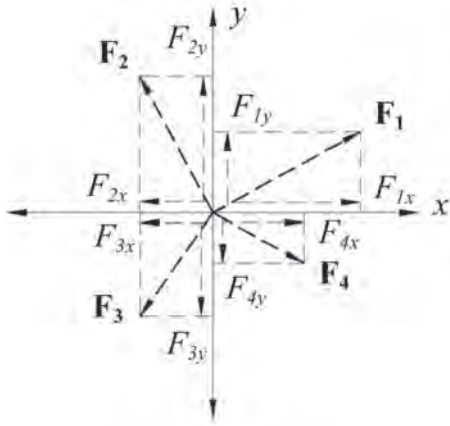
Şekil 2. Semitendinosus kasının ve bu kasın kuvvetinin gösterimi.

F_x, F_y ve F_z , \mathbf{F} kuvvetinin sırasıyla x, y ve z eksenlerindeki genliğini (büyüklüğünü) göstermektedir. Bu değerler \mathbf{F} kuvvetinin, Kartezyen eksenlerdeki bileşenleridir.

Örnek: Şekildeki xy koordinat ekseninde tanımlanmış olan $\mathbf{F}_1, \mathbf{F}_2, \mathbf{F}_3$ ve \mathbf{F}_4 kuvvetlerinin toplamını Kartezyen vektör notasyonu kullanarak elde ediniz. Toplam vektörün şiddetini ve yönünü bulunuz.



Kuvvetlerin bileşenlerinin hesaplanabilmesi için, her bir kuvvetin x ve y eksenlerindeki izdüşümlerinin (x ve y eksenleri doğrultusundaki bileşenleri) belirlenmesi gerekir. Örneğin, \mathbf{F}_1 kuvvetinin x ve y eksenlerindeki bileşenleri sırasıyla F_{1x} ve F_{1y} dir. Aşağıdaki şekilde, dört farklı kuvvetin, x ve y eksenlerindeki bileşenleri gösterilmiştir.



$$\mathbf{F}_1 = F_{1x}\mathbf{i} + F_{1y}\mathbf{j}$$

$$\mathbf{F}_2 = -F_{2x}\mathbf{i} + F_{2y}\mathbf{j}$$

$$\mathbf{F}_3 = -F_{3x}\mathbf{i} - F_{3y}\mathbf{j}$$

$$\mathbf{F}_4 = F_{4x}\mathbf{i} - F_{4y}\mathbf{j}$$

Vektörlerin toplamı, \mathbf{F}_T

$$\mathbf{F}_T = F_{1x}\mathbf{i} + F_{1y}\mathbf{j} - F_{2x}\mathbf{i} + F_{2y}\mathbf{j} - F_{3x}\mathbf{i} - F_{3y}\mathbf{j} + F_{4x}\mathbf{i} - F_{4y}\mathbf{j}$$

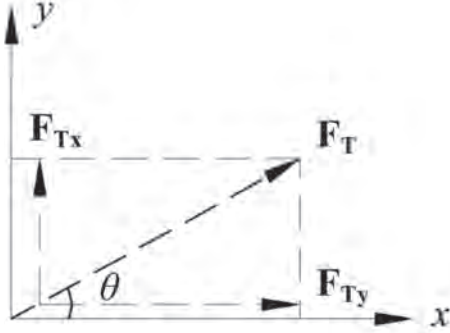
$$\mathbf{F}_T = (F_{1x} - F_{2x} - F_{3x} + F_{4x})\mathbf{i} + (F_{1y} + F_{2y} - F_{3y} - F_{4y})\mathbf{j} \text{ şeklinde elde edilir.}$$

Toplam vektörün şiddeti, vektörel büyüklüğün mutlak değerini hesaplayarak elde edilebilir.

$$|\mathbf{F}_T| = \sqrt{(F_{1x} - F_{2x} - F_{3x} + F_{4x})^2 + (F_{1y} + F_{2y} - F_{3y} - F_{4y})^2}$$

Toplam vektörünün doğrultusunun (yatayla yaptığı açının) tespitinin yapılması:

Elde edilen toplam vektörünün bileşenlerinin grafiği F_{Tx} ve F_{Ty} olsun. Bu durumda, $F_T = F_{Tx}\mathbf{i} + F_{Ty}\mathbf{j}$ şeklinde ifade edilir.



Bu durumda doğrultuyu verecek olan θ açısı,

$$\theta = \tan^{-1} \left| \frac{F_{Ty}}{F_{Tx}} \right|$$

eşitliği ile bulunabilir.

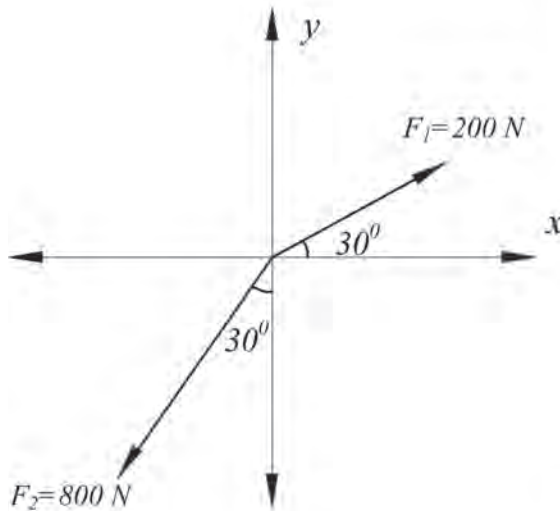
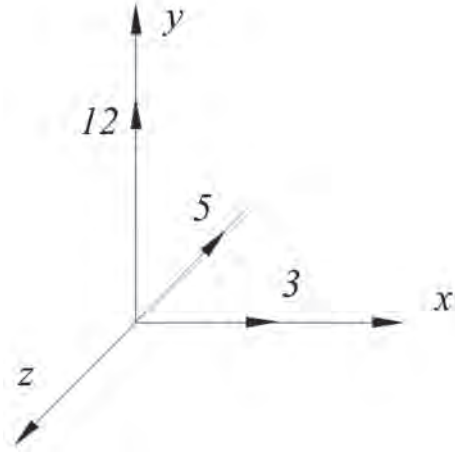
Örnek: $F_1 = 3\mathbf{i} + 4\mathbf{j}$ vektörü ile $F_2 = 8\mathbf{j} - 5\mathbf{k}$ vektörünün toplamını bulunuz.

Toplam vektör; F_T

$$F_T = 3\mathbf{i} + 4\mathbf{j} + 8\mathbf{j} - 5\mathbf{k}$$

$$F_T = 3\mathbf{i} + 12\mathbf{j} - 5\mathbf{k} \text{ olarak bulunur.}$$

Örnek: Şekildeki F_1 ve F_2 kuvvet vektörlerinin bileşkesini bulunuz. Bileşke kuvvetin doğrultusunu hesaplayınız.



$$F_1 = F_{1x}\mathbf{i} + F_{1y}\mathbf{j}$$

$$F_2 = -F_{2x}\mathbf{i} - F_{2y}\mathbf{j}$$

$$F_{1x} = F_1 \cdot \cos 30$$

$$F_{1x} = 200 \times 0,866 = 173,2 \text{ N}$$

$$F_{1y} = F_1 \cdot \sin 30$$

$$F_{1y} = 200 \times 0,5 = 100 \text{ N}$$

$$F_{2x} = F_2 \cdot \sin 30$$

$$F_{2x} = 800 \times 0,5 = 400 \text{ N}$$

$$F_{2y} = F_2 \cdot \cos 30$$

$$F_{2y} = 800 \times 0,866 = 692,8 \text{ N}$$

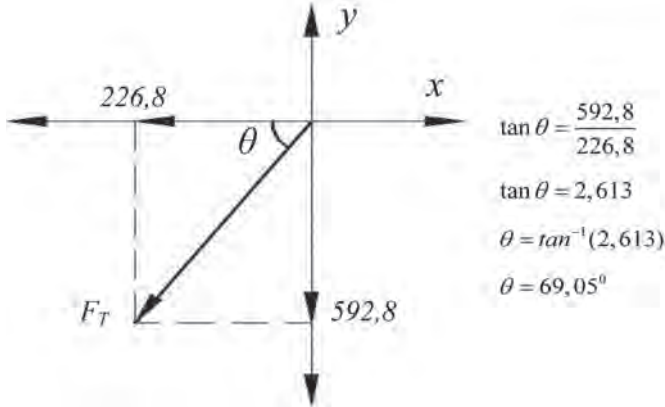
Bileşke kuvvet, F_T

$$F_T = F_1 + F_2 = (173,2i + 100j - 400i - 692,8j)$$

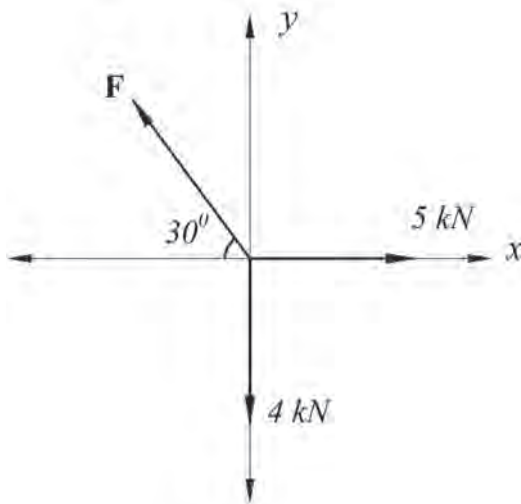
$$F_T = -226,8i - 592,8jN$$

F_T kuvvetinin genliği (büyüklüğü)

$$F_T = \sqrt{(-226,8)^2 + (-592,8)^2} = 634,7 \text{ N olarak elde edilir.}$$



Örnek: Şekildeki F kuvvetinin genliği ne olmalıdır ki üç kuvvetin toplam bileşkesi 0 olsun?



F kuvvetinin x ve y bileşenleri sırasıyla F_x ve F_y olsun. Toplam bileşke kuvvet de F_T olsun.

$F_T = 0$ olması için;

$$-F_x i + F_y j + 5i - 4j = 0 \text{ olmalıdır.}$$

$$(-F_x + 5)i + (F_y - 4)j = 0 \text{ ve olmalıdır.}$$

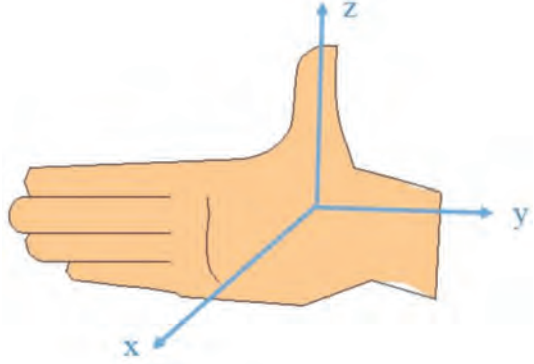
$$-F_x + 5 = 0 \text{ ve } F_y - 4 = 0 \text{ ve bulunur.}$$

Buradan F kuvvetinin genliği,

$$F = \sqrt{5^2 + 4^2} = 6,4 \text{ N bulunur.}$$

Sağ El Kuralı

Mekanikte kartezyen koordinat sistemindeki eksenlerin doğrultuları ve pozitif yönleri, sağ el kuralı ile belirlenebilir. Bu kurala göre, başparmağın yönü pozitif z -eksenini, avuç içi pozitif x -eksenini, ön kolun eksenini de pozitif y -eksenini göstermektedir (Şekil 3).



Birim Vektör

Birim vektör (\mathbf{u}), genliği 1 birim olan birimsiz bir vektördür. \mathbf{F} vektörü için birim vektör;

$$\mathbf{u}_F = \frac{\mathbf{F}}{|\mathbf{F}|}$$

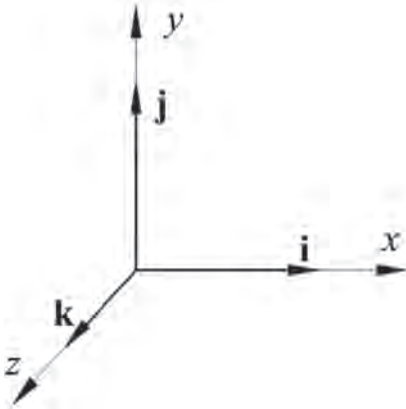
Şeklinde yazılır. \mathbf{F} vektörü, birim vektörü \mathbf{u}_F ile aynı yöne sahiptir. Birim vektör, aşağıdaki eşitlikte görülebileceği gibi bir vektörün genliğini ve yönünü ayrı ayrı yazmak için kullanılabilir.

$$\mathbf{F} = F \cdot \mathbf{u}_F$$

F değeri, \mathbf{F} vektörünün genliğidir.

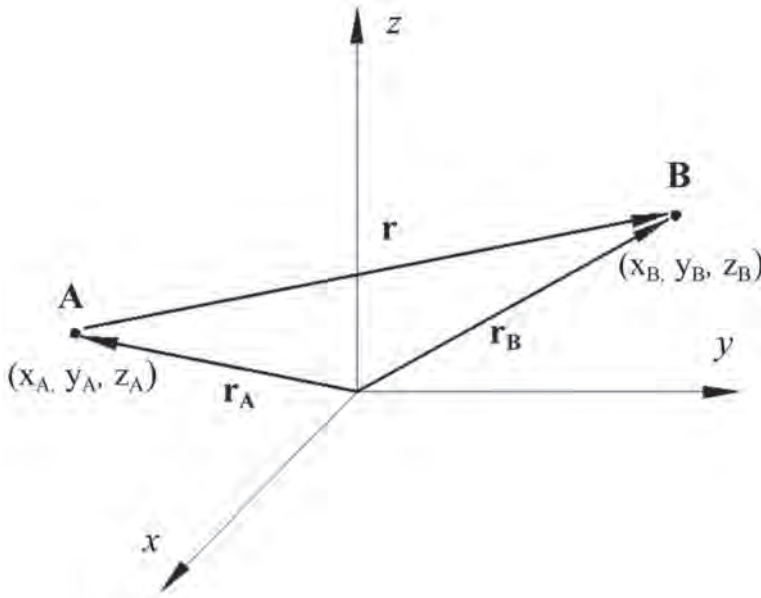
Şekil 3. Sağ el kuralı ile kartezyen koordinat sistemindeki eksenlerin pozitif yönlerinin tayini.

Kartezyen Birim Vektörler



\mathbf{i} , \mathbf{j} ve \mathbf{k} birim vektörleri sırasıyla x , y ve z kartezyen eksenlerinin birim birim vektörleridir.

Pozisyon Vektörü



A ve B noktalarını birbirine bağlayan pozisyon vektörü \mathbf{r} olsun. Bu durumda \mathbf{r} ;

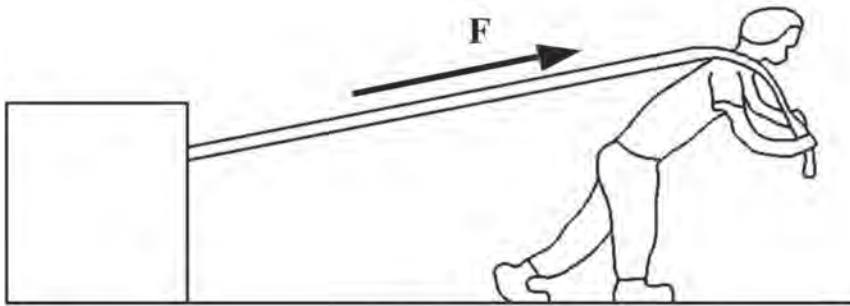
$$\mathbf{r} = \mathbf{r}_B - \mathbf{r}_A$$

$$\mathbf{r} = x_B \mathbf{i} + y_B \mathbf{j} + z_B \mathbf{k} - x_A \mathbf{i} - y_A \mathbf{j} - z_A \mathbf{k}$$

$$\mathbf{r} = (x_B - x_A) \mathbf{i} + (y_B - y_A) \mathbf{j} + (z_B - z_A) \mathbf{k} \text{ şeklinde ifade edilir.}$$

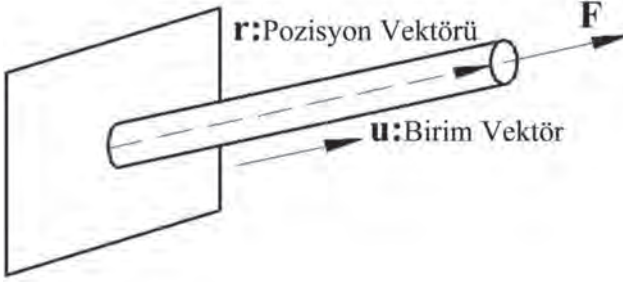
Kuvvet Vektörü

Kuvvet hem şiddeti (genliği) hem de yönü olan vektörel bir büyüklüktür. Örneğin şekildeki kişi, bir yükü yatay eksen doğrultusunda hareket ettirebilmek için bir kayış vasıtasıyla yüke \mathbf{F} kuvveti uygulamaktadır (Şekil 4). Bu kuvvet, vektörel formda açık olarak ifade edilmek istenirse, aşağıda bağıntılar kullanılabilir.



Şekil 4. Kuvvet vektörünün etki doğrultusu.

Bir kuvvet vektörü F , şiddeti ($|F|$) ve doğrultusu (\mathbf{u} , büyüklüğü 1 birim olan birim vektör) ayrı ayrı gösterilerek aşağıdaki formda ifade edilebilir.



$$\mathbf{F} = |F| \mathbf{u}$$

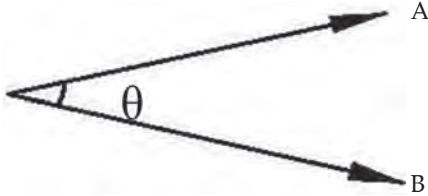
$$\mathbf{F} = F \frac{\mathbf{r}}{r}$$

r : pozisyon vektörü

r : pozisyon vektörünün şiddeti

F : F vektörünün şiddeti

Nokta (Skaler) Çarpım



Şekildeki A ve B vektörlerinin nokta çarpımının sonucu skaler bir büyüklüktür ve

$$\mathbf{A} \cdot \mathbf{B} = A \cdot B \cdot \cos\theta; \quad (0 \leq \theta \leq 180)$$

değerine eşittir.

Kartezyen vektör formu kullanılarak da nokta çarpımın sonucu bulunabilir. Buna göre,

$$\mathbf{A} = A_x \mathbf{i} + A_y \mathbf{j} + A_z \mathbf{k}$$

$$\mathbf{B} = B_x \mathbf{i} + B_y \mathbf{j} + B_z \mathbf{k}$$

$$\mathbf{A} \cdot \mathbf{B} = A_x B_x + A_y B_y + A_z B_z$$

$$\text{Not: } \mathbf{i} \cdot \mathbf{i} = 1.1 \cdot \cos 0 = 1$$

$$\mathbf{i} \cdot \mathbf{j} = 1.1 \cdot \cos 90 = 0$$

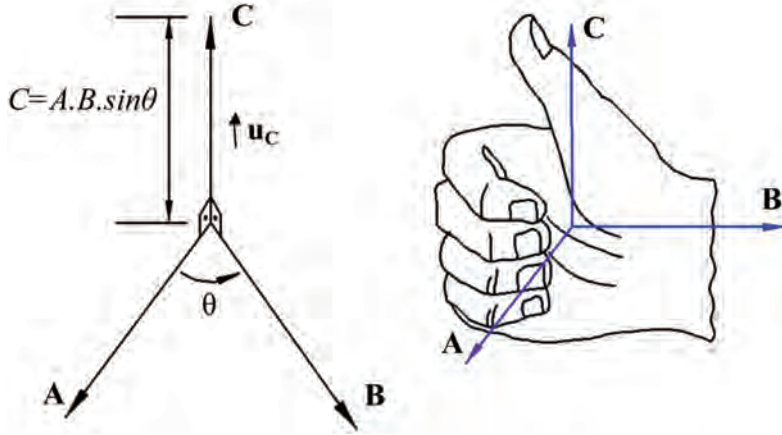
$$\mathbf{j} \cdot \mathbf{k} = 1.1 \cdot \cos 90 = 0$$

Vektörel Çarpım

$$\mathbf{A} \times \mathbf{B} = \mathbf{C}$$

$$\mathbf{C} = (A \cdot B \cdot \sin\theta) \cdot \mathbf{u}_c$$

C vektörünün şiddeti, $C = A \cdot B \cdot \sin\theta$ ($0 \leq \theta \leq 180$) şeklinde bulunur. Vektörün yönü ise sağ el kuralına göre tespit edilir.



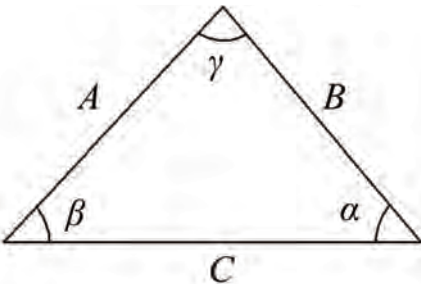
Kartezyen vektör formu kullanarak vektörel çarpımın sonucu aşağıdaki biçimde elde edilir.

$$\mathbf{A} \times \mathbf{B} = \begin{vmatrix} \mathbf{i} & \mathbf{j} & \mathbf{k} \\ A_x & A_y & A_z \\ B_x & B_y & B_z \end{vmatrix} = (A_y B_z - A_z B_y) \mathbf{i} - (A_x B_z - A_z B_x) \mathbf{j} + (A_x B_y - A_y B_x) \mathbf{k}$$

Not:

$$\begin{array}{ll} \mathbf{i} \times \mathbf{j} = \mathbf{k} & \mathbf{j} \times \mathbf{i} = -\mathbf{k} \\ \mathbf{j} \times \mathbf{k} = \mathbf{i} & \mathbf{k} \times \mathbf{j} = -\mathbf{i} \\ \mathbf{k} \times \mathbf{i} = \mathbf{j} & \mathbf{i} \times \mathbf{k} = -\mathbf{j} \end{array}$$

Temel Trigonometrik Bağlantılar



$$\text{Sinüs Teoremi : } \frac{A}{\sin \alpha} = \frac{B}{\sin \beta} = \frac{C}{\sin \gamma}$$

$$\text{Kosinüs Teoremi: } C = \sqrt{A^2 + B^2 - 2AB \cos \gamma}$$

$$\sin(-\theta) = -\sin \theta$$

$$\cos(-\theta) = \cos \theta$$

$$\sin^2 \theta + \cos^2 \theta = 1$$

$$\sin 2\theta = 2 \sin \theta \cos \theta$$

$$\cos 2\theta = \cos^2 \theta - \sin^2 \theta$$

$$\cos 2\theta = 2 \cos^2 \theta - 1$$

$$\cos 2\theta = 1 - 2 \sin^2 \theta$$

$$\tan 2\theta = \frac{2 \tan \theta}{1 - \tan^2 \theta}$$

$$\sin(\alpha + \beta) = \sin \alpha \cos \beta + \sin \beta \cos \alpha$$

$$\sin(\alpha - \beta) = \sin \alpha \cos \beta - \sin \beta \cos \alpha$$

$$\cos(\alpha + \beta) = \cos \alpha \cos \beta - \sin \alpha \sin \beta$$

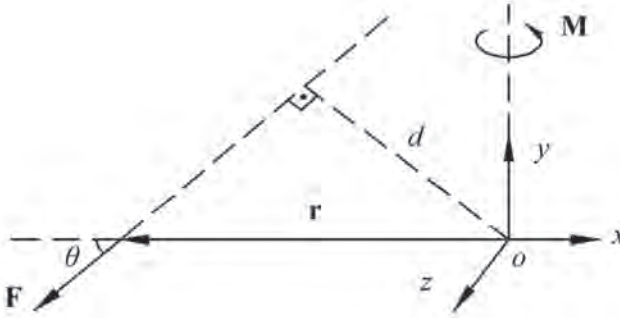
$$\cos(\alpha - \beta) = \cos \alpha \cos \beta + \sin \alpha \sin \beta$$

2. Statik

Statik konusuna geçmeden önce bazı temel mekanik kavramların hatırlanmasında fayda bulunmaktadır. Bir kuvvetin yarattığı momentin hesabı, serbest cisim diyagramının çizimi, insan vücudundaki eklemler ile mekanikte kullanılan eklemler arasındaki analogi bunlardan birkaçıdır. Temel mekanik kavramların özetinden sonra statik denge konusuna geçiş yapılacaktır.

Moment

Bir kuvvetin bir eksen etrafında oluşturduğu dairesel etkiye moment denir.



Şekildeki \mathbf{F} kuvvetinin y -ekseni etrafında oluşturduğu momentin şiddeti (genliği)

$M_y = F \cdot d$ eşitliği ile hesaplanır.

F , kuvvetin genliği, d ise kuvvet doğrultusu ile moment eksenindeki dik uzaklıktır.

Bununla birlikte, moment hesabı yapılırken aşağıda verilen vektörel formdaki moment denkleminin kullanılması, momentin yönünü ve genliğini en genel formda elde etme açısından çok daha iyi olacaktır.

Bir kuvvetin bir dönme eksenine göre oluşturduğu moment, vektörel formda

$\mathbf{M}_o = \mathbf{r} \times \mathbf{F}$ bağıntısı ile elde edilir.

Eğer $\mathbf{r} = r_x \mathbf{i} + r_y \mathbf{j} + r_z \mathbf{k}$ ve $\mathbf{F} = F_x \mathbf{i} + F_y \mathbf{j} + F_z \mathbf{k}$ ise

$$\mathbf{M}_o = \begin{vmatrix} \mathbf{i} & \mathbf{j} & \mathbf{k} \\ r_x & r_y & r_z \\ F_x & F_y & F_z \end{vmatrix}$$

olacak biçimde elde edilir.

Bu determinantın sonucu:

$$\mathbf{M}_o = (r_y F_z - r_z F_y)\mathbf{i} - (r_x F_z - r_z F_x)\mathbf{j} + (r_x F_y - r_y F_x)\mathbf{k}$$

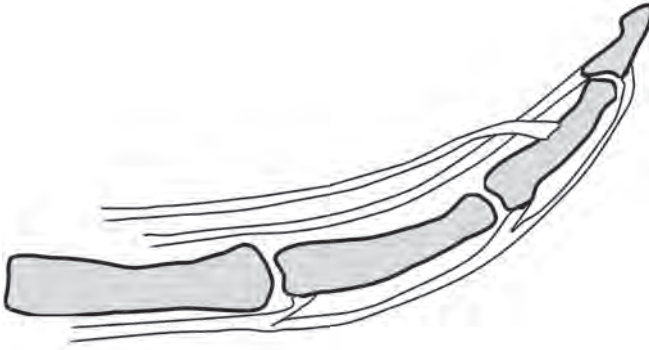
Bu şekildeki hesaplama ile \mathbf{F} kuvvetinin yalnızca y -ekseni değil aynı zamanda x ve z eksenleri etrafında oluşturduğu moment de bulunabilir. Buradan x , y ve z eksenleri etrafında oluşan momentler sırasıyla,

$$\mathbf{M}_x = (r_y F_z - r_z F_y)\mathbf{i}$$

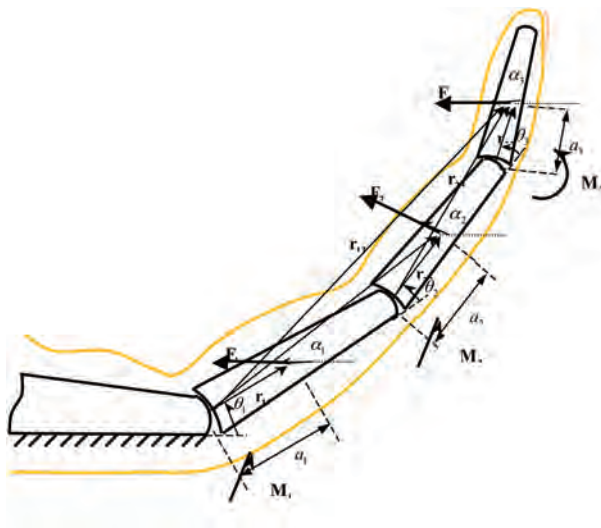
$$\mathbf{M}_y = (r_x F_z - r_z F_x)\mathbf{j}$$

$$\mathbf{M}_z = (r_x F_y - r_y F_x)\mathbf{k}$$

Örnek: Aşağıdaki şekilde işaret parmağının kemik ve tendon yapılarının bir modeli görülmektedir.



Parmağın fleksiyon hareketi için gerekli kas kuvvetleri kemiğe tendonlar vasıtasıyla iletilirler. Aşağıdaki şekilde, kemik-tendon modelinin basitleştirilmiş bir fiziksel modeli gösterilmiştir.



Şekildeki fiziksel sisteme \mathbf{F}_1 , \mathbf{F}_2 ve \mathbf{F}_3 kuvvetleri etkimektedir. Bu kuvvetlerin yatay eksenle yaptıkları açılar sırasıyla α_1 , α_2 ve α_3 ile gösterilmektedir. Eklemlerdeki, kuvvetlerden tarafından oluşturulan \mathbf{M}_1 , \mathbf{M}_2 ve \mathbf{M}_3 momentlerini parametrik olarak açık formda bulunuz. Birinci link uzunluğu l_1 , ikinci link uzunluğu l_2 ve üçüncü link uzunluğu l_3 ile gösterilmektedir.

Bu fleksiyon hareketi için eklemlerde ihtiyaç duyulan momentlerin hesaplanması önemli bir problemidir. Moment değerlerini bulmak için aşağıda verilen yöntem uygulanır.

Üçüncü eklemden oluşan moment değeri;

$$\mathbf{M}_3 = \mathbf{r}_{33} \times \mathbf{F}_3$$

İkinci eklemden oluşan moment değeri;

$$\mathbf{M}_2 = \mathbf{r}_{22} \times \mathbf{F}_2 + \mathbf{r}_{33} \times \mathbf{F}_3$$

Birinci eklemden oluşan moment değeri de aşağıdaki denklemle hesaplanabilir:

$$\mathbf{M}_1 = \mathbf{r}_{11} \times \mathbf{F}_1 + \mathbf{r}_{12} \times \mathbf{F}_2 + \mathbf{r}_{13} \times \mathbf{F}_3$$

Denklemlerden de anlaşılacağı üzere, birinci eklemden \mathbf{F}_1 , \mathbf{F}_2 ve \mathbf{F}_3 kuvvetleri, ikinci eklemden \mathbf{F}_2 ve \mathbf{F}_3 kuvvetleri ve üçüncü eklemden ise yalnızca \mathbf{F}_3 kuvveti moment oluşturmaktadır.

Sorunun çözümünün uzun olmasının sebebiyle aşağıdaki kısaltmalar kullanılacaktır.

$$\theta_{123} = \theta_1 + \theta_2 + \theta_3$$

$$s_1 = \sin\theta_1$$

$$s_{12} = \sin(\theta_1 + \theta_2)$$

$$s_{123} = \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

$$c_1 = \cos\theta_1$$

$$c_{12} = \cos(\theta_1 + \theta_2)$$

$$c_{123} = \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

$$\mathbf{r}_{11} = a_1 c_1 \mathbf{i} + a_1 s_1 \mathbf{j}$$

$$\mathbf{r}_{22} = a_2 c_{12} \mathbf{i} + a_2 s_{12} \mathbf{j}$$

$$\mathbf{r}_{33} = a_3 c_{123} \mathbf{i} + a_3 s_{123} \mathbf{j}$$

$$\mathbf{r}_{12} = (l_1 c_1 + a_2 c_{12}) \mathbf{i} + (l_1 s_1 + a_2 s_{12}) \mathbf{j}$$

$$\mathbf{r}_{23} = (l_2 c_{12} + a_3 c_{123}) \mathbf{i} + (l_2 s_{12} + a_3 s_{123}) \mathbf{j}$$

$$\mathbf{r}_{13} = (l_1 c_1 + l_2 c_{12} + a_3 c_{123}) \mathbf{i} + (l_1 s_1 + l_2 s_{12} + a_3 s_{123}) \mathbf{j}$$

Buradan;

$$\mathbf{M}_3 = \alpha_3 (c_{123} \mathbf{i} + s_{123} \mathbf{j}) \times (\cos\alpha_3 \mathbf{i} + \sin\alpha_3 \mathbf{j})$$

$\mathbf{M}_3 = \alpha_3 F_3 (c_{123} \sin\alpha_3 \mathbf{k} - s_{123} \cos\alpha_3 \mathbf{k})$ elde edilir. Bu ifade, momentin vektörel gösterimidir ve moment etkisinin z eksenine etrafında (\mathbf{k} vektöründen dolayı) oluştuğunu belirtmektedir. \mathbf{M}_3 momentinin şiddeti ise aşağıdaki gibidir.

$M_3 = \alpha_3 F_3 (c_{123} \sin\alpha_3 - s_{123} \cos\alpha_3)$ İfade trigonometrik toplam bağıntıları kullanılarak sadeleştirilecek olursa, M_3 momentinin şiddeti aşağıdaki gibi elde edilir.

$$\mathbf{M}_2 = (a_2 c_{12} \mathbf{i} + a_2 s_{12} \mathbf{j}) \times (F_2 \cos \alpha_2 \mathbf{i} + F_2 \sin \alpha_2 \mathbf{j}) + (l_2 c_{12} \mathbf{i} + a_3 c_{123} \mathbf{i} + l_2 s_{12} \mathbf{j} + a_3 s_{123} \mathbf{j}) \times F_3 (\cos \alpha_3 \mathbf{i} + \sin \alpha_3 \mathbf{j})$$

$$\mathbf{M}_2 = a_2 c_{12} F_2 \sin \alpha_2 \mathbf{k} - a_2 F_2 s_{12} \cos \alpha_2 \mathbf{k} - l_2 s_{12} F_3 \cos \alpha_3 \mathbf{k} - a_3 s_{123} F_3 \cos \alpha_3 \mathbf{k} + l_2 c_{12} F_3 \sin \alpha_3 \mathbf{k} + a_3 c_{123} F_3 \sin \alpha_3 \mathbf{k}$$

$$\mathbf{M}_2 = a_2 F_2 \sin(\alpha_2 - \theta_{12}) \mathbf{k} + F_3 l_2 \sin(\alpha_3 - \theta_{12}) \mathbf{k} + a_3 F_3 \sin(\alpha_3 - \theta_{123}) \mathbf{k}$$

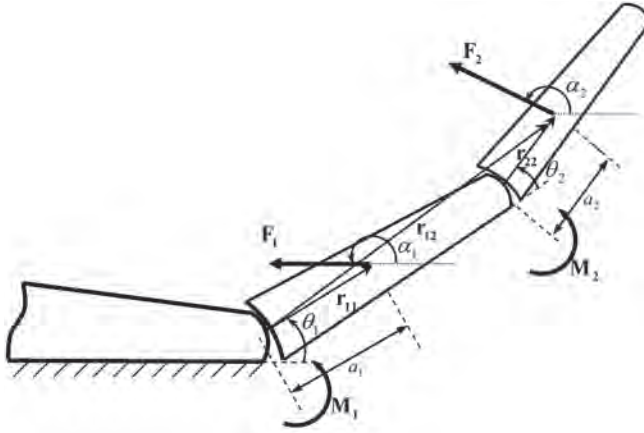
$$M_2 = a_2 F_2 \sin(\alpha_2 - \theta_{12}) + F_3 l_2 \sin(\alpha_3 - \theta_{12}) + a_3 F_3 \sin(\alpha_3 - \theta_{123}) \quad (M_2 \text{ momentinin şiddeti})$$

$$\mathbf{M}_1 = (a_1 c_1 \mathbf{i} + a_1 s_1 \mathbf{j}) \times (F_1 \cos \alpha_1 \mathbf{i} + F_1 \sin \alpha_1 \mathbf{j}) + (l_1 c_1 \mathbf{i} + a_2 c_{12} \mathbf{i} + l_1 s_1 \mathbf{j} + a_2 s_{12} \mathbf{j}) \times F_2 (\cos \alpha_2 \mathbf{i} + \sin \alpha_2 \mathbf{j})$$

$$+ (l_1 c_1 \mathbf{i} + l_2 c_{12} \mathbf{i} + a_3 c_{123} \mathbf{i} + l_1 s_1 \mathbf{j} + l_2 s_{12} \mathbf{j} + a_3 s_{123} \mathbf{j}) \times F_3 (\cos \alpha_3 \mathbf{i} + \sin \alpha_3 \mathbf{j})$$

olacak şekilde hesaplanır.

Örnek Soru



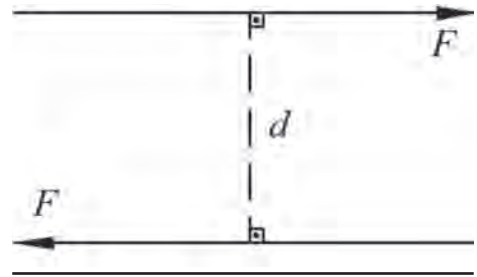
Şekildeki fiziksel sisteme F_1 ve F_2 kuvvetleri etkimektedir. Bu kuvvetlerin yatay eksenle yaptıkları açı α_1 ve α_2 'dir. Eklemlerde oluşan M_1 ve M_2 momentlerini parametrik olarak açık forma bulunuz. Birinci link uzunluğu l_1 , ikinci link uzunluğu l_2 'dir.

$$\text{Cevap: } \mathbf{M}_1 = (\alpha_1 F_1 \sin(\alpha_1 - \theta_1) + l_1 F_2 \sin(\alpha_2 - \theta_1) + \alpha_2 - F_2 \sin(\alpha_2 - \theta_1 - \theta_2)) \mathbf{k}$$

$$\mathbf{M}_2 = \alpha_2 F_2 \sin(\alpha_2 - \theta_1 - \theta_2) \mathbf{k}$$

Kuvvet Çifti Sistemleri

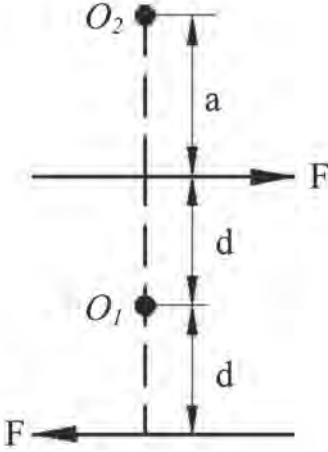
Bir cisme etki eden bir kuvvet, etkiye doğrultusu boyunca cismi çekmeye, itmeye ya da kesmeye zorlar. Ayrıca bu kuvvet cismi, doğrultusu üzerinde bulunmayan bir nokta etrafında döndürmeye (moment uygulamaya) çalışır. Kuvvet çifti sistemleri bu durundan farklı olarak, uygulandıkları cisimde yalnızca moment etkisi oluştururlar; çünkü bir kuvvet çifti sisteminin bileşkesi sıfıra eşittir. Kuvvet çifti sistemi, eşit genlikli, zıt yönlü ve paralel iki kuvvetin oluşturduğu bir sistemdir (Şekil 5).



Şekil 5. Kuvvet çifti sistemi.

Şekildeki kuvvet-çiftinin oluşturduğu momentin genliği $M=F.d$ değerine eşittir. Diğer kuvvet sistemlerinde moment vektörü moment alınan noktaya bağlı olurken, kuvvet çiftine ait moment vektörü, moment alınan noktadan tamamen bağımsızdır.

İspat:



F - F kuvvet çiftinin O_1 ve O_2 noktalarında oluşturduğu momentleri hesaplayalım.

Saat yönünün tersi pozitif yön olarak kabul edilirse;

$$M_{O_1} = -Fd - Fd = -2Fd$$

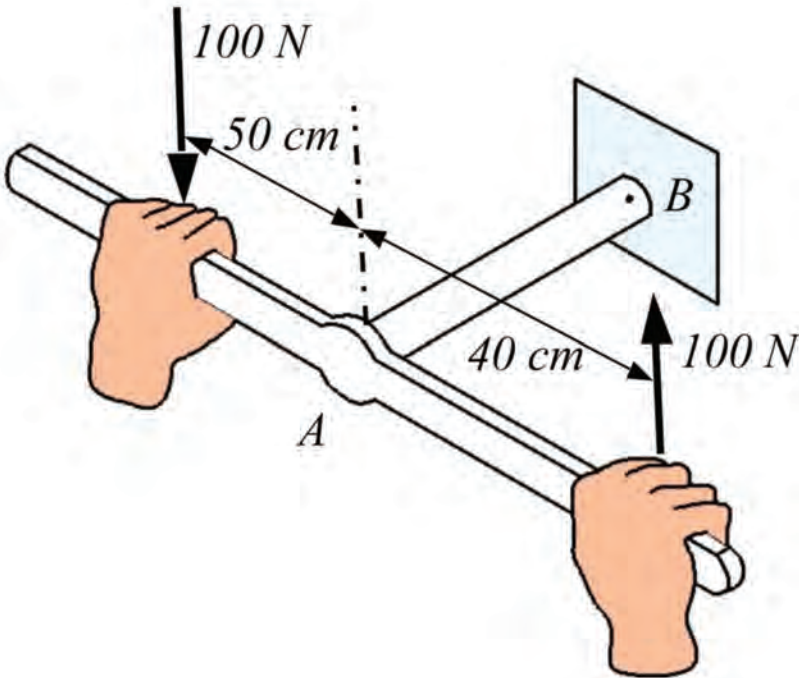
$$M_{O_2} = Fa - F(a + 2d) = Fa - Fa - 2Fa$$

$$M_{O_2} = -2Fd$$

$$M_{O_1} = M_{O_2}$$

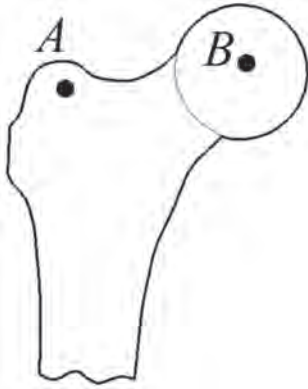
eşitliği bulunmuş olur;

Örnek: Aşağıdaki sistemde uygulanan kuvvetlerin etkisiyle silindirik parçanın merkezinde bulunan B noktasında ortaya çıkan momenti hesaplayınız.

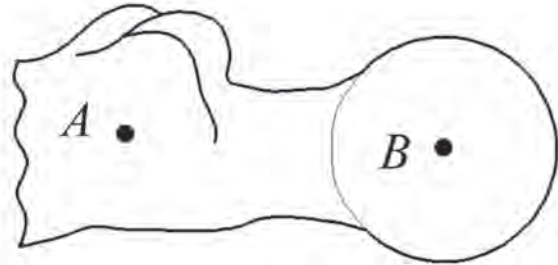


Çözüm: Saat yönünün tersi pozitif kabul edilirse;
 $M_B = 100 \text{ N} \times 90 \text{ cm} = 9000 \text{ Ncm} = 900 \text{ Nm}$ olarak hesaplanır.

Kuvvet çifti sisteminden farklı olarak bir cisme uygulanan tek bir kuvvetin cisim üzerinde oluşturduğu etkiler de incelenebilir. Aşağıdaki şekillerde A noktası gluteus medius kasının femur başındaki insertion noktasını, B noktası da femur başının merkezini göstermektedir.

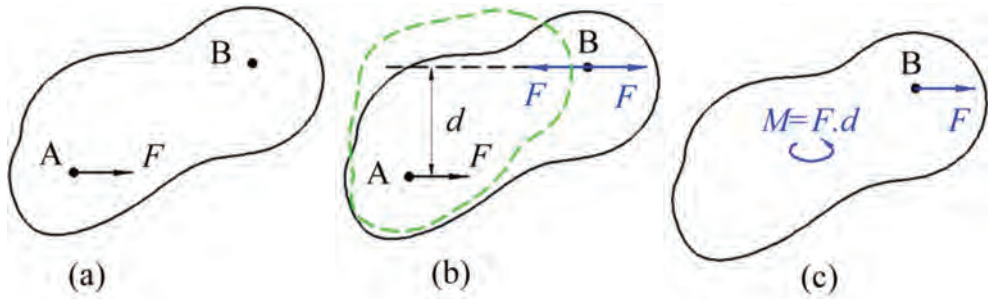


Frontal düzlemde femur başının görünümü



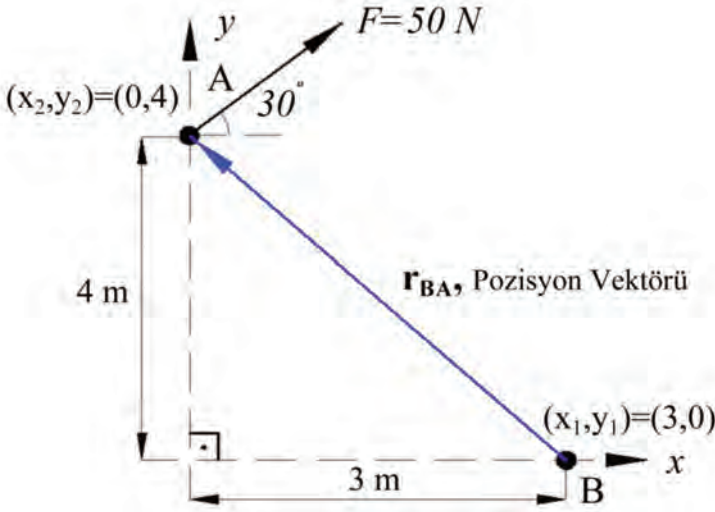
Horizontal düzlemde femur başının görünümü

Gluteus medius kasının femur üzerinde A noktasından uyguladığı kuvvet horizontal düzlem boyunca B noktasına taşınmak istenirse izlenecek prosedür Şekil 6'da gösterilmiştir.



Şekil 6. Bir cisme uygulanan kuvvetin cisim üzerindeki etkileri. a) Cisme A noktasından F kuvveti uygulanmaktadır. b) B noktasına, A noktasına etkiyen kuvvetle aynı genlikte zıt yönlü iki kuvvet uygulandığı varsayılın (bu varsayım sonucunda cismin davranışında herhangi bir farklılık olmayacaktır). Bu durumda bir F - F kuvvet çifti oluşmaktadır (yeşil ile çevrelenen kuvvetler). c) Kuvvet çiftinin cismin her tarafında oluşturduğu moment $M=F.d$ değerine eşittir. Dolayısıyla A noktasına etki eden F kuvvetinin cisim üzerinde bir moment ve doğrusal bir etki (F) oluşturduğu görülmektedir.

Örnek: $F=50\text{ N}$ büyüklüğündeki kuvvetin B noktası çevresinde oluşturduğu momenti hem skaler hem de vektörel formda elde ediniz.



a) Skaler Yöntem

$$M_B = -F \cos 30 \times 4 - F \sin 30 \times 3$$

$$M_B = -50 \cdot \cos 30 \cdot 4 - 50 \cdot \sin 30 \cdot 3$$

$$M_B = -248.2 \text{ Nm}$$

b) Vektörel Yöntem

$$\mathbf{M}_B = \mathbf{r}_{AB} \times \mathbf{F}$$

$$\mathbf{M}_B = \{(x_2 - x_1)\mathbf{i} + (y_2 - y_1)\mathbf{j}\} \times \{F \cdot \cos 30 \cdot \mathbf{i} + F \cdot \sin 30 \cdot \mathbf{j}\}$$

$$\mathbf{M}_B = \{(0 - 3)\mathbf{i} + (4 - 0)\mathbf{j}\} \times \{50 \cdot \cos 30 \cdot \mathbf{i} + 50 \cdot \sin 30 \cdot \mathbf{j}\}$$

$$\mathbf{M}_B = -248,2\mathbf{k} \text{ Nm}$$

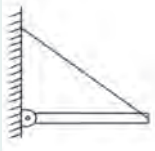






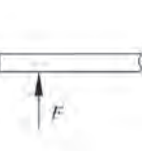





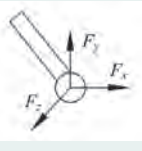

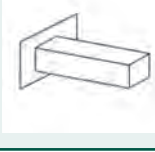
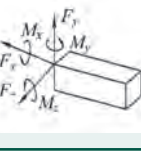

Cevaptaki eksi (-) işareti, momentin yönünün saat yönünde yani negatif yönde olduğunu belirtmektedir.

Mekanik Eklem Tipleri

Çeşitli varsayımlar altında insan ya da hayvanların vücut modelleri, mekanik sistemlerle benzeşim kurularak oluşturulabilmektedir. Bu tip çalışmalarda en önemli hususlardan biri, vücut eklemlerinin yüksek bir yakınsaklıkla mekanik olarak modellenemesidir.

Aşağıdaki tabloda, insan vücudunda bulunan belli başlı eklem (mafsal) tipleri ve bunların mekanik eşdeğerleri verilmiştir.

TABLO 1. İnsan Vücudunda Bulunan Başlıca Eklem Tipleri ve Bunların Mekanik Eşdeğerleri

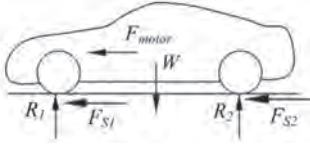
Mesnet (eklem) tipi	Şekil	Serbest Cisim Diyagramı	Biyomekanik Örnekler	Bilinmeyen kuvvetler
Esnek Elemanlar (Kablolar ve İpler)				Bilinmeyen sayısı: 1 İplerdeki veya kablolardaki çekme kuvvetinin büyüklüğü
İki kuvvet etkisindeki elemanlar				Bilinmeyen sayısı: 1 Kuvvetin büyüklüğü
Kayar mesnet (sürtünmesiz)				Bilinmeyen sayısı: 1 Kuvvetin büyüklüğü
Basit mesnet bağlantısı				Bilinmeyen sayısı: 2 Kuvvetin (kuvvet bileşenleri) doğrultusu ve büyüklüğü
Küresel Mafsal				Bilinmeyen sayısı: 3 Kuvvetin Doğrultusu ve Büyüklüğü
Ankastre (gömülü) mesnet				Bilinmeyen sayısı: 6 Kuvvetin ve momentin doğrultusu ve büyüklükleri

Serbest Cisim Diyagramı

Mekanik (ve aynı zamanda biyomekanik sistemlerin) statik ya da dinamik analizlerini yapmak için serbest cisim diyagramlarının (SCD) çizilmesi ilk ve belki de en önemli aşamadır. Bir cisim veya sisteme ait SCD, ilgili yapının çevresinde temas halinde bulunduğu her bağlantıdan izole edilmesiyle çizilir. SCD'nun çizimi için;

1. Sistem çevresinden tamamen izole edilir.
2. İzole edilen bütün bağlantı yüzeylerinde tepki (reaksiyon) kuvvetleri gösterilir.
3. Sisteme etki eden dış kuvvetler (sistemin ağırlığı da dahil olmak üzere) izole edilen yapı üzerinde gösterilir.

Aşağıda çeşitli fiziksel sistemlerin serbest cisim diyagramı örnekleri verilmiştir.



Dış kuvvetler

Reaksiyon (tepki) kuvvetleri

F_{motor} : motorun uyguladığı kuvvet

R_1, R_2

F_{S1}, F_{S2} : sürtünme kuvveti

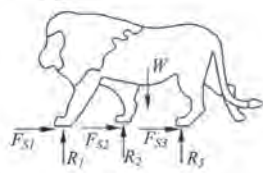
W: ağırlık



F_s : sürtünme kuvveti

R

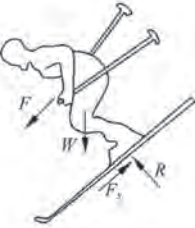
W: ağırlık



F_{S1}, F_{S2}, F_{S3} : sürtünme kuvveti

R_1, R_2, R_3

W: ağırlık

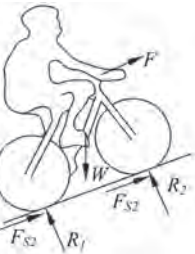


F: kayakçının uyguladığı itme kuvveti

R

F_s : sürtünme kuvveti

W: ağırlık



F: bisikletçinin uyguladığı çekme kuvveti

R_1, R_2

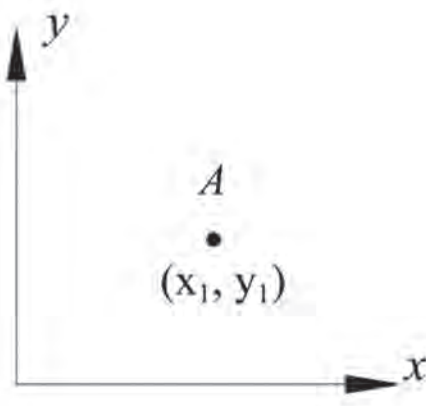
F_{S1}, F_{S2} : sürtünme kuvveti

W: ağırlık

Serbestlik Derecesi

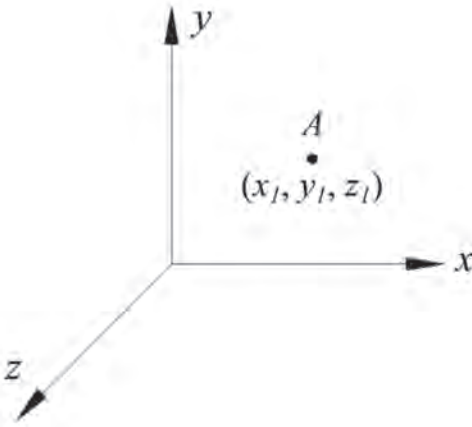
Serbestlik derecesi (SD), bir cismin ya da mekanik sistemin pozisyonunu ve yönelimini (orientation) belirlemek için gerekli minimum parametre sayısıdır.

Örnek: xy düzlemindeki bir noktanın (A noktası) SD'si kaçtır?



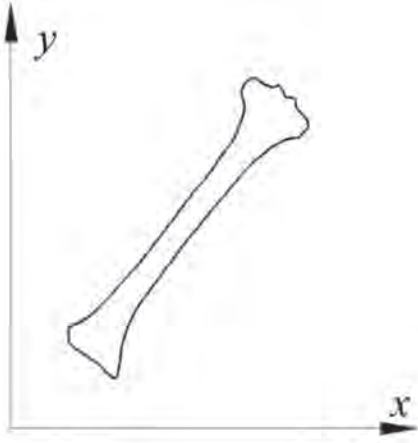
Noktanın pozisyonunu belirlemek için noktanın x ve y koordinatlarını (x_1, y_1) bilmek yeterlidir. Nokta, katı bir cisim olmadığından dolayı oryantasyonu yoktur. Dolayısıyla nokta için $SD = 2$ 'dir.

Örnek: xyz koordinat sisteminde (uzayda) tanımlı A noktasının SD'si kaçtır?

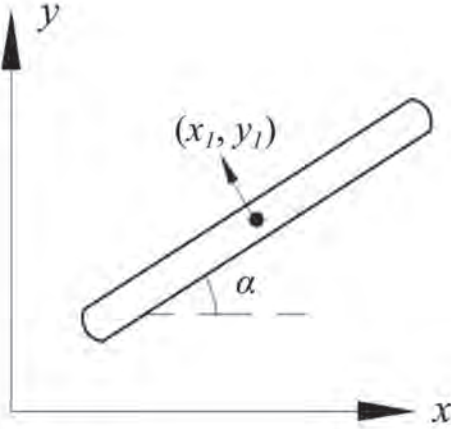


Noktanın x , y , z eksenlerindeki izdüşümlerini (koordinatlarını) bilmek noktanın pozisyonunu belirlemek için yeterlidir. Dolayısıyla noktanın uzaydaki SD değeri 3 olur.

Örnek: Şekildeki tibianın düzlemsel hareket yaptığı düşünülüğünde, tibianın serbestlik derecesi kaçtır?

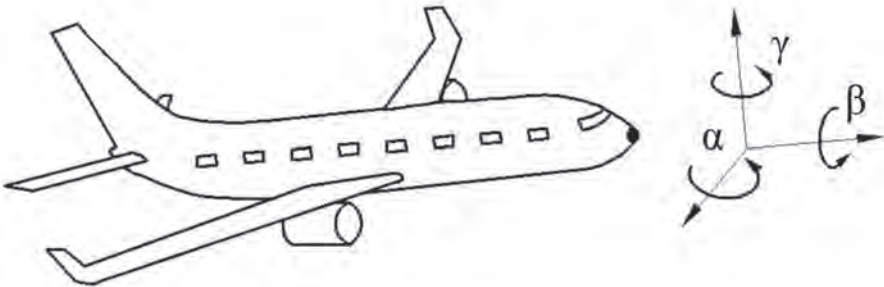


Tibia, geometrisi değişmeyen düzlemsel basit bir fiziksel eleman gibi ele alınır ve ağırlık merkezinin koordinatları (x_1, y_1) ve yatay ile yaptığı açı da α ile gösterilirse serbestlik derecesi aşağıdaki gibi bulunabilir.



SD = 3; x_1, y_1, α (α yönelim açısıdır).

Örnek: Gökyüzünde seyreden bir uçağın serbestlik derecesi kaçtır?



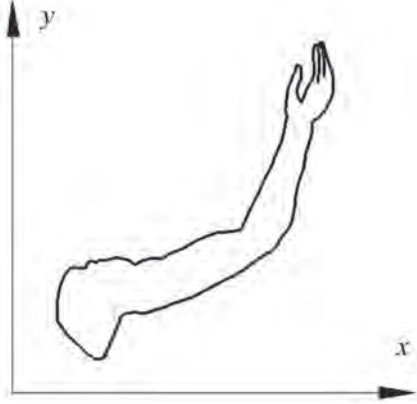
$$SD = 6$$

$x, y, z \rightarrow$ Pozisyon parametreleri

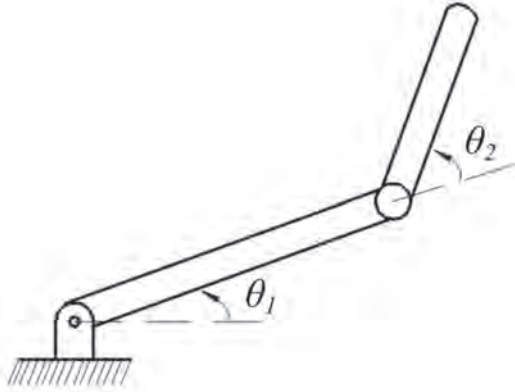
$\alpha, \beta, \gamma \rightarrow$ Yönelim açıları

Burada α yükselme açısını (pitch angle), β dönme açısını (roll angle) ve γ sapma açısını (yaw angle) göstermektedir.

Örnek: Düzlemsel hareket yapan şekildeki ön ve üst kolun serbestlik derecesi (SD) kaçtır? Omuz ekleminin konumunu sabit, el ve ön kolu ise rijit, tek bir cisim olarak düşününüz.



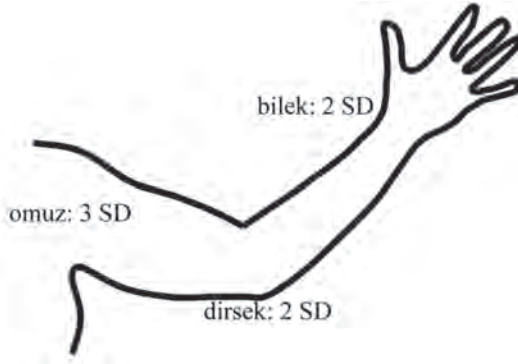
Omuz ve ön-üst kol sisteminin basitleştirilmiş fiziksel modeli aşağıda gösterilmiştir.



$$SD = 2; \theta_1, \theta_2$$

Örnek:

İnsan kolu, el ve parmak eklemleri dikkate alınmadığında, kaç serbestlik derecelidir?



Toplam: $3+2+2 = 7$ SD

Statik Denge

Bir cisim ya da nokta hareketsiz duruyorsa ya da sabit hızla hareket ediyorsa "statik denge altındadır" denir. Buna göre statik denge koşulunun sağlanması için, bir nokta ya da cisme etkiyen bütün kuvvet ve momentlerin vektörel toplamlarının sıfıra eşit olması gerekir. Statik dengenin korunabilmesi için Newton'un 1. hareket kanunu sağlanmalıdır.

$$\sum \mathbf{F} = 0$$

$$\sum \mathbf{M} = 0$$

Newton'un 2. hareket kanunu $\sum \mathbf{F} = m\mathbf{a}$ şeklindedir. Sabit hızla hareket etmek demek ivmenin sıfıra eşit olması demektir.

$$\sum \mathbf{F} = m\mathbf{a} = m \cdot 0 = 0$$

Dolayısıyla statik denge, ivmenin sıfır olduğu dinamik denge denklemi ile de ifade edilir. Uzayda (3-boyutlu ortam) bir cismin statik dengesi aşağıdaki 6 denklem ile ifade edilebilir:

$$\sum F_x = 0 \quad \sum F_x = 0$$

$$\sum F_y = 0 \quad \sum F_y = 0$$

$$\sum F_z = 0 \quad \sum F_z = 0$$

Burada $\sum F_x$, $\sum F_y$ ve $\sum F_z$ sırasıyla x , y ve z eksenleri doğrultusunda etkiyen kuvvetlerin vektörel toplamlarını göstermektedir. $\sum M_x$, $\sum M_y$ ve $\sum M_z$ ise sırasıyla x , y ve z eksenleri etrafında cisme etkiyen momentlerinin toplamını ifade etmektedir.

Düzlemde (2-boyutlu ortam) bir cismin statik dengesi, x - y düzlemi dikkate alınarak aşağıdaki denklemlerle ifade edilir.

$$\sum F_x = 0$$

$$\sum F_y = 0$$

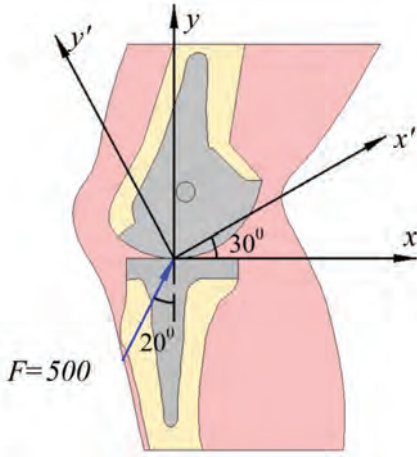
$$\sum M_z = 0$$

Statik denge altındaki cisim ya da sistemlerin mekanik analizleri yapılırken aşağıdaki iki işlemin sırasıyla yapılması gerekmektedir.

1. Mekanik sistemin serbest cisim diyagramının çizimi
2. Statik denge denklemlerinin uygulanması

Moment Hesabı ve Statik Denge Üzerine Çeşitli Problemler

1. Şekilde $F=500\text{ N}$ büyüklüğündeki kuvvet, diz protezine düşeyle 20° açı yapacak şekilde etmektedir. Başlangıç düzlemi olan x - y düzlemi saat yönünün tersine 30° döndürülerek x' - y' düzlemi elde edilmiştir. F kuvvetinin x ve y' eksenlerindeki bileşenlerini bulunuz

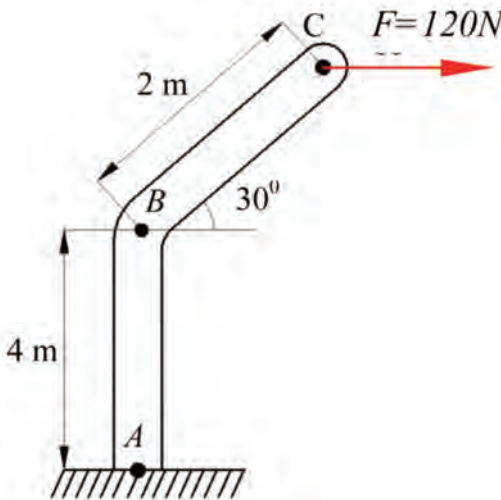


Çözüm: F kuvvetinin x eksenindeki bileşeni,

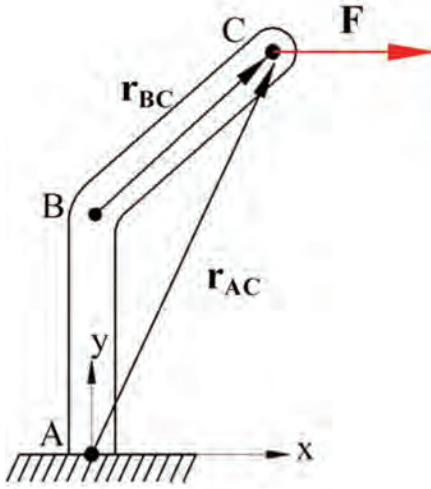
$F_x = F \sin 20 = 500 \times \sin 20 = 171\text{ N}$ bulunur. y' eksenine doğrultusundaki bileşeni ise,

$F_{y'} = F \cos 50 = 500 \times \cos 50 = 321,39\text{ N}$ bulunur.

2. Şekildeki F kuvvetinin A ve B noktalarında oluşturduğu momentleri vektörel çarpım yöntemini kullanarak hesaplayınız.



Çözüm = Sistemde A ve B noktalarındaki oluşun momentlerin bulunması için hem kuvveti hem de aşağıdaki şekilde gösterilen noktaların pozisyonunu vektörel olarak göstermek gerekir.



İlk adım olarak A , B ve C noktalarının x - y düzlemindeki koordinatları bulunur.

A noktası için; $(x_A, y_A) = (0,0)$

B noktası için; $(x_B, y_B) = (0,4)$

C noktası için; $(x_C = 2 \cdot \cos 30 = 1.73$ ve $y_C = 4 + 2 \cdot \sin 30 = 5$ olmak üzere $(x_C, y_C) = (1.73, 5)$ elde edilir.

Koordinatlardan faydalanarak r_{AC} ve r_{BC} pozisyon vektörleri bulunabilir;

$$r_{AC} = (x_C - x_A)\mathbf{i} + (y_C - y_A)\mathbf{j} = (1.73 - 0)\mathbf{i} + (5 - 0)\mathbf{j}$$

$$r_{AC} = 1.73\mathbf{i} + 5\mathbf{j}$$

$$r_{BC} = (x_C - x_B)\mathbf{i} + (y_C - y_B)\mathbf{j} = (1.73 - 0)\mathbf{i} + (5 - 4)\mathbf{j}$$

$$r_{BC} = 1.73\mathbf{i} + \mathbf{j}$$

Uygulanan F kuvveti x -doğrultusunda etkidiği için vektörel olarak ;

$F = 120\mathbf{i}$ şeklinde ifade edilebilir.

A noktasında oluşun moment;

$$\mathbf{M}_A = r_{AC} \times \mathbf{F}$$

$$\mathbf{M}_A = \begin{vmatrix} \mathbf{i} & \mathbf{j} & \mathbf{k} \\ r_x & r_y & r_z \\ F_x & F_y & F_z \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \mathbf{i} & \mathbf{j} & \mathbf{k} \\ 1.73 & 5 & 0 \\ 120 & 0 & 0 \end{vmatrix}$$

$\mathbf{M}_A = -600\mathbf{k}$ Nm bulunur.

B noktasında oluşan moment;

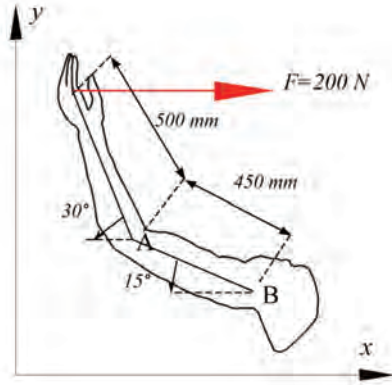
$$\mathbf{M}_B = \mathbf{r}_{BC} \times \mathbf{F}$$

$$\mathbf{M}_B = \begin{vmatrix} \mathbf{i} & \mathbf{j} & \mathbf{k} \\ r_x & r_y & r_z \\ F_x & F_y & F_z \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \mathbf{i} & \mathbf{j} & \mathbf{k} \\ 1.73 & 1 & 0 \\ 120 & 0 & 0 \end{vmatrix}$$

$\mathbf{M}_B = -120\mathbf{k} \text{ Nm}$ bulunur.

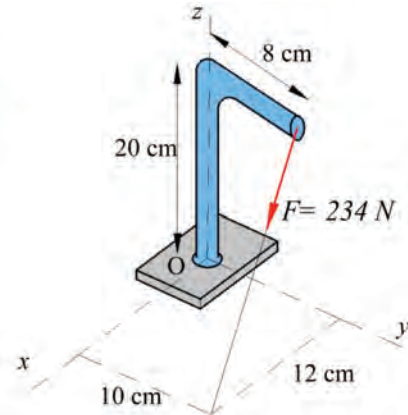
A noktasında xy düzlemine dik doğrultuda -600Nm (saat yönü doğrultusu) ve B noktasında da xy düzlemine dik doğrultuda -120 Nm (saat yönü doğrultusu) büyüklüğünde moment oluşmaktadır.

3. Şekildeki elin üst noktasına yatay olarak uygulanan $F=120 \text{ N}$ büyüklüğündeki kuvvetin dirsek (A noktası) ve omuz (B noktası) eklemleri etrafında (anterior-posterior eksenleri etrafında) oluşturduğu momentleri hesaplayınız.



Cevap = ($\mathbf{M}_B = -73300\mathbf{k} \text{ Nmm}$ ve $\mathbf{M}_A = -50000\mathbf{k} \text{ Nmm}$)

4. Koksı vara deformitesi bulunan şekildeki femur kemiğinin başına 234 N büyüklüğünde kuvvet etki etmektedir. Bu kuvvetin, O noktası etrafında oluşturduğu momentin x , y ve z eksenleri çevresindeki bileşenlerini hesaplayınız.



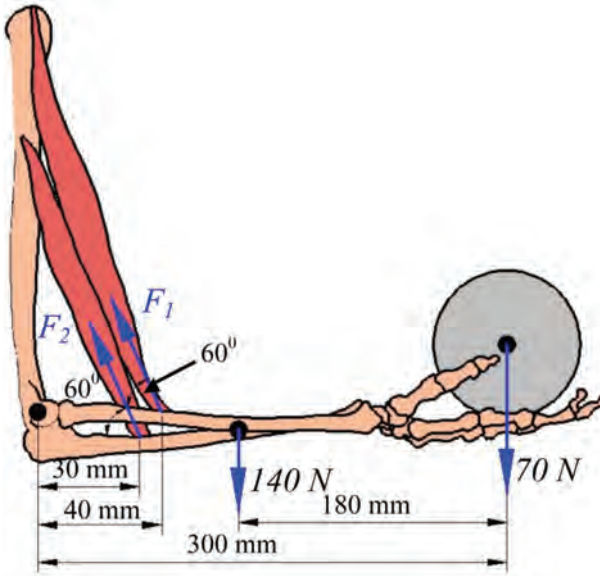
4. Koksaya vara deformitesi bulunan şekildeki femur kemiğinin başına 234 N büyüklüğünde kuvvet etki etmektedir. Bu kuvvetin, O noktası etrafında oluşturduğu momentin x , y ve z eksenleri çevresindeki bileşenlerini hesaplayınız.

Uygulanan kuvvet $\mathbf{F} = 120\mathbf{i} + 20\mathbf{j} - 200\mathbf{k}$ ve kuvvet ile O noktası arasındaki pozisyon vektörü $\mathbf{r} = 8\mathbf{j} + 20\mathbf{k}$ olmak üzere

$\mathbf{M}_0 = \mathbf{r} \times \mathbf{F}$ bağıntısı kullanılarak

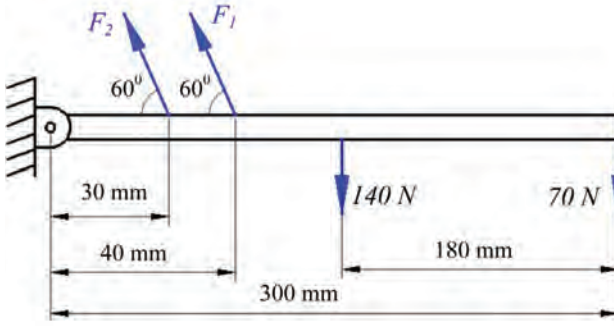
$\mathbf{M}_0 = -2000\mathbf{i} + 2400\mathbf{j} + 960\mathbf{k}$ ve $M_x = -2000$ Ncm, $M_y = 2400$ Ncm ve $M_z = 960$ Ncm elde edilir.

5. Biceps kasının kesit alanı Brakiyalis kasının kesit alanının yaklaşık 2,5 katıdır. Şekildeki kas-iskelet sisteminin statik denge halini koruyabilmesi için Biceps (F_1) ve Brakiyalis (F_2) kaslarının üretmesi gereken kuvvetler ne olmalıdır? Ayrıca dirsek ekleminde oluşan reaksiyon kuvvetini hesaplayınız.

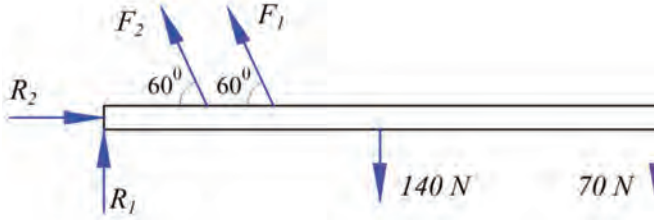


Çözüm: Kasların üretebileceği maksimum kuvvet değerleri maksimum kesit alanları ile doğru orantılıdır. Burada bir yaklaşım yapılarak Biceps kasının üreteceği kuvvetin Brakiyalis'in üreteceği kuvvetten 2.5 kat fazla olduğu varsayımında bulunulabilir. Böylece $F_1 = 2,5 F_2$ olur.

Problemin çözümü için öncelikle mekanik model oluşturulmalıdır.



Ardından serbest cisim diyagramı (SCD) çizilir. Dirsek eklemi basit mesnet şeklinde modellendiğinden dolayı, bu eklemlerde oluşacak reaksiyon kuvvetinin düşey (R_1) ve yatay (R_2) doğrultuda etki eden iki bileşeni vardır.



Statik denge denklemleri uygulanarak, SCD'de gösterilen bilinmeyen kuvvetlerin (R_1, R_2, F_1, F_2) çözümü bulunur.

$$\Sigma F_x = 0$$

$$R_2 - F_1 \cos 60 - F_2 \cos 60 = 0$$

$$\Sigma F_y = 0$$

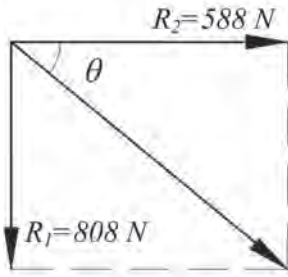
$$R_1 + F_1 \sin 60 + F_2 \sin 60 - 140 - 70 = 0$$

$$\Sigma M_R = 0$$

$$F_1 40 \sin 60 + F_2 30 \sin 60 - 140 \cdot 120 - 70 \cdot 300 = 0$$

$F_1 = 2,5 F_2$ eşitliği denklemlerde yerine konular ve bu denklemler çözümlürse,

$F_2 = 336 \text{ N}$, $F_1 = 840 \text{ N}$ ve $R_1 = -808 \text{ N}$, $R_2 = 588 \text{ N}$ değerleri elde edilir. Dirsek ekleminde oluşan reaksiyon kuvvetini hesaplamak için, bu kuvvetin bileşenlerinden yararlanılır.



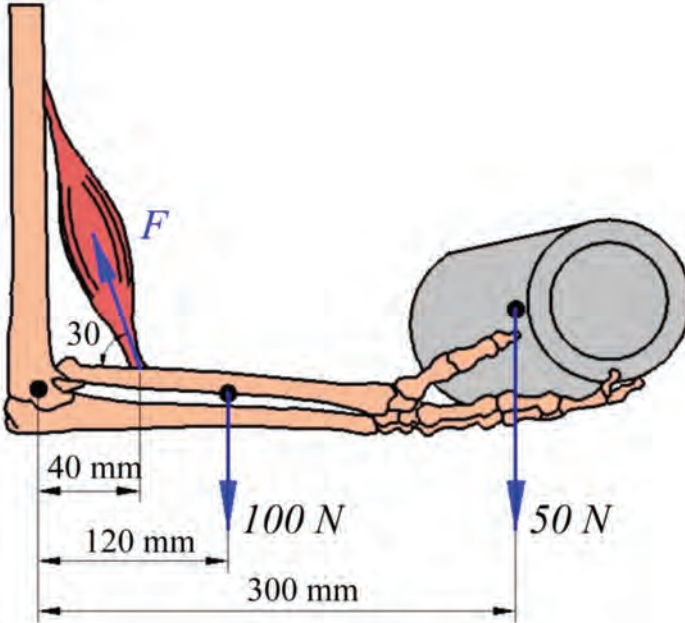
$$\tan \theta = \frac{R_1}{R_2}$$

$$\tan^{-1} \left(\frac{R_1}{R_2} \right) = \theta$$

$$\tan^{-1} \left(\frac{808}{588} \right) = \theta$$

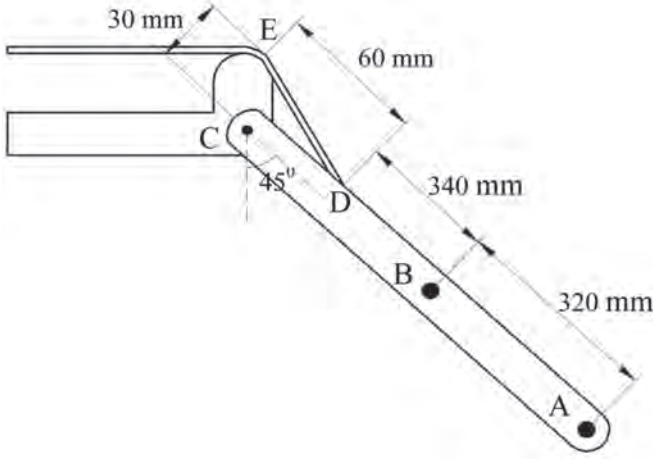
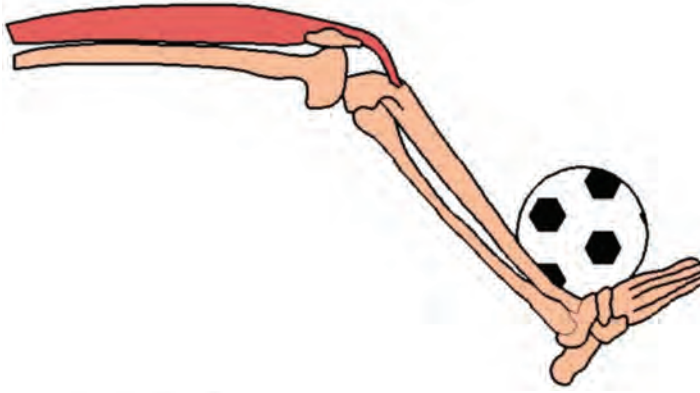
$$\theta = 53.9^\circ \text{ olarak bulunur.}$$

6. Şekildeki kas-iskelet sistemi modeli statik denge altındadır. Bu dengenin korunabilmesi için izometrik kasılma halinde bulunan Biseps kasının ürettiği kuvveti F hesaplayınız.



$$\text{Cevap} = (F = 1350 \text{ N})$$

7. Şekildeki statik denge altında bulunan diz eklemi ekstansiyon hareketi yapacak şekilde dönmeye zorlanmaktadır. Bu durumda Kuadriseps kası izometrik olarak kasılmaktadır. Kasın uygulaması gereken kuvveti (F) ve dizde oluşan reaksiyon kuvvetini hesaplayınız. Ayak ağırlığı 20 N ve ayağın üstünde duran topun ağırlığı 10 N olup A noktasına etkimektedir. Baldırın (tibia+fibula kemiklerinin oluşturduğu uzuv) ağırlığı 35 N olup B noktası bu bölgenin ağırlık merkezi kabul edilmektedir.



Cevap: Kasın uygulaması gereken kuvvet $F=924 \text{ N}$, Reaksiyon kuvvetleri; $R_1 = -373.6 \text{ N}$, $R_2 = 777.3 \text{ N}$.

3. Dinamik

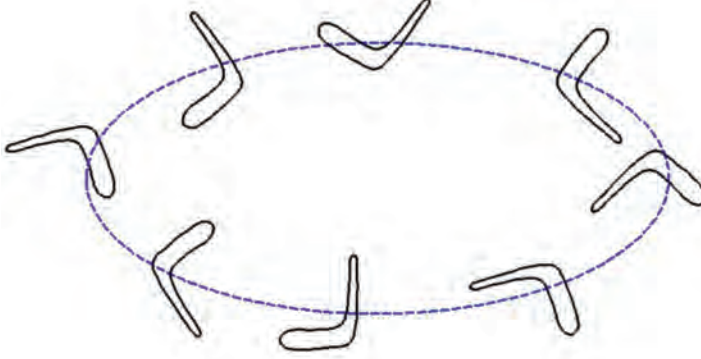
Dinamik konusu Kinematik ve Kinetik alt başlıklarında incelenecektir. Kinematik, hareket halindeki bir sistemin *konum (pozisyon)*, *hız* ve *ivmesini*, bunların oluşmasını sağlayan *kuvvet* ya da *moment* etkisini dikkate almadan inceleyen mekaniğin alt dalıdır. Kinetik ise kinematikten farklı olarak doğrudan bir sisteme etkiyen kuvvet ve moment etkisini inceleyen bilim dalıdır. (4)

Kinematik

Bu bölümde biyomekanik sistem ya da modellerin düzlemsel hareketi ele alınacaktır.

Hareket, dinamik konusu kapsamında *öteleme*, *dairesel* (rotasyon - bir eksen etrafında dönme) ve bunların her ikisini de içeren *genel düzlemsel hareket* olarak ayrı ayrı incelenebilir. An-

cak bu bölüm kapsamında hareket tipleri ayrı ayrı ele alınmayacak ve yalnızca en genel hareket davranışını karakterize eden *genel düzlemsel hareket* incelenecektir. Örneğin, bumerangın havadaki ya da temporomandibular eklem hareketi hem rotasyon (dönme) hem de öteleme hareketlerini birlikte içermektedir.



Bumerangın hem dönme hem de yer değiştirme hareketinin olduğu *genel düzlemsel hareketi*.

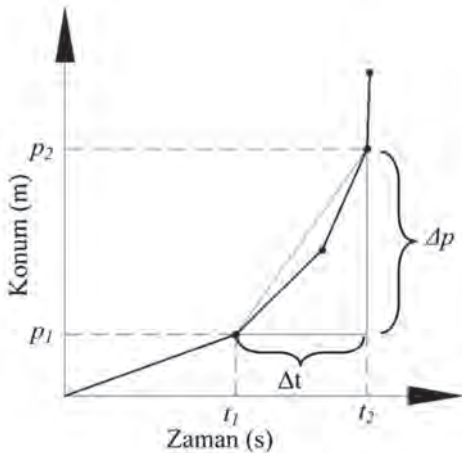
Lineer Kinematik

Lineer kinematik, doğrusal hareket sırasındaki konum (pozisyon), hız ve ivme büyüklüklerinin analizi ile ilgilidir. Hız (v), konumun birim zamandaki değişimidir ve ortalama hız değeri;

$$v = \frac{\Delta p}{\Delta t} = \frac{p_s - p_i}{t_s - t_i} \text{ bağıntısı ile hesaplanır. Birimi m/s ile ifade edilir.}$$

Denklemden p_s , p_i , t_s ve t_i sırasıyla son konumu, ilk konumu, hareketin bitiş ve başlangıç zamanlarını göstermektedir.

Konum-zaman grafiğinde iki noktadan geçen doğrunun eğimi ortalama hıza eşittir (Şekil 7).



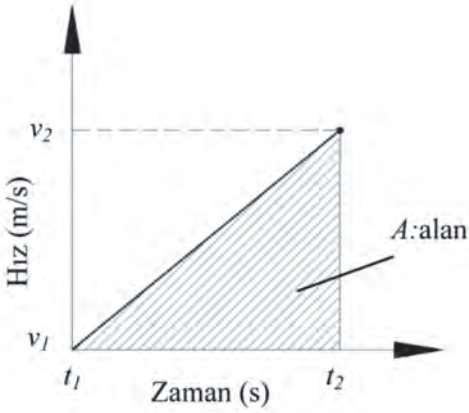
Şekil 7. t_1 anında p_1 , t_2 anında p_2 konumunda bulunan bir cismin ortalama hızı bu iki noktayı birleştiren doğrunun eğimidir.

Ortalama hız yerine anlık hız hesaplanmak istenirse, bu durumda konumun zamana göre birinci mertebeden türevini hesaplamak gerekir.

Not: Türev, bir büyüklüğün bir parametreye göre değişimini veren matematiksel bir işlemdir. Örneğin konumun zamana göre değişimi belirlenmek istenirse, yani hız belirlenmek istenirse, konumun zamana göre türevinin hesaplanması gerekir.

$$\dot{v} = \frac{dp}{dt} = \dot{p}$$

Hız-zaman grafiğinin altında kalan alan hesaplanırsa konum bilgisine ulaşılır (Şekil 8).

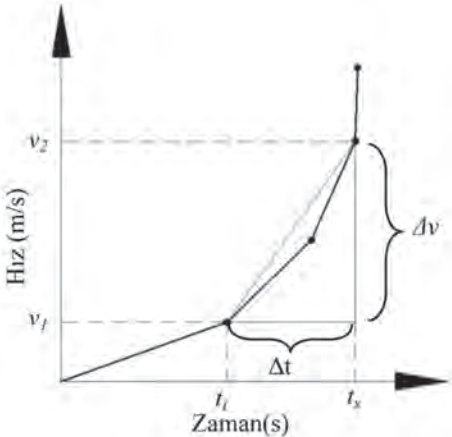


Şekil 8. Hız-zaman eğrisinin altında kalan alan konuma eşittir.

İvme (a), hızın birim zamandaki değişimidir ve ortalama ivme değeri;

$$a = \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{v_s - v_i}{t_s - t_i} \text{ eşitliği ile elde edilir.}$$

Denklemden V_s ve V_i son ve ilk hız değerlerine eşittir. İvmenin birimi m/s^2 ile ifade edilir. Hız- zaman grafiğinde iki noktadan geçen doğrunun eğimi ortalama ivmeye eşittir (Şekil 9).

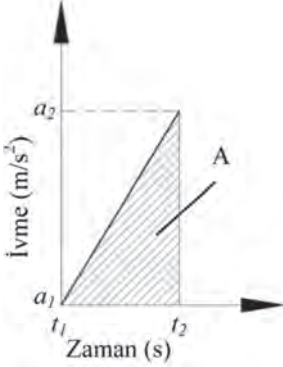


Şekil 9. t_1 anında v_1 , t_2 anında v_2 hızına sahip olan bir cismin ortalama ivmesi bu iki noktayı birleştiren doğrunun eğimidir.

Anlık ivme değerini hesaplamak için hızın zamana göre 1.mertebeden türevini hesaplamak gerekir.

$$a = \frac{dv}{dt} = \dot{v} = \ddot{x}$$

İvme-zaman grafiğinin altında kalan alanın toplamı hızı eşittir (Şekil 10).



Şekil 10. İvme-zaman eğrisinin altında kalan alan konuma eşittir.

Örnek:

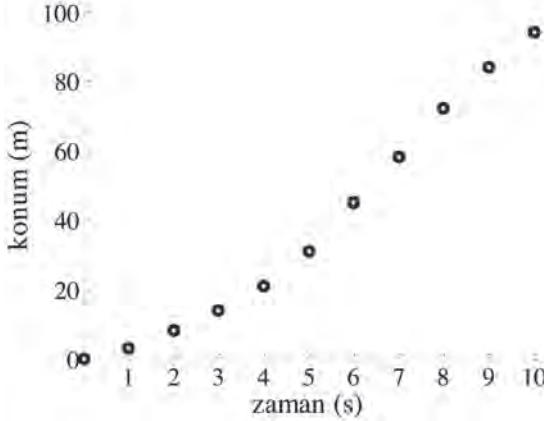
Zaman (s)	Konum (m)
0	0
1	3
2	8
3	14
4	21
5	31
6	45
7	58
8	72
9	84
10	94

Yandaki tabloda, bir kısa mesafe koşucusuna ait konum ve zaman verileri gösterilmiştir.

- Konum-zaman grafiğini çiziniz.
- Koşucunun hareketin başlangıcından sonuna kadar olan süredeki ortalama hızını m/s ve km/saat cinsinden bulunuz.
- Eğri uydurma (curve fitting) yöntemlerinden birini kullanarak (örneğin en küçük kareler yöntemi) konum verisinin zamana bağlı 3. dereceden polinomik fonksiyonunu elde ediniz. Bu eğrinin grafiğini ham veriler üzerine çiziniz.
- Elde edilen eğrinin denklemini kullanarak koşucunun 3. ve 10. saniyelerdeki anlık hızlarını hesaplayınız.
- Elde edilen eğrinin denklemini kullanarak koşucunun 3. ve 10. saniyelerdeki anlık ivmesini hesaplayınız.
- Elde edilen hız ve ivme denklemlerini kullanarak hız ve ivme grafiklerini çiziniz.
- Hız değişiminin olmadığı (hızın sabit kaldığı) zaman anını belirleyiniz.
- 10 saniyelik süre içerisinde koşucunun hızının ve ivmesinin nasıl bir değişim gösterdiğini belirtiniz. Grafikleri fiziksel anlamda değerlendiriniz.

Çözüm

a. Verilerin grafiği



b. Ortalama hız

$$V = \frac{\Delta P}{\Delta t} = \frac{94 - 0}{10 - 0} = 9,4 \text{ m/s}$$

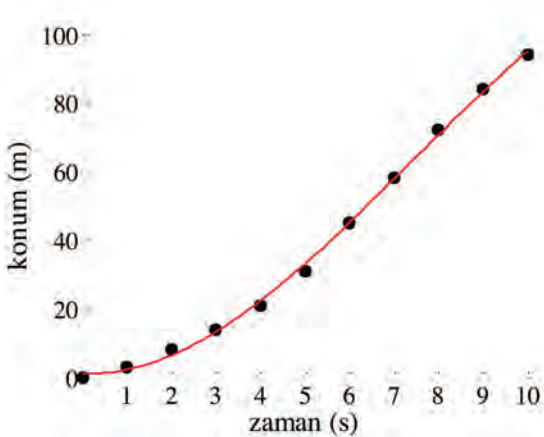
Ortalama hızı km/saat cinsinden hesaplamak istersek

$$V = 9,4 \times \frac{0,001 \text{ km}}{1/3600 \text{ saat}} = 9,4 \times 3,6 = 33,84 \text{ km/saat}$$

c. En küçük kareler yöntemi (least squares method) kullanılarak zamana bağlı 3. dereceden bir fonksiyon olarak elde edilen konum denklemi

$$P(t) = -0,082t^3 + 1,831t^2 - 0,721t + 1,154 \text{ şeklinde elde edilebilir.}$$

Bu denklemin grafiği aşağıdaki gibidir.



- d. $P(t) = -0.082t^3 + 1.831t^2 - 0.721t + 1.154$ denklemini kullanarak koşucunun 3. ve 10. saniyelerdeki anlık hızlarını hesaplamak için denklemin zamana göre birinci mertebeden türevini almak gerekir. Buna göre,

$$\frac{dP}{dt} = V(t) = 3 \times (-0.082)t^2 + 2 \times (1.831)t - 1 \times (0.721)t^0$$

$$V(t) = -0.246t^2 + 3.662t - 0.721$$

elde edilir. $t = 3.$ ve $10.$ saniyedeki hızlar ise

$$V(3) = -0.246(3)^2 + 3.662(3) - 0.721 = 8,51 \text{ m/s}$$

$$V(10) = -0.246(10)^2 + 3.662(10) - 0.721 = 11,3 \text{ m/s}$$

şeklinde elde edilir. Sonuçlardan anlaşılmaktadır ki koşucunun 10. saniyedeki hızı 3. saniyedekinden $2,79 \text{ m/s}$ daha fazladır.

- e. $P(t) = -0.082t^3 + 1.831t^2 - 0.721t + 1.154$ denklemini kullanarak koşucunun 3. ve 10. saniyelerdeki anlık ivmelerini hesaplamak için konum denkleminin zamana göre ikinci mertebeden ya da hız denkleminin birinci mertebeden türevini almak gerekir. Buna göre ivme,

$$\frac{dV}{dt} = a(t) = 2 \times (-0.246)t + 1 \times (3.662)t^0$$

$$a(t) = -0.492t + 3.662$$

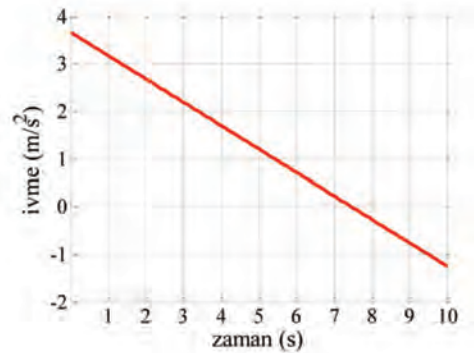
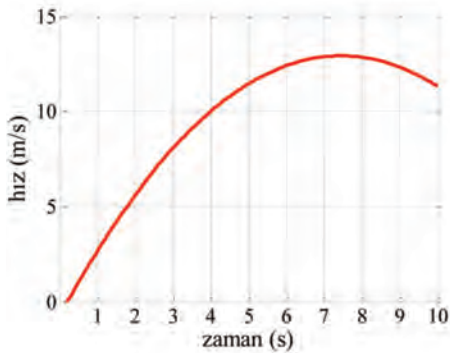
şeklinde elde edilir. $t = 3.$ ve $10.$ saniyedeki ivmeler ise

$$a(t) = -0.492(3) + 3.662 = 2.186 \text{ m/s}^2$$

$$a(t) = -0.492(10) + 3.662 = -1,258 \text{ m/s}^2$$

olarak bulunur. Sonuçlardan anlaşılmaktadır ki koşucu 3. saniyede hızını arttırmakta (ivmenin pozitif olmasından dolayı), ancak 10. saniyede ise azaltmaktadır (ivmenin yönünün negatif olmasından dolayı).

- f. Hız ve ivme grafikleri aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



- g. Hızın sabit kaldığı zaman anı, yukarıda hız-zaman grafiğinden belirlenebilir. Grafiğe göre, 7. ve 8. saniyeler arasında koşucunun hızının değişmediği görülebilir. Bununla birlikte, bu zaman bilgisi matematiksel olarak kesin bir biçimde de belirlenebilir. Bunu gerçekleştirmek için hız fonksiyonunun zamana göre birinci türevi hesaplanır (yani ivme belirlenir) ve sıfıra eşitlenir. Buradan;

$$a(t) = -0.492t + 3.662 = 0 \text{ ise } t = 7.44 \text{ s bulunur.}$$

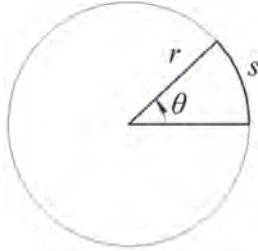
Birinci mertebeden türev, fiziksel olarak bir eğrinin eğimine karşılık geldiğinden, burada yapılan işlem aslında eğimin sıfır olduğu anı belirlemektedir.

- h. Elde edilen hız ve ivme grafikleri dikkate alındığında koşucunun, başlangıç anından 7.44. saniye kadar hızını azalan bir ivmeyle arttırdığı ve bu andan itibaren hızını artıran bir ivme ile azaltmaya başladığı gözlenmektedir.

Hız-zaman eğrisinin altında kalan alan konum (pozisyon) değişimine, ivme-zaman eğrisinin altında kalan alan da hız değişimine karşılık gelmektedir.

Açısal Kinematik

Açısal kinematik, dairesel (rotasyonel) hareket sırasındaki konum (açı), hız (açısal hız) ve ivme (açısal ivme) büyüklüklerinin analizi ile ilgilidir.

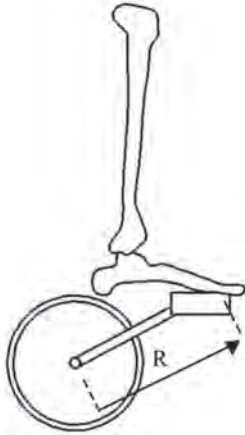


Yay uzunluğu (s) ile yarıçap (r) arasındaki ilişki;

$$s = r \cdot \theta$$

θ açısı yukarıdaki bağıntıda radyan cinsinden yazılmalıdır.

Örneğin, aşağıdaki şekilde de görüleceği üzere dönme merkezinden $R = 20 \text{ cm}$ uzağında bulunan bir pedal 60° döndürülecek olursa, ayağın uç noktası



$s = 20 \text{ cm} \times 60 \times \pi / 180 \cong 21 \text{ cm}$ yol almış olur. Burada dikkat edilmesi gereken en önemli nokta, denklemde kullanılacak açı değerinin radyan cinsinden olması gerektiğidir. Bunun için aşağıdaki bağıntı kullanılır. Bağıntıda D derece cinsinden, R ise radyan cinsinden açı değerini ifade etmektedir.

$$\frac{D}{180} = \frac{R}{\pi}$$

Açısal hız ω , birim zamandaki açısal konum θ değişimidir ve ortalama olarak;

$$\omega = \frac{\theta_s - \theta_i}{t_s - t_i}$$

şeklinde hesaplanır. Denklemde θ_s ve θ_i son ve başlangıç açı değerlerini göstermektedir. Açısal hızın birimi rad/s dir. Anlık olarak

$$\omega = \frac{d\theta}{dt} = \dot{\theta}$$

denklemlerle, yani açısal değişimin zamana göre birinci mertebeden türevi ile hesaplanır. Açısal ivme α , birim zamandaki açısal hızın ω değişimidir ve ortalama olarak;

$$\alpha = \frac{\omega_s - \omega_i}{t_s - t_i}$$

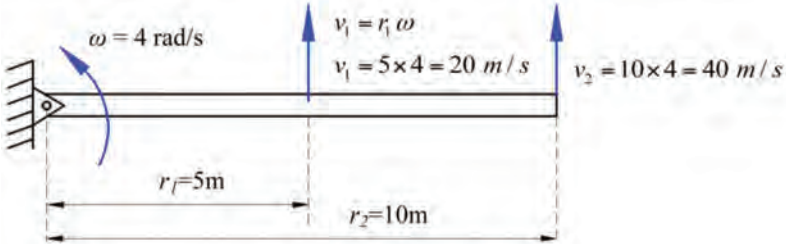
denklemlerle hesaplanır. Denklemlerde ω_s ve ω_i son ve başlangıç hız değerlerini göstermektedir. Anlık açısal ivme;

$$\alpha = \frac{d\omega}{dt} = \dot{\omega} = \ddot{\theta}$$

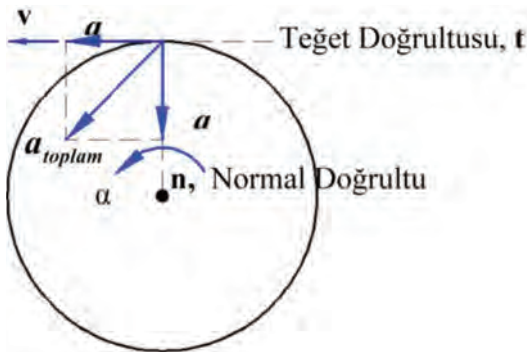
ifadesiyle hesaplanır. Lineer ve açısal hız arasında aşağıdaki gibi bir ilişki vardır.



Örnek: Açısal hızı $\omega = 4 \text{ rad/s}$ olan uzun ince bir fiziksel sistemin dönme ekseninden itibaren 5. ve 10. metredeki çizgisel hızlarını hesaplayınız.



Dairesel Hareket: Normal (Radyal) ve Teğetsel İvme



Eğrisel bir yörüngede hareket eden bir parçacığın çizgisel (doğrusal) hızı daima yörüngeye teğettir. Ancak bu parçacığın çizgisel ivmesi a , yörünge ile bir açı yapar. Çizgisel ivmenin belirlenebilmesi için bileşenlerine ayırma yoluna gidilir. Bir çizgisel ivme, normal (radyal) ve teğetsel doğrultudaki iki ivmenin vektörel toplamına eşittir. Yani,

$$a_{\text{Toplam}} = a_t + a_n$$

Teğetsel ivme a_t parçacığın hızının genliğindeki değişimden kaynaklanır ve doğrultusu hareket yönüne teğet olacak şekildedir ve

$$a_t = \frac{dv}{dt} = \dot{v} = r\dot{\omega} = r\alpha$$

bağıntısı ile ifade edilir.

Normal ivme a_n ise hız vektörünün doğrultusunun zamanla değişiminden kaynaklanır ve yönü her zaman dönme merkezine doğrudur (merkezcil ivme).

$$a_n = \frac{v^2}{r} = \frac{r^2\omega^2}{r} = r\omega^2$$

Lineer ve Dairesel Hareketler için Kullanılan Kinematik Denklemler

Hareket denklemlerinin sıklıkla kullanılan bazıları aşağıdaki tabloda özetlenmiştir.

TABLO 2. Lineer ve Dairesel Hareketler için Kullanılan Kinematik Denklemler

	Lineer (doğrusal) hareket	Dairesel (rotasyonel) hareket
Konum	ρ	θ
Hız	v	ω
İvme	α	$\alpha, \ddot{\theta}$
Ortalama Hız	$v_{\text{ort}} = \frac{\Delta\rho}{\Delta t}$	$\omega_{\text{ort}} = \frac{\Delta\theta}{\Delta t}$
Anlık Hız	$v = \frac{d\rho}{dt}$	$\omega = \frac{d\theta}{dt}$
Ortalama İvme	$\alpha_{\text{ort}} = \frac{\Delta v}{\Delta t}$	$\alpha_{\text{ort}} = \frac{\Delta\omega}{\Delta t}$
Anlık İvme	$\alpha = \frac{dv}{dt}$	$\alpha = \frac{d\omega}{dt}$
İvmenin Sabit Olduğu Durum İçin Kinematik Denklemler	$\rho = \rho_0 + v_0 t + \frac{1}{2} \alpha t^2$	$\theta = \theta_0 + \omega_0 t + \frac{1}{2} \alpha t^2$
	$v = v_0 + \alpha t$	$\omega = \omega_0 + \alpha t$
	$v^2 = v_0^2 + 2\alpha(\rho - \rho_0)$	$\omega^2 = \omega_0^2 + 2\alpha(\theta - \theta_0)$

Örnek:

- a. Bir voleybol oyuncusunun omuz açısı, smaç hareketi esnasında 0,3 saniye içerisinde 0,5 radyandan 1 radyana değişim göstermektedir. Kolun omuz eklemi etrafındaki ortalama açısal hızını rad/s ve derece/s cinsinden hesaplayınız.

$$\omega = \frac{\theta_s - \theta_i}{t_s - t_i} = \frac{1 - 0,5}{0,3 - 0} = 1,66 \text{ rad/s}$$

Hızı derece/s cinsinden hesaplamak için ,

$$1,66 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \times \frac{180^\circ}{\pi} = 95,11 \text{ der/s bulunur.}$$

Bu hesaba göre sporcunun omzu, bir saniyede 95,11 derecelik bir açı katetmektedir.

- b. Voleybolcunun omzu ile eli arasındaki uzunluk 70 cm ise elinin çizgisel hızını, merkezci ivmesini ve teğetsel ivmesini hesaplayınız.

$$\text{Çizgisel hız; } v = \omega r = 1,66 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \times 70 \text{ cm} = 116,2 \frac{\text{cm}}{\text{s}}$$

Merkezcil (normal) ivme,

$$a_n = r \omega^2 = 70 \text{ cm} (1,66 \frac{\text{rad}}{\text{s}})^2 = 192,9 \frac{\text{cm}}{\text{s}^2}$$

- c. Voleybolcunun omuz eklemi etrafındaki açısal hızı 0,2 s içerisinde 1,90 rad/s değerine artıyorsa teğetsel ivmenin değeri ne olur?

$$a_t = r \cdot \alpha = r \cdot \frac{\Delta \omega}{\Delta t} = 70 \text{ cm} \frac{1,90 - 1,66}{0,2} \frac{\text{rad}}{\text{s}^2} = 8,4 \frac{\text{cm}}{\text{s}^2} \text{ olarak bulunur.}$$

Kinetik Analiz**Newton-Euler Yöntemi**

Kuvvet ya da moment etkisi altındaki bir mekanik sistemin kinetik analizi, kinematik parametreleri dikkate alınmaksızın yalnızca kuvvet ve momentin yarattığı etkinin incelenmesi ile gerçekleştirilir. Örneğin, yarış sırasındaki bir 100 m koşucusunun vücudundaki kasların eklemlerde oluşturduğu momentlerin hesabı kinetik analizin konusudur. Eğer bu koşucunun belli zaman aralıklarındaki konum, hız ya da ivme bilgileri elde edilmek istenirse bu kinematik analizin alanına girer.

İvmenin sıfır olduğu (ya durağan hal ya da sabit hızla yapılan hareket) durumlarda statik denge denklemlerinin kullanılması gerektiği önceki konularda belirtilmiştir.

İvmeli hareketin gerçekleştiği durumlarda ise Newton-Euler denklemleri kullanılarak dinamik denge altındaki sistemlerin kuvvet-moment analizi gerçekleştirilebilir.

Doğrusal ivmeli bir hareket için kullanılacak hareket denklemi,

$$\sum F = m \cdot a$$

Dairesel bir hareket için ise,

$$\Sigma M = I \cdot \alpha' \text{ dir.}$$

F kuvvet, M moment, a çizgisel ivme, I kütle atalet (eylemsizlik) momenti ve α açısal ivmedir. Hareket denklemi, bir sistemin kinetik ve kinematik büyüklükleri arasındaki ilişkinin matematiksel ifadesidir.

Eylemsizlik bir cismin mevcut durumunu koruma eğilimidir. Duran bir cisim durmak, hareketli bir cisim ise hareketini sürdürmek eğilimindedir. Kütle atalet momenti (eylemsizlik momenti) ise dönme hareketi yapan bir cismin dönme eylemsizliğidir. Duran ya da doğrusal hareket yapan bir cismin eylemsizliği cismin kütlesi m iken, dönen bir cismin eylemsizliği de eylemsizlik momentidir I . Atalet momenti, *i*) cismin kütle dağılımı ile dönme eksenini arasındaki mesafeye r ve *ii*) cismin kütlesine bağlı bir parametredir. En genel hal için

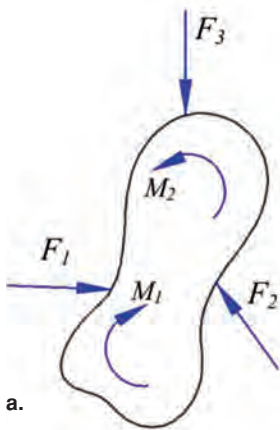
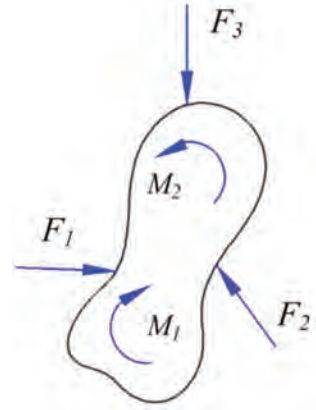
$$I = \int r^2 dm \text{ bağıntısı ile hesaplanır.}$$

Çeşitli geometrilerdeki cisimlerin atalet momenti denklemleri için bu bölümün sonundaki *Ek* kısmına bakınız.

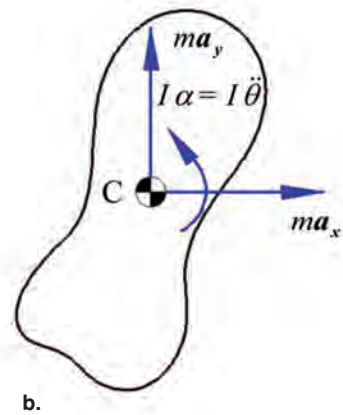
Örnek: Şekildeki dinamik denge halinde bulunan m kütleli bir cisme F_1, F_2, F_3 kuvvetleri ile M_1 ve M_2 momentleri etmektedir. Newton-Euler yaklaşımı ile cismin dinamik denge denklemlerini yazınız.

Çözüm:

Şekil 11a'daki cisme etki eden dış kuvvetler (F_1, F_2, F_3) ve momentlerin (M_1, M_2) eşdeğer eylemsizlik kuvvet ve momentleri, şekil 9b'de C (centroid-ağırlık merkezi) noktasında gösterilmiştir.



≡



Şekil 11. a. Cisme etkiyen dış kuvvet ve momentler. **b.** Eşdeğer eylemsizlik kuvvet ve momentleri

Buradan,

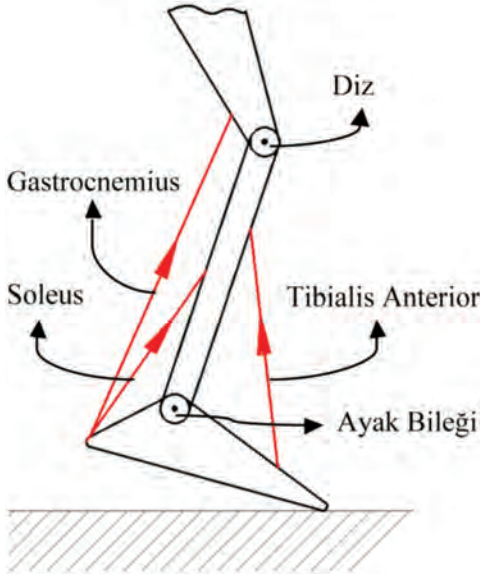
$$\sum F_x = ma_x \Rightarrow F_{1x} + F_{2x} + F_{3x} = ma_x$$

$$\sum F_y = ma_y \Rightarrow F_{1y} + F_{2y} + F_{3y} = ma_y$$

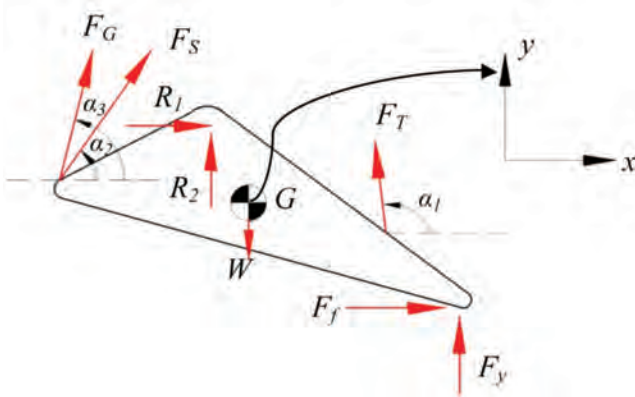
$$\sum M_c = I\alpha \Rightarrow r_1 \times F_1 + r_2 \times F_{2x} + r_3 \times F_{3x} + M_1 + M_2 = I\alpha$$

dinamik denge denklemleri yazılabilir. Denklemlerdeki r_1 , r_2 ve r_3 sırasıyla F_1 , F_2 ve F_3 kuvvetlerinin C noktasına pozisyon vektörleridir.

Örnek: Şekilde bir kas-iskelet sistemi modeli görülmektedir. Yürüme hareketi yapıldığı esnada ayağın hareket denklemlerini Newton- Euler yaklaşımı ile elde ediniz.



Mekanik analizde ilk aşama serbest cisim diyagramının çizilmesidir. Ayağın serbest cisim diyagramı:



Serbest cisim diyagramında gösterilen cisme etki eden dış kuvvetler:

F_G : Gastroknemius (GA) kasının kuvveti

F_S : Soleus (SO) kasının kuvveti

F_T : Tibialis Anterior (TA) kasının kuvveti

W : Ayağın ağırlığıdır.

Reaksiyon (tepki) kuvvetleri ise,

R_1, R_2 : Basit mesnet olarak modellenen ayak bileğine oluşan reaksiyon kuvvetleri

F_y : Yer tepki kuvveti

F_f : Sürtünme kuvvetidir.

Newton-Euler yöntemine göre dinamik denge altında bulunan bir cismin hareket denklemleri

$$\Sigma F = m \cdot a \text{ ve}$$

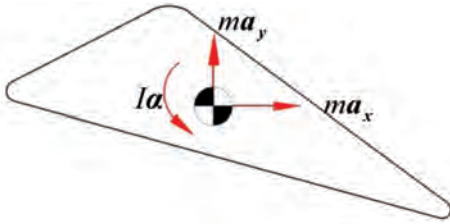
$$\Sigma M = I_G \cdot \alpha \text{ bağıntıları ile elde edilir.}$$

Denklemlerde m ayağın kütlesi, a çizgisel ivme, I_G ağırlık merkezine (G) göre ayağın atalet momenti ve α ise açılal ivmedir. Örnekteki kas-iskelet modeli için bu denklemler aşağıdaki biçimde yazılabilirler.

$$\Sigma F_x = m \cdot a_x \text{ ve}$$

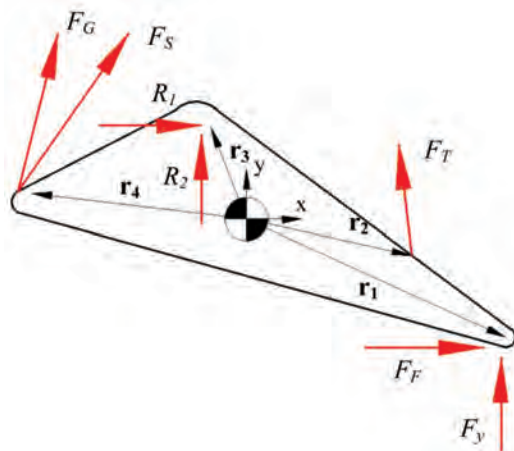
$$\Sigma F_y = m \cdot a_y$$

$$\Sigma M_c = I_G \cdot \alpha$$



Ayak bileğinin kütle merkezinin çizgisel ivmesinin x bileşeni a_x , y bileşeni a_y ve açılal ivmesi α 'dır.

Ağırlık merkezine göre moment (M_G) hesabını yapabilmek için ağırlık merkezi G ile kuvvetlerin uygulama noktaları arasındaki pozisyon vektörlerinin yazılması gerekir.



Buradan

$$\sum F_x = R_1 + F_G \cdot \cos\alpha_3 + F_S \cdot \cos\alpha_2 + F_T \cdot \cos\alpha_1 + F_F = m \cdot a_x$$

$$\sum F_y = R_2 + F_G \cdot \sin\alpha_3 + F_S \cdot \sin\alpha_2 + F_T \cdot \sin\alpha_1 - W = m \cdot a_y$$

$$\sum M_G = r_1 \times F_y + r_1 \times F_F + r_2 \times F_T + r_3 \times R_1 + r_3 \times R_2 + r_4 \times F_S + r_4 \times F_G = I_G \cdot \alpha$$

elde edilir.

Bir yürüme analizi laboratuvarında ayağa ait konum (r_1, r_2, r_3, r_4) ve ivme (a_x, a_y, α) verisi ile yer tepki kuvvetlerinin (F_P, F_y) ölçülebildiğini varsayalım. Bu durumda, 3 tane statik denge denklemine karşılık 5 tane bilinmeyen (R_1, R_2, F_G, F_S, F_T) kalmaktadır. Bu bilinmeyenlerin klasik cebirsel yöntemlerle çözümü mümkün değildir ve çeşitli alternatif yöntemlerin (optimizasyon gibi) kullanılması gerekir.

Lagrangian Yöntemi

Newton-Euler yönteminden farklı olarak Lagrangian yaklaşımında, mekanik sistemlerin enerji denklemleri temel alınarak hareket denklemleri elde edilmektedir. Dolayısıyla skaler bir yöntemdir ve çok eklemlili karmaşık sistemler için Newton-Euler yöntemine göre daha kolay uygulanabilen bir yöntemdir.

Lagrange denklemi aşağıdaki formda verilebilir.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial K}{\partial q_i} + \frac{\partial D}{\partial \dot{q}_i} + \frac{\partial P}{\partial q_i} = Q_i$$

Denklemden

q_i : Genelleştirilmiş koordinat, i indisi genelleştirilmiş koordinat sayısı,

K : Kinetik enerji denklemi,

D : Sönüm terimi,

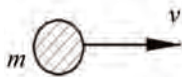
P : Potansiyel enerji denklemi, ve

Q_i : Genelleştirilmiş kuvvettir.

Genelleştirilmiş koordinat (q), bir sistemin pozisyonunu belirlemek için gerekli olan birbirinden bağımsız parametrelerdir.

Lagrangian yaklaşımı ile hareket denklemlerinin elde edilebilmesi için sistemin enerji denklemlerinin genelleştirilmiş koordinatlar (q) cinsinden yazılması ve bu denklemlerin q' ya göre türevlerinin hesaplanması gerekir.

m kütleli bir noktasal cismin kinetik enerjisi;



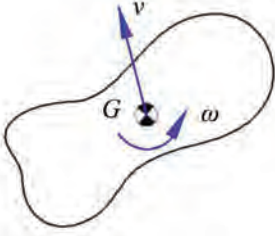
$$K = \frac{1}{2} m v^2 \text{ ifadesine eşittir.}$$

Bu cismin konumu x ile ifade edilirse,

$$v = \frac{dx}{dt} = \dot{x} \text{ kinetik enerji denklemi}$$

$K = \frac{1}{2} m (\dot{x})^2$ şeklinde x' e göre de (genelleştirilmiş koordinata) elde edilmiş olur.

Düzlemsel (hem doğrusal hem de dairesel) hareket yapan bir katı cismin kinetik enerji denklemi ise aşağıdaki bağıntı ile ifade edilir.



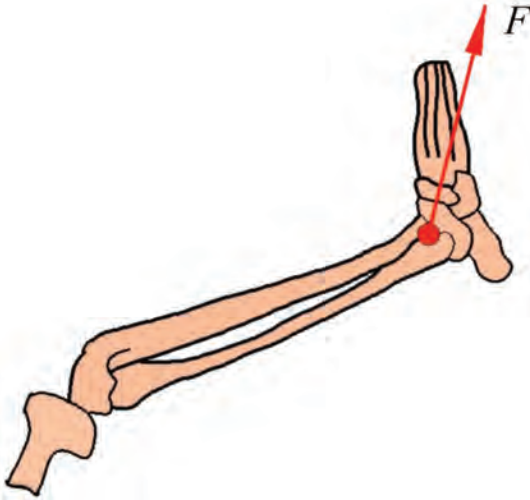
$$K = \frac{1}{2} m v^2 + \frac{1}{2} I_G \omega^2$$

G : Ağırlık merkezi

I_G : Ağırlık merkezinin kütle

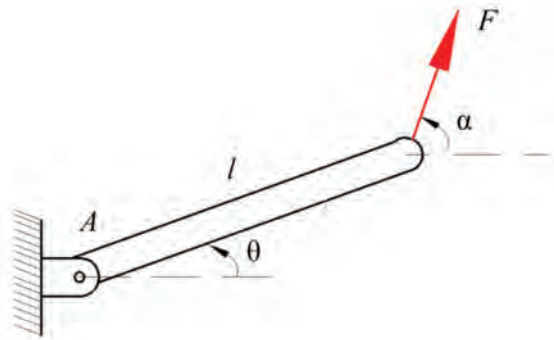
Çeşitli fiziksel sistemlerin Newton-Euler ve Lagrangian yöntemleri ile hareket denklemlerinin elde edilmesi üzerine örnekler.

Örnek: Şekildeki m kütleli, l uzunluğundaki tek serbestlik dereceli tibia ve fibulaya F kuvveti etkimektedir. Biyomekanik modelin fiziksel modelini oluşturunuz. Fiziksel sistemin hareket denklemini Newton-Euler ve Lagrangian yaklaşımları ile elde ediniz. Her iki yöntemle elde edilen denklemin aynı olup olmadığını kontrol ediniz.



Çözüm:

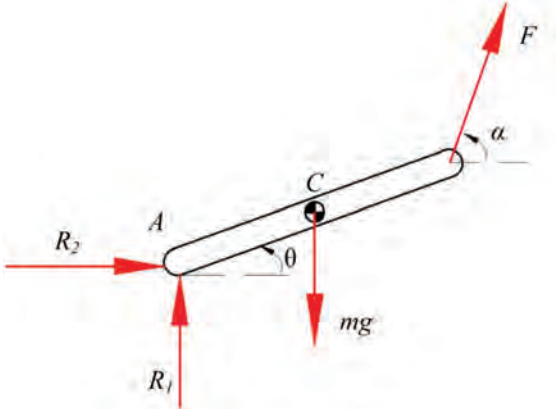
Biyomekanik modelin, fiziksel benzeşimi aşağıdaki şekilde gösterilmiştir.



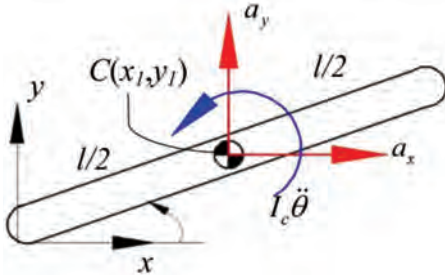
I. Newton-Euler Yöntemi

Sistem tek serbestlik dereceli bir yapı olduğundan dolayı hareket denklemi sayısı da bir olacaktır ve bu denklem genelleştirilmiş koordinata (θ) bağlı olarak elde edilecektir.

Öncelikle aşağıdaki şekilde olduğu gibi fiziksel sistemin serbest cisim diyagramının çizilmesi gerekir. Serbest cisim diyagramında mg ve F dış kuvvetler, R_1 ve R_2 ise basit mesnette oluşan reaksiyon kuvvetleridir. Cismin ağırlık merkezi C noktası kabul edildiğinden cismin ağırlığının (mg) bu noktadan etki ettiği varsayılacaktır.



Cismin eylemsizlik kuvvet (ma_x, ma_y) ve momentleri ($I_c \ddot{\theta}$) ağırlık merkezine (C noktası - centroid) göre belirlenir ve cismin dinamik denge denklemleri bu noktaya göre yazılır.



Cismin ağırlık merkezine göre doğrusal ivmelerin (a_x, a_y) elde edilebilmesi için C noktasının konumunun (koordinatlarının) genelleştirilmiş koordinatlar cinsinden belirlenmesi ve konumun zamana göre ikinci mertebeden türevinin alınması gerekir. Buna göre C noktasının koordinatları (x_1, y_1)

$$x_1 = \frac{l}{2} \cos \theta$$

$$y_1 = \frac{l}{2} \sin \theta$$

olmak üzere;

$$\sum F_x = m \cdot a_x$$

$$\Sigma F_y = m \cdot \alpha_y$$

$\Sigma M_c = I_c \cdot \ddot{\theta}$ dinamik denge denklemleri yazılır.

a_x ve a_y ivmelerini bulmak için, C noktasının x ve y eksenleri üzerindeki izdüşümün (yani x_1, y_1 uzaklıklarının) 2. mertebeden zamana göre türevinin alınması gerekir. Matematiksel olarak ifade edilmek istenirse;

$$a_x = \frac{d^2 x_1}{dt^2}, \quad a_y = \frac{d^2 y_1}{dt^2} \text{ şeklinde yazılması gerekir.}$$

Buradan,

$$a_x = \frac{d}{dt} \left(\frac{dx_1}{dt} \right)$$

$$a_x = \frac{d}{dt} \left(-\frac{l}{2} \dot{\theta} \sin \theta \right) = -\frac{l}{2} (\ddot{\theta} \sin \theta + (\dot{\theta})^2 \cos \theta)$$

$$a_y = \frac{d}{dt} \left(\frac{dy_1}{dt} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{l}{2} \dot{\theta} \cos \theta \right) = \frac{l}{2} (\ddot{\theta} \cos \theta - (\dot{\theta})^2 \sin \theta) \text{ elde edilir.}$$

a_x ve a_y dinamik denge denklemlerinde yerlerine yazılırsa;

$$\Sigma F_x = m \cdot \alpha_x$$

$$R_2 + F \cos \alpha = m \left\{ -\frac{l}{2} (\ddot{\theta} \sin \theta + (\dot{\theta})^2 \cos \theta) \right\}$$

$$R_2 = -m \frac{l}{2} \ddot{\theta} \sin \theta - m \frac{l}{2} (\dot{\theta})^2 \cos \theta - F \cos \alpha$$

$$\Sigma F_y = m \cdot \alpha_y$$

$$R_1 - mg + F \sin \alpha = m \left\{ \frac{l}{2} (\ddot{\theta} \cos \theta - (\dot{\theta})^2 \sin \theta) \right\}$$

$$R_1 = m \frac{l}{2} \ddot{\theta} \cos \theta - m \frac{l}{2} (\dot{\theta})^2 \sin \theta + mg - F \sin \alpha \text{ bulunur.}$$

Moment denklemi yazılırsa,

$$\Sigma M_c = I_c \cdot \ddot{\theta}$$

$$-R_1 \frac{l}{2} \cos \theta + R_2 \frac{l}{2} \sin \theta + F \sin \alpha \frac{l}{2} \cos \theta - F \cos \alpha \frac{l}{2} \sin \theta = \frac{1}{12} ml^2 \ddot{\theta}$$

(Not: Kütle atalet momenti I_c 'nin $\frac{1}{12} ml^2$ ifadesine eşit olmasına dair detaylı bilgi için Ek 1'e bakınız).

Buradan moment denklemi sadeleştirilirse,

$$-R_1 \cos \theta + R_2 \sin \theta + F \sin \alpha \cos \theta - F \cos \alpha \sin \theta = \frac{l}{6} m \ddot{\theta} \text{ elde edilir.}$$

$F \sin \alpha \cos \theta - F \cos \alpha \sin \theta = F \sin(\alpha - \theta)$ eşitliği dikkate alınrsa moment denklemi,

$$-R_1 \cos \theta + R_2 \sin \theta + F \sin(\alpha - \theta) = \frac{l}{6} m \ddot{\theta} \quad \text{şeklinde kısalır.}$$

R_1 ve R_2 yukarıdaki denklemde yerine yazılırsa;

$$-\frac{ml\ddot{\theta}}{2} \cos^2 \theta + \frac{ml(\dot{\theta})^2}{2} \sin \theta \cdot \cos \theta - mg \cos \theta + F \sin \alpha \cdot \cos \theta - \frac{ml}{2} \ddot{\theta} \sin^2 \theta - m \frac{l}{2} (\dot{\theta})^2 \cos \theta \cdot \sin \theta -$$

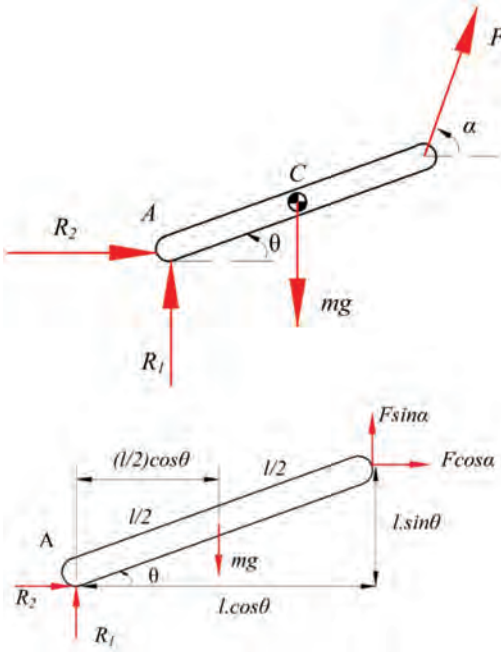
$$F \cos \alpha \sin \theta + F \sin(\alpha - \theta) = \frac{l}{6} m \ddot{\theta}$$

elde edilir.

Yukarıdaki hareket denklemi trigonometrik bağıntılar kullanılarak sadeleştirilirse;

$$\frac{1}{3} ml \ddot{\theta} + \frac{mg}{2} \cos \theta = F \sin(\alpha - \theta) \quad \text{elde edilir.}$$

Yukarıda elde edilen hareket denklemi, A noktasına göre moment alınarak çok daha basit bir hesaplama ile aşağıdaki şekildeki gibi de elde edilebilirdi.



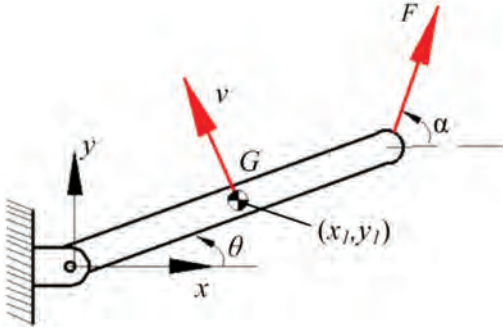
$$\sum \mathbf{M}_A = I_A \ddot{\theta} ; I_A = \frac{1}{3} ml^2 \quad (\text{atalet momenti ifadesi için bakınız Ek I),}$$

$$-mg \frac{l}{2} \cos \theta + F l \sin \alpha \cos \theta - F l \cos \alpha \sin \theta = \frac{1}{3} ml^2 \ddot{\theta}$$

Denklem sadeleştirilirse,

$\frac{1}{3}ml\ddot{\theta} + \frac{mg}{2}\cos\theta = F\sin(\alpha - \theta)$ bulunur. Aynı hareket denklemi elde edilir. Ancak bu çözümde eklemde oluşan reaksiyon kuvvetlerinin (R_1, R_2) hesaplaması yapılmamıştır.

II. Lagrangian yöntemi ile çözüm



Şekildeki sistemin genelleştirilmiş koordinatı, $q = \theta$ ' dir.

Kinetik enerji denklemi fiziksel sistemin ağırlık merkezine (G noktası) göre yazılırsa;

$K = \frac{1}{2}m(\dot{v})^2 + \frac{1}{2}I_G(\dot{\theta})^2$ elde edilir. Bu denklemin, diğer yazılacak denklemler gibi θ bağılı olarak elde edilmesi gerekir. Bunu gerçekleştirmek için ağırlık merkezinin hızı v , ağırlık merkezinin konumunun (x_1, y_1) zamana göre türevlerinin karelerinin toplamı olarak yazılır.

$$v^2 = \dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2$$

$$x_1 = \frac{l}{2}\cos\theta$$

$$y_1 = \frac{l}{2}\sin\theta$$

$$\dot{x}_1 = \frac{-l\dot{\theta}}{2}\sin\theta$$

$$\dot{y}_1 = \frac{l\dot{\theta}}{2}\cos\theta$$

$$v^2 = \left(\frac{-l\dot{\theta}}{2}\sin\theta\right)^2 + \left(\frac{l\dot{\theta}}{2}\cos\theta\right)^2 = \frac{l^2}{4}(\dot{\theta})^2$$

(Not: $\sin^2\theta + \cos^2\theta = 1$)

$$K = \frac{1}{2}m\frac{l^2}{4}(\dot{\theta})^2 + \frac{1}{2}\frac{1}{12}ml^2(\dot{\theta})^2 \quad (\text{Not: } I_G = \frac{1}{12}ml^2)$$

$$K = \frac{1}{6}ml^2\dot{\theta}^2 \text{ elde edilir.}$$

$$P = mg \frac{l}{2} \sin \theta \text{ edilir.}$$

(Ağırlık merkezinin potansiyel enerjisi)

$D = 0$ (Sönüm elemanı sistemde mevcut değil)

(Q_1 genelleştirilmiş koordinatının değişimini sağlayan moment)

Lagrangian denklemi:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{q}_1} \right) - \frac{\partial K}{\partial q_1} + \frac{\partial D}{\partial \dot{q}_1} + \frac{\partial P}{\partial q_1} = Q_1$$

i indisi genelleştirilmiş koordinat sayısını (serbestlik derecesini) göstermektedir ve bu soru için bu değer 1'dir.

$$\frac{\partial K}{\partial \dot{q}_1} = \frac{\partial K}{\partial \dot{\theta}} = \frac{\partial}{\partial \dot{\theta}} \left(\frac{1}{6} ml^2 \dot{\theta}^2 \right) = \frac{1}{3} ml^2 \dot{\theta}$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\theta}} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{1}{3} ml^2 \dot{\theta} \right) = \frac{1}{3} ml^2 \ddot{\theta}$$

$$\frac{\partial D}{\partial \dot{\theta}} = 0, \quad \frac{\partial K}{\partial \theta} = 0, \quad \frac{\partial P}{\partial \theta} = mg \frac{l}{2} \cos \theta$$

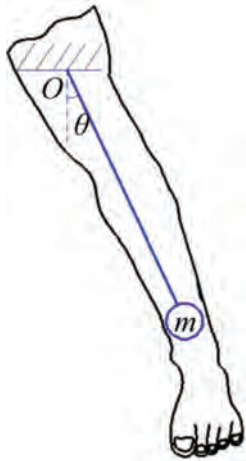
$Q_1 = Fl \sin \alpha$ ise elde edilen tüm sonuçları Lagrangian denkleminde yerine yazarsak;

$$\frac{1}{3} ml^2 \ddot{\theta} + mg \frac{l}{2} \cos \theta = Fl \sin \alpha \text{ bulunur.}$$

Denklem saddeleştirilirse;

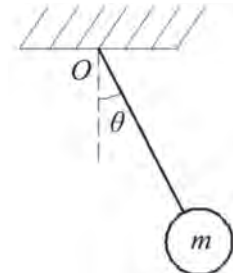
$\frac{1}{3} ml \ddot{\theta} + \frac{mg}{2} \cos \theta = F \sin \alpha$ bulunur. Newton-Euler yöntemi ile bulunan sonucun aynı elde edilmiştir.

Örnek: Şekildeki insan bacağının, diz ekleminden geçen anterioposterior eksenini etrafındaki salınımı için hareket denklemini hem Newton-Euler hem de Lagrangian yöntemleri ile elde ediniz.



Çözüm: İnsan bacağının salınım hareketi O noktası etrafında salınım yapan m kütleli, 1 serbestlik dereceli küresel cismin hareketine benzetilerek çözüm aranmıştır.

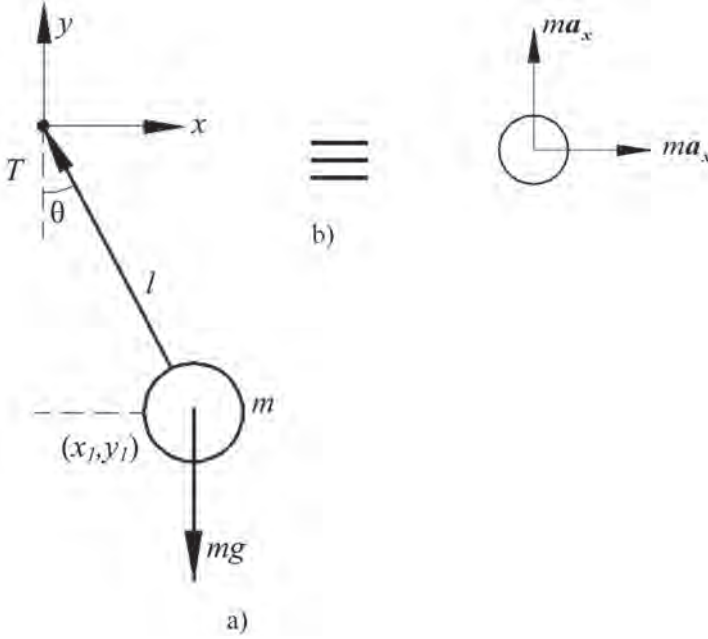
Biyomekanik modelin fiziksel karşılığı aşağıdaki şekilde verilmiştir.



1. Newton-Euler Yöntemi

Öncelikle fiziksel sistemin serbest cisim diyagramı çizilmeli (Şekil 12a) ve cisim üzerindeki eylemsizlik kuvvetleri gösterilmelidir (Şekil 12b).

Serbest cisim diyagramındaki T , ipteki gerilme kuvvetidir. Eğer O noktasına xy koordinat eksenleri yerleştirilirse, (x_1, y_1) noktası, ağırlık merkezinin koordinatları olacaktır.



Şekil 12. Fiziksel sistemin a) serbest cisim diyagramı b) eylemsizlik kuvvetleri.

$$x_1 = l \sin \theta$$

$$y_1 = -l \cos \theta$$

Fiziksel sistem, noktasal bir cisim olarak kabul edilecektir. Bu kabul altında cismin dinamik denge denklemleri aşağıdaki bağıntılarla ifade edilebilir.

$$\sum F_x = m a_x$$

$$\sum F_y = m a_y$$

$$a_x = \frac{d^2 x_1}{dt^2} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dx_1}{dt} \right) = \frac{d}{dt} (l \dot{\theta} \cos \theta)$$

$$a_x = l(\ddot{\theta} \cos \theta - \dot{\theta}^2 \sin \theta)$$

$$a_y = \frac{d^2 y_1}{dt^2} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dy_1}{dt} \right) = \frac{d}{dt} (l \dot{\theta} \sin \theta)$$

$$a_y = l(\ddot{\theta} \sin \theta + \dot{\theta}^2 \cos \theta)$$

$$\Sigma F_x = m a_x \text{ ise}$$

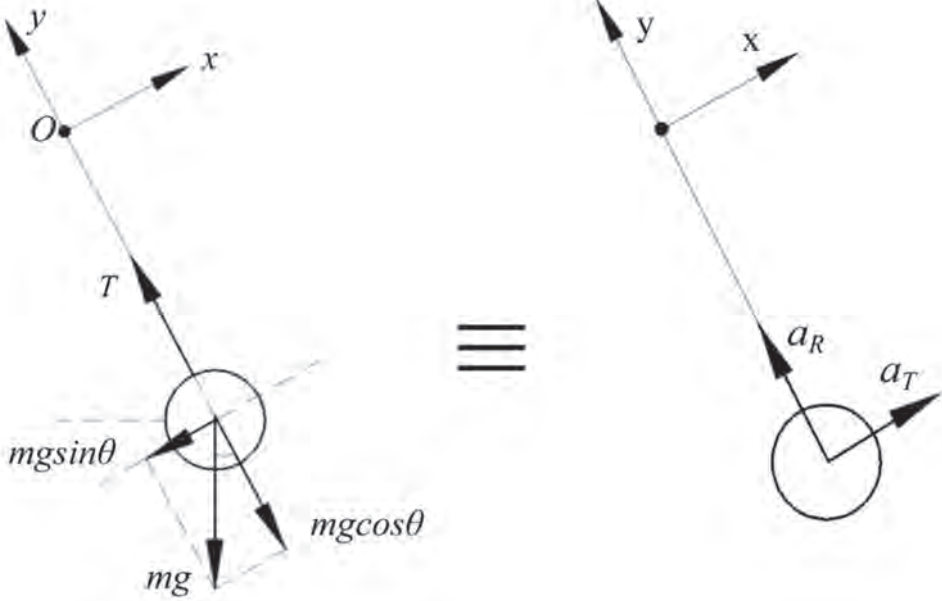
$$-T \cdot \sin \theta = m l \ddot{\theta} \cos \theta - m l \dot{\theta}^2 \sin \theta \quad (1)$$

$$\Sigma F_y = m a_y \text{ ise}$$

$$T \cdot \cos \theta - mg = m l \ddot{\theta} \sin \theta + m l \dot{\theta}^2 \cos \theta \quad (2)$$

(1) denklemindeki T 'yi çekip, (2)'de yerine yazarsak,
 $l\ddot{\theta} + g \sin \theta = 0$ elde edilir.

Aynı soru, xyz koordinat ekseninin z etrafında θ kadar döndürülmesi ve buna bağlı olarak radyal ve çizgisel ivmelerin belirlenmesi ile daha kolay çözülebilirdi.



$$a_T = l \ddot{\theta} \text{ ve } a_R = l \dot{\theta}^2 \text{ olmak üzere;}$$

$$\Sigma F_x = m a_T; -mg \sin \theta = m l \ddot{\theta}$$

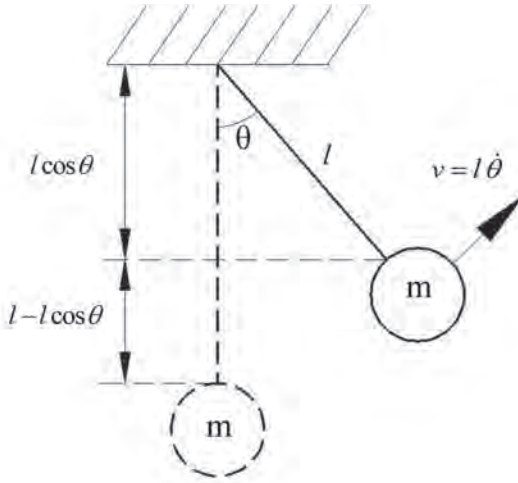
$$l \ddot{\theta} + g \sin \theta = 0$$

Eğer ip gerilmesi T de bulunmak istenirse;

$$\Sigma F_y = m a_R; T - mg \cos \theta = m l \dot{\theta}^2$$

$$T = m l \dot{\theta}^2 + mg \cos \theta \text{ şeklinde hesaplanır.}$$

Lagrangian Yöntemi

Genelleştirilmiş koordinat: $q = \theta$

$$K = \frac{1}{2}mv^2 = \frac{1}{2}m(l\dot{\theta})^2$$

$$P = mgl(l - l \cos \theta)$$

$$D = 0$$

Lagrangian genel denklemi

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial K}{\partial q_i} + \frac{\partial D}{\partial \dot{q}_i} + \frac{\partial P}{\partial q_i} = Q_i$$

$$\frac{\partial K}{\partial \dot{q}_i} = \frac{\partial K}{\partial \dot{\theta}} = ml^2 \dot{\theta} \text{ ise } \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{q}_i} \right) = \frac{d}{dt} (ml^2 \dot{\theta}) = ml^2 \ddot{\theta}$$

$$\frac{\partial K}{\partial \theta} = 0, \quad \frac{\partial D}{\partial \dot{\theta}} = 0, \quad \frac{\partial P}{\partial q} = \frac{\partial P}{\partial \theta} = -mgl \sin \theta$$

 $Q_1 = 0$ (Dış kuvvet mevcut değil)

Hareket denklemi;

$$ml^2 \ddot{\theta} - mgl \sin \theta = 0 \Rightarrow l \ddot{\theta} - g \sin \theta = 0 \text{ bulunur.}$$

Örnek: Tüm vücut titreşimi (TVT, whole body vibration), düşük frekanslı çevresel titreşimlerin temas noktalarından insan vücuduna iletilmesi ve etki etmesidir (5,6). TVT'ye uzun süre maruz kalmak solunum, kalp-damar, görme ve denge fonksiyonların olumsuz etkilenmesine ve eklem rahatsızlıkları gibi sorunlara yol açmaktadır. TVT'nin insan vücudundaki etkilerini değerlendirmek ve simüle etmek için literatürde, birçok biyodinamik insan vücudu modeli önerilmiştir. Bunlardan bir tanesi şekilde görülen 4 serbestlik dereceli modeldir (5).



Modeldeki z_r insan vücuduna koltuktan gelen bozucu etkinin sebep olduğu yer değişimini ifade eder. İnsan vücudunun biyodinamik açıdan ayrıştırılan parçalarının yer değiştirmesi, kütleleri, yay elemanlarının rijitlik katsayıları ve sönüm elemanların katsayıları sırasıyla z_r , m_r , k_i ve c_i ile gösterilmiştir.

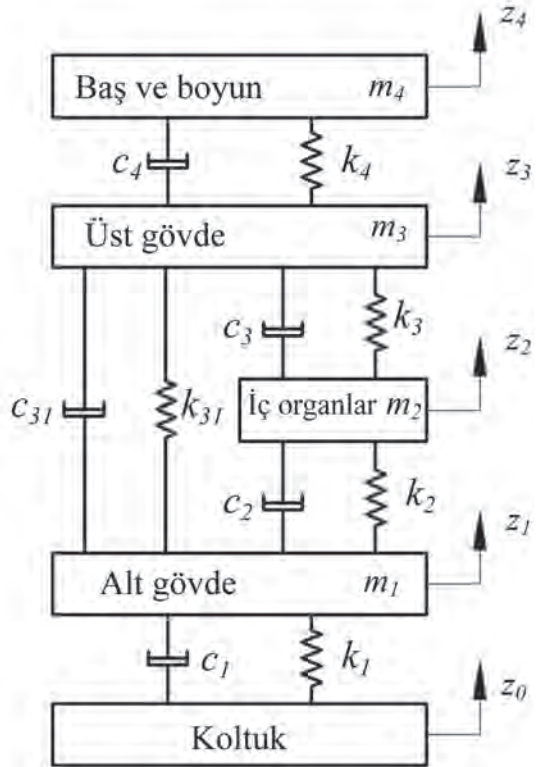
Modelin hareket denklemleri Newton-Euler ve Lagrangian yöntemleriyle elde edilir.

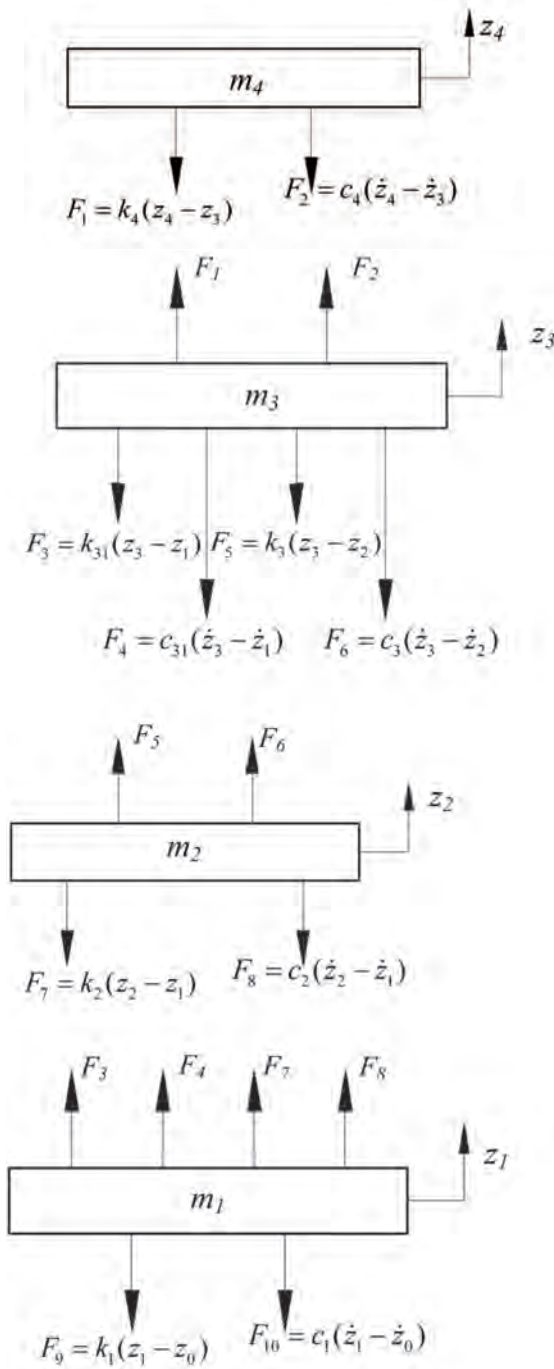
Çözüm:

Newton-Euler Yaklaşımı

Sistem 4 serbestlik dereceli olduğundan 4 tane hareket denklemleri elde edilecektir.

Bütün parçaların serbest cisim diyagramlarını çizmek için, öncelikle tüm yay elemanlarının başlangıçta gergin oldukları varsayılır. Dolayısıyla, doğrudan tüm yayların ve sönümleme elemanlarının kütleleri çektiği ve her parçanın önceki durumundan daha fazla yer değiştirdiği kabul edilmiş olur. Bu kabul sonrası her bir vücut parçasının serbest cisim diyagramları aşağıdaki gibi çizilebilir.





Tüm cisimlere dinamik denge kuralı uygulanırsa

4. cisim (baş & boyun) için hareket denklemi:

$$-F_1 - F_2 = m_4 \ddot{z}_4$$

$$m_4 \ddot{z}_4 + k_4(z_4 - z_3) + c_4(\dot{z}_4 - \dot{z}_3) = 0$$

3. cisim (üst gövde) için hareket denklemi:

$$F_1 + F_2 - F_3 - F_4 - F_5 - F_6 = m_3 \ddot{z}_3$$

$$m_3 \ddot{z}_3 + k_4(z_3 - z_4) + c_4(\dot{z}_3 - \dot{z}_4) + k_{31}(z_3 - z_1) + c_{31}(\dot{z}_3 - \dot{z}_1) + k_3(z_3 - z_2) + c_3(\dot{z}_3 - \dot{z}_2) = 0$$

2. cisim (iç organlar) için hareket denklemi:

$$F_5 + F_6 - F_7 - F_8 = m_2 \ddot{z}_2$$

$$m_2 \ddot{z}_2 + k_3(z_2 - z_3) + c_3(\dot{z}_2 - \dot{z}_3) + k_2(z_2 - z_1) + c_2(\dot{z}_2 - \dot{z}_1) = 0$$

1. cisim (alt gövde) için hareket denklemi:

$$F_3 + F_4 + F_7 + F_8 - F_9 - F_{10} = m_1 \ddot{z}_1$$

$$m_1 \ddot{z}_1 + k_{31}(z_1 - z_3) + c_{31}(\dot{z}_1 - \dot{z}_3) + k_2(z_1 - z_2) + c_2(\dot{z}_1 - \dot{z}_2) + k_1(z_1 - z_0) + c_1(\dot{z}_1 - \dot{z}_0) = 0$$

bağıntıları ile elde edilir.

Not: Sistemin yer çekimi etkisini içermediğine dikkat edilmelidir. Bunun sebebi başlangıçta yapılan, mekanik elemanların (yay ve sönümlenme elemanları) gergin konumda bulunduğu varsayımdır.

Lagrangian Yaklaşımı

$$K = \frac{1}{2} m_1 \dot{z}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 \dot{z}_2^2 + \frac{1}{2} m_3 \dot{z}_3^2 + \frac{1}{2} m_4 \dot{z}_4^2$$

$$P = \frac{1}{2} k_1(z_1 - z_0)^2 + \frac{1}{2} k_2(z_1 - z_2)^2 + \frac{1}{2} k_{31}(z_1 - z_3)^2 + \frac{1}{2} k_3(z_2 - z_3)^2 + \frac{1}{2} k_4(z_3 - z_4)^2$$

$$D = \frac{1}{2} c_1(\dot{z}_1 - \dot{z}_0)^2 + \frac{1}{2} c_2(\dot{z}_1 - \dot{z}_2)^2 + \frac{1}{2} c_{31}(\dot{z}_1 - \dot{z}_3)^2 + \frac{1}{2} c_3(\dot{z}_2 - \dot{z}_3)^2 + \frac{1}{2} c_4(\dot{z}_3 - \dot{z}_4)^2$$

Yukarıdaki kinetik enerji (K), potansiyel enerji (P) ve sönüm terimi (D) denklemleri Lagranian denkleminde yerine yazılır ve elde edilen Lagranian denkleminin sırasıyla aşağıda belirtilen genelleştirilmiş koordinatlara (q_i) göre türevleri hesaplanırsa hareket denklemleri elde edilmiş olur. Fiziksel sisteme bir dış kuvvet etkilediğinden dolayı genelleştirilmiş kuvvet Q_i bütün denklemlerde sifıra eşittir.

Birinci hareket denklemi ($q_1 = z_1$)

$$m_1 \ddot{z}_1 + c_1(\dot{z}_1 - \dot{z}_0) + c_2(\dot{z}_1 - \dot{z}_2) + c_{31}(\dot{z}_1 - \dot{z}_3) + k_1(z_1 - z_0) + k_2(z_1 - z_2) + k_{31}(z_1 - z_3) = 0$$

İkinci hareket denklemi ($q_2 = z_2$)

$$m_2 \ddot{z}_2 + c_2(\dot{z}_2 - \dot{z}_1) + c_3(\dot{z}_2 - \dot{z}_3) + k_2(z_2 - z_1) + k_3(z_2 - z_3) = 0$$

Üçüncü hareket denklemi ($q_3 = z_3$)

$$m_3 \ddot{z}_3 + c_3 (\dot{z}_3 - \dot{z}_2) + c_{31} (\dot{z}_3 - \dot{z}_1) + c_4 (\dot{z}_3 - \dot{z}_4) + k_3 (z_3 - z_2) + k_{31} (z_3 - z_1) + k_4 (z_3 - z_4) = 0$$

Dördüncü hareket denklemi ($q_4 = z_4$)

$$m_4 \ddot{z}_4 + c_4 (\dot{z}_4 - \dot{z}_3) + k_4 (z_4 - z_3) = 0$$

Momentum ve İmpuls

Doğrusal momentum, bir doğru boyunca hareket eden bir cismin hareket miktarının bir ölçüsüdür ve

$$p = mv$$

denklemi ile hesaplanır. Denklemde m kütle, v ise cismin hızıdır.

Kapalı bir sistemde (yani çevresiyle kütle geçişi olmayan ve dış kuvvet etkimeyen fiziksel sistem) momentum değişmez. Buna momentumun korunumu denir.

Newton'un ikinci hareket kanunu;

$F = m\alpha$ bağıntısı ile ifade edilmişti. İvme a yerine $\frac{\Delta v}{\Delta t}$ yazılırsa;

$$F = m \frac{\Delta v}{\Delta t}$$

$F \Delta t = m \Delta v$ elde edilir. Eşitliğin sol tarafında kalan $F \Delta t$ büyüklüğü impuls (etki) olarak tanımlanır.

Momentumun değişimi

$F t = (mv_2) - (mv_1)$ bağıntısı ile tanımlanabilir. v_2 ve v_1 sırasıyla son hız ve ilk hızı ifade eder.

Açısal bir hareket söz konusu olduğunda açısal momentum meydana gelir ve

$H = I \omega$ ifadesiyle tanımlanır.

Denklemde I kütle atalet momenti, ω ise açısal hızdır.

Açısal impulsun bağıntısı ise

$\Delta H = \tau \Delta t$ şeklindedir (τ : tork). Momentum değişimi olarak yazılmak istenirse açısal momentum;

$\tau \Delta t = (I\omega_2) - (I\omega_1)$ biçiminde tanımlanır. ω_2 ve ω_1 sırasıyla son ve ilk açısal hızları ifade eder.

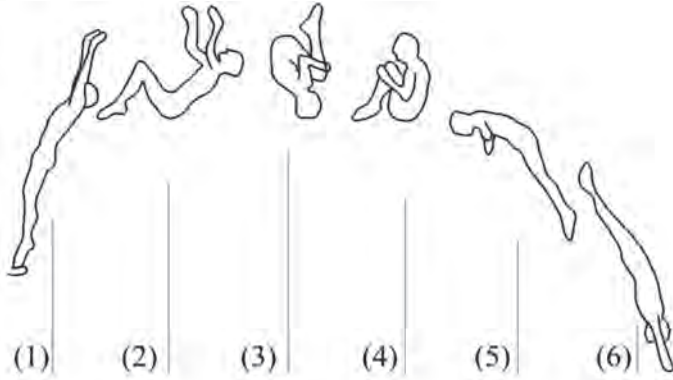
Özellikle kuvvetin çok kısa bir zaman aralığı içerisinde etkilediği durumlar için impuls-momentum bağıntıları, fiziksel sistemlerin hareket denklemlerine ulaşmak için uygun bir yoldur.

Örnek:

Şekilde bir sporcunun trampleden suya atlarken yaptığı rotasyonel hareket aşama aşama görülmektedir.

Buna göre;

- Sporcunun açısal momentumu zamanla nasıl değişir?
- Sporcunun kütle atalet momenti zamanla nasıl değişir?
- Sporcunun açısal hızı zamanla nasıl değişir?



Çözüm:

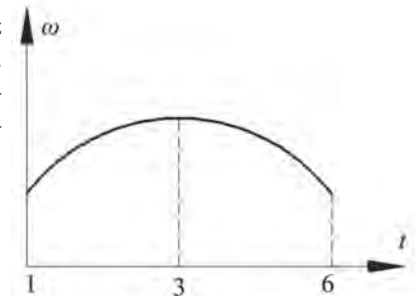
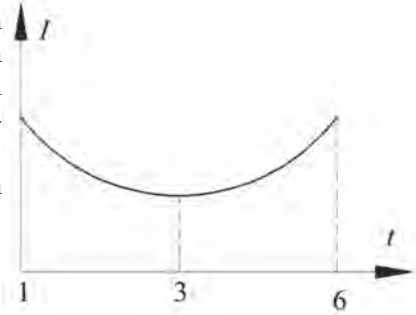
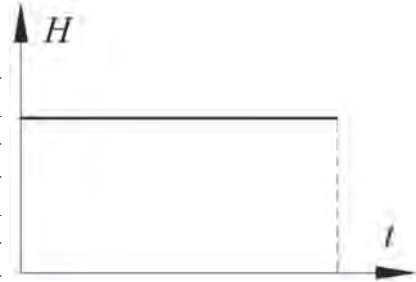
- a. Momentumun korunumu kanunu, bir cisim üzerine dışarıdan bir kuvvet etkimediği sürece açısal momentumunda H değişiklik olmayacağını belirtmektedir. Bu prensipten hareketle, hava sürtünmesinin sporcu üzerindeki etkisinin ihmal edilebileceği varsayımıyla, sporcunun açısal momentumunun hareket boyunca sabit kalacağı çıkarımında bulunulabilir.

$$H_{ilk} = H_{son}$$

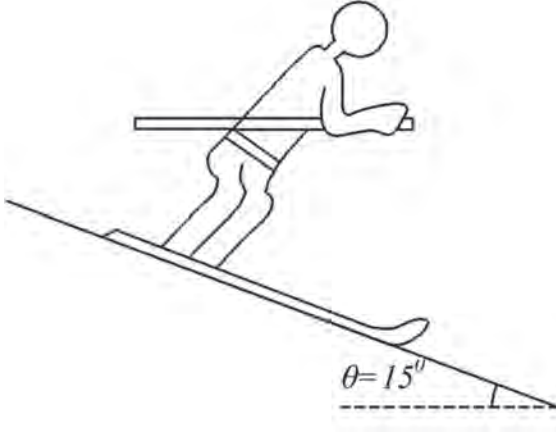
- b. Cisimlerin kütle dağılımları dönme merkezinden uzaklaştıkça atalet momentleri artar. Bu yüzden sporcunun (1) ve (6) noktalarında atalet momenti en büyük iken tepe noktasında (3) ise en küçük değeri alır.
- c. Açısal momentum, atalet momenti ile açısal hızın çarpımı ile hesaplanır.

$$H = I \omega$$

Açısal momentumun hareket boyunca korunacağı kabulü doğrultusunda atalet momenti ile açısal hız arasında ters orantılı bir ilişki olduğu görülmektedir. Dolayısıyla atalet momentinin büyük olduğu durumda açısal hızın küçük, momentin küçük olduğu durumda ise hızın büyük olacağı öngörülebilir.

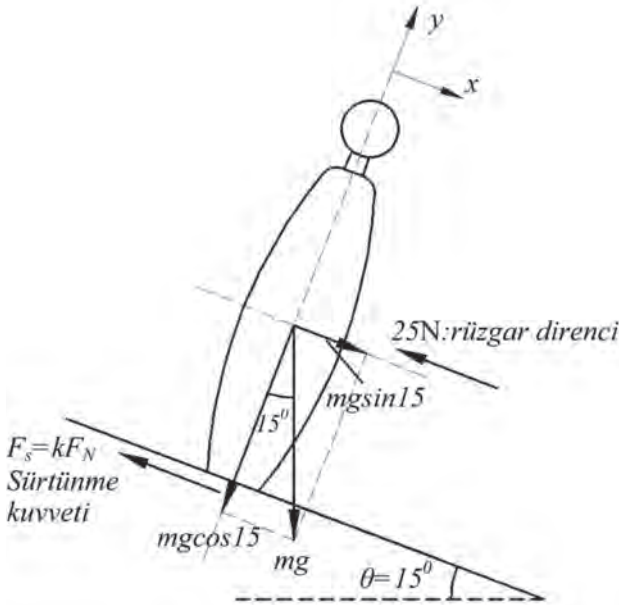


Örnek Soru:



$m = 80$ kg'lık bir kayakçı, 15° lik eğimli bir parkurda iniş yapmaktadır. Kayacıya etki eden rüzgar direnci 25 N'dir. Kayak ve kar arasındaki sürtünme katsayısı $k=0,08$ 'dir. Kayakçı üzerine hareket doğrultusu boyunca etki eden net kuvveti hesaplayınız.

Çözüm:



$$\Sigma F_x = ?$$

$$\Sigma F_x = (mg \sin 15 - 25 - k F_N) \mathbf{i}$$

$$\text{Normal Kuvvet : } F_N = mg \cos 15 = 80(9,81) \cos 15 = 758 \text{ N}$$

$$\Sigma F_x = [80(9,81) \sin 15 - 25 - (0,08) 758] \mathbf{i} = 117,5 \mathbf{i}$$

$$F = 117,5 \text{ N}$$

Örnek: Bir buz hokeyi mücadelesinde iki sporcu aynı doğrultu üzerinde karşılık olarak birbirlerine doğru ilerlerken çarpışmışlardır. 65 kg kütleli sporcunun çarpışma öncesi hızı 4 m/s, 80 kg kütleli sporcunun çarpışma öncesi hızı ise 5 m/s'dir. Çarpışma sonrasında sporcular birbirlerine kenetlenmiş vaziyette bir süre hareket etmişlerdir. Bu esnadaki hızını hesaplayınız.

Çözüm: Momentumun konumu prensibine göre

$$P_{\text{çarpışma öncesi}} = P_{\text{çarpışma sonrası}}$$

$$m_1 \mathbf{v}_1 + m_2 \mathbf{v}_2 = (m_1 + m_2) \mathbf{v}_{\text{son}}$$

$$65 \times 4 - 80 \times 5 = 145 \times v_{\text{son}}$$

$$v_{\text{son}} = -0,99 \text{ m/s}$$

Sonuçtaki (-) işareti, çarpışma sonrasında her iki sporcunun da 80 kg'lık sporcunun başlangıçtaki yönü doğrultusunda bir hıza sahip olduğunu göstermektedir.

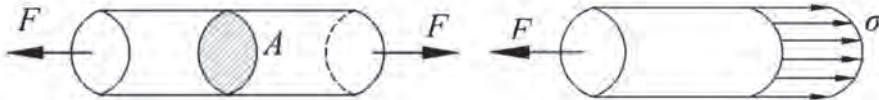
4. Biyolojik Yapıların Mekanik Özellikleri: Mukavemet Açısından Değerlendirilmeleri

Mukavemet şekil değiştirebilen (rijit olmayan) cisimler mekaniğidir. Cisimlerin dış etkiler ve bu dış etkilerin neden olduğu iç kuvvetler karşısında gösterecekleri davranışı karakterize eden bilim dalıdır (7). Cisimlerin yük altındaki şekil değişimleri ve mekanik özelliklerinin yük altındaki davranışına etkisi mukavemetin ilgi alanıdır (8). Kas, tendon, kemik, kırıldak ve ligament (bağ doku) gibi dokuların kuvvet ya da moment etkisi altındaki davranışlarının incelenmesi için mukavemet disiplinin temel kavramlarından yararlanır.

Temel Kavramlar

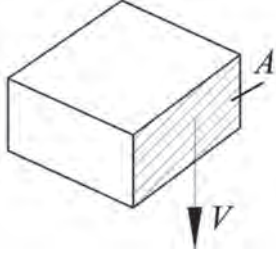
Gerilme: Bir cismin birim alanına etkiyen kuvvete gerilme denir. Gerilme bir cismin malzeme özelliklerine bağlı olarak üzerine gelen kuvveti taşıyıp taşıyamayacağını, bu kuvvet sonrasında ne tür bir fiziksel değişime maruz kalacağını gösteren önemli bir parametredir. Normal gerilme (σ) ve kayma gerilmesi (τ) olmak üzere iki tür gerilme vardır.

Normal Gerilme: Cismin kesit alanına dik biçimde etkiyen kuvvetin alana oranıdır. σ ile gösterilir ve birimi Pascal ($\text{Pa} = \text{N}/\text{m}^2$)'dır.



Normal gerilme $\sigma = \frac{F}{A}$ (Pa=N/m²) bağıntısı ile ifade edilir. Hesaplanan bu gerilme değeri incelenen kesit yüzeyindeki gerilmelerin ortalama değeridir. Gerçek durumda bir yüzeyin tamamında oluşan gerilme değerleri birbirlerine eşit değildir. Ancak hesaplama kolaylığı açısından bu bölümde normal gerilme değerlerinin yüzey boyunca aynı büyüklükte dağılım gösterdiği varsayılacaktır.

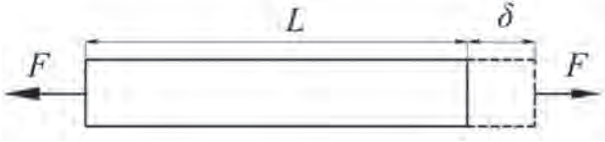
Kayma Gerilmesi: Cismin kesit alanına paralel etkiyen kesme kuvvetlerinin etkisiyle ortaya çıkar. Kesme kuvvetinin alana oranıdır. V kesme kuvvetini ve A da alanı göstermek üzere; kayma gerilmesi aşağıdaki bağıntı ile hesaplanır, τ ile gösterilir ve birimi Pascal (Pa)'dır.



$$\tau = \frac{F}{A} \quad (\text{Pa}=\text{N}/\text{m}^2)$$

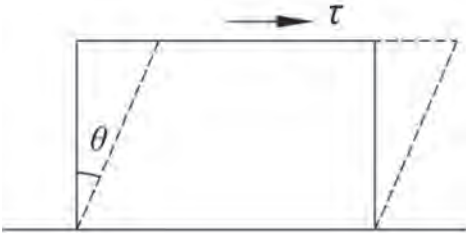
Genleme: Bir cismin yük altında gösterdiği şekil değişimidir. Normal genleme (ϵ) ve kayma genlemesi (γ) olmak üzere iki tip genleme mevcuttur.

Normal Genleme: Cisimlerin aksenal yükleme sonucundaki boyca değişiminin (uzama ya da kısalmaya) ilk boyuna oranıdır ve ϵ ile gösterilir. Birimsiz bir büyüklüktür.



$$\epsilon = \frac{\delta}{L} \quad (\text{mm}/\text{mm})$$

Kayma Genlemesi (Shear): Kayma gerilmesi etkisiyle cisimde ortaya çıkan açısal deformasyon olarak tanımlanabilir. Birimi radyandır ve γ ile gösterilir. G kayma modülü olmak üzere aşağıdaki bağıntı ile tanımlanabilir.

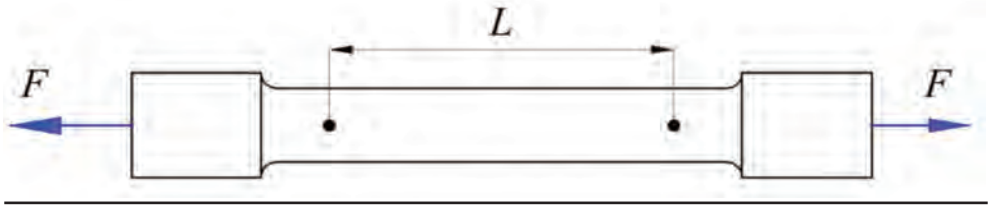


$$\gamma = \frac{r}{G} \quad (\text{rad})$$

Malzemelerin mekanik özelliklerini, maksimum dayanımlarını ya da maksimum uzamalarını belirlemek için yapılan bir takım testler mevcuttur. Test cihazlarının incelenmek istenen malzemenin numunesine uyguladıkları kuvvet ve malzemenin bu etki sonucundaki deformasyon verileri kaydedilerek malzemenin mekanik davranışları karakterize edilebilir. Biyomekanik çalışmalarda ise incelenen malzeme organik bir numune (ör. kas, kemik, tendon) ya da vücuda yerleştirilen bir implant (ör. kalça, diz, diş protez ya da implantı) olabilir. Biyomekanik çalışmalarda sıklıkla uygulanan testler *i*) çekme testi, *ii*) basma testi ve *iii*) üç noktadan eğme testleridir.

Çekme Testi

Malzemelerin gerilme-genleme ilişkisini ortaya çıkarmak ve elastik modül, akma mukavemeti, çekme mukavemeti gibi özelliklerini belirleme için yapılan testtir. L uzunluğuna sahip numunelere çekme deney makinesinde, kopuncaya kadar eksenleri boyunca çekme kuvveti uygulanır. Numunenin baş kısımları (Şekil 13) kuvvet uygulamak için test cihazının çeneleri tarafından tutulan kısımlardır. Numunenin baş kısmı, tutmadan dolayı olabilecek deformasyonlar neticesiyle bu bölgede kırılma yaşanmaması için, ortadaki bölgeye göre daha büyüktür. Numunenin orta bölgesi, deformasyonun ve kopmanın oluşmasının istendiği bölgedir.



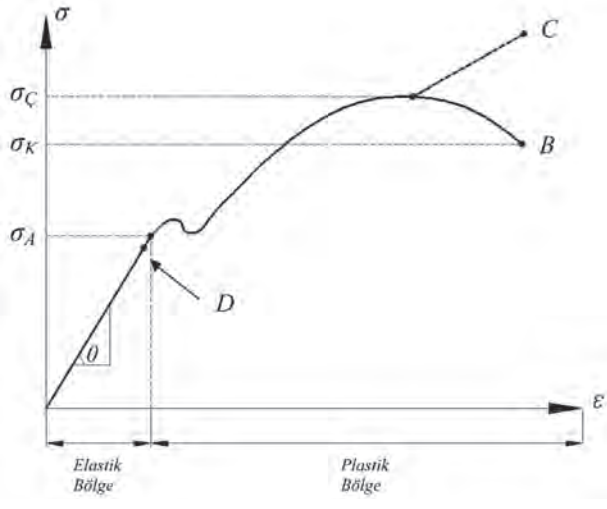
Şekil 13. Klasik mekanik uygulamalarda test cihazına bağlanan numunenin geometrisi.

Test sonucunda elde edilen grafik malzemenin yük altındaki davranışını ve mekanik özelliklerini ortaya koyar. Örneğin; tipik bir yapı çeliğinin gerilme-genleme (gerilme-şekil değiştirme) grafiği çekme testi sonucunda aşağıdaki gibi elde edilir (Şekil 14).

Test boyunca elde edilen uzama değerleri okunur. Bu değerler,

$$\sigma = \frac{F}{A} \text{ ve } \epsilon = \frac{\delta}{L}$$

bağıntılarında kullanılarak gerilme ve genleme hesaplanır. Burada A ; numunenin orta bölgesinin kesit alanını, δ boyuna uzamayı gösterir. Grafikte B noktası nominal



Şekil 14. Bir yapı çeliğine ait gerilme-genleme grafiği.

kopma mukavemetini, C noktası gerçek kopma mukavemetini, D noktası ise elastik limiti ifade eder. σ_A akma, σ_c ise maksimum mukavemet değerleridir. Gerilme-genleme grafiği (çekme diyagramı) ile ilgili bazı önemli özellikler aşağıda verilmiştir.

Elastisite Modül (Young Modülü) ve Hooke Kanunu

Gerilme-genleme grafiğinin elastik bölgesi, malzemeye uygulanan yük kaldırıldıktan sonra malzemenin başlangıçtaki boyutlarına geri dönebileceği bölgesi tanımlar. Elastik bölgede gerilmenin genlemeye oranı sabittir. Bu oran aynı zamanda elastik eğrinin eğimidir. Buna eğime elastisite modülü (Elastik modül ya da Young modülü) denir ve E ile gösterilir (8).

$$E = \tan\theta = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

Gerilme ile genleme arasındaki $\sigma = E\epsilon$ ilişkisi elastik bölge boyunca geçerlidir ve Hooke kanunu olarak adlandırılır.

Elastisite modülü her malzeme için farklıdır ve dolayısıyla ayırt edici bir özelliktir. Mekanik özellikleri belirleyen en önemli parametrelerden biri olan elastisite modülü çelik için 200GPa, cam için 50-90GPa iken, kemik için 10-15GPa aralığındadır.

Akma Mukavemeti

Malzemenin elastik bölgeden çıkıp akmaya başladığı gerilme değeridir (σ_A). Plastik yani kalıcı şekil değişimi bölgesine geçişte önemli bir ara değerdir.

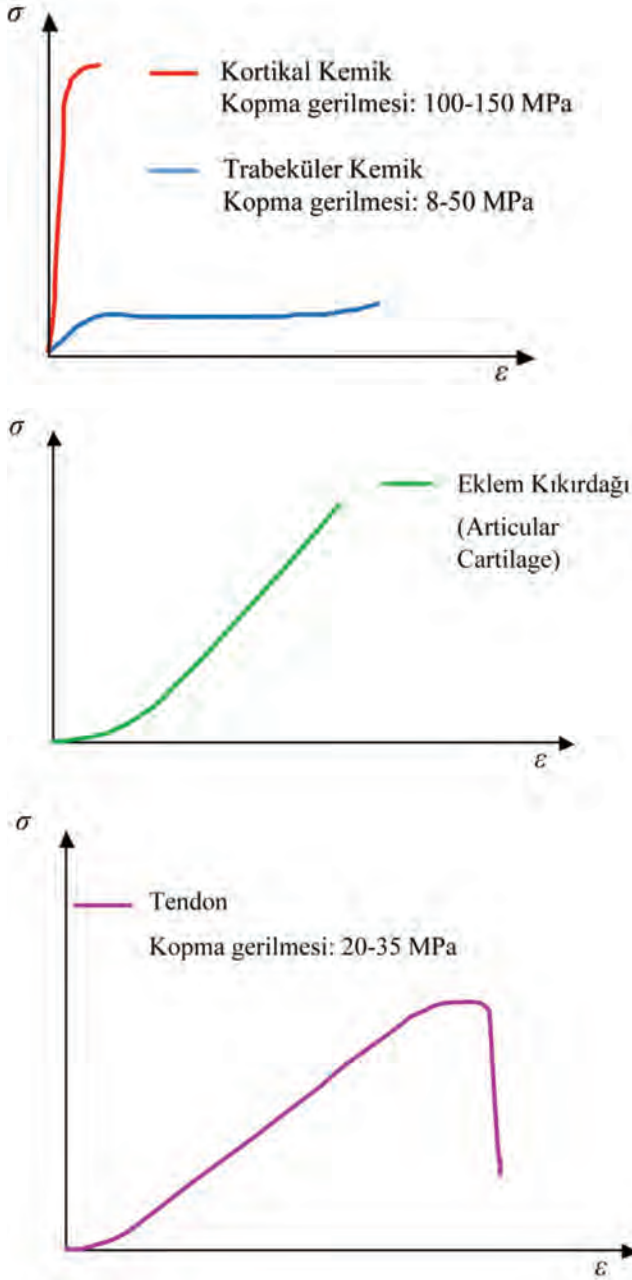
Çekme Mukavemeti

Malzemenin kopmasına veya kırılmasına kadar görülen en büyük gerilme değeridir, σ_c ile gösterilir.

Kopma Mukavemeti

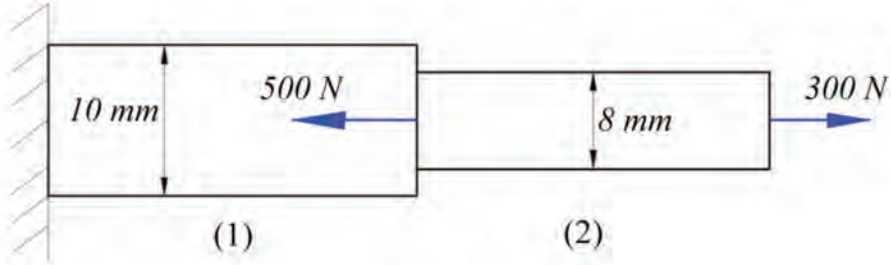
Gerilme-genleme grafiğinde malzemenin koptuğu gerilme değerine kopma mukavemeti σ_k olarak adlandırılır. Nominal kopma mukavemeti teorik olarak hesaplanan gerilme değerini, gerçek kopma mukavemeti de kuvvetin anlık alana oranı ile gösterilen gerilme değerini ifade eder.

Sünek malzemeler (ör. metaller, polimerler) belli bir akma ve plastik deformasyon gösterdikten sonra koparken, gevrek malzemelerde (ör. seramikler ve camlar) çok az miktarda akmadan sonra kırılma ya da kopma hızlı bir biçimde gerçekleşir. Gevrek mühendislik malzemeleri elastik modüllerine bağlı olarak farklı gerilme değerlerinde koparlar. Bunlar için önemli bir detay da belirgin bir akma göstermeden kopmuş olmalarıdır. Şekil 15'te çeşitli malzemelerin gerilme-genleme karakteristikleri verilmiştir.

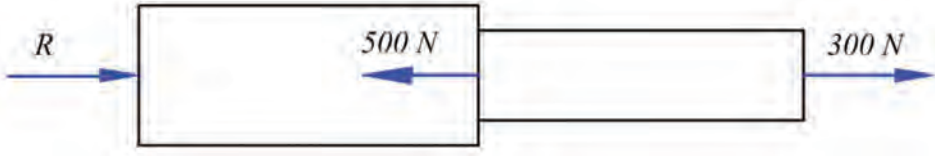


Şekil 15. Bir yapı çeliğine ait gerilme-genleme grafiği.

Örnek: Şekildeki sistemde, çeşitli yüklemelere maruz kalan birbirine bağlı (1) ve (2) silindirlerinde meydana gelen gerilmeleri hesaplayınız.



Çözüm: Öncelikle sistemin statik olarak dengede olması için gerekli reaksiyon kuvveti hesaplanmalıdır.



$$\sum F_x = 0; R + 300 - 500 = 0$$

$$R = 200 \text{ N}$$

(1) ve (2) silindirleri için serbest cisim diyagramı ayrı ayrı çizilerek bunlara etkiyen net kuvvet hesaplanabilir.



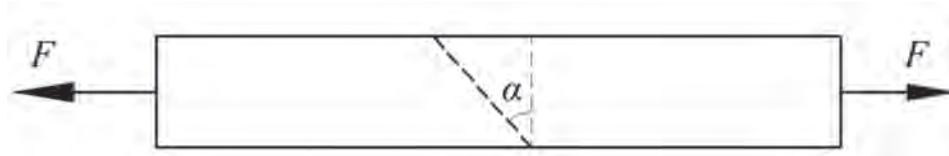
Birinci silindirin kesit alanı: $A_1 = \pi r^2 = \pi 5^2 = 78,5 \text{ mm}^2$

İkinci silindirin kesit alanı: $A_2 = \pi r^2 = \pi 4^2 = 50,3 \text{ mm}^2$

Birinci silindire etkiyen gerilme: $\sigma_1 = F_1 / A_1 = 200 / 78,5 = 2,55 \text{ MPa}$ (Basma Gerilmesi)

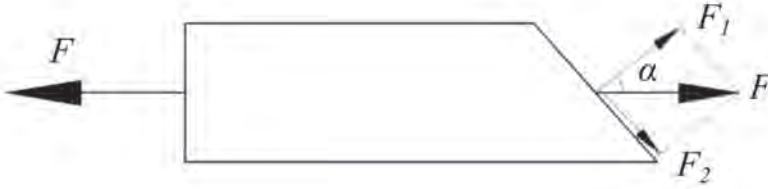
İkinci silindire etkiyen gerilme: $\sigma_2 = F_2 / A_2 = 300 / 50,3 = 5,96 \text{ MPa}$ (Çekme Gerilmesi).

Örnek: Şekildeki çapı 20 mm olan silindirik çubuğa $F=800$ 'luk bir kuvvet uygulanıyor.



$\alpha = 30^\circ$ değeri için şekilde gösterilen eğik düzlemde meydana gelen gerilmeleri gösteriniz ve büyüklüklerini hesaplayınız.

Çözüm:



Kuvvetin yüzeye dik olan bileşeni normal gerilme, paralel olan bileşeni ise kayma gerilmesine sebep olur.

$$F_1 = F \cos \alpha$$

$$F_2 = F \sin \alpha$$

Gerilmeler hesaplanırken alanın da eğimden dolayı değiştiğine dikkat edilmelidir.

$$A = \pi r^2 = \pi 10^2 = 314 \text{ mm}^2 \text{ (silindirin kuvvet eksenine dik kesitinin alanı)}$$

$$A_1 \cos \alpha = A \text{ ise } A_1 = A / \cos \alpha = 314 / \cos 30 = 363 \text{ mm}^2 \text{ (eğik yüzeyin alanı)}$$

Normal gerilme;

$$\sigma = \frac{F_1}{A_1} = \frac{F \cdot \cos \alpha}{363} = \frac{800 \cdot \cos 30}{363}$$

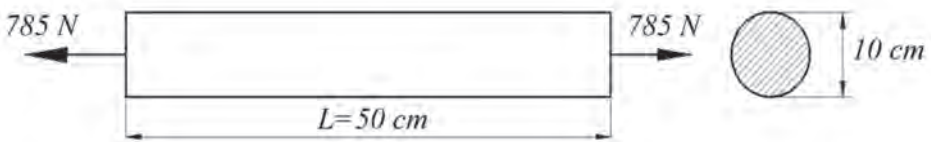
$$\sigma = 1,91 \text{ MPa}$$

Kayma gerilmesi;

$$\tau = \frac{F_2}{A_1} = \frac{F \cdot \sin \alpha}{363} = \frac{800 \cdot \sin 30}{363}$$

$$\tau = 1,1 \text{ MPa bulunur.}$$

Örnek: Şekilde görülen silindirik çubuğa 785N değerinde çekme kuvveti uygulanıyor. Çubuğun boyunda oluşacak uzamayı hesaplayınız. Çubuk malzemesi çelik olup elastik modülü $E=200 \text{ GPa}$ 'dır.



Çözüm: Gerilme tanımı ve Hooke kanunu kullanılarak çözüm yapılır.

$$\sigma = \frac{F}{A} \text{ ve } \sigma = E \cdot \varepsilon \text{ olmak üzere, } \frac{F}{A} = E \cdot \varepsilon \text{ eşitliği kurulursa,}$$

$$\text{Genleme değeri; } \varepsilon = \frac{F}{A \cdot E} \text{ bağıntısı ile bulunur.}$$

$$F = 785 \text{ N}$$

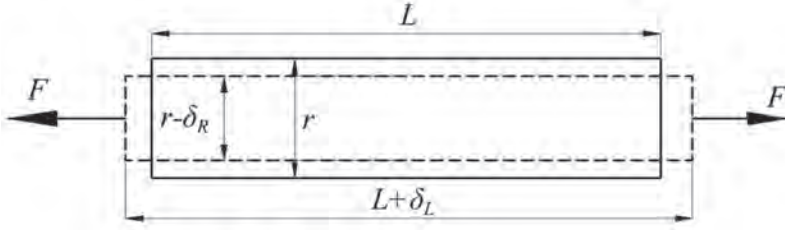
$$A = \pi (0,05)^2 = 7,85 \times 10^{-3} \text{ m}^2$$

$$E = 200 \times 10^9 \text{ N/m}^2$$

$$\varepsilon = 0.5 \times 10^{-6} \text{ m}$$

$$\varepsilon = \frac{\delta}{L} = \frac{\delta}{0.5} \Rightarrow \delta = 0,25 \times 10^{-6} \text{ m} \text{ büyüklüğünde uzama değeri bulunmuş olur.}$$

Poisson Oranı: Eksenî boyunca F kuvveti ile çekilen bir çubukta meydana gelen boyuna uzamanın (δ_L), çaptaki daralmaya (δ_R) oranı olarak tanımlanır.



Boyuna ve enlemesine genleme sırasıyla;

$$\varepsilon_L = \frac{\delta_L}{L} \text{ ve } \varepsilon_r = \frac{-\delta_r}{r} \text{ olmak üzere,}$$

Poisson oranı; $\nu = -\frac{\varepsilon_r}{\varepsilon_L}$ bağıntısı ile ifade edilir.

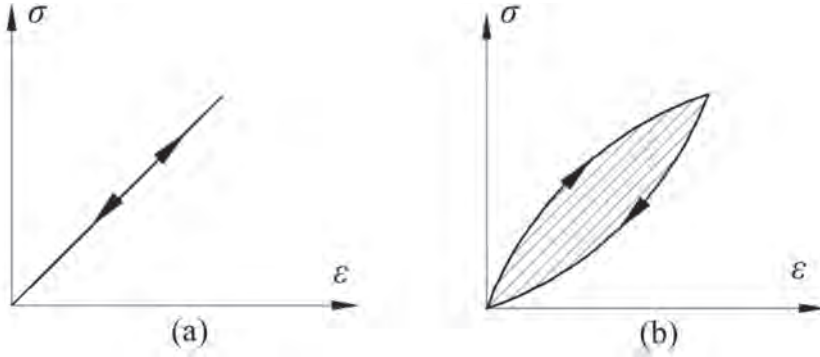
İzotropi: Malzeme özelliklerinin bütün doğrultularda aynı olması durumudur. İzotropik malzemelerde elastik özellikler doğrultu ve yönlerden bağımsızdır (ör. cam, seramik, metal). Anizotropi ise maddenin özelliklerinin doğrultuya göre farklılık göstermesidir (ör. ahşap, kas, kemik).

Homojenlik: Bir cismin hacmi içindeki her noktada aynı yoğunluğa sahip olmasıdır. Yani yoğunluğun bütün noktalarda herhangi bir düzensizlik olmadan sabit olması durumudur.

Mühendislik malzemeleri (çelik, alüminyum vb.) genellikle lineer, elastik, homojen ve izotropik özellikler gösterirken, aksine biyolojik malzemeler non-lineer ve anizotropik olup homojenlik ve elastiklik göstermezler.

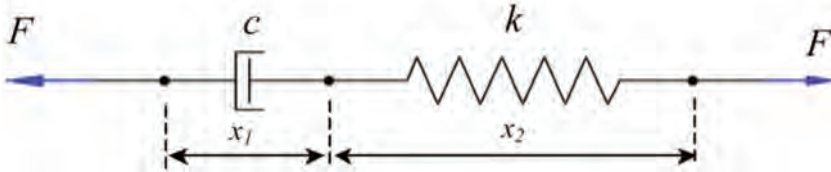
Viskoelastisite: Sünme, gerilme gevşemesi ve histeresis gibi özellikler gösteren malzemeler viskoelastik malzemelerdir. Viskoelastisite biyomekanik malzemelerde görülen önemli bir mekanik özelliktir. Kemik, kas, tendon ve ligament gibi dokular mühendislik malzemelerinden farklı olarak viskoelastik davranış gösterirler.

Bir cisim aniden çekilip, belli bir miktarda şekil değişimi meydana geldikten sonra bu şekil değişimi sabit tutulursa, gerilme-genleme grafiğinde buna karşılık gelen gerilme miktarı zamanla azalır. Bu olaya gerilme gevşemesi (stress relaxation) denir. Benzer şekilde bir cisme kuvvet uygulanıp gerilme oluşturulur ve bu gerilme sabit tutulursa, bu gerilmeye karşılık gelen şekil değişimi sabit kalmaz ve cisim deforme olmaya devam eder. Bu duruma da sünme veya sürünme (creep) denir. Tekrarlı yüklemelere maruz kalan elastik cisimlerin yük uygulanması ve kaldırılması sırasındaki gerilme-genleme ilişkisi aynı eğri üzerinde gerçekleşirken (Şekil 16a), viskoelastik cisimlerde yükün uygulanması ve kaldırılması sonucunda oluşan gerilme-genleme eğrisi farklılık göstermektedir (Şekil 16b). Bu durum histeresis olarak adlandırılır. İki eğri arasında kalan alan (Şekil 16b), sönmülenen (ısıya dönüşen) enerjiye eşittir (9).



Şekil 16. a) Elastik ve b) viskoelastik malzemeler için gerilme-genleme grafikleri.

Viskoelastik malzemelerin davranışlarını karakterize edebilmek için bazı mekanik modeller geliştirilmiştir. Bu kitap kapsamında Maxwell'in viskoelastik model ele alınmıştır (Şekil 17). Önerilen modellerin kapsamlı incelemesi Fung'ın (1993) çalışmasında bulunmaktadır.



Şekil 17. Maxwell viskoelastik model.

Şekilde görülen Maxwell mekanik modelinde viskoelastik yapı, bir yay ve bir sönümleme elemanı (damper) ile tanımlanmış ve sisteme F kuvveti uygulanmıştır. Bu fiziksel modelin matematiksel denklemi aşağıdaki gibi elde edilebilir.

Yay ve sönüm elemanı birbirlerine seri bağlı oldukları için üzerlerine etki eden kuvvet değeri her ikisi için de aynı olacaktır. Dolayısıyla

$F = cx_1 = kx_2$ şeklinde olacaktır. x_1 ve x_2 sırasıyla sönüm ve yay elemanının zamana bağlı yer değişimleridir (displacement).

Modelin toplam yerdeğişimi $x = x_1 + x_2$ 'dir. Bu bağıntının birinci mertebeden zamana göre türevi hesaplanırsa

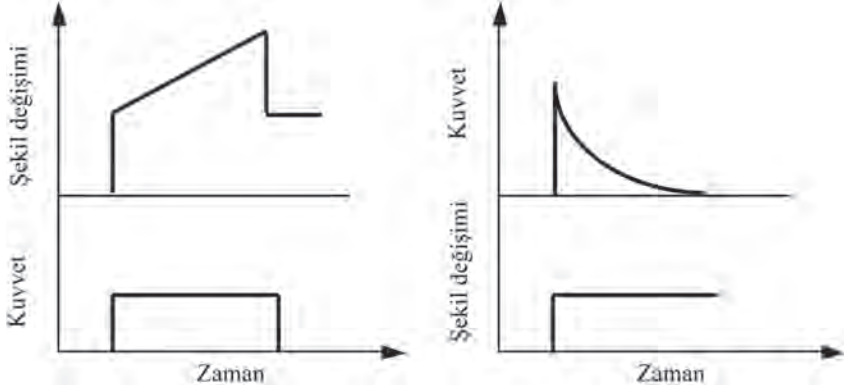
$x = x_1 + x_2$ elde edilir. Bu denklemde x_1 yerine $\frac{F}{c}$, yerine $\frac{\dot{F}}{k}$ yazılacak olursa

$$\dot{x} = \frac{F}{c} + \frac{\dot{F}}{k}$$

elde edilir. Böylece modelin toplam yerdeğişimi x ve üzerine etkiyen kuvvet F arasındaki matematiksel ilişki kurulmuş olur.

Yukarıda elde edilen diferansiyel denklem çözülerek, Maxwell viskoelastik modelde meydana gelen sünme (Şekil 18a) ve gerilme gevşemesi (Şekil 18) fonksiyonları elde edilmiş ve bu fonksiyonların grafikleri Şekil 18'de verilmiştir. Diferansiyel denklemin çözümünde

sünme durumu için kuvvetin, gerilme gevşemesi için de şekil değişiminin sabit olduğu kabul edilmiştir. Fiziksel modelde, kuvvet sabitken şekil değişiminin artmaya devam edip kuvvet kalktıktan sonra da eski haline gelmemesi (Şekil 18a) ve şekil değişimi sabit tutulmasına rağmen kuvvetin zamanla azalması (Şekil 18b) viskoelastik davranışın tipik özellikleridir.



Şekil 18. Maxwell modelinde meydana gelen a) sünme ve b) gerilme gevşemesi fonksiyonları.

Viskoelastik malzemelerde oluşan gerilme, yükün uygulama hızıyla yakından ilişkilidir (Şekil 19). Şekil 17'de görüleceği üzere, uygulanan yükün hızı arttıkça fiziksel sistemin göstereceği direnç de fazla olacaktır. Viskoelastik davranış aynı zamanda malzemenin yüke verdiği tepkinin zamana bağlı olduğunu da ifade eder.

Kemiklerin Mekanik Özellikleri

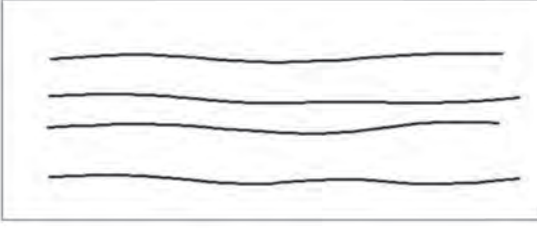
İskelet sisteminin temel elemanı olan kemikler, spesifik malzeme özellikleri ve mekanik karakteristikleri sayesinde diğer organ ve sistemlerin sağlıklı biçimde çalışmasını ve dış etkilere karşı korunmasını sağlarlar.

Mikroskobik ölçekte bakıldığında insan kemiklerinin organik ve inorganik yapılardan oluştuğu görülür. İnorganik yapılar, kalsiyum ve fosfat gibi mineraller olup, kemiklerin ihtiyaç duyduğu sertliği ve dayanıklılığı sağlarlar. Organik yapı ise kolajenden oluşur ve kemiklere esneklik kazandırır. Mineraller yani inorganik bileşenler kemikte organik bileşenlerin içinde uzanmış iplikçikler şeklinde bulunurlar (Şekil 20). Kemiğin içyapısı içinde uzun demir çubuklar barındıran beton kolonlara benzetilebilir.

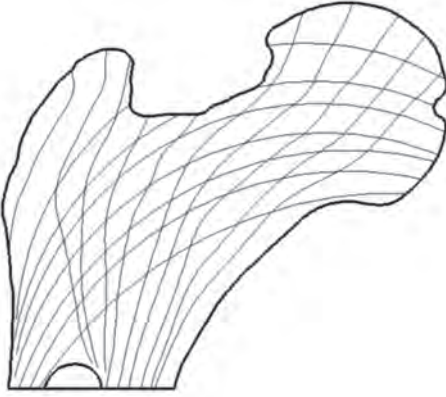
İnorganik iplikçiklere fiber, organik maddelere yani kolajenlere de matris denir (Şekil 21). Kemiğin fiber-matris şeklindeki yapısı ona anizotropik özellik, yani farklı doğrultularda farklı mekanik özellikler gösterme özelliği kazandırır (Şekil 22).



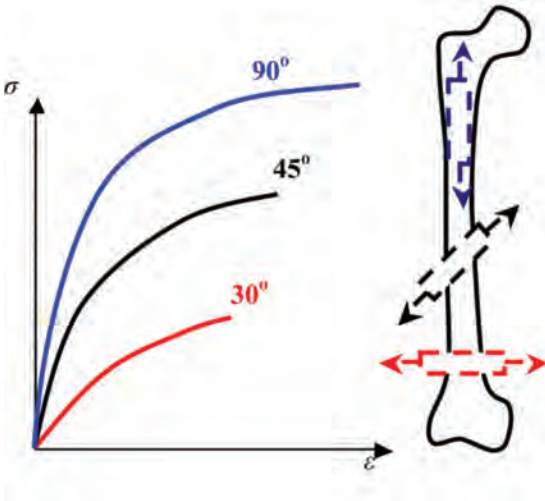
Şekil 19. Farklı hızlarda uygulanan kuvvetler sonucunda viskoelastik bir malzemenin göstereceği gerilme-gerilme davranışı.



Şekil 20. Kemik iç yapısının şematik gösterimi.



Şekil 21. Bir yetişkinin femur başının frontal düzlemdeki kesiti.



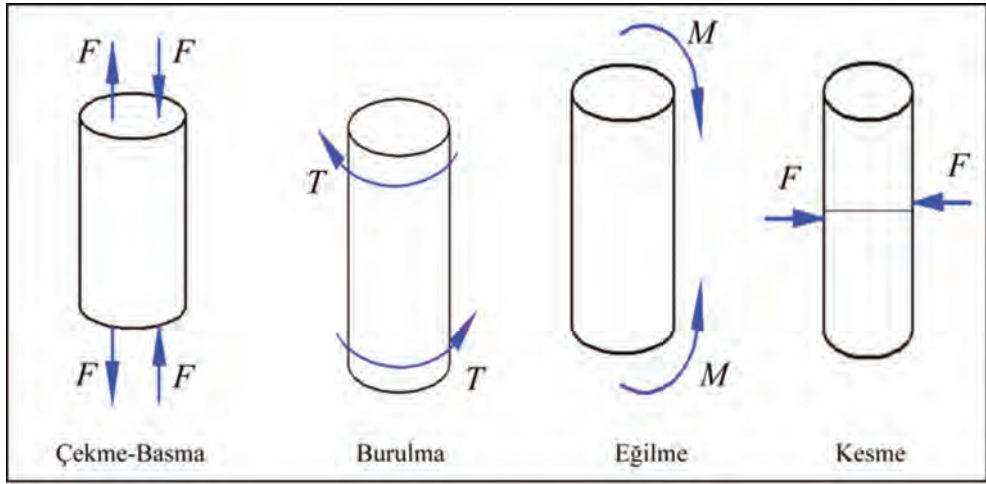
Şekil 22. Femur kemiğinin farklı doğrultularda uygulanan çekme kuvvetlerine karşı gösterdiği anizotropik davranış.

Kemikler çeşitli vücut hareketleri sırasında farklı tip zorlanmalara maruz kalırlar. Bunlar çekme, basma, eğme, kesme, burulma ve bunların bileşiminden oluşabilen yükleme türleridir (Şekil 23).

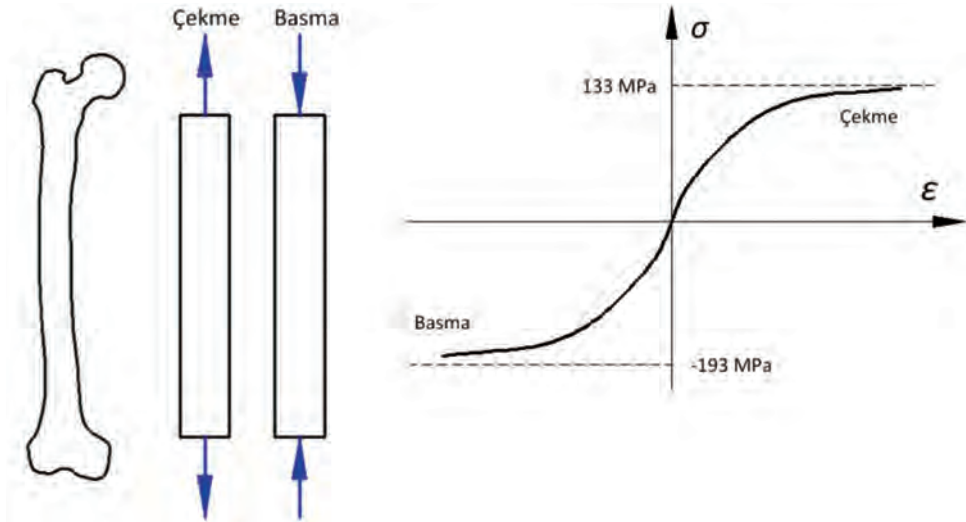
Kemiklerin üzerine etkiyen zorlanmaların biçimleri de mekanik davranışlarını etkiler. İnsan vücudunda özellikle uzun kemikler için basma dayanımları çekme dayanımlarından daha yüksektir (Şekil 24). İnsan vücudundaki kemikler özellikle basma yüklerine karşı oldukça yüksek, çekmeye karşılık orta seviyede ve kesme doğrultusundaki yüklere karşı da düşük mukavemet gösterirler.

Kemiğin yapısına mikroskobik olarak yaklaşıldığında ise mekanik karakterleri birbirinden çok farklı iki yapı görülür. Bunlar kortikal ve trabeküler kemik dokularıdır. Kortikal kemik yoğun ve sert bir yapıya sahip olup, kemiklerin dış yüzeyini kaplar. Trabeküler kemik ise bu sert dış yapının içinde bulunan yumuşak ve daha düşük yoğunluğa sahip kısımdır. Bu iki bileşen mekanik açıdan farklı özellik gösterirler. Şekilde görüldüğü gibi gerilme-genleme diyagramında kortikal kemik daha gevrek bir yapı gösterirken, trabeküler kemikse yüksek miktarda şekil değişimine müsaade etmektedir (Şekil 25).

İnsan kemikleri bir bütün olarak ele alındığında ise mühendislik malzemelerinde farklı davranan bir yapıya sahip olduğu anlaşılır (Şekil 26). Metaller elastik bölgede en yüksek eğime sahip olduklarından nispeten daha rijit malzemelerdir. Metallerin plastik bölgedeki davranış bakımından da kopmadan önce önemli miktarda şekil değişimi gösterdiği gözlemlenmektedir. Cam ise gevrek



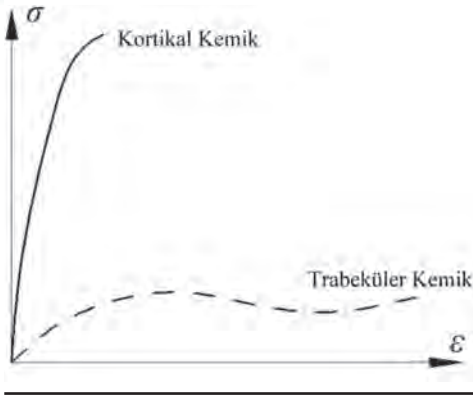
Şekil 23. Kemiklerin maruz kaldığı yüklemeler.



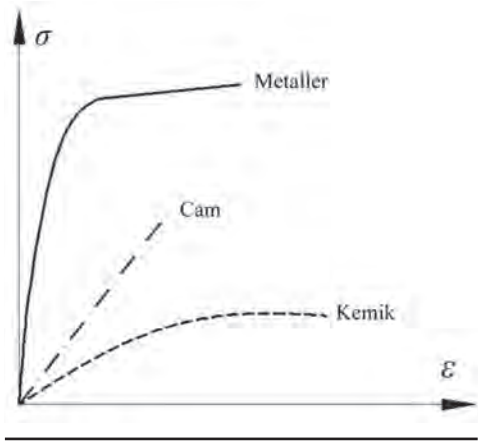
Şekil 24. Femur için boyuna çekme ve basma dayanımları.

bir malzeme olup lineer elastik özellik gösterir ve kopmadan önce çok az miktarda deforme olur. Kortikal ve trabeküler yapılar sayesinde kemik, yüklem sırasında elastik bölgede akma gösterir. Bu da kemiğin lineer elastik olmadığını, viskoelastik bir özelliğe sahip olduğunu gösterir.

Kemiğin mekanik davranışı etkileyen bir diğer etken de yaştır. Zamanla kemiklerde kütle kaybı meydana gelir ve kemik dayanımı düşer (Şekil 27).



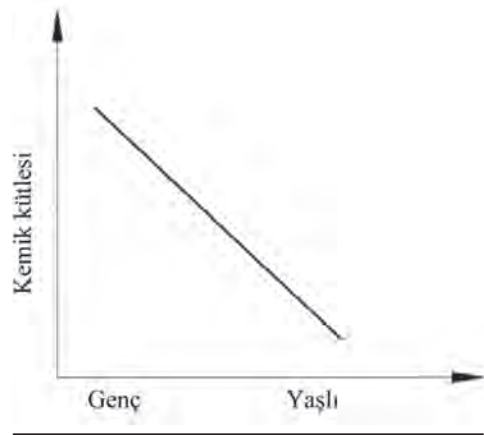
Şekil 25. Kortikal ve trabeküler kemik yapılarının gerilme-genleme eğrileri



Şekil 26. Farklı malzemeler için gerilme-genleme eğrileri (10).

Kemiklerle beraber çalışan kasların hareketleri, kemiğin geometrisi, kesit alanı, yorulma gibi faktörler de kemiğin mekanik davranışına etki eden diğer faktörlerdir.

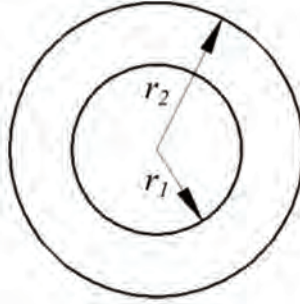
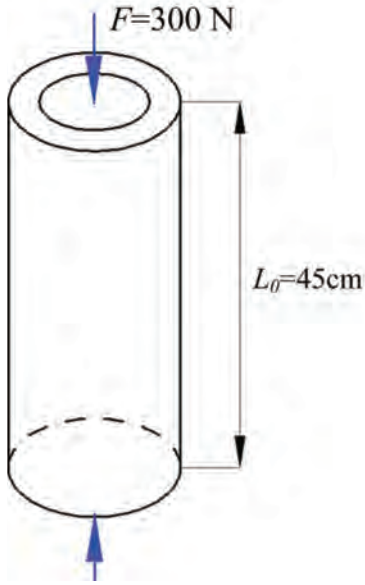
Örnek: Şekildeki femur kemiğine basma testi uygulanmaktadır. Kemik basma kuvvetleri neticesinde kırılana kadar zorlanmaktadır. Kemiğin en dar kesit bölgesinin dış çapı 4 cm, iç çapı ise 2 cm'dir. $F=300\text{N}$ büyüklüğünde bir kuvvet uygulandığı durumda kemikte oluşan gerilme değerini ve boyca kısalmayı hesaplayınız. Kemiğin mekanik olarak basma testine maruz kalmadan önceki boyu 45 cm, kortikal kemiğin elastik modülü 15 GPa'dır.



Şekil 27. Kemik kütlesinin yaşa göre değişimi (10).



Çözüm: Kemikler temelde iki farklı yapıdan oluşmaktadır. Kemiğin iç yapısı trabeküler kemik olarak adlandırılan yumuşak ve düşük mukavemetli kısımda oluşurken, dış kısmı ise daha yüksek mukavemetli kortikal kemik yapısından oluşur. Kemiğin basma yüklemesi sırasında göstereceği mukavemetin önemli bir kısmı kortikal kemik tarafından sağlanacağından dolayı, kemik içi boş bir silindirik yapı olarak ele alınıp çözüm yapılabilir.



$$r_1 = 2 \text{ cm}$$

$$r_2 = 4 \text{ cm}$$

Silindirin kesit alanı, A

$$A = \pi r_2^2 - \pi r_1^2 = \pi (r_2^2 - r_1^2) = \pi (4^2 - 2^2)$$

$$A = 37,7 \text{ cm}^2 = 3770 \text{ mm}^2$$

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{300 \text{ N}}{3770 \text{ mm}^2} = 0,07958 \text{ MPa}$$

$$\sigma = E \varepsilon$$

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} = \frac{0,07958}{15000} = 5,03 \times 10^{-6}$$

δ boyca kısalmayı göstermek üzere

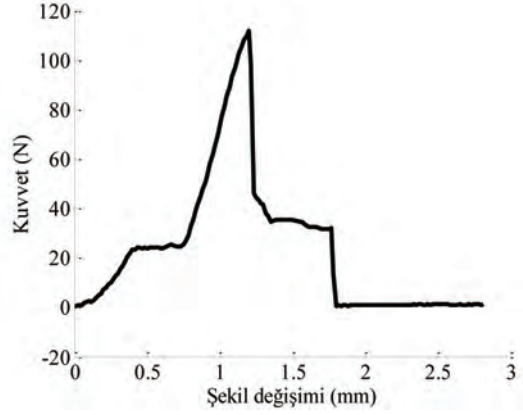
$$\varepsilon = \frac{\delta}{L_0}$$

$$\delta = \varepsilon L_0 = (5,03 \times 10^{-6}) \times (450 \text{ mm})$$

$\delta = 0.0023 \text{ mm}$ boyca kısalma meydana gelmiştir.

Örnek Vaka Çalışması: Üç noktadan eğme testi

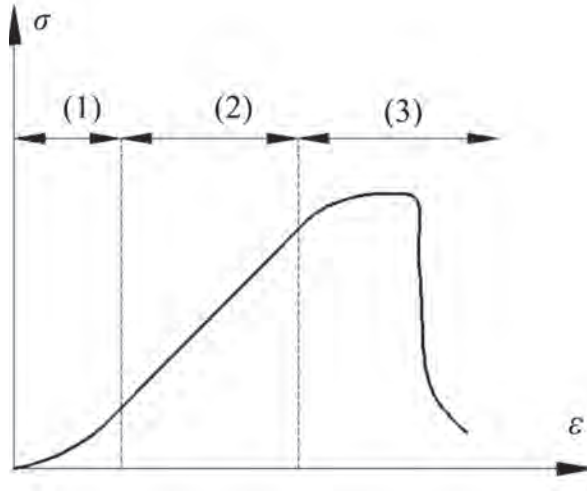
Üç noktadan eğme testi, cisimlere üç ayrı noktadan sabit bir hızla yük uygulanarak dayanımlarının ölçüldüğü testtir. Şekil 28a'da test için hazırlanan deneysel düzenek, Şekil 28b'de ise test sonucunda elde edilen kuvvet-şekil değişimi grafiği verilmiştir. Grafikten de anlaşılacağı üzere kemiğin dayanabileceği maksimum kuvvet yaklaşık 118N ve bu kuvvet değerine karşılık ölçülen maksimum şekil değişimi değeri de yaklaşık 1,2 mm ölçülmüştür. Bu noktadan itibaren kemik kırılmaya başlamış ve tam olarak kemiğin iki parçaya ayrılması ise yaklaşık 1,8 mm civarında gerçekleşmiştir.



Şekil 28. a) Sığıçanlara ait femur kemiklerine uygulana üç noktadan eğme testi. b) Test sonucunda elde edilen kuvvet-şekil değişimi grafiği.

Tendonların Mekanik Özellikleri

Tendonlar, kaslarda üretilen kuvveti kemiklere aktararak hem eklem hareketlerine yardımcı olurlar, hem de vücudun duruşu için gerekli stabiliteyi sağlar. Tendonlar da kemikler gibi viskoelastik malzemelerdir. Kasların kasılması sırasında ortaya çıkan yüksek çekme kuvvetlerine maruz kalır. Tendonlar kasların kasılması sırasında ortaya çıkan yüksek çekme kuvvetlerine dayanabilecek kapasitededirler ve aynı zamanda yüksek miktarda enerjiyi hareket sırasında depolayabilirler. Tendonların da mekanik özellikleri çekme testi ile belirlenebilir. Tendonlara uygulanan çekme testleri sonucunda Şekil 29'daki gibi bir gerilme-genleme grafiği elde edilir.

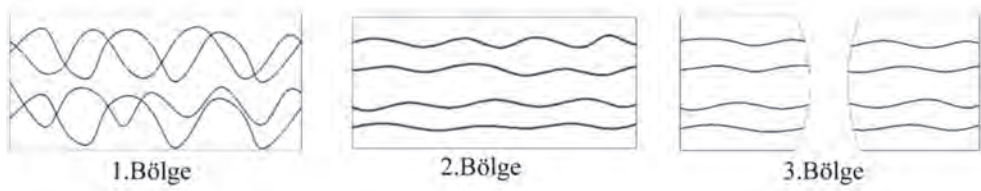


Şekil 29. Çekme testi sonucunda tendona ait elde edilen gerilme- genleme grafiği.

Gerilme-genleme grafiğinde 3 ayrı bölge oluştuğu görülmüştür. Bunlar;

- (1). Bölge: Uç (toe) bölgesi
- (2). Bölge: Lineer (elastik) bölge
- (3). Bölge: Akma ve kopma bölgesi

(1). bölge fiberlerin henüz neredeyse başlangıç pozisyonunda yani konkav şeklinde olduğu durumu ifade eder. Yani uygulanan kuvvet düşük olduğu için henüz fiberler boyuna uzamamışlardır. Uygulanan kuvvet arttıkça fiberler çekilir ve daha düz hale gelirler. Bu da gerilme-genleme grafiğinde (2). bölgenin (lineer-elastik bölge) oluşmasına olanak verir. Kuvvetin daha da artması ile birlikte (3). bölgeye (kopma bölgesi) geçilir. Bu bölgede öncelikle tendon yapısında mikro ölçekte kalıcı hasar meydana gelir, yani tendonların lifleri gruplar halinde kopmaya başlar. Yükün artırılmaya devam edilmesiyle mikro hasarlar büyür ve tendon kopar (Şekil 30).



Şekil 30. Gerilme-genleme grafiğinde bölgelere göre tendon yapısının değişimi.

Tendonlar için elastik modül E 2-4 Gpa arasında değişirken, dayanabilecekleri maksimum çekme gerilmesi, 20-35 MPa değerlerinde olur. Tendonlar viskoelastik malzemelerdir; dolayısıyla histerisis, sünme ve kuvvet genleşmesi özellikleri gösterirler.

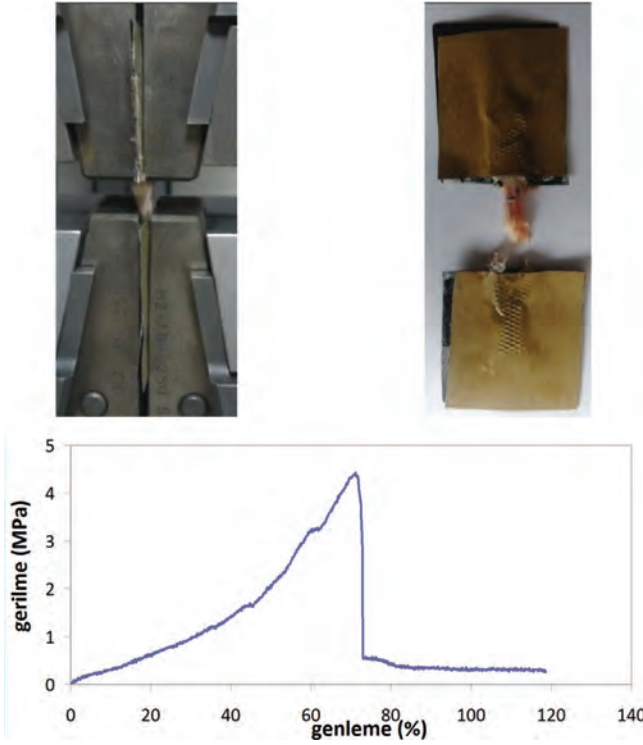
Tendonların mekanik özelliklerini etkileyen önemli faktörler vardır. Yaşlanma etkisi açısından değerlendirildiğinde, tendonların yaklaşık 20 yaşına çekme mukavemeti sürekli artar; ancak yaşın ilerlemesi ile hem çekme dayanımında hem de rijitlikte önemli bir azalma söz konusu olur. Çünkü tendonların içerdiği tenocyte hücreleri ve su miktarında azalma ortaya çıkar. Ayrıca spor ve fiziksel aktivite ile tendonların kesit alanlarında büyüme meydana gelir ve çekme mukavemetleri artar. Şeker hastalığı, bağ dokusu bozuklukları, hamilelik vb. etkenler de tendonların mekanik davranışlarını etkileyen diğer faktörlerdir.

Örnek vaka çalışması: Sıçan aşil tendonlarına uygulanan çekme testi

Bu örnek vakada, sıçanların aşil tendonlarında kesiler oluşturulmuş ve bu kesiler çeşitli farmakolojik yöntemlerle tedavi edilmeye çalışılmıştır. Yapılan tedavilerin tendonlar üzerindeki sonuçları hem histopatolojik hem de biyomekanik açıdan değerlendirilmiştir.

Tedavi edilen tendonların biyomekanik değerlendirmesi, tendonlara uygulanan çekme deneyi sonrasında elde edilen veriler doğrultusunda yapılmıştır. Şekil 31a'da test cihazına bağlanan tendon, Şekil 31b'de test sonrasında kopma gerçekleşen tendon, Şekil 31c'de ise elde edilen kuvvet-uzama verilerinin grafiği gösterilmiştir.

Şekil 31c'den de anlaşılacağı üzere tendonun maksimum kopma mukavemeti yaklaşık 4.5MPa, maksimum genleme değeri de %72 seviyelerinde gözlenmektedir.



Şekil 31. a) Çekme testi uygulayabilmek için test cihazının çenelerine bağlanmış sıçan aşil tendonu. b) Test sonucunda kopan tendon. c) Elde edilen gerilme-genleme eğrisi.

Kasların Mekanik Özellikleri

Kemik ya da tendon dokularından farklı olarak kaslar kuvvet üreten yapılardır. Dolayısıyla kasların mekanik özelliklerinin kapsamlı biçimde ele alınabilmesi için kasların kuvvet üretimini etkileyen kas uzunluğu, kas hızı, lif yapısı, kesit alanı ve aktivasyon seviyesi gibi fizyolojik parametrelerin de dikkate alınması gerekir. Ancak kasların kuvvet üretim mekanizması ayrı bir bölümde ele alınmayı hak eden kapsamlı ve detaylı bir konudur. Ancak yumuşak ve sert doku mekaniğini ele alan bu bölümün bütünlüğünü korumak adına kasların mekanik özellikleri de, dar bir kapsamda da olsa, ele alınacaktır.

Kasların başlıca işlevi, canlıların hareketi için gerekli olan kuvvet üretimini gerçekleştirmektir. Bu yüzden kasların mekanik özelliklerini ve kuvvet üretim mekanizmasının çalışma ve karar verme prensiplerini anlamak, hastalık veya travmalardan dolayı meydana gelen motor fonksiyon kayıplarının yeniden kazanılması açısından önemlidir.

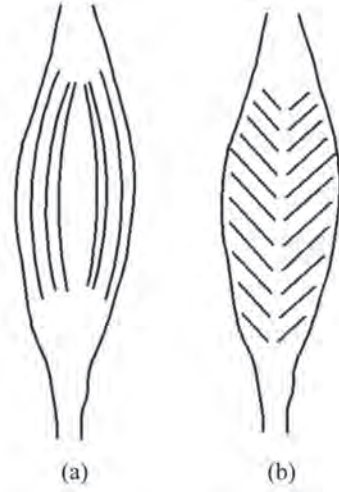
İnsan vücudunda kaslar ağırlık bakımından yaklaşık %40-%45 oranında yer tutarlar. Kasların en küçük birimleri yüzlerce çekirdek barındıran, genişlikleri 10-100 mm ve uzunlukları 1-30 cm arasında değişen kas lifleridir (fiber). Kas lifleri ise miyofibril olarak adlandırılan yapılardan meydana gelirler. Miyofibril ise başka temel yapılar içermekle birlikte aktin, miyozin ve titin gibi protein moleküllerinden oluşur.

Kaslarda, tendon ve kemik doku gibi viskoelastik özellik gösterirler. Literatürde, kasların makro seviyedeki davranışlarını karakterize etmek üzere çok sayıda kas modeli önerisi bulunmaktadır (11). Bunlar arasında en popüler model Hill tipi kas modelidir (biyomekanik çalışmalarda sıklıkla

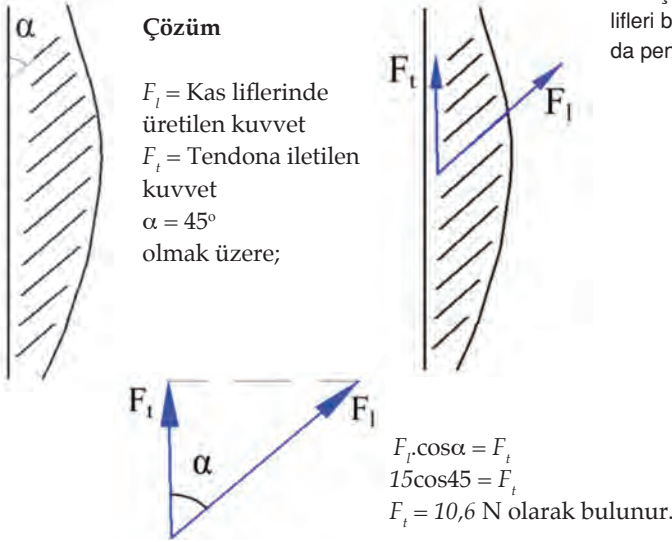
kullanılan bu tip kas modellerinin kapsamlı anlatımı için bakınız: Fung, 1993).

Kasların ürettiği kuvvetin büyüklüğünü etkileyen önemli faktörlerden bir tanesi, kas hücrelerinin kas içerisindeki dağılımlarıdır. Kas lifleri kasın uzun eksenine (longitudinal) doğrultusunda birbirlerine paralel olacak şekilde dağılım gösterebilecekleri gibi (paralel lif yapısı) (Şekil 32a), bu eksene eğik eksenler doğrultusunda da (pennated muscle) yer alabilirler (Şekil 32b). Pennated lif yapısına sahip kaslar daha fazla lif barındırdığından, paralel lif barındıran kaslardan daha fazla kuvvet üretirler.

Örnek: Şekilde görülen kas yapısında pennated liflerin longitudinal eksen ile yaptığı açı α (pennasyon açısı) ile ifade edilmektedir. Kas liflerinde oluşan kuvvet 15 N ve $\alpha = 45^\circ$ için tendona etkiyen kuvveti hesaplayınız.



Şekil 32. Farklı doğrultudaki kas liflerinin şematik gösterimi a) Paralel kas lifleri b) Tendon doğrultusu ile aralarındaki pennasyon açısı bulunan kas lifleri.



Örnek: Bir üst kol fleksör kasın kesit alanı $A = 8 \text{ cm}^2$ dir ve izometrik kasılma sırasında kasta oluşan gerilme $\sigma = 0,4 \text{ MPa}$ 'dır. Kas ile dirsek eklemi arasındaki dik uzaklık (moment kolu) $d = 3 \text{ cm}$ ise dirsek ekleminde bu kasın ürettiği kuvvetten kaynaklanan moment değerini hesaplayınız.

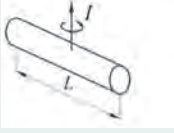
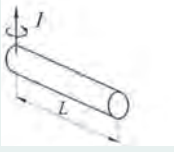
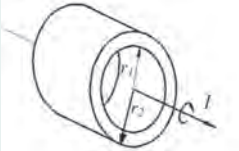
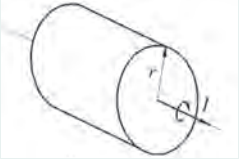
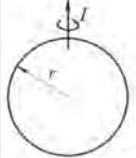

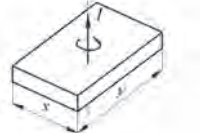
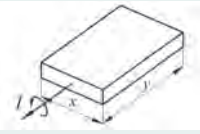
$$\sigma = \frac{F}{A}$$

$$F = \sigma A = (0,4 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}) \times (800 \text{ mm}^2)$$

$$F = 320 \text{ N}$$

$$M = F d = 320 \times 0,03 = 9,6 \text{ Nm}$$

TABLO 3. Kütle Atalet Momentleri Tablosu: Tablodaki tüm cisimlerin kütlesi M 'dir.

Geometri Tipi	Şekil	Formül
1. Uzun silindirik kesitli çubuk Merkezinden geçen eksene göre atalet momenti		$I = \frac{1}{12} ML^2$
2. Uzun silindirik kesitli çubuk Bir ucundan geçen eksene göre atalet momenti		$I = \frac{1}{3} ML^2$
3. İçi Boş Silindir Merkezi boyunca geçen eksene göre atalet momenti		$I = \frac{1}{2} M (r_1^2 + r_2^2)$
4. İçi dolu silindir Merkezi boyunca geçen eksene göre atalet momenti		$I = \frac{1}{2} Mr^2$
5. İçi dolu küre Merkezinden geçen eksene göre atalet momenti		$I = \frac{2}{5} Mr^2$
6. İçi boş küre Merkezinden geçen eksene göre atalet momenti		$I = \frac{2}{3} Mr^2$
7. Düz levha Yüzeyine dik merkez eksene göre atalet momenti		$I = \frac{1}{2} M (x^2 + y^2)$
8. Düz Levha Yüzeyine paralel merkez eksene göre atalet momenti		$I = \frac{1}{2} Mx^2$

Kaynaklar

1. Alexander, R. M., 2003, *Locomotion of Animals*, Princeton University Press, Princeton and Oxford.
2. Akçalı, İ. D., Gülşen, M., Ün, K., 2009, *Kas-iskelet sistemi biyomekaniği*, Ortopedia, Adana, Türkiye.
3. Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S. N., 2013, *Research methods in biomechanics*, Human Kinetics, 2nd edition.
4. Hibbeler, R., C., 1997, *Engineering Mechanics: Dynamics*, Prentice Hall, 8th Edition.
5. Wan Y., Schimmels J.M., A simple model that captures the essential dynamics of a seated human exposed to whole body vibration, *Bioeng. Div. ASME*, 31:333–334, 1995.
6. Arslan Y.Z., “Experimental assessment of lumped-parameter human body models exposed to whole body vibration”, *Journal of Mechanics in Medicine And Biology*, vol.15, pp.1550023-1-1550023-13, 2015.
7. Gere, J., Timoshenko, S. P., 1990, *Mechanics of Materials*, PWS-Kent, Boston, 3rd edition.
8. Hibbeler, R., C., 2010, *Mechanics of Materials*, Prentice Hall, 8th Edition.
9. Fung, Y.C., 1993, *Biomechanics mechanical properties of living tissues*, New York, Springer.
10. Nordin M., Frankel, V.H., 2012, *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, LWW; Fourth, North American Edition.
11. Epstein M., Herzog W., 1998, *Theoretical models of skeletal muscle: Biological and mathematical considerations*, Wiley & Sons, New York.

Omuz Biyomekaniği

Ata Can Atalar, Ali Erşen

İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji, Anabilim Dalı

Giriş

Üst ekstremitenin, dolayısıyla elin uzaydaki konumunun belirlenmesinde ve vücutla uyumlu hareket edebilmesinde anahtar rol oynayan omuz, vücutta hareket açıklığı en geniş olan eklemdir. Omuz eklemi, tek bir eklem olarak düşünülmesine rağmen 4 ayrı eklemin beraber uyumlu çalışmasıyla oluşan bir eklem kompleksidir.

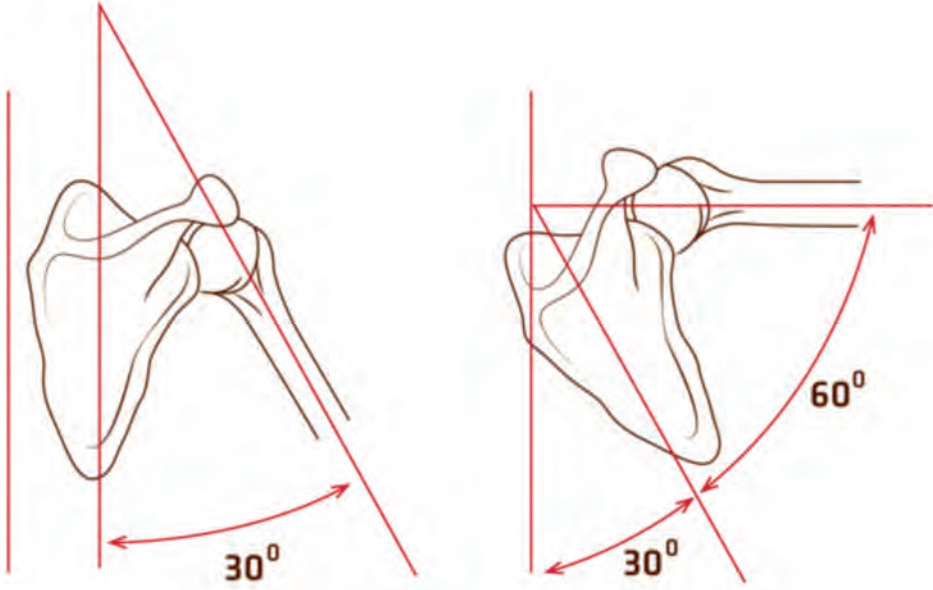
Glenohumeral eklem, omuz eklemine oluşturan eklemler arasında en hareketli olanı olup üç planda hareket yeteneği vardır. Akromiyoklavikular, sternoklavikular ve skapulotorasik eklemler bu kompleksin diğer eklemleri olup, glenohumeral eklemin aksaksız çalışabilmesi için kusursuz bir uyum içinde olmalıdırlar.

Bu bölümde, ön planda glenohumeral eklemin geniş hareket açıklığının sağlanmasında rol oynayan faktörler ve geniş hareket açıklığının beraberinde getirdiği patolojik durumlar biyomekanik olarak güncel literatür ışığında ele alınacaktır.

Omuz Eklemi Hareket Açıklığı ve Anatomisi

Diartrodiyal bir eklem olan omuz ekleminin abduksiyonu ve fleksiyon–ekstansiyonu 180° iken, iç ve dış rotasyon toplamı yaklaşık 150° kadardır.

Vücudun yanında duran kolun tam olarak yukarı kaldırılması (abduksiyon) yaklaşık 180°'lik bir hareket gerektirir. Omuz eklemi hareketi sırasında, glenohumeral ve skapulotorasik eklemin beraber ve uyumlu çalışması gerekmektedir. “Skapulohumeral ritim (uyum)” olarak açıklanan bu durumda glenohumeral eklem ve skapulotorasik eklem arasında 2:1 oranı mevcuttur. Örneğin 90° omuz elevasyonu yapıldığında bu hareketin 60°'si glenohumeral ekleme, 30°'si ise skapulotorasik ekleme aittir. 120° elevasyondan sonra bu oran 1:1'e düşer ve her 1° glenohumeral eklem hareketine karşı 1° skapulotorasik hareket meydana gelir.



Şekil 1. Omuz hareketine skapulotorasik hareketin katılımı

Omuz eklemi hareketi sırasında; skapulotorasik eklemden elevasyon haricinde, sagittal planda 20° - 40° arası posterior eğilme (tilt), transvers planda ise 15° - 35° dış rotasyon meydana gelmektedir. Skapulotorasik eklemin bu hareketleri yapabilmesi için 2 grup kasın uyumlu çalışması gerekmektedir.

- Trapezius, ve rhomboid kasları
- Serratus anterior, pektoralis minör.

Rhomboid kaslar (rhomboideus major ve minör) skapulanın retraksiyonunu sağlarken, skapulanın omuz hareketi sırasında toraks duvarından ayrılmamasını sağlar. Bu kaslar içerisinde en büyük ve kuvvetli olanı trapezius kasıdır. Üç bölümden oluşan bu kasın; üst bölümü skapular elevasyon, orta bölümü skapular depresyon, alt bölümü ise skapular retraksiyon yaptırmaktadır.

Pektoralis minör ve serratus anterior kasları ise; rhomboid ve trapezius kaslarının tersine skapulaya protraksiyon yaptırmaları. Omuz hareketleri sırasında skapulanın medial kenarının toraks duvarına sabitlemeye yardım ederler.

Bu iki kas grubunun herhangi bir nedenle (sinir yaralanması, travma gibi) uyumlu çalışmaması kanat skapula (winging skapula) olarak isimlendirilen klinik durumu ortaya çıkarır. Trapezius kasının çalışmaması durumunda; 'lateral kanatlanma (lateral winging)' meydana gelirken, serratus anterior kasının çalışmaması durumunda ise 'medial kanatlanma (medial winging)' görülmektedir. Medial kanatlanma daha sık görülür ve omuz hareketleri sırasında skapula mediale ve yukarı doğru çekilir.



Resim 1. Omuz hareketine skapulotorasik hareketin katılımı.

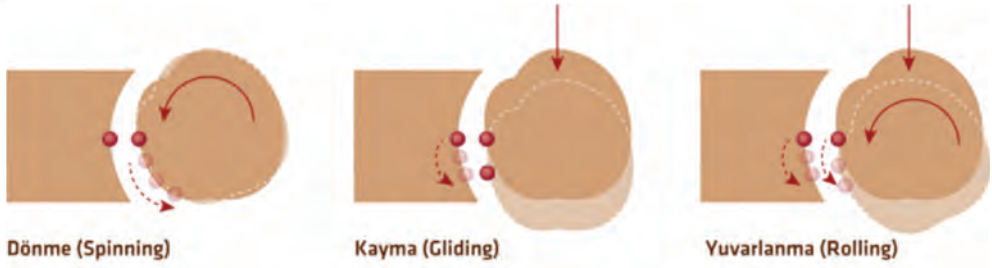
Stabilite - Instabilite

Bu kadar geniş hareket açıklığının sağlanması ve korunması için omuz ekleminde yumuşak dokuların ve kemik yapının kusursuz bir uyum içinde olması gerekmektedir ve bu uyumun bozulduğu birçok durumda, instabilite meydana gelmektedir. Bu nedenledir ki, omuz eklemi çıkığı diğer eklem çıkıklarına göre daha sık görülmektedir. İnstabilite kavramını anlayabilmek için, ekleme meydana gelen dönme (spinning), kayma (sliding) ve yuvarlanma (rolling) hareketlerine değinmek gerekmektedir. Omuz rotasyon merkezinin hareket açıklığı boyunca aynı noktada kalmayıp değişmesi, bu hareketlerin oluşmasına neden olur. Dönme hareketi (spinning), humerus başındaki temas noktası değişirken glenoiddeki temas noktasının sabit kalmasıyla meydana gelirken bu omuz ekleminin hareketi sırasında meydana gelen temel harekettir. Buna karşın kayma (sliding) ise, tam tersi humerus temas noktası sabit kalırken glenoid temas noktasının değişmesidir, esasında bir translasyondur ve hareket açıklığının en sonunda veya isntabil omuzlarda meydana gelir. Yuvarlanma hareketi (rolling) ise her iki hareketin beraber olması durumudur. Bu üç tip hareket, omuz hareket ederken tüm planlarda meydana gelip hareket açıklığının genişlemesine katkıda bulunur. Kayma ve yuvarlanma sağlam stabil ekleme çok az miktarda meydana geldiğinden bu iki hareket yok sayılarak, sadece dönme hareketi olduğu varsayılır.

Omuz eklemi küre – yuva eklem olduğundan üç boyutlu dönme hareketi yapmaktadır ve tüm bu hareketler esnasında humerus başının glenoid içerisinde aşırı translasyonunu engelleyen kemik ve yumuşak dokular; statik stabilizörler ve dinamik stabilizörler olarak iki başlık altında incelenebilir.

Statik Stabilizörler

Omuz ekleminin stabilizasyonunda ve hareketinde; eklemi oluşturan kemiklerin anatomik yapıları, birbirleriyle olan uyumu, glenoid labrum ve labrum ile bağlantılı olan ligamentöz yapılar statik faktörler olarak rol almaktadırlar.



Şekil 2. Omuzda hareket sırasında glenoid ve humerus başı temas noktalarının değişimi

Kemik Anatomi: Glenoid, ırklar arasında değişkenlikler göstermekle beraber ortalama 4.2° inklınasyonu, 1.2° retroversiyonu ve sığ olmasına rağmen sağladığı derinlik ile stabiliteye katkıda bulunmaktadır.

Özellikle retroversiyonun, yapılan çalışmalarda 10° anteversiyon ve 10° retroversiyon arasında değişkenlik gösterdiği tespit edilmiştir. Özellikle artmış retroversiyonun posterior instabiliteye sebep olabileceği ileri sürülmüştür (1).

Örtünme: Glenohumeral eklem geometrisi, glenoidin sığlığı ve humerus başının düşük örtünme oranı nedeniyle kalça gibi benzer eklemlere göre daha az stabilite sağlamaktadır. Humerus başının ancak %25-30 kadarı glenoid tarafından örtünür, bu örtünme oranı abduksiyonda en fazla iken adduksiyonda en aza inmektedir (2). Bu sınırlı örtünmeye rağmen sağlanan denge tekrarlayan çıkıklara bağlı gelişen glenoid veya humerus başı kemik defektlerinde eklem biyomekaniğini bozabilir ve planlanan tedaviyi etkilemektedir. Tekrarlayan öne çıkıklara bağlı humerus postero-superiorunda meydana gelen humerus başı kemik defekti Hill-Sachs lezyonu olarak isimlendirilirken, glenoid öz yüzünde meydana gelen kemik defekti osseöz "Bankart lezyonu" olarak adlandırılır. Her iki kemik lezyonunun da omuz stabilitesine etkileri araştırılmıştır. Çeşitli derinlik ve çaplarda Hill-Sachs lezyonu tekrarlayan çıkık olgularının %38-88 kadarında görülürken, glenoidin anterior köşesine takılmaya sebep olan "Engaging Hill-Sachs" lezyonu ise %1,5-34 oranında görülmektedir (3).



Şekil 3. Tekrarlayan omuz çıkığı sonrası meydana gelen glenoid anteriorunda kemik defekti ve defektin Korakoid Ototogreft ile rekonstrüksiyonu (Latarjet prosedürü)



Şekil 4. Glenoid anterioruna takılan geniş Hill-Sachs lezyonu

Glenoid ön yüzeyinin %21 defektinin eşik değer olduğu, %21 ve daha yüksek oranlarda defekt varlığında kemik rekonstrüksiyonu yapılmaksızın yumuşak doku tamirlerini başarısız olacağı gösterilmiştir (4).

Son yıllarda ise her iki kemik defektini beraber değerlendirmeyi amaçlayan “Glenoid Track (İzdüşüm)” konsepti ön plana çıkmaktadır (5). Kolun farklı pozisyonları esnasında glenoid ve humerus başı arasındaki temas alanının değerlendirilmesi esasına dayanan bu konseptte göre; glenoid kemik defekti meydana geldiğinde, glenoidin humerus başı üzerindeki izdüşümü daralacağından, normal şartlarda herhangi bir sorun yaratmayacak küçüklikte Hill-Sachs lezyonları bile glenoid ön kenarına takılmaya (engaging) ve instabiliteye sebep olabilmektedir.

Labrum: Glenoid labrum, sıg glenoidin derinliğini arttırarak omuz stabilitesine katkıda bulunan fibrokartilaj yapıdır. Glenoid derinliğini %50 oranında arttırarak omuz stabilitesine katkıda bulunur. Yapılan kadavra çalışmalarında, labrumun eksiz edilmesinin eklem kapsülü sağlam olsa bile instabiliteye sebep olabileceği gösterilmiştir (6).

İnferior Glenohumeral Ligament Kompleksi: Omuz stabilitesinde temel rol oynayan pasif stabilizör İnferior Glenohumeral Ligament Kompleksidir (IGHLK). Omuz eklemine, anterior, posterior ve inferiordan bir hamak gibi saran kompleksin, hareketler sırasında bir uyum içerisinde belli bölgelerinin gerilip belli bölgelerinin gevşemesi humerus başının glenoid içerisinde kalmasına yardım eder. Kompleksin anterior kısmı, 90° abduksiyon ve dış rotasyon pozisyonunda gergin olup aşırı anterior translasyona engel olurken, posterior kısmı abduksiyon ve iç rotasyonda gerilip posterior translasyona engel olmaktadır (7). Yapılan kadavra çalışmalarında, tekrarlayan çıkıklara bağlı olarak IGHL’de plastik deformasyon meydana gelebileceği ve anterior IGHL’nin boyu ile eklem dış rotasyon-anterior translasyon miktarı arasında lineer bir korelasyon olduğu gösterilmiştir (8).

Orta Glenohumeral Ligament: Humerus başının anteriora translasyonunu engelleyen bağlardan biridir ve özellikle omuz abduksiyon ve dış rotasyon yaparken gerilmektedir. Omuz dış rotasyonda iken abduksiyon yapıldığında orta glenohumeral ligament üzerindeki gerimin en fazla 45° abduksiyon pozisyonunda olduğu, 90°'ye ulaşıldığında gerimin azaldığı gösterilmiştir (9). Tek başına bu ligamentin kesilmesi, humeru başının öne translasyonunu bir miktar arttırırken, instabiliteye sebep olmamaktadır (10).

Korakoakromiyal (KA) Ligament: Akromiyon anterolateralinden korakoid çıkıntıya uzanan KA ligamentin humerus başına asıcı etkisi olduğu ve superior glenohumeral ligament ve korakohumeral ligament ile beraber anterior – inferior translasyona karşı koyduğu bilinmekle beraber rotator manşet patolojilerinde oynadığı rol halen tartışmalıdır. Rotator manşet yırtığı varlığında, KA ligamentin de yapısal değişikliklere uğradığı gösterilmiş olsa da bu değişikliklerin manşet yırtığı nedeniyle mi olduğu yoksa yırtığa sebep mi olduğu net olarak bilinmemektedir (11).

Rotator İnterval: Rotator interval lezyonu olan omuzlarda, özellikle kol iç rotasyonda iken inferior instabilite olduğu bilinmektedir (12). Daha detaylı çalışmalarda ise, korakohumeral (KH) ligamentin, kol dış rotasyonda iken inferior translasyona engel olduğu, nötral rotasyon ve iç rotasyon pozisyonunda inferior translasyona engel olan temel faktörün sağlam rotator interval kapsülünün neden olduğu eklem negatif basıncı olduğu gösterilmiştir (13).

Dinamik Stabilizörler

Omuz eklemine geniş hareket açıklığı sağlayan ve bu hareket sırasında da instabilite gelişmesini sağlayan dinamik yapılar eklemi çevreleyen kas kompleksleridir. Özellikle deltoid kası, rotator manşet kompleksi, biceps tendonu uzun başı, pektoralis major ve latissimus dorsi kasları omuz biyomekaniğine direk etkide bulunan dinamik yapılardır.

Tüm bu dinamik yapılar, eklem kompresyon kuvveti oluşturarak sağlam statik yapıların da yardımıyla eklemde stabilite sağlarlar. Glenoid çukura dik olarak gelen eklem kompresyon kuvvetinin, özellikle statik yapıların stabilitede en az rol oynadığı orta hareket açıklığında temel stabilite faktörü olduğu düşünülmektedir (14).

Rotator Manşet: Dört kasın tendonlarının humerus başı çevresinde birbirlerine geçerek oluşturduğu rotator manşet; hem eklem kompresyon kuvveti uygulayarak hem de eklem ön ve arkasında bariyer rolü oynayarak stabiliteye katkıda bulunur.

Bariyer rolüne örnek olarak; humerus başının anterior ve inferior translasyonunu engelleyen subskapularis kası gösterilebilir. Bu kasın kontraksiyonu ile humerus başı öne translasyonu engellenebilmektedir. Yapılan çalışmalarda, rotator manşet kaslarının güçlenmesinin stabiliteye önemli katkısının olduğu, lezyonlarında ise anterior–inferior translasyonda artış olduğu gösterilmiştir (15).

Omuz eklemının biyomekaniğinde çok önemli rol oynayan rotator manşet biyomekaniğine ayrı bir başlık altında daha detaylı değinilecektir.

Deltoid: Omuzun temel abduktör ve fleksörü olarak çalışan deltoid kası büyük ve kuvvetli bir kas olması nedeniyle normal omuz hareketi ve stabilitesinde önemli rol oynamaktadır. Yapılan EMG çalışmasında, hareket sırasında deltoid kasının beş ayrı bölümde kasıldığı ve özellikle ön kısmının abduksiyon dış rotasyon pozisyonunda stabiliteye katkısı olduğu tespit edilmiştir (16).

Biceps Uzun Başı: Biceps uzun başının stabiliteye katkısı tartışmalı olmakla beraber, abduksiyon dış rotasyon pozisyonunda özellikle instabil omuzlarda biceps uzun başı aktivitesinin arttığı tespit edilmiştir (17).

Rotator manşeti fonksiyonel olmayan omuzlarda, biceps uzun başının aktif kasılmalarının humerus başının superiora migrasyonunu engelleyici etki yaparak omuz normal biyomekanikini koruduğu düşünülmektedir. Manşeti yırtık veya fonksiyone olmayan omuzlarda, biceps kasının kendisinde değişiklik olmaksızın uzun başında hipertrofi görülmesi de bu düşünceyi desteklemektedir (18).

Omuz eklemi stabilitesinin korunmasında yukarıda belirtilen tüm statik ve dinamik elemanlar birbirleri ile koordine olarak çalışmaktadır. Bu koordinasyon propriyosepsyon kemeri ile bağlantılıdır. Statik stabilizörler, humerus başının translasyonunun fazla olduğu durumlarda daha ön planda iken, translasyonun daha az olduğu durumlarda henüz statik faktörler gerilmediğinden dinamik faktörler ön plana çıkmaktadır.

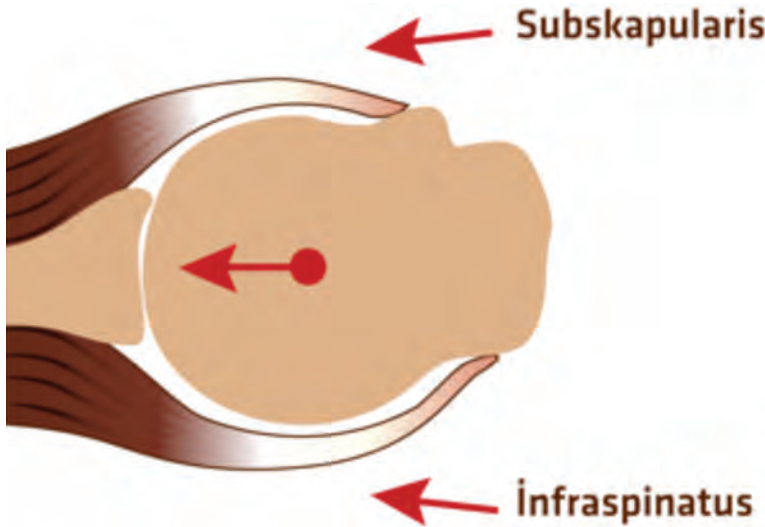
Bu denge durumunda meydana gelen her türlü değişiklik, kalan yapılara daha fazla yük binmesine veya instabiliteye yol açacaktır.

Rotator Manşet Biyomekanikliği

Rotator manşetin temel üç görevi vardır.

- İsmi de aldığı omuzu döndürme görevi
- Humerus başını glenoid içinde tutmak için oluşturduğu eklem kompresyon kuvveti
- Omuz çevresi kaslar ile koordine çalışarak omuz eklemi dengesini oluşturma

Her ne kadar 4 ayrı tendondan oluşmakta olsa da, rotator manşet tendonları humerus başı yapışma yerlerinde birbirlerinin içine geçerek kaynaşır ve kompleks bir yapı halini alır.



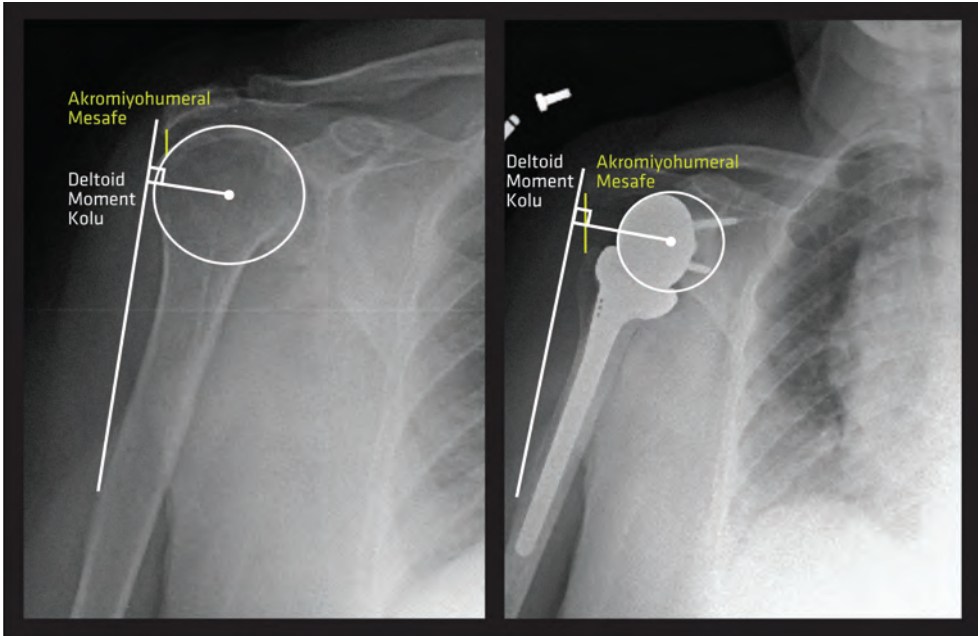
Şekil 5. Omuz eklemine sagittal planda etkileyen kuvvet çifti

Rotator manşet biyomekaniğini anlayabilmek için; kuvvet çiftleri (force couples) konseptini bilmek gerekmektedir. Kuvvet çiftleri; bir objeye rotasyon yaptırmaya çalışan birbirine zıt iki kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Objenin hareketsiz kalabilmesi için bu iki kuvvetin yönünün birbirine zıt ve büyüklüklerinin ise aynı olması gerekmektedir.

Omuz ekleminde kuvvet uygulanan nokta rotasyon merkezidir ve bu noktaya koronal ve sagittal planda olmak üzere iki planda etkileyen güç çiftleri bulunmaktadır. Koronal planda, rotator manşet kasları ile deltooid kası arasında, sagittal planda ise rotator manşetin ön elemanı olan subskapularis ve arka elemanları olan infraspinatus–teres minör arasında oluşan kuvvet çiftleri rotator manşet biyomekaniğinin temelleridir.

Koronal planda, deltooid momenti omuz rotasyon merkezinin yukarısında kalırken, rotator manşet elemanlarından infraspinatus, ters minör ve subskapularis tendonlarının momenti eklem rotasyon merkezinin aşağısında kalmaktadır. Bu kuvvet dengesi stabil sağlıklı bir omuz abduksiyonu için gereklidir. Çok kuvvetli olan deltooid kasının humerus başını yukarı çeken momentini dengelemek için rotator manşete latissimus dorsi ve pektoralis major kasları humerus başını aşağı çekici etkileri ile yardım etmektedir (19). Dolayısıyla sağlıklı omuz biyomekaniği için latissimus dorsi ve pektoralis major kaslarının da sağlıklı olması gerekmektedir.

Sagittal planda, anterior da subskapularis ile posteriordaki infraspinatus ve teres minör kasları arasındaki denge humerus başının glenoid içerisinde stabil kalmasında önemlidir. Bu plandaki bir dengesizlik humerus başının anteriora veya posteriora aşırı translasyonu neden olmaktadır. Bu durum özellikle masif rotator manşet yırtıklarında yırtık infraspinatus tendonuna uzandığında posterior moment zayıflayacağından anteriorda subskapularisin



Şekil 6. Reverse protez ile omuz rotasyon merkezinin inferiora ve mediale alınması

oluşturduğu anterior moment ile humerus başının anteriora translasyonu olarak kendini göstermektedir.

Bu kuvvet dengelerinin herhangi birinde meydana gelen dengesizlik, tüm omuz kinematiklerini etkilemektedir. Bu konuyla ilgili yapılan bir kadavra çalışmasında; özellikle beyzbol atıcılarında tekrarlayan mikro travmalar sonucu subskapularis tendonunda zayıflama meydana geldiği, bu durumun sagittal planda posterior yapıların (infraspinatus ve teres minör) momentinin baskın hale gelmesiyle artmış dış rotasyona ve humerus başının posterosuperiora translasyonuna sebep olduğu gösterilmiştir (20).

Rotator manşetin masif yırtıkları da yırtığın uzandığı tendonlara göre eklemdeki kuvvet çiftlerinin ikisini de etkileyebilir. Supraspinatus, infraspinatus ve subskapularis tendonlarını etkileyen bir masif rotator manşet yırtığında koronal plan kuvvet çifti dengesi bozulur, kuvvetli olan deltoid momenti zaman içerisinde humerus başı rotasyon merkezini superiora migre eder ve rotator manşet yırtık artropatisi olarak isimlendirilen ağrı ve rotasyon merkezi yer değişimine bağlı olarak hareketi kısıtlılığı ile seyreden hastalık ortaya çıkar. Bu durumda uygulanan reverse (ters) omuz protezi ile eklem rotasyon merkezi normalde olduğundan daha inferiora ve mediale alınarak yırtık nedeniyle kuvvet oluşturamayan rotator manşetin işi deltoid kası tarafından yapılmaya başlanır, yeniden anatomik olarak sağlanması mümkün olmayan kuvvet çifti dengesi oluşturulmaya çalışılır (21).

Kaynaklar

1. Wirth MA, Seltzer DG, Rockwood CA, Jr. Recurrent posterior glenohumeral dislocation associated with increased retroversion of the glenoid. A case report. *Clinical orthopaedics and related research*. 1994 Nov(308):98-101. PubMed PMID: 7955709.
2. Warner JJ, Bowen MK, Deng XH, Hannafin JA, Arnoczky SP, Warren RF. Articular contact patterns of the normal glenohumeral joint. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 1998 Jul-Aug;7(4):381-8. PubMed PMID: 9752648.
3. Trivedi S, Pomerantz ML, Gross D, Golijanan P, Provencher MT. Shoulder instability in the setting of bipolar (glenoid and humeral head) bone loss: the glenoid track concept. *Clinical orthopaedics and related research*. 2014 Aug;472(8):2352-62. PubMed PMID: 24752910. Pubmed Central PMCID: 4079865.
4. Itoi E, Lee SB, Berglund LJ, Berge LL, An KN. The effect of a glenoid defect on anteroinferior stability of the shoulder after Bankart repair: a cadaveric study. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2000 Jan;82(1):35-46. PubMed PMID: 10653082.
5. Yamamoto N, Itoi E, Abe H, Minagawa H, Seki N, Shimada Y, et al. Contact between the glenoid and the humeral head in abduction, external rotation, and horizontal extension: a new concept of glenoid track. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2007 Sep-Oct;16(5):649-56. PubMed PMID: 17644006.
6. Pouliart N, Gagey O. The effect of isolated labrum resection on shoulder stability. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*. 2006 Mar;14(3):301-8. PubMed PMID: 16163559.
7. Urayama M, Itoi E, Hatakeyama Y, Pradhan RL, Sato K. Function of the 3 portions of the inferior glenohumeral ligament: a cadaveric study. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2001 Nov-Dec;10(6):589-94. PubMed PMID: 11743541.
8. Mihata T, Lee Y, McGarry MH, Abe M, Lee TQ. Excessive humeral external rotation results in increased shoulder laxity. *The American journal of sports medicine*. 2004 Jul-Aug;32(5):1278-85. PubMed PMID: 15262654.
9. O'Connell PW, Nuber GW, Mileski RA, Lautenschlager E. The contribution of the glenohumeral ligaments to anterior stability of the shoulder joint. *The American journal of sports medicine*. 1990 Nov-Dec;18(6):579-84. PubMed PMID: 2285085.

10. Warner JJ, Deng XH, Warren RF, Torzilli PA. Static capsuloligamentous restraints to superior-inferior translation of the glenohumeral joint. *The American journal of sports medicine*. 1992 Nov-Dec;20(6):675-85. PubMed PMID: 1456361.
11. Soslowky LJ, An CH, DeBano CM, Carpenter JE. Coracoacromial ligament: in situ load and viscoelastic properties in rotator cuff disease. *Clinical orthopaedics and related research*. 1996 Sep(330):40-4. PubMed PMID: 8804273.
12. Nobuhara K, Ikeda H. Rotator interval lesion. *Clinical orthopaedics and related research*. 1987 Oct(223):44-50. PubMed PMID: 3652591.
13. Itoi E, Berglund LJ, Grabowski JJ, Naggar L, Morrey BF, An KN. Superior-inferior stability of the shoulder: role of the coracohumeral ligament and the rotator interval capsule. *Mayo Clinic proceedings*. 1998 Jun;73(6):508-15. PubMed PMID: 9621856.
14. Lippitt S, Matsen F. Mechanisms of glenohumeral joint stability. *Clinical orthopaedics and related research*. 1993 Jun(291):20-8. PubMed PMID: 8504601.
15. Wuelker N, Korell M, Thren K. Dynamic glenohumeral joint stability. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 1998 Jan-Feb;7(1):43-52. PubMed PMID: 9524340.
16. Kido T, Itoi E, Lee SB, Neale PG, An KN. Dynamic stabilizing function of the deltoid muscle in shoulders with anterior instability. *The American journal of sports medicine*. 2003 May-Jun;31(3):399-403. PubMed PMID: 12750133.
17. Kim SH, Ha KI, Kim HS, Kim SW. Electromyographic activity of the biceps brachii muscle in shoulders with anterior instability. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*. 2001 Oct;17(8):864-8. PubMed PMID: 11600985.
18. Toshiaki A, Itoi E, Minagawa H, Yamamoto N, Tuoheti Y, Seki N, et al. Cross-sectional area of the tendon and the muscle of the biceps brachii in shoulders with rotator cuff tears: a study of 14 cadaveric shoulders. *Acta orthopaedica*. 2005 Aug;76(4):509-12. PubMed PMID: 16195066.
19. Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, Morrey BF, An KN. Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 1997 Sep-Oct;6(5):429-39. PubMed PMID: 9356931.
20. Mihata T, Gates J, McGarry MH, Lee J, Kinoshita M, Lee TQ. Effect of rotator cuff muscle imbalance on forceful internal impingement and peel-back of the superior labrum: a cadaveric study. *The American journal of sports medicine*. 2009 Nov;37(11):2222-7. PubMed PMID: 19773527.
21. Jobin CM, Brown GD, Bahu MJ, Gardner TR, Bigliani LU, Levine WN, et al. Reverse total shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy: the clinical effect of deltoid lengthening and center of rotation medialization. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2012 Oct;21(10):1269-77. PubMed PMID: 22056324.

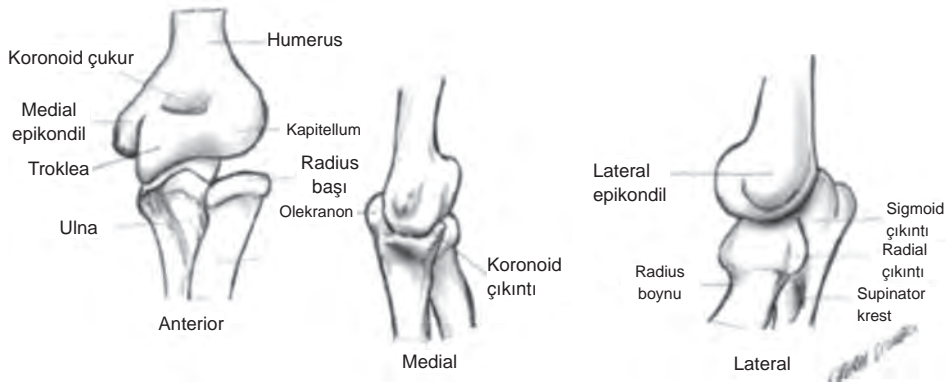
Dirsek Eklemi Kinezyolojisi ve Biyomekaniği

Zeynep Hoşbay

Bezmialem Vakıf Üniversitesi,

Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

Dirsek eklemi; humerusun alt ucu ile radius ve ulnanın üst uçları arasında yer alan, üç eklem birleşmesinden oluşan menteşe tipi bir eklemdir. Eklemi oluşturan kemik yapıların anatomik özellikleri nedeniyle stabildir. El ve ön kolun pozisyonunu etkileyen dirsek eklemi omuz, el bileği, el arasında mekanik bağlantıyı ve kuvvetin iletilmesini sağlayarak elin günlük aktivitelerinde fonksiyonel olarak kullanılmasını sağlar. Uzayda elin pozisyonu, ön kola destek olmak, elin ince motor hareketlerine ve kuvvetli kavramalarına izin vermek dirsek ekleminin en önemli fonksiyonlarıdır. Dirsek eklemindeki fonksiyon kaybı; günlük aktivitelerde önemli yetersizliğe neden olabilir (1).



Şekil 1. Dirsek ekleminin anterior, lateral ve medialden görünümü

Distal Humerus: Üst ekstremitenin en uzun ve en kalın kemiği olan humerus distalinde medialde troklea ve lateralde kapitellum olarak iki eklem yüzeyinin yer aldığı iki kondil içerir. Lateral kondilin küre şeklinde eklem yüzü olan kapitellum öndeki kalınlığı 2 mm olan hiyalin kıkırdak ile kaplıdır ve radius başının konkav yüzü ile eklenir. Lateral kollateral ligament ile ekstansör ve supinator kas grubu lateral kondilden orijin alır. Medial kondilin makara şeklindeki eklem yüzü troklea kapitelluma göre daha büyük ve silindirik şeklindedir. Medial epikondilin arkasında ulnar sinirin geçtiği ulnar oluk bulunur, medial kollateral ligaman, fleksör ve pronator kas grupları medial epikondilden başlar. Troklea humeri, proksimal ulna ile eklenir. Humerus distalinin ön yüzünde fleksiyon sırasında proksimal ulnanın koronoid çıkıntısının ve radius başının oturduğu koronoid ve radial fossa, arkada ise ekstansiyon sırasında ulnanın olekranonunun yerleştiği olekranon fossası yer alır (2, 3).

Genellikle genç yaşlarda yüksek enerjili travma nedeni ile distal humerus fraktürleri sık görülür. Ulnar ve radial sinirlere yakın olması nedeni ile önemli bir bölgedir (4).

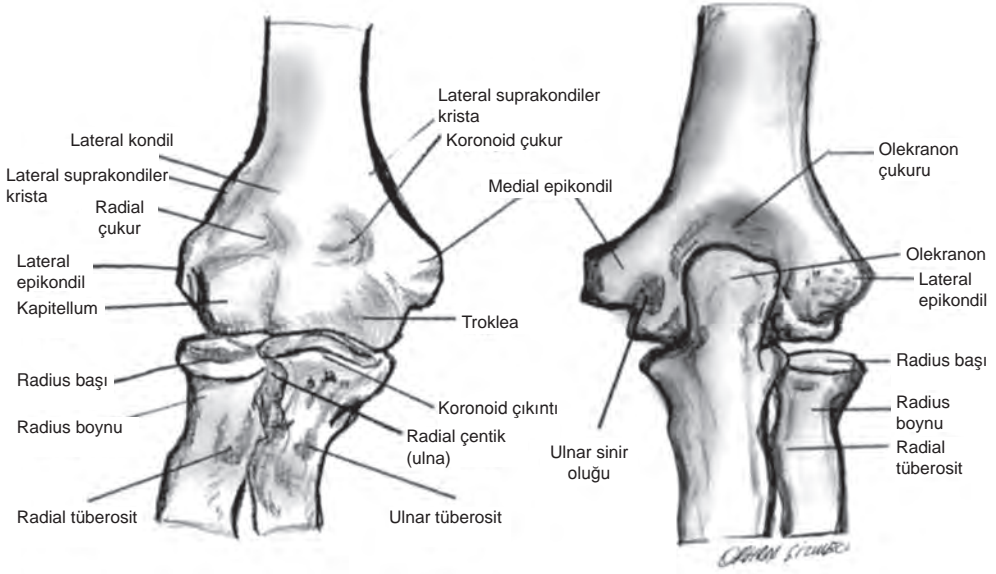
Distal humerus kırıkları genellikle dirsek tam ekstansiyonda iken el üzerine düşme sonucu oluşur, fleksiyondaki bir dirsekte kırık oluşma ihtimali daha azdır. Bunun sebebi fleksiyon pozisyonunda M. Biceps brachii, M. Brakiyalis ve M. Triseps brachii stabilizasyona katkıda bulunurken, hiperekstansiyon postüründe fleksör grubu kasların travmaya karşı mekanik dirençleri minimuma inmektedir. Distal humerus, eklem çevresinde yüklenmeye izin verirken eklem yüzeyinde ekstansiyon, fleksiyon ve rotasyonu sağlar.

Humerus kondillerinden geçen ortak merkezli eksen epikondiller eksene göre (aksiyal) 5° içe rotasyondadır. Transkondiller eksen, humerusun uzun aksına göre 6° valgusa yönelmiştir. Lateralden bakıldığında öne ve aşağı doğru yönelen kapitellum ve troklea, humerus distal ucu ile yaklaşık 30-40°'lik bir açı oluşturur. Buna; "*humerokapitellar inklinasyon açısı*" denir (6).

Proksimal Ulna: Ön kolun stabilite edici kemiği olup medialde yer alır ve radiustan daha uzundur. Ulnanın proksimalinde önde yer alan çıkıntıya "*prosessus koronoideus*", arkasında üst taraftaki çıkıntıya ise "*olekranon*" denir. Koronoid prosesin lateralinde düz ve yuvarlak bir konkavite olan radiusun sirkumferansia artikularis radiisi ile eklem yapan insisura radialis yer alır. Olekranon ile koronoid çıkıntı arasında humerus trokleası ile eklenmiş troklear çentik bulunur. Proksimal ulnanın kemik geometrisi özellikle tam ekstansiyonda dirsek stabilitesini sağlar (2, 3, 7). Proksimal ulna fraktürleri sıklıkla dirseğin direkt ya da indirekt düşük enerjili travması nedeni ile oluşur. Hastada lokal ağrı, şişlik sıklıkla dirsekte deformasyon görülür, eklem hareket açıklığı azalır (8).

Proksimal Radius: Radius ön kolun dış tarafında yer alır. Radius başının konkav üst yüzü fovea artikularis adını alır, humerusun kapitulumu ile eklenir. Kaput radinin düz eklem yüzü sirkumferansia artikularis radi, ulnanın insisura radialisi ile eklenir. Bu iki eklem yüzeyi nedeni ile radius başı eklem kıkırdağı ile kaplıdır (2, 3, 7).

Ulna kolun distal ilavesi, radius ise elin proksimal ilavesi olarak düşünülür. Radius elin beceri gerektiren hareketlerini kolaylaştırırken, ulna dirseğin kuvvet ve stabilitesini sağlar. Bu nedenle proksimal ulna ve radiusun deformiteleri el becerisinde kayıba yol açarken, humeroulnar eklem deformiteleri güç ve stabilite kaybına yol açar (9, 10).



Şekil 2. Dirsek eklemine oluşturan kemik yapılar

Eklem Kapsülü

Dirsek eklemine bütünü üç eklemi de içine alan tek bir fibröz kapsül ile sarılmıştır. Eklem kapsülünün kalınlaşması dirseğin primer stabilizatörü yanı sıra dirseğin ligamanlarını oluşturur (5).

Eklem kapsülü yukarıda medial epikondile, koronoid ve radial fossanın üst kenarına, aşağıda ise prosessus koronoideusun ön kenarı ile anüler ligamente tutunur. Kapsül, medial ve lateral bölgede ise kollateral ligamentlerin yapısıyla kaynaşır, epikondiller eklem kapsülünün dışında kalır. Kapsülün ön ve arka kısmı zayıftır. Zayıf ve gevşek olması eklem hareketlerinin daha rahat yapılmasına olanak sağlar. Ön kısmı ekstansiyon sırasında gerilirken arka kısmı ise fleksiyonda gerilir.

Eklem kapsülü; ekstansiyonda sıkı, fleksiyonda gevşektir. Dirseğin semifleksiyonu kapsülün en gevşek olduğu pozisyonudur. Eklem normal volüm kapasitesi 30 ml iken yaklaşık 80° fleksiyonda en fazla kapasiteye ulaşır (11, 12). Hastalar eklem içi basıncın arttığı ağırlı durumlarda dirsek eklemine ağrının en az duyulduğu yarı fleksiyon durumuna getirme eğilimindedirler.

Eklemler: Dirsek eklemi humerusun alt ucu ile radius ve ulnanın üst uçları arasında yer alan, üç eklem birleşmesinden oluşan menteşe tipi bir eklemdir. Humeroulnar ve humeroradial eklemlerin primer hareketleri fleksiyon ve ekstansiyondur. Pronasyon - supinasyon proksimal radioulnar eklemden meydana gelir.

1. **Humero-Ulnar Eklem:** Humerusun trokleası ile ulnanın troklear çentiği arasında oluşan ginglimus (menteşe) tip eklemdir. Tek eksenlidir ve bu eksenle fleksiyon-ekstansiyon hareketleri yapılabilir. Humero-ular eklem; dirsek fleksiyonda ve ekstansiyonda iken stabilize sağlar (1, 6).
2. **Humero-Radial Eklem (Radiokapitellar):** Distal humerusun kapitulumu ile radiusun fo-vea kapitiisi arasında oluşan sferoid tip eklemdir. Sferoid tipte eklem olmasına rağmen ulna ile birlikte hareket etmek zorunda olduğundan sferoid eklem hareketlerini yapamaz. Fleksiyon ve ekstansiyona ek olarak supinasyon ve pronasyon hareketleri de yapılabilir. Humero-radial eklem valgus stresine, yük kaldırma ve itme sırasında oluşan dikey kuvvetlere karşı direnç sağlar. Yumuşak doku direncini oluşturur ve aynı zamanda valgus stresinin en önemli stabilizatörüdür (13).
3. **Proksimal Radio-Ulnar Eklem:** Radiusun silindirik şeklindeki sirkumferensia artikularis ile ulnanın radial çentiği arasındaki trokoid (pivot) tip eklemdir ve supinasyon-pronasyon hareketlerine izin verir (1, 14).

Dirsek Eklemine Bağlıları: Dirsek eklemine stabilitesinin iyi olmasında dirseğin anatomik yapısının yanında ligamentöz yapıların da katkısı büyüktür. Dirsek eklemine fibröz kapsülünün kalınlaşmasıyla medial ve lateral kollateral ligaman oluşur (6, 15).

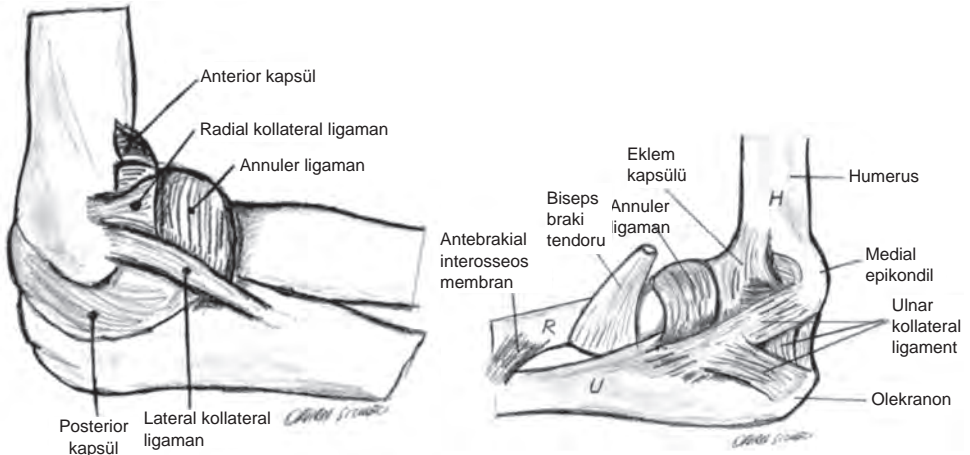
- 1) **Medial Kollateral Bağ Kompleksi (MKB):** Medial kollateral ligaman, tepesi iç epikondil olan üçgen şeklinde bir banttır, anatomik yerleşimine anterior, posterior ve transvers olmak üzere üç bileşenden meydana gelir. Dirseğin en önemli stabilizatörüdür. Ön kenarı arka kenarından daha kalındır. Bu bağın ön lifleri aşırı fleksiyonda, arka lifleri ise aşırı ekstansiyonda gerilirler (16)
 - a) *Anterior bant:* Medial epikondilin alt kenarından başlar aşağıya ve öne doğru gittikçe genişleyerek ulnanın koronoid processusun iç kenarına yapışır. Anterior bant medial kollateral bağ kompleksinin en kuvvetli parçasıdır ve 4-5 cm genişliğindedir. Valgus stabilitesinde önemli rol oynar. Dirsek eklemine 20-120° fleksiyonunda valgus stresine karşı primer stabilizatördür.
 - b) *Posterior bant:* Medial epikondilin arka alt kenarından başlayıp genişleyerek olekranonun medial kenarına yelpaze şeklinde uzanır. 5-6 mm genişliğinde ve zayıf bir banttır. Kübital tüneline oluşumuna katkısı olmakla birlikte dirseğin valgus stresinde daha az rol oynamaktadır.
 - c) *Transvers bant (Cooper bağı):* Olekranon ile ulnanın anteromedial yüzü arasında transvers uzanır. Bu üç parça içerisinde en kuvvetlisidir, anterior ve posterior bağı birbirine bağlar. Dirsek stabilitesine katkısı azdır (18).
- 2) **Lateral Kollateral Bağ Kompleksi (LKB):** Tepesi lateral epikondil olan yelpaze şeklinde bir banttır. MKB'in aksine parçaları birbirinden daha az ayrılmıştır ve kişisel varyasyonlarına daha sık rastlanır. Radial kollateral bağ, anüler bağ, lateral ulnar kollateral bağ ve aksesuar bağ olmak üzere 4 komponenti vardır. Bu bağ kompleksinin hiçbir parçası radius'a yapışmaz; fakat çeşitli yönlerde ilerleyen komponentleri ile radius'un üst ucunu tamamen sararak radius ile ulna arasındaki bağlantıyı sağlamlaştırmış olur.
 - a) *Radial kollateral bağ:* LKB'nin ön bölümü olan bu bağ, lateral epikondilden başlar ve anüler bağın üst kenarına tutunur. Başlangıç noktasının eklemine transvers eksenine yakın olmasından dolayı gerginliği fleksiyon ve ekstansiyon aralı boyunca sabit kalır. Dirsek eklemine varus stabilizasyonundan sorumludur.

- b) *Anüler bağ*: Radius başı çevresinden ulnadaki radial çentiğin ön ve arka kenarları arasında uzanır. Proksimal radioulnar eklem stabilitesinde rol oynar. Anüler bağın supinasyonda ön bölümünün, pronasyonda arka bölümünün gerildiği görülür. Radius başının ulnadan uzaklaşmasına da engel olur.
- c) *Lateral ulnar kollateral bağ*: Lateral epikondilden başlar, anüler bağın lifleri ile kaynaşarak ulna lateralinde supinator kasını yapıştığı çıkıntının üzerindeki tüberküle yapışır. Humeroulnar eklem stabilitesini sağlar. Primer lateral stabilizan bağ olarak kabul edilir ve hem fleksiyonda hem de ekstansiyonda gergindir.
- d) *Aksesuar kollateral bağ*: Proksimal anüler bağın alt kenarı ile kaynaşacak şekilde uzanır. Varus gerimine karşı anüler bağa destek sağlar (18).

Kollateral bağlar dışında dirsek eklemi çevresinde yerleşmiş başka bağlar da vardır. Bunlar kısaca;

Kuadrat bağ: Dikdörtgen şeklinde kalın bir bağdır. Anüler ligamentin incisura radialis'in alt kısmında bulunan bölümünden başlar ve radius boynunun iç yüzüne uzanır. Bağın ön bölümü supinasyonda proksimal radioulnar eklem stabilizasyonunda rol oynar. Proksimal radioulnar eklemi, tam supinasyonda anterior parçası, tam pronasyonda ise posterior parçası stabilize eder.

İnterosseos Membran: Geniş, yassı ve kuvvetli bir bağdır. Lifleri yukarıda radius'tan aşağı-ıçe doğru uzanarak ulnaya tutunan bu bağ radius ile ulnayı sıkı bir şekilde birbirine bağlar. Radius ve ulna arasındaki kuvvet aktarımında önemli rol oynayarak, ön kolun önündeki ve arkasındaki kaslara yapışma yeri oluşturur. El bileği eklemleri ile ilişkili radius ve ulna kemikleri arasındaki interosseos membran yarı supinasyon veya yarı pronasyon durumunda en gergin şeklini alır. Tam supinasyon veya tam pronasyon durumunda ise tekrar gevşer. Bu



Şekil 3. Dirsek eklemine ait bağları.

TABLO 1. Dirsek Eklemine Bağlı ve Geriliminin Arttığı Hareketler (22)

Dirsek Eklemine bağlı	Gerilimin arttığı hareket
Medial Kollateral Ligaman (Ön parça)	Valgus / Ekstansiyon (Uzamış Fleksiyon)
Medial Kollateral Ligaman (Arka parça)	Valgus/Fleksiyon
Lateral Kollateral Ligaman (Radial kollateral parça)	Varus
Lateral Kollateral Ligaman (Ulnar kollateral parça)	Varus/Fleksiyon Anüler Radiusun distraksiyonu

ünite ön kolun rotasyonel hareketlerini sağlar, kuvvetli kavrama ve ince hareketlerde dirsek stabilitesi için desteğe ihtiyaç olduğunda elden dirseğe kuvvetin iletilmesine izin verir. İnterosseos membranın yaralandığı durumlarda; distal radioulnar eklemden instabilite, karpal eklemlerde kronik ağrı, kas gücünde azalma, ön kol rotasyon ve dirsek hareketlerinde kısıtlılık görülür (19).

Oblik Bağ: Supinatör kasın derin başının üzerini örten fasyanın oluşturduğu yassı ve yuvarlak fibröz bir banttır. Tuberositas ulna'nın dış tarafından aşağıya dışa doğru ilerler ve tuberositas radii'nin biraz distaline yapışır. Lifleri ön koldaki interosseöz membranın liflerine dik seyreder. Bazen de bulunmayabilir. Tam supinasyonda gergindir ve idiyopatik supinasyon kısıtlılığında rol aldığı bildirilmiştir (20, 21).

Bursalar

Bursalar; kemik-tendon, tendon-tendon ve cilt-kemik arasında bulunan, sürtünmeyi azaltma ve yük stresini dağıtma görevleri olan keseciklerdir. Dirsek eklemi etrafında lokalize olan bursalar, klinik açıdan önemlidirler. Subkutanöz, subtendinoz, intratendinoz olekranon ve bisipitoradial bursa bunlardan bazılarıdır (20).

Dirsek Eklemi Kasları

Dirsek eklemine ön yüzünde dirsek fleksörleri, arka yüzde dirsek ekstansörleri lateralinde bilek ve parmak ekstansörleri ile birlikte supinator kas, medialinde ise fleksör ve pronator kas grubu yer almaktadır (13, 23, 24).

Dirsek eklemine fleksör kasları; biceps brachii, brakioradialis, brakialis ve pronator terestris.

Biceps Brachii; sadece dirseğin önemli fleksörü değil güçlü ön kol supinatörüdür. Genellikle bu iki hareket antagonist kaslar ile istenmeyen hareketler engellenmeye çalışınca birlikte hareket eder. Dirsek 90°de hem fleksiyon hem supinasyon için maksimum güce ulaşır. Dirsek tam ekstansiyonda bicepsin supinasyon hareketi kaybolur.

Fonksiyonel aktivite: Biceps sırasıyla supinasyon ve fleksiyon içeren aktivitelerde kullanılır. Örneğin;

Tirbuşonu çevirerek mantarı çıkarma gibi. Deltoid paralize olduğunda omuz abduksiyonu biceps uzun başı ile yeniden eğitilebilir. Omuz ekleminde humerusun lateral rotasyonu ile uzun başı içine yerleştirilerek sağlanır.

Brakialis; dirsek ekleminin temel fleksörüdür.

Brakioradialis

Hareket; dirsek ekleminin özellikle ön kol pronasyon-supinasyon arasında orta hattayken fleksörüdür. Ön kolu pronasyon ya da supinasyonda orta pozisyona dönmesine yardımcıdır.

Fonksiyonel aktivite; Çekiçle vurma gibi aktivitelerde eksantrik kasılarak dirsek ekleminde ekstansör olarak çalışır.

Dirsek Ekstansörleri

Triceps braki dirsek ekleminin ekstansörüdür. Uzun başı adduksiyondaki kolda fleksiyon pozisyonundan ekstansiyon yaptırabilir. Triceps sadece karate hareketleri gibi hareketin hızının önemli olduğu ekstansiyon tipinde aktive olur. Triceps güçlü olarak itme, delme aktiviteleri ve sınav çekme yaparken çalışır.

Triceps Braki; kolun abduksiyonu sırasında omuz eklemi kapsülü altında uzayabilen (ekstensil) bir bağ görevi görür. Tekerlekli sandalye kullanıldığı zaman sandalyeyi öne itme, koltuk değneği ya da paralel barda yürürken bacaklardaki ağırlığı azaltma, kollar ile sandalyede kendini ileri geri aldığı zaman benzer tarzda çalışır. Tekerlekli sandalye kullanıldığı zaman sandalyeyi öne ilerletmek için tekerlekleri itme sırasında triceps güçlü çalışır.

Anconeus; Dirsek ekstansiyonuna yardımcıdır. Ulnanın uzun eki sayesinde anconeus distal son kısmında kemiğin ekstansiyonunu ve lateral hareketini (ulnanın abduksiyonu) sağlar. Bu hareketler pronasyon sırasında meydana gelir.

Supinator; Ön kol supinatorüdür. Bununla birlikte çok kuvvetli hareket gerekirse bicepsin de harekete katıldığı, bununla birlikte bicepsin dirsek tam ekstansiyonda supinasyon hareketi yapmadığı hatırlanmalıdır. Dolayısıyla biceps dirseğin yaklaşık 120°lik fleksiyonunda supinasyon hareketi gerçekleştirir.

Pronator Teres; Ulna karşısında radius alt ucunun anteromedial hareketini sağlamak ön kol pronasyonu yapar, zayıf bir dirsek fleksörüdür.

Pronator Quadratus; Ön kol pronasyonunu başlatır. Liflerin transvers yapısı yukarı basınç uygulandığında ulna ve radius alt ucunun birlikte tutulmasını sağlar. Örneğin; elle ağırlık taşıdığı anda inferior radioulnar eklemi korur.

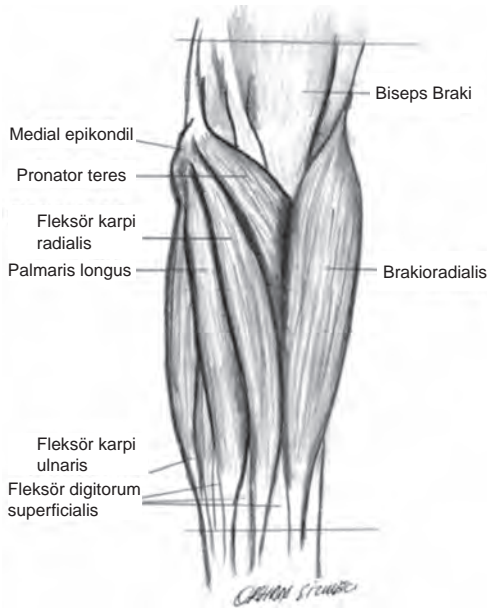
Dirsek Ekleminin Stabilitesi

Normal dirsekte stabilite için eklem geometrisi uyumu, kapsül, ligaman bütünlüğü ve dengeli kas yapısı gereklidir (25).

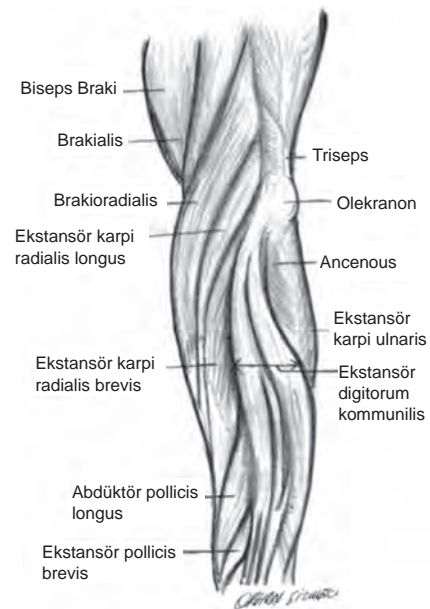
Yumuşak doku yapıları; dirsek tam ekstansiyonda iken valgus streslerine karşı direncin %40'ını, varus streslerine karşı direncin ise %50'sini oluştururlar. Lateral kollateral ligaman'ın ulnar parçası ise; özellikle varus streslerine karşı dirençte yol oynar. Bu yapının yetersizliği posterolateral rotator instabiliteye yol açar. Anterior kapsül; dirsek ekstansiyonda iken yumuşak doku direncinin %70'ini oluşturur. Ekstansiyondaki valgus stresi; medial kollateral

TABLO 2. Dirsek Eklem Kasları

Fonksiyon	Kas grupları	Innervasyon
Dirsek fleksiyonu	<i>Brakiyalis</i> Biceps braki Brakioradialis Pronator teres Fleksör carpi ulnaris	Muskulokutan Median Ulnar
Dirsek ekstansiyonu	<i>Triseps</i> Anconeus	Radial Radial
Önkol supinasyonu	<i>Supinator</i> Biceps braki	Muskulokutan Muskulokutan
Önkol pronasyonu	<i>Pronator kuadratus</i> Pronator teres Fleksör karpi radialis	Ant. interosseos(median) Median Median
Elbileği fleksiyonu	Fleksör karpi radialis Fleksör karpi ulnaris	Median Ulnar
Elbileği ekstansiyonu	Ekstansör karpi radialis longus Ekstansör karpi radialis brevis Ekstansör karpi ulnaris	Radial Post. interosseos (radial) Post. interosseos (radial)



Şekil 4. Sol ön kol fleksör- Pronator grup kaslar



Şekil 5. Sol ön kol ekstansör grup kaslar

TABLO 3. Dirsek Eklemine Stabilize Eden Yapılar

Primer statik yapılar	<ul style="list-style-type: none"> • Ulnohumeral eklem • Medial Kollateral Kompleks • Lateral Kollateral Kompleks (Ulnar parçası)
Sekonder statik yapılar	<ul style="list-style-type: none"> • Radius Başı • Eklem kapsülü
Dinamik Stabilite Edici yapılar	<ul style="list-style-type: none"> • Ön kol fleksör ve ekstansör kasları

ligaman, kapsül ve eklem yüzeyinde dağılır. Ekstansiyondaki varus stresi ise yine eşit oranlarda eklem, lateral kollateral ligaman ve kapsül tarafından karşılanır. İnterosseöz membran ulna ile radiusu birbirine bağlar ve radiusun ulna üzerinde yer değiştirmesini engeller. Medial kollateral bağın, koronoid çıkıntının medialine yapışan anterior bölümü, dirsek fleksiyonu ve ekstansiyonu sırasında gerilir. Posterior komponent ise dirsek fleksiyonu sırasında gerilir. Lateral ligaman kompleksi varus stresi ile gerilir (25). Ekstansiyonda distraksiyona karşı yumuşak doku direncinin yaklaşık olarak %70'ini anterior kapsül sağlar (25, 26). Fleksiyonda medial kollateral ligaman kompleksi distraksiyona karşı yumuşak doku direncini sağlar ve valgus stresine karşı primer stabilizasyondan sorumludur.

Valgus stresine karşı en önemli ikinci stabilizatör radius başıdır (27, 28). Dirsek fleksiyonunda iken eklem varus stresine karşı oluşan direncin %75'ini eklem yüzeylerinde sağlar.

DİRSEK EKLEMİ BİYOMEKANİĞİ

Dirsek eklemi hareketleri eklem geometrik yapısı; eklemi çevreleyen kemik, kapsül, ligamanlar ve kaslar, olekranonun olekranon fossaya oturması, radius başının radial fossaya dayanması ile kısıtlanır. Gerilen kasların pasif direnci, bağlar ve fleksör pollicis longusun parmak fleksörlerine takılması rotasyonu kısıtlar. Troklea makara benzeri bir yapıya sahiptir, yaklaşık 300°lik eklem yüzeyine sahiptir.

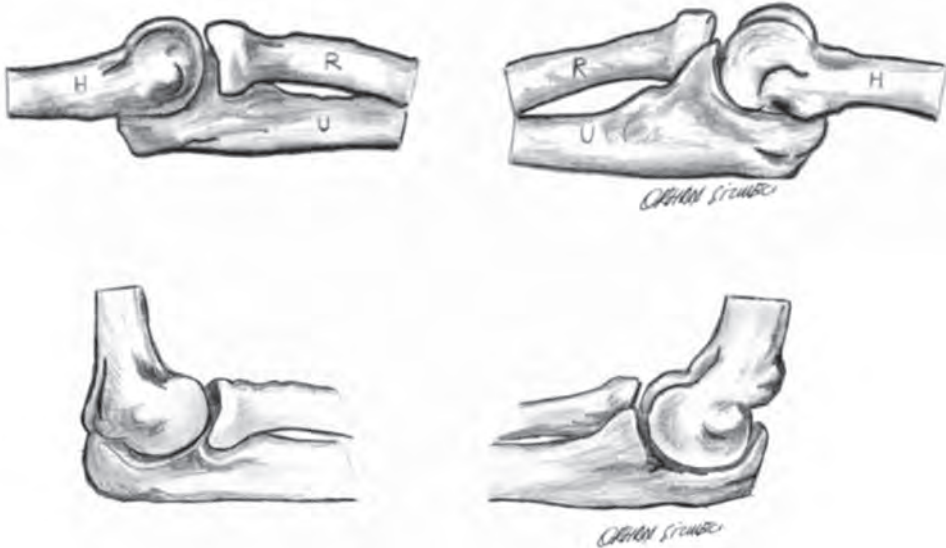
Frontal planda eklem çizgisi humerus aksına göre 6-8°lik valgus tilti yapar. Lateral planda kondiller humerus uzun aksına göre 30°lik açı ile anteriora rotasyon yaparlar. Olekranon da buna uyum sağlamak için 30°lik açı ile posteriora yönelim gösterir. Aksiyel planda ise kondiller arası eklem yüzeyi referans aksına göre 5-7°lik iç rotasyondadır.

Dirsek eklemi; humeroulnar eklem, humeroradial eklem ve proksimal radioulnar eklem olmak üzere 3 bağımsız eklemden oluşur. Bu eklemler iki hareket gerçekleştirir. Birincisi; fleksiyon ekstansiyon ile ulnanın humerus etrafındaki rotasyonu, ikincisi ise supinasyon ve pronasyon ile radius'un ulna etrafındaki rotasyonudur. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketi başlıca ulnohumeral

eklemde meydana gelirken, pronasyon ve supinasyon hareketleri radioulnar eklemde meydana gelmektedir. Radiohumeral eklem her iki harekete de katılmaktadır (29).

Fleksiyon – Ekstansiyon: Dirseğin fleksiyon ve ekstansiyondaki hareket aksının merkezi, kapitellum lateral çıkıntıları ile distal humerusun trokleası tarafından oluşturulan çemberdir. Çemberin çapı 2-3 mm.'dir. Lateralden ise troklea'nın merkezinde görülür. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketi başlıca humeroulnar eklemde ortaya çıkar. Dirsek eklem stabilitesinin %75'inden (özellikle valgustaki stabilizasyonundan) eklem yüzeyleri sorumludur. Ekstansiyon hareketi, eklem kapsülü ve eklemin ön kısmında yer alan kaslardaki gerilim ve olekrononun tepesinin olekranon fossasına yerleşmesiyle, fleksiyon hareketi ise koronoid çıkıntının fossa koronoidea'ya dayanması, kolun ve ön kolun ön yüzünde yer alan yumuşak dokular, eklem kapsülünün arka kısmı ve ekstansör kaslar ile sınırlanır. Dirsek tam ekstansiyondan fleksiyona gelene kadar eklem yüzleri birbiri üzerinde kayarlar ve daha sonra kemik yapıların direnci ile karşılaşılır. Tam fleksiyonda radius başının kenarı ve ulnar koronoid çıkıntının tepesi humerustaki radial ve koronoid fossalara yerleşerek son sınırlayıcı unsuru oluştururlar. Dirsek ekleminin fleksiyon ve ekstansiyon hareket açıklığı temel olarak eklem yüzeyleri arasındaki ilişkiden etkilenir. Kişiler arasında anatomik varyasyonlardan kaynaklanan farklılıklar olmakla birlikte, fleksiyon hareketi yaklaşık 140-145°dir. 5-10°lik hiperekstansiyon hareketi görülebilir. Dirseğin fleksör kasları brakialis, biceps ve brakioradialistir. Pronator teres ve ekstansör karpı radialis longus da fleksiyona kısmen katkıda bulunur.

Dirsek fleksiyonunun tüm evrelerinde, tüm açısal hızlarında ve pozisyonlarında, dirençli ya da dirençsiz tüm hareketlerde aktif olan temel fleksör kas brakialistir. Fonksiyonunu ön kolun ve dirseğin pozisyonundan bağımsız olarak sürdürür. Dirsek fleksiyonda tutulur-



Şekil 6. Dirsek Ekleminin Tam ekstansiyondaki (Üstte) ve 90° fleksiyondaki görünümü (Altta)

ken ve dirsek ektansiyonu süresince aktiftir, dolayısıyla antigraviter bir kas olarak da görev yapar. Brakialis kasının aktivitesi dirseğin 45°den sonraki fleksiyonunda daha etkindir ve maksimum aktivitesini 80-90°de yapar. Tüm dirsek fleksörleri ise 90-110° fleksiyon arasında aktiftir. Biceps kası supinasyondaki ön kolun güçlü fleksörüdür. Ön kol pronasyonda iken bicepsin dirsek fleksör gücü azalır ve daha çok supinator olarak görev yapar. Omuz eklemi de katetmesi nedeniyle kol pozisyonundan da bir miktar etkilenebilir. Genellikle 120° ön kol fleksiyonu, ön kol supinasyonu ve ekstansiyonunda en fazla güç üretir. Brakioradialis kası ise diğer dirsek fleksörlerine göre aksesuar agonist kas olarak kabul edilir. Ön kolun 120° fleksiyon ve nötral pozisyonu ya da supinasyonunda en etkindir. Dirsek ekstansiyonu süresince triseps kasına ankoneus kası yardımcı olur. Dirsek ekstansiyonunda asıl işlev gören trisepsin medial başıdır ve tüm açılal hızlarda ve ekstremitte pozisyonlarında aktiftir. Medial ve lateral başları sadece dirsek eklemine, uzun başı hem dirsek hem de omuz eklemine etki eder. Tüm eklem pozisyonlarında fleksör kaslar ekstansörlerden yaklaşık iki kat daha güçlüdür. Bu nedenle kişilerin çekme gücü itme gücünden daha fazladır. Fleksör, pronatör ve supinatör kaslar maksimal gücü semipronasyon pozisyonunda iken üretirler. Fleksiyonun sonuna doğru 5°lik internal ulnar rotasyon ve ekstansiyonun sonuna doğru da 5°lik eksternal ulnar rotasyon hareketi oluşur (30, 31).

Supinasyon – Pronasyon: Dirseğin rotasyon hareketlerinin aksı; humerusun orta çizgisinin ve humerus anterior korteksinin önünde yer alır. Supinasyon ve pronasyon hareketleri radioulnar eklemlerde ortaya çıkmakta olup 90-0-90° arasındadır. Dirsek pronasyon-supinasyon hareket eksenini değişkendir. Radius başı merkezinden radius ve ulna distaline uzanarak radial ve ulnar stiloid proseslerin arasında herhangi bir noktadan geçer (25). Radiohumeral eklem rotasyon aksı aynı zamanda ön kol rotasyonunun mekanik aksıdır. Bu aks radius başı merkezi ile ulnanın distal başının merkezini birleştiren oblik çizgidir. Bu aks ön kolun anatomik aksından farklıdır.

Humeroradial eklem de fleksiyon ekstansiyondan bağımsız olarak ön kola rotasyon yapar. Ön kolda supinasyon ve pronasyon hareketlerinin gerçeleşmesi esnasında radius ulna etrafında döner. Bu hareketler esnasında interosseöz membranda spiral tarzında hareket ortaya çıkar. Normalde dirseğin supinasyonu 80-90°dir, pronasyonu 70-85°dir. Pronator teres ve pronator quadratus pronasyondan sorumlu kaslardır. Fleksör karpi radialis kasları gibi ön kol kasları da pronasyona yardım eder. Ana pronator kas olan kuadratus dirseğin pozisyonundan bağımsız olarak her zaman aktif olarak pronasyona katılır. Pronator teres kası ise hareketin hızlı yapılması gerektiğinde devreye girer. Ön kolun supinasyonu asıl olarak supinator kas tarafından gerçeleştirilir. Dirsek 90° fleksiyonda iken biceps kası etkin hale gelir ve supinator kasa yardımcı olur (13). Humerus alt ucunun 30° anterior rotasyonu, sigmoid çentik 30°lik posterior açısının rotasyonu ile olan uyumu dirseğe 150° hareket arkında statik stabilizasyon sağlar (6, 21).

Taşıma Açısı: Dirsek tam ekstansiyon pozisyonunda olduğunda, humerusun uzun eksenini ile ulnanın uzun eksenini arasındaki açı taşıma açısını oluşturur. Kadınlarda ortalama valgus açısı 13 – 16° iken bu açısı erkeklerde 11 – 14°dir. Dirsek fleksiyona geldiğinde taşıma açısı azalarak, varusa gelir (28, 29).

Tam ekstansiyonda aksiyel olarak yüklenen bir dirsek eklemine yükün yaklaşık olarak %40'ını humeroulnar eklem, %50-60'ını ise humeroradial eklem alır (27, 33).

Normal şartlar altında dirsek eklemi maksimum 140-150° fleksiyon, 0-10° ekstansiyon, 80-90° pronasyon, 90° supinasyon yapabilir (28). Günlük yaşamdaki işler için, fonksiyonel eklem hareket açıklığı ise 30-130° fleksiyon, 50° supinasyon ve 50° pronasyondur (34).

Antekübital Fossa: Dirsekte anteriorda, medial kenarını Pronator Teres'in lateral kenarını Brakioradialis'in, Üst kenarını epikondilerden sanal olarak geçen transvers hattın ve tabanını ise Brakialis ve Supinator kasın yaptığı "Ters Üçgen" şeklindeki alan '*Antekübital Fossa*' olarak adlandırılır. Antekübital fossa içerisinde önemli nörovasküler yapılar yer alır. Fossanın referans noktası Biceps tendonu iken biceps tendonunun hemen medialinde Brakial arter radial ve ulnar dallara ayrılır. Median sinir daha derinde ve brakial arterin medialindedir (16).

Sinirler

Kübital fossadan ve humerusun suprakondiler bölgesinden ön kola önemli damar ve sinirler geçer. Radial sinir kübital fossada belirginleşerek ön kolun arka bölgesinde brakialis, brakioradialis, ve ekstansör karpi radialis longus, ekstansör karpi radialis brevis ve supinator kasın iki başını inerve eder. Radial sinirin derin dalı, supinatör kasın içinden geçerken radius'a çok yakın seyretmesi nedeniyle proksimal radius kırıklarından zarar görebilir.

Median sinir ön kolun ön bölgesinin en önemli siniridir. Brakial arter ile birlikte bu arterin medial tarafında seyrederek Pronator teres kasının iki başının arasından geçerek kübital fossayı terk eder ve bu seyir sırasında bu kasa da dal verir. Median sinir ön kolda fleksör karpi ulnaris ve fleksör digitorum profundus kaslarının medial yarısı hariç diğer bütün kasları innerve eder (16).

Ulnar sinir, humerusun medial epikondilinin arkasındaki ulnar oluktan geçerek ön kola girer, fleksör karpi ulnaris kasının iki başı arasından geçer. Medial epikondilin altındaki kübital tünelden geçerken tünelin tabanını yapan medial kollateral bağın üzerinde uzanır ve bu bağın altında basıya maruz kalabilir. Ön kol kaslarından fleksör karpi ulnaris ve fleksör digitorum profundus kaslarının medial yarısını innerve eder.

Dirsek eklemının innervasyonu ise radial, ulnar ve muskulokutaenous sinirler tarafından sağlanır (16).

Dirsek Eklemının Arter ve Venöz Dolaşımı

Dirsek eklemının kanlanması oldukça iyidir. Medial bölgesi a. kollateralis ulnaris superior ve inferior, a. rekürrens ulnaris anterior ve posteriordan, lateral bölgesi ise a. radialis ve a. profundusun orta kollateral dalından, a. rekürrens radialis ve a. rekürrensia interosseadan beslenir.

Dirsek eklemi venöz drenajı ise; arterleri ile aynı adı taşıyan venler aracılığı ile kolun derin venlerine dökülürler (16, 20).

Eklemın Sık Görülen Hastalıkları

Dirsek instabiliteleri ayrışmanın yönüne göre; valgus, varus, anterior ve posteriolateral rotasyonel olmak üzere 4'e ayrılmıştır. Valgus instabilitesi; medial kollateral bağın anterior bandının kopması ile oluşurken varus instabilitesi lateral kollateral bağ kompleksinin hasarı so-

nucu oluşur. Anterior stabilite özellikle olecranon kırıkları ile birlikte görülür. Posterolateral rotasyonel instabilite, en yaygın dirsek instabilitesidir. Koronoid çıkıntının doğrudan troklea humerinin altından geçtiği posterior çıkıklardan, daha sık gözlenir (6, 11).

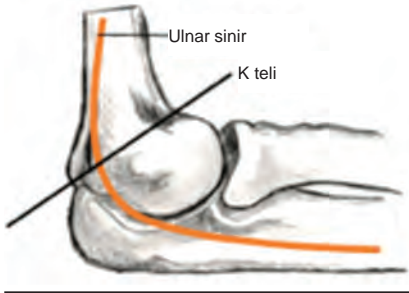
Bursitler: Sürekli tekrarlanan hareketler yapan sporcularda, bursaların sürekli sürtünmesine bağlı inflamasyonu sonucu görülür. Olgularda; şişlik, lokal hassasiyet, kızarıklık ve ısı artışı şikayeti vardır. (35)

Kübital Tünel Sendromu: Kübital tünel sendromu olarak adlandırılan dirsekte ulnar sinir nöropatisi, karpal tünel sendromundan sonra ikinci sıklıkta görülen tuzak nöropatisidir. Ulnar sinir en sık medial epikondilin hemen distalinde, fleksör karpi ulnaris kasının humeral ve ulnar başlarının fasyaları arasındaki Osborne ligamanının altında basıya uğrar. Ulnar sinirin duyu sahasında uyuşukluk olması, en sık görülen bulgudur ayrıca dirseğin medial tarafında, medial epikondilin arka oluşu boyunca yayılan ağrı şikayeti mevcuttur. Ciddi ve uzamış olgularda pence el deformitesi ve intrinsik kaslarda atrofi görülür (35).

Lateral Epikondilit: Aşırı kullanıma bağlı tekrarlayan stresler sonucu oluşan, humerusun lateral epikondilinden orijin alan el bileği ekstansör kaslarının aşırı kullanımı veya tekrarlayan travmalar sonrasında dejenerasyon ile seyreden, muskulotendinöz yapışma bölgelerinde ağrıya ve hassasiyete neden olan klinik durumdur (35). Ağrıyı tetikleyen aktivite ve yüklenmelerin azaltılması veya tamamen ortadan kaldırılması çoğu zaman yeterli olur. Lateral epikondilitte hastaların %90-95'i konservatif tedaviye iyi yanıt vermektedir. Konservatif tedavi modalitelerine rağmen 1 yıl sonunda tedaviye yanıt vermeyen hastalarda cerrahi tedavi son seçenek olarak düşünülebilir.

Medial Epikondilit: Golfçü dirseği olarak bilinmesine rağmen tenisçilerde ve başüstü spor yapanlarda görülen dirsek fleksör/pronator kas grubunun ağrı ve hassasiyeti ile karakterize klinik durumdur. Lateral epikondilitten daha az görülür (35). Özellikle ön kol supinasyonu ile dirençli bilek fleksiyonu ya da dirençli pronasyonda ağrı oluşur.

Klinik Örnek: 6 yaşında erkek olgu oyun parkında sağ el üzerine düşme sonucu dirsek hareketlerinde kısıtlılık, ağrı, şişlik, şikayeti ile acil servise başvurdu. Sağ dirsek bölgesinde palpasyonla hassasiyet mevcuttu. Çekilen grafilerinde sağ suprakondiler humerus fraktürü tespit edilen olgu kapalı redüksiyon manevraları sonrası K teli ile onarılarak alçı ile immobilize edildi. İmmobilizasyon sonrası olgunun ulnar sinir sahasında duyu kusuru ve paralizisi görüldü. Postoperatif 4. haftada tellerin çekilmesi ile birlikte sinir paralizisine bağlı şikayetler azaldı. Pediatrik dirsek çevresi kırıklarının önemli bir bölümünü oluşturan sık karşılaşılan kırıklardan biri olan suprakondiler humerus kırıklarında % 10-20 oranında nörolojik hasar ortaya çıkmaktadır. Dirsek fleksiyondayken ulnar sinir üzerindeki apenorozun gerildiğini ve böylece kübital tünelin kapasitesinin azaldığı, bu pozisyonda medialden çivi yerleştirilmesi ile ulnar sinirin sıkıştığı ve ulnar sinir yaranmasına neden olduğu bilinmektedir. Dirsek



Şekil 7. Ulnar sinirden K telinin geçişi

90°den fazla fleksiyonda yapılan tedavilerde kompartman basınçlarının yükseltmesi neden ile dirsek 60-90° arasında fleksiyonda immobilize edilmektedir.

Klinik Örnek: 22 yaşında erkek olgu haftanın 2-3 günü tenis oynamaktadır. Dirseğin dış yüzünde hissedilen, aynı zamanda kolun yukarı bölümüne doğru ve önkolun dışına doğru da yayılabilen ağrı, el bileğinde güçsüzlük ve lateral epikondil üzerinde hassasiyet mevcuttu. M.ekstensor carpi radialis brevis, m. ekstensor carpi radialis longus, m. ekstensor digitorum communis ve m. ekstensor carpi ulnaris kaslarının aktiviteleri esnasında lateral epikondil üzerinde hassasiyet ve ağrı oluşmaktaydı. Genellikle tenisçilerde görülmek ile birlikte baş üstü spor yapanlarda sık görülen bu tablo lateral epikondilit (tenisçi dirseği) olarak adlandırılır. Tedavide ilk seçenek epikondilit ateli ile immobilizasyon ve zorlayıcı aktivitelerden kaçınmaktır. Epikondilit ateli akut ve restoratif fazda ağrıyı azaltmak için kullanılabilir. Atel, kavrama hareketleri sırasında etkilenen ekstansör tendonun orijinini yapay olarak genişleterek ve uygulanan germe stresi alanını artırarak ağrıyı azaltır.

Kaynaklar

1. Akman MN, Karataş M. Temel ve Uygulanan Kinezyoloji. 109-120. Haberal Eğitim Vakfı, 2003
2. Fornalski S, Gupta R, Lee Tq. Anatomy and biomechanics of the elbow joint. *Tech Hand Up Extrem Surg* 2003;7(4): 168-78.
3. Alcid JG, Ahmad CS, Lee TQ. Elbow anatomy and structural biomechanics. *Clin Sports Med*. 2004;23(4):503-17.
4. Linthongthang R, Jupiter JB. Distal Humerus Fractures. *Oper Tech Orthop*. 2013;23:178-187
5. Genuario W, Bell JE, Brabston EW. Anatomy and Physical Examination of the Elbow. *Oper Tech Orthop*. 2009;19: 190-198.
6. Açar Hİ, Bektaş U, Ay Şadan. Dirsek Eklemi Anatomisi ve İnsitabilitesi. *Totbit Dergisi*. 2011; 10(1):7-17.
7. Weiss, A.P. and H. Hastings, 2nd, *The anatomy of the proximal radioulnar joint*. *J Shoulder Elbow Surg*, 1992. 1(4): p. 193-9.
8. Rouleau DM, Sandman E, van Riet R, Galatz LM. Management of fractures of the proximal ulna. *J Am Acad Orthop Surg* 2013;21: 149-160.
9. Ege Ridvan. Kırıklar, Eklem ve Diğer Yaralanmalar. *Traumatooloji* 5. Baskı Cilt 2 Bizim Büro Basımevi, Ankara s:1995-2101, 2002.
10. Hotchkiss RN. *Fractures and Dislocations of The Elbow*. Rockwood, *Fractures in Adults (4th Ed.)* p: 929-942. Lippincot-Raven, Philadelphia, 1996.
11. Morrey BF(ed). *Biomechanics of the Elbow. The Elbow and Its Disorders 3rd ed*. Philadelphia WB.Saunders 2000; 1(3): 44-60.
12. O'Driscoll, S.W., B.F. Morrey, and K.N. An, *Intraarticular pressure and capacity of the elbow*. *Arthroscopy*, 1990. 6(2): p. 100-3.
13. Lockard M. *Clinical biomechanics of the elbow*. *J Hand Ther*. 2006; 19(2):72-80.
14. Bain GI, Mehta JA. *Anatomy of the Elbow Joint and Surgical Approaches*. Philadelphia, PA: Springer; 2000:1-27.
15. Floris, S, et al., *The medial collateral ligament of the elbow joint: anatomy and kinematics*. *J Shoulder Elbow Surg*, 1998. 7(4): p. 345-51.
16. Morrey BF. *Anatomy of the Elbow Joint*. In: Morrey BF, ed. *The Elbow and Its Disorders 3rd ed*. Philadelphia: WB Saunders, 2000;1(2): 13-42.
17. O'Driscoll SW, Jalszynski R, Morrey BF, et al. *Origin of the medial ulnar collateral ligament*. *J Hand Surg*. 1992; 17:164-168.
18. Olsen, B.S.et al. *Lateral collateral ligament of the elbow joint: anatomy and kinematics*. *J Shoulder Elbow Surg*, 1996. 5(2 Pt 1): p. 103-12.

19. Pan YX, Guo X. *Anatomical and biomechanical study on the interosseous membrane of the cadaveric forearm, and Chinese Journal of Traumatology* 2011; 14(3):147-150.
20. Moore KL, Dalley AF. *Kliniğe Yönelik Anatomi. (2007) Nobel Tıp Kitabevleri. 4. Baskı, s; 756-763.*
21. Morrey, B.F. and K.N. An, *Functional anatomy of the ligaments of the elbow. Clin Orthop Relat Res, 1985(201): p. 84-90.*
22. Morrey, B.F., S. Tanaka, and K.N. An, *Valgus stability of the elbow. A definition of primary and secondary constraints. Clin Orthop Relat Res, 1991(265): p. 187-95.*
23. Netter FH, *The Netter collection of medical illustrations, Woodburne RT, Crelin ED, Kaplan FS(Editörler), Cilt 8, Kısım 1, Ankara, Güneş Kitabevi; 2009: 42-44.*
24. An, K.N., et al., *Muscles across the elbow joint: a biomechanical analysis. J Biomech, 1981;14(10): p. 659-69.*
25. Elden H, Nacitarhan V. *Üst Ekstremité Kinezyolojisi. Oğuz H, Dursun E, Dursun N (Editörler). Tıbbi Rehabilitasyon. 2. Baskı. İstanbul. Nobel Tıp Kitabevleri 2004: 245- 263.*
26. Azar FM, Wright II, *Omuz ve Dirsek Artroplastisi. Canale ST (Ed). Akgün I (Ç. Ed) Campbell' s Operative Orthopaedics Türkçe Baskı. Cilt 1. 10. Basım. Hayat Tıp Kitapçılık Yayınları. İstanbul. 2007: 483-531.*
27. Safran, M.R. and D. Baillargeon, *Soft-tissue stabilizers of the elbow. J Shoulder Elbow Surg, 2005. 14(1 Suppl S): p. 179S-185S.*
28. Peimer CA, ed. *Surgery of the hand and upper extremity. New York, NY; McGraw-Hill: 1996.*
29. Morrey BF. *Anatomy and kinematics of the elbow. Instr Course Lect Vol.XI, 1991: 11-16.*
30. Kapandji IA: *The Physiology of the Joint: The Elbow: Flexion and Extension, 2nd ed. Vol 1. London Livingstone, 1970.*
31. Morrey BF, Askew LJ, Chao EYS. *A biomechanical study of normal functional elbow motion. J Bone Joint Surg 1981; 63-A: 872-877.*
32. Larson SG, *Fundamentals and general considerations, Phylogeny. Morrey B.F. The elbow and its disorders. . Second Edition. Philedelphia. WB Saunders Company, 1993: 6-72.*
33. Gramstad GD, *Anatomy of the Shoulder, Arm and Elbow, Lieberman JR (Ed). American Academy of Orthopaedic Surgeons Comprehensive Orthopaedic Review. Rosemont. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2009: 793-803.*
34. Morrey BF, Askew LJ, An KN, et al. *A biomechanical study of normal functional elbow motion. J Bone Joint Surg. 1981;63 A: 872-6.*
35. Terri M. Skirven, A. Lee Osterman, Jane Fedorczyk, Peter C. Amadi Kathleen A. Sluka *Rehabilitation Hand and Upper Extremity. Elsevier, 2011.*

El ve El Bileği Biyomekaniği

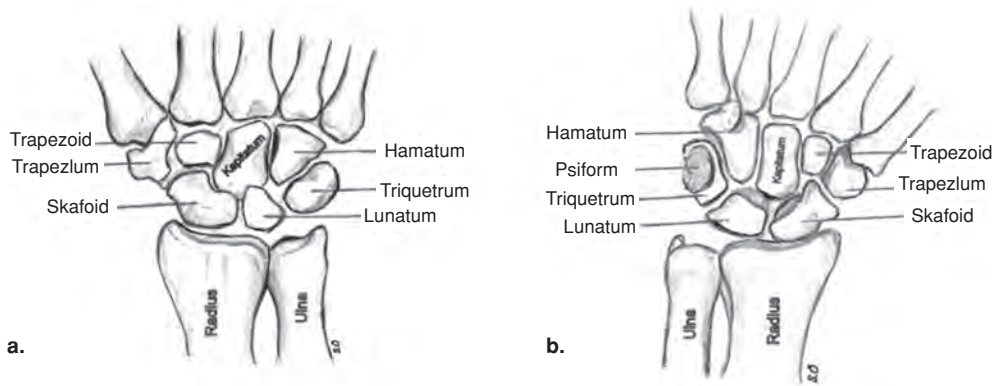
Safiye Özkan

İstanbul Üniversitesi, Plastik, Rekonstrüktif ve
Estetik Cerrahi Anabilim Dalı, El Cerrahisi Bilim Dalı

EL BİLEĞİ

Giriş

El bileği, 8 küçük karpal kemikten meydana gelir. Küçük interkarpal eklemlerin yanı sıra, bilekte radiokarpal ve distal radioulnar eklem olmak üzere iki majör eklem yer alır (Şekil 1a, 1b). Özellikle elin ekstrinsik kaslarının fonksiyonu sırasında uzunluk ve gerilimi ayarlama el bileğinin önemli rolü vardır (1,2).



Şekil 1a. Sağ el palmar yüz karpal kemikler. b. Sağ el dorsal yüz karpal kemikler.

El Bileği Anatomisi

Distal Önkol

Radius dorsal tüberkülü (Lister's), radius stiloid çıkıntısı, ulnar stiloid çıkıntısı, radius distal artiküler yüzeyi distal önkolda yer alan osteolojik yapılardır. Radiusun distal artiküler yüzeyi mediolateral ve antero-posterior yönlerde konkavdır.

Karpal kemikler:

Proksimal karpal dizi;

Skafoid (navikular), lunatum, triquetrum, pisiform proksimal karpal diziyi, trapezium, trapezoid, kapitatum, hamatum distal karpal diziyi oluşturur (3). Distal karpal dizi, güçlü ligamanlar ile birbirine sıkıca bağlanır. Metakarpal kemikler ile eklemleşmek için rijit ve stabil bir taban sağlarlar. Karpal kemiklerin pozisyon ve şekillerinin anlaşılması, ligaman anatomisi ve el bileği kinematığının anlaşılması açısından önemlidir.

SKAFOİD

Skafoid veya navikular kemik adını gemiye benzetildiği için Latince navikularisten almıştır. Taban kısmı radius üzerine oturur. Yük alma kısmı ise kapitatumun başıyla doldurulmuştur. Skafoid, 4 karpal kemik ve radius ile temas halindedir. Skafoid iki konveks yüzeyi vardır. Proksimaldeki yüzeyi radiusun skafoid faseti ile eklemleşir. Distal yüzeyi ise, trapezium ve trapezoid ile eklemleşir. Distal medial yüzey, kapitatumun başının lateral yarısını kavrayan derin bir konkaviteye sahiptir. Medial kenarın küçük faseti lunatum ile temastadır. Skafoid ve radius, el bileği boyunca, kuvvet geçişindeki direk yolda yer alırlar. Düşme esnasında el bileğinin ekstansiyon ve radial deviasyonda oluşu genellikle skafoidte kırık ile sonuçlanır (1,4).

Skafoid kemik, bilekten geçen kuvvetlerin, direk yolunda yer aldığı için, diğer karpal kemiklere oranla kırıkların en fazla görüldüğü kemiktir (5).

LUNATUM

Latince (luna) ay demektir. Proksimal dizinin ortasındaki kemiktir. Skafoid ve triquetrum arasında yer alır. Skafoid gibi lunatumun proksimal yüzeyi de radius konkav fasetine uyacak şekilde konvektir. Lunatumun distal yüzeyi derince konkavdır. Bu konkavite kemiğe hilal ay şeklini verir. Lunatuma herhangi bir kas yapımaz ve çok az ligamanı vardır. Bu sebeple sıklıkla disloke olur. Skafoid gibi bu kemikte de travma sonrası beslenme kötü etkilenir ve avasküler nekroz oluşabilir (1,4).

TRIQUETRUM

Triquetrum veya triangular kemik üç köşeli bir kemiktir. Lunatumun tam medialinde yer alır. Triquetrumun lateral yüzü uzun ve düzdür. Bu yüz hamatumun benzer yüzeyi ile eklem yapar (1,4).

PİSİFORM

Nohut, bezelye şeklindedir. Triquetrumun palmar yüzü ile gevşek bir şekilde eklem oluşturur. Bu mobil ve kolayca palpe edilebilen kemik, birçok farklı kas ve ligamentlerin yapışma yeridir (1,4,6).

Distal karpal dizi;

TRAPEZİUM

Trapezium asimetrik şekilli bir kemiktir. Proksimal yüzdeki konkavitesi ile skafoid ile eklem yapar. Distalde 1. metakarp tabanı ile eklemleşen eyer tipi yüzeyi ile özel bir öneme sahiptir. Karpometakarpal eklem, başparmağın geniş hareket açısını sağlayan hayli özelleşmiş bir eklemdir. Trapeziumun palmar yüzünde ince ve keskin bir tüberkül mevcuttur. Bu tüberkül ve skafoidin palmar tüberkülü, transvers karpal ligamentin lateral kenarına bağlanmasını sağlar. Palmar tüberkülün hemen medialinde, fleksör karpi radialis tendonu için bir oluk mevcuttur.

TRAPEZOİD

Trapezoid, nispeten daha az asimetrik olup kapitatum ve trapezium arasında sıkıca yerleşmiş küçük bir kemiktir. Trapezoid, trapezium gibi, skafoid ile eklem yapan hafifçe konkav bir proksimal yüzeye sahiptir. Nispeten, daha sıkı bir şekilde 2. metakarp tabanı ile eklem yapar.

KAPİTATUM

En geniş karpal kemiktir. El bileğinde, merkezde yer alır. Kemiğin proksimal yüzünün şeklini tanımlayacak şekilde baş (kapitat) kelimesinden ismini almıştır. Baş bölümü skafoid ve lunatum ile komşuluğunu derin konkavitesi ile sağlar. Tüm bilek hareketlerinin rotasyon eksenini kapitatumdan geçer. Kapitatum, hamatum ve trapezoid kemik arasında kısa güçlü ligamentlerle iyice stabilize edilmiştir. Kapitatumun distal yüzü sıkıca 3. metakarp tabanı ile eklem yapar. Daha az temas ile de 2. ve 4. metakarp kemikler ile eklem yapar. 3. metakarp ile olan rijit eklem, kapitatum ve 3. metakarptan tek bir gövde olarak fonksiyon yapmasını, dolayısıyla, tüm el bileği ve el için longitudinal olarak önemli bir stabilite sağlar (1,4,6).

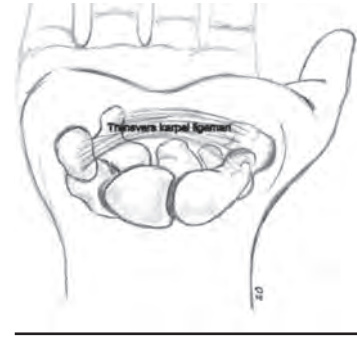
HAMATUM

Palmar yüzde yapmış olduğu çengel benzeri çıkıntıdan ötürü bu adı alır. Hamatum genel olarak piramit şeklindedir. Tabanı veya distal yüzeyi, 4 ve 5. metakarpların tabanı ile eklem yapar. Bu eklemleşme elin ulnar tarafındaki mobilitiyeyi sağlar. Hamatumun apeksinin, proksimal yüzeyi lunatumun konkav yüzeyine doğru çıkıntı yapar.

KARPAL TÜNEL

Karpal kemiklerin palmar yüzü bir konkav oluşturur. Bu konkavite üzerindeki ark, transvers karpal ligament olarak bilinen, konnektif dokudan oluşan, kalın fibröz bir banttir. Transvers

karpal ligament elde bulunan birçok kasın palmaris longus ve bilek fleksör kaslarının primer tutunma yeridir. Transvers karpal ligaman, karpal tünel içinde karpal kemikler tarafından oluşturulan palmar konkavite tarafından örtülür. Bu tünel, median sinir ve ekstrinsik parmak fleksör kaslarının tendonlarının geçtiği bir pasaj görevi görür (Şekil 2) (7). Bu fleksör tendonların ve etrafındaki dokuların sürtünmesini azaltmak için karpal tünel içerisinde sinoviyal membranlar mevcuttur. Uzun süreli ve aşırı bilek hareketi gereken el aktivitelerinde bu tendon ve sinoviyal kılıflar etkilenirler. Karpal tünelin küçük oluşu ve sinoviyal membranlardaki şişlik, median sinir üzerinde basınca neden olabilir. Karpal tünel sendromunda, median sinir duyu sahasında ağrı veya parestezi gözlenirken, çok etkilenmiş vakalarda, başparmakta ki intrinsik kaslarda zayıflık ve atrofi görülebilir.



Şekil 2. Karpal tünel.

Klinik örnek; 32 yaşında, sekreter olarak çalışan, dominant olan sağ elinde, iki yıldır devam eden, ara ara ciddiyeti artan rahatsızlıkları mevcut kadın hastanın muayenesinde, önkol distal volar yüzde elektriklenme, bilekte şişlik, kavrama gücü bulunmaktadır. Phalen ve Tinel testi pozitifdir. Semptomlar uzun süreli klavye kullanımı ile artmaktadır. Değerlendirmeler, bizlere median sinirin karpal tünel içinde sıkışarak, motor ve duysal değişimlere yol açtığını göstermektedir. Elektromiyografi bulguları da karpal tünel sendromunu desteklemektedir. Hastaya el bileği ateli aktivite kısıtlanması ve sonrası cerrahi önerilmiştir. Aktivite kısıtlanması ile hasta şikayetlerinde azalma meydana gelmiştir. Bu vakada, tekrarlı ve yanlış kullanım ile ergonomik risk faktörlerinin karpal tünel içi basıncı arttırması, bizlere median sinir kompresyonunu ortaya çıkaran, majör faktörleri göstermektedir.

EKLEMLER VE EL BİLEĞİNİN BAĞLARI

EKLEMLER

El bileğinin primer eklemleri, radiokarpal ve midkarpal eklemlerdir. Daha az önemli olarak ise, komşu karpal kemikler arasında var olan, interkarpal eklemlerdir.

Radiokarpal eklem;

Radiokarpal eklem proksimal kısmı, radiusun konkav kısmı ve komşu eklem diskidir. Bu eklem distal bölümleri, skafoid ve lunatum kemiğinin konveks proksimal yüzeyidir. Triquetrum da radio karpal eklem bir parçası olarak düşünülür. Bunun sebebi ulnar deviasyon yapıldığında, medial yüzeyinin eklem diski ile temasta olmasıdır.

Distal radius ve eklem diskinin, kalın eklem yüzeyi, kuvvetleri korpusdan önkola aktarır. Total kompresyon kuvvetinin, yaklaşık olarak %20'si disk aracılığı ile bileğe aktarılır. Bilek ekstansiyon ve ulnar deviasyona geldiğinde, radiokarpal eklemdaki temas alanı, en geniş düzeydedir. Bu pozisyon maksimal kavrama gücünün sağlandığı bilek pozisyonudur.

Midkarpal eklem;

Midkarpal eklem, proksimal ve distal karpal dizinin arasındaki eklemdir. Midkarpal eklemi çevreleyen kapsül, her bir interkarpal eklem ile devam eder. Midkarpal eklem lateral ve me-

dial eklem kompartmanı olarak ikiye ayrılabilir. Daha geniş olan medial kompartman, skafoid, lunatum ve triquetrumun distal yüzeyi tarafından oluşturulan konkav çıkıntıya oturan kapitatum konveks başı ve hamatumun apeksi tarafından oluşturulur. Kapitatumun başı, top soket eklem benzeri bu konkav çıkıntıya oturur. Lateral kompartman ise, skafoidin konveks distal kutbunun, trapezium ve trapezoidin konkav proksimal yüzüyle, hafif bir şekilde birleşmesi ile meydana gelir.

İnterkarpal eklemler;

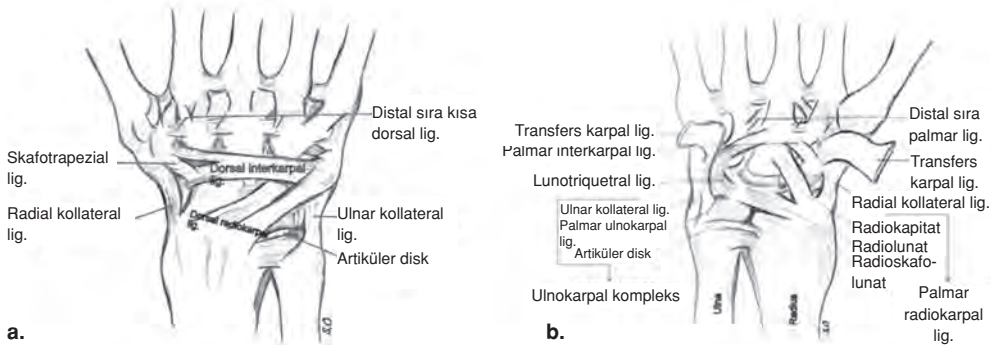
Küçük kayma hareketleri esnasında, bilek hareketlerine yardım ederler. Radiokarpal ve mid-karpal eklemlerdeki geniş açdaki hareket ile karşılaştırıldığında, interkarpal eklemlerdeki hareketler nispeten azdır. Yine de bileğin, tam hareket açıklığında hareketini tamamlaması için önemlidirler (1,4,6,8,9).

El bileği ligamanları;

Aktif bilek hareketlerinde kaslar, uygulanan kuvveti destekler. Ligamanlar ise artrokinematiği kontrol eder ve rehberlik yaparlar. Yaralanma ile hasar gören ligamanlar, eğer bilekte bir hastalık mevcut ise, deformasyon ve instabiliteye yatkınlığı artırır.

Bilek ligamanları ekstrinsik ve intrinsik olarak sınıflandırılır. Ekstrinsik ligamanların proksimal yapışma yerleri karpal kemiklerin dışındadır. Fakat distal kısımları karpal kemiklere tutunur. İntrinsik ligamanlar ise bunların aksine, hem proksimal hem de distal yapışma yerleri, karpal kemiklere tutunan ligamanlardır (Şekil 3a, 3b)(1,6).

Karpal kemiklerin düzensiz şekilleri, intrinsik olarak el bileği ekleminin, instabil olmasına yol açar. Majör ekstrinsik ligamanlar palmar ve dorsalde yer alırlar ve interkarpal, karpal ve karpometakarpal hareketleri sınırlama ve koordine etmede görev yaparlar. Radioskafokapitat, radiolunotriquetral, radioskafolunat, ulnalunat ve ulnatriquetral ligamanlar, el bileğinin palmar yüzünde ana ekstrinsik stabilizatörler olarak görev yapar (10). Dorsal interkarpal ligaman, karpal dizi arasında yer alır ve kapitatumu, triquetrum ve skafoidi birbirine bağlar. Radiokapitat ve kapitotriquetral ligamanlar distal karpal diziyi stabilize ederler. Skafolunat ve lunotriquetral ligamanlar en sık yaralanan intrinsik ligamanlardır (11). Bu ligamanlar, proksimal karpal kemikleri birbirine bağlarlar ve rotasyonel stabilite sağlarlar. Ulnatriquetral ve lunotriquetral ligamanlar triangular fibrokartilaj (TFCC) ile birlikte, el bileğinin ulnar tarafta



Şekil 3a. Sağ el volar yüz interkarpal ligamanlar. b. Sağ el dorsal yüz interkarpal ligamanlar

stabilitesini sağlarlar. Palmar ve radial tarafta bulunan ligamanlar, en zayıf olan ligamanlardır. Bilekteki ligamanların ana amacı, frontal ve sagittal planda stabiliteyi sağlamaktır. Frontal planda, radiusun distal yüzü, distale ve mediale dönüktür. Longitudinal kaslar çekildiğinde, karpalar, proksimale ve mediale kayar. Bu sebeple el bileği ligamanları, frontal planda önemli görev alır. Bilek yaklaşık 30 derece ulnar deviasyon yaptığında, kasların çekişi, kayma planına dik olarak hareket eder. Sonuç olarak, karpal kemikler, eklem içine geri çekilir ve karpalar stabilize edilir. 30 derecelik ulnar deviasyon, el bileği dinlenme pozisyonudur ve maksimum stabilitenin sağlandığı pozisyonudur. Bilek radial deviasyona geldiğinde, kasların longitudinal çekişi, eklem instabilitesi meydana getirir ve karpal kemikleri proksimal ve mediale hareket ettirir (2).

Sagittal planda, el bileği 30-40° fleksiyona getirildiğinde, kasların çekişi distal radius yüzüne dik planda, karpal kemiklerin yerini değiştirir. Böylece karpaları stabilize eder. Nötral pozisyonda ise, anterior ve posterior ligamanlardaki gerilim eşittir ve lunatum distal radiusa yakın hareket eder. Bununla birlikte, ekstansiyonda, karpal kemikler proksimale ve anteriora hareket ederler, bu durumda anteriordaki ligamanlar daha kritiktir. Bu ligamanların gerilimi, ekstansiyonun derecesi ile orantılıdır. Lunatum ve kapitatumun proksimale ve posteriora doğru yer değişimini sağlar, böylelikle karpaları stabilize eder (2). Sözgelimi elde bir objeyi sıkıca kavramak gerektiğinde, gerekli ekstansiyon açısında bileğin stabilize edilmesi sağlanmış olur.

TRIANGULAR FİBROKARTİLAJ KOMPLEKSİ (TFCC)

El bileği ulnar tarafında bulunan konnektif doku kompleksi, triangular fibrokartilaj kompleksi (TFCC) olarak bilinir. Ulnakarpal kompleks; artiküler disk, ulnar kollateral ligaman ve palmar ulnokarpal ligamanı içerir. Bu doku kompleksi, distal ulna ve karpal kemikler arasında, ulnakarpal boşluğun çoğunu doldurur. Ulnakarpal boşluk, karpal kemiklerin, ulnanın distal kısmına takılmadan, radius ile pronasyon ve supinasyonuna izin verir.

Artiküler disk, radiusun ulnar çentiğinden, ulnanın stiloid çıkıntısının yakınına bağlanır. Bu disk hem distal radioulnar eklem, hem de radiokarpal eklemlerin önemli yapısal bileşenidir.

Ulnakarpal boşluğun çapraz kesitinde, frontal planda, artiküler diskin hafifçe meniskal yayılımı görülür. Diskin menisk yayılımı, genelde ulnakarpal menisk homoloğu olarak isimlendirilir. Menisk kısmı ve ulnar kollateral ligaman arasında sinoviyal sıvı ile dolu, küçük prestiloid oyuk yer alır. Bu oyuk genelde, romatoid artritli kişilerde ağrılı bölgedir. Artiküler diskteki yırtıklar sinoviyal sıvının radiokarpal eklemden distal radioulnar eklemeye doğru yayılmasına izin verebilir.

Ulnar kollateral ligaman, bilek kapsülünün ulnar tarafında kalınlaşır. Bu ligaman ulnanın stiloid çıkıntısından başlangıcını alır, ulnakarpal aralıktan geçer ve distalde triquetrumun ulnar kenarına yapışır, daha distalde de metakarp tabanına yapışır.

Bileğin tam radial deviasyonu, ulnar kollateral ligamanı ve saran kapsülün boyunu uzatır. Ekstansör karpi ulnaris ile birlikte, bileğin ulnar tarafını güçlendirir.

Palmar ulnakarpal ligaman, artiküler diskin anterior bölümünden başlangıcını alan, konnektif dokunun kalınlaşması ile oluşan bir banttır. Ligaman distalde lunatumun palmar yüzüne ve daha az olarak da triquetruma yapışır. Bileğin tam ekstansiyonu ve tam ulnar deviasyonunda gerilmeye başlar (Tablo 1)(1,8).

Bilekteki intrinsik ligamanlar kısa orta ve uzun olarak sınıflandırılır.

TABLO 1. El Bileği Ekstrinsik ve İntrinsik Ligamanları**Ekstrinsik ligamanlar**

- Dorsal radiokarpal ligaman
- Radial kollateral ligaman
- Palmar radiokarpal ligaman
 - Radiokapitat
 - Radiolunat
 - Radioskafolunat
- Ulnokarpal kompleks
 - Artikular disk
 - Ulnar kollateral ligaman
 - Palmar ulnakarpal ligaman

Intrinsik ligamanlar

- Kısa
 - Palmar
 - Dorsal
- Orta
 - Lunotriquetral
 - Skafolunat
 - Skafotrapezium
- Uzun
 - Palmar interkarpal V, deltoid
 - Dorsal interkarpal

Kısa ligamanlar bilek içinde, distal karpal dizideki kemikleri, palmar, dorsal ve interosseöz yüzlerinden, bir arada tutarlar. Kısa ligamanlar karpal diziyi bir arada tutup stabilize ederek, onların tek bir mekanik parça halinde fonksiyon görmesine izin verirler.

Orta uzunlukta ligamanlar, bileğin içindedirler. Lunotriquetral ligaman, palmar radiolunat ligamanların fibröz uzantısıdır. Skafolunat ligaman ise skafoid ve lunatumu birbirine bağlayan liflerin bir araya gelmesi ile oluşur. Farklı skafotrapezial ligamanlar, skafoid ve trapezium arasındaki eklemi güçlendirir. Nispeten uzun olan iki ligaman bileğin içinde yer alır.

Uzun ligamanlardan, palmar interkarpal ligaman, sıkıca kapitatumun palmar yüzeyine yapışır. Bu ligaman proksimalde ters V şeklinde, iki lif grubuna dönüşür. Bu "V" harfinin lateral kısmı kapitatumdan, skafoide giden lifleri oluşturur. Medial ayak ise kapitatum ve triquetrum arasındaki lifler tarafından oluşturulur. İnce olan, dorsal interkarpal ligaman ise skafoid ve triquetrumu birbirine bağlayarak, bilekte transvers stabiliteyi sağlar (1,6,8). Örneğin; elin çekiç kavrama ve çivi çakma gibi aktivitelerinde bileğin transvers yönde stabilitesi sağlanmış olur.

BİLEK HAREKETLERİNİN KİNEMATİĞİ

OSTEOKİNEMATİK

El bileğinde hareketlerin 3 planda gerçekleşir. Bu hareketler, sagittal planda; fleksiyon ve ekstansiyon, frontal planda; radial ve ulnar deviasyon ve transvers planda; pronasyon ve supinasyon

hareketleridir. Sirkumduksiyon hareketi fleksiyon, ekstansiyon ve ulnar, radial deviasyon hareketlerinin sagittal ve frontal planda eş zamanlı olarak gerçekleşmesi ile meydana gelir. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri tüm hareket açıklığı boyunca, midkarpal ve radiokarpal eklemlerde meydana gelir. Ortalama olarak ekstansiyonun yüzde 50-60 kadarı radiokarpal eklemlerde, yüzde 40-50 kadarı ise midkarpal eklemlerde meydana gelir. Fleksiyon hareketinin ise yüzde 40-50 kadarı radiokarpal eklemlerde ve yüzde 50-60 kadarı midkarpal eklemlerde oluşmaktadır (2).

Bilek, minimal pasif aksesuar hareketlerin dışında radius boyunca, longitudinal hareket ederek, eksenini etrafında dönmeyiz. Bu hareket radiokarpal eklemin kemik uygunluğu ve birçok radiokarpal ligamanın lif yönü ile bloke edilir. Palmar aksiyal rotasyon (pronasyon-supinasyon) belirgin olarak, önkolun proksimal ve distal radioulnar ekleminde meydana gelir.

Distal radioulnar eklemler, 150° rotasyon hareketine izin verir. Distal radius, ulnabaşı etrafında hareket eder. Ulna başı rotasyon ile dorsale doğru hareket eder (2). Ortalama, bilek fleksiyonu 0° ile 65-80° arasındadır. Ekstansiyon ise 0 dereceden 55 – 70°'ye kadardır (1).

Herhangi bir diarthrodial eklemlerde olduğu gibi, eklemler hareket açıklığı, yaşa, sağlık durumuna ve hareketin aktif veya pasif olarak uygulanıp uygulanmamasına göre değişir. Total fleksiyon açısı ekstansiyona göre 10-15° daha fazladır. Ekstansiyon, son açılarda kalın palmar radiokarpal ligamentlerin sertliği ile sınırlanabilir. Bazı kişilerde, distal radiusun ortalamadan daha fazla olan palmar tilti, ekstansiyonu sınırlayabilir.

El bileği frontal planda yaklaşık olarak 45-55° rotasyon yapar. Radial ve ulnar deviasyon, radius ve 3. metakarpal shaftı arasındaki açı olarak ölçülür. Bilekte ulnar deviasyon açısı 0 – 30°'dir. Radial deviasyon ise yaklaşık 0 – 15° arasındadır. Distal radiusun ulnar tilti nedeniyle, maksimum ulnar deviasyon normal olarak radial deviasyonun iki katıdır.

Radiusun distal kısmı, biyomekanik olarak önem taşıyan iki yapısal özelliğe sahiptir. İlki, radiusun distal kısmının 25° ulnar yöne doğru açılı, meydana getirmesidir. Bu ulnar tilt, el bileği ve elin radial deviasyonda, ulnar deviasyona daha fazla dönmesine izin verir. Bu tiltin sonucunda el bileğinin radial deviasyonu, radiusun stiloid çıkıntısına karşı, korpusun lateral kenarına çarpması sonucu sınırlanır. İkinci yapısal özellik ise, radiusun distal artiküler yüzeyinin yaklaşık 10° palmar yöne açılışmasıdır. Bu palmar tilt, bilekte fleksiyonun, ekstansiyondan daha fazla olmasını kısmen açıklamaktadır (1,8,9).

Üç eksenli elektrogonyometrik çalışmalarda, çoğu günlük yaşam aktivitesinde gerekli olan hareket açıklarının, 30° ekstansiyon, 5° fleksiyon, 10° radial deviasyon ve 15° ulnar deviasyon olduğu belirlenmiştir.

El bileği fleksiyon - ekstansiyon ve ulnar-radial deviasyon kombinasyonu ve dirsek ve önkol hareketleri, el bileği ekleminde ayrı ayrı hareket alanını azaltmaktadır. Şöyle ki ulnar deviasyon açısı önkol supinasyonda iken, pronasyonda olduğundan daha fazla eklemler hareket açıklığına sahiptir. Genel olarak, el bileği tam fleksiyon veya ekstansiyonda iken radial ve ulnar deviasyon hareketi minimaldir. Bunun sebebi, karpal ligamanlardaki gerginliktir. Fleksiyon- ekstansiyon hareketi de önkol pronasyonda iken minimaldir (2).

Bileğin fonksiyonel pozisyonu;

Birçok günlük aktivite sagittal plan hareketlerinde 45 derecede, (5 – 10° fleksiyon, 30 – 35° ekstansiyon) gerçekleşir. Buna ek olarak, frontal plan hareketlerinde 25 derece gereklidir. Bunun 15° si ulnar deviasyon ve 10°'si radial deviasyon şeklindedir. Ciddi ağrısı veya instabil el bileği olan hastalarda medikal tedavi bazen cerrahi füzyondur. Bu prosedürde fonksiyonel yetersizliği minimize indirmek için, bilek ortalama olarak 10 – 15° ekstansiyon ve 10° ulnar deviasyonda dondurulur.

El bileği ekstansiyon artrokinematığı;

Radiokarpal ve midkarpal eklemlerdeki senkronize konveks ve konkav rotasyon hareketlerine dayanır.

Ekstansiyon, lunatumun konveks yüzeyinin radius üzerinde dorsale ve eş zamanlı olarak palmara doğru kayması ile gerçekleşir. Rotasyon ekstansiyonda, dorsal tarafa doğru lunatumun distal yüzüne doğru yönelir. Kapitatumun başı, lunatum üzerine dorsale doğru yuvarlanır ve eş zamanlı olarak palmar yönde kayar. Her iki eklemden artrokinematik kombine olduğunda total bilek ekstansiyonu yaklaşık 60 dereceye varır. Mekanik olarak, bu kombinasyon her bir eklemin daha sınırlı fakat daha stabil bir hareket arkında hareket etmesine izin verir.

Tam el bileği ekstansiyonu palmar radiokarpal ligamanları, palmar kapsülü ve parmak fleksör kaslarını gerer. Bu yapılarıdaki gerilim bileği ekstansiyonda kapalı paket pozisyonunda stabilize eder. Bileğin ekstansiyondaki stabilitesi özellikle el ve diz üzerinde durulduğunda ve itme yapıldığında (T5 paralizi olan birinin yatağa transferi gibi) ağırlığın üst ekstremiten tarafından taşınmasını sağlar.

El bileği fleksiyon artrokinematığı

Ekstansiyona benzerdir. Fakat tam fleksiyonda bilek çok stabil değildir ve üst ekstremiten boyunca ağırlık aktarımı için uygun değildir (1).

Ulnar ve radial deviasyon artrokinematığı

Ulnar deviasyonda, radiokarpal ve midkarpal eklemler tüm bilek hareketlerine az ve eşit olarak katılırlar. Skaphoid, lunatum ve triquetrum ulnara doğru yuvarlanır ve radiale doğru önemli bir mesafe ile kayarlar. Bu radial kaymanın miktarı, midkarpal eklemden ulnar deviasyon, primer olarak kapitatumun ulnara yuvarlanıp hafifçe radiale kayması ile meydana gelir. Ulnar deviasyonun tam hareket açıklığında gerçekleşen hareketi, triquetrumun artiküler disk ile temasına sebep olur. Hamatumun triquetruma karşı kompresyonu, karpal kemiklerin proksimal dizisini, radius stiloid çıkıntısına karşı radiale doğru iter. Bu kompresyon, geniş kavrama gücü gerektiren aktivitelerde, el bileğinin stabilizasyonuna yardım eder.

Radial deviasyon, ulnar deviasyondaki artrokinematığa benzerdir. Radiokarpal eklemden radial deviasyon miktarı korpusun radial kenarının, radiusun stiloid çıkıntısına çarpması ile sınırlanır. Bu nedenle, el bileğindeki radial deviasyonun çoğu, midkarpal eklemden meydana gelir. Tam radial deviasyonun sonunda, hamatum ve triquetrum birbirinden ayrılır.

El bileği hareketleri, aktif olarak kaslar tarafından kontrol edilmesine rağmen, ligamanların pasif gerilimi ile sınırlanırlar (Tablo 2)(1,6).

TABLO 2. Ulnar ve Radial Deviasyon Hareketlerinde Ligamanların Gerilimi

Hareket	Aktif	Pasif
Ulnar deviasyonda	Palmar interkarpal ligamanın lateral ayağı, palmar ulnakarpal ligaman	Radial kollateral ligaman, Palmar ulnakarpal ligaman
Radial deviasyonda	Palmar interkarpal ligaman medial ayağı, palmar radiokarpal ligaman	Ulnar kollateral, Palmar radiokarpal ligaman

EL BİLEĞİ KASLARI

El bileği dorsalinden geçen tüm kasların siniri radial sinirdir. Ekstansör yüzdeki primer kaslar, ekstansör karpi radialis longus, ekstansör karpi radialis brevis ve ekstansör karpi ulnaristir. Palmar yüzden geçen kasları ise median ve ulnar sinir innerve ederler. Fleksör karpi radialis ve palmaris longus median sinir tarafından, fleksör karpi ulnaris ise ulnar sinir tarafından innerve edilir (Tablo 3).

EL BİLEĞİ KASLARININ FONKSİYONLARI

Fleksör karpi ulnaris dışında, karpal kemiklere direk olarak tutunan başka bir ekstrinsik kas yoktur. Primer olarak bilekte görev yapan çoğu kas, bileği geçerek metakarp tabanına ve falankslara yapışır.

El bileği hareketlerinin rotasyon eksenini, kapitatumun tabanında yerleşiktir. Aslında, bileği rotasyon ekseninde direk olarak, antero posterior veya mediolateral olarak geçen herhangi bir bilek kası yoktur. Bu yüzden, bütün kaslar uzunluklarına göre değişen kuvvet kolu ile sagittal ve frontal planların her ikisinde de torka yol açarlar. Örneğin; Ekstansör karpi radialis brevis rotasyon eksenini, mediolateral olarak dorsalden, antero posterior olarak da lateralden geçer. Bu kas radial deviasyonun yanı sıra bilek ekstansiyonu sağlayacak kuvvet koluna sahiptir.

Ekstansör ve fleksör karpi ulnaris kaslarının rotasyon ekseninde yerleşimi düşünüldüğünde, ekstansör karpi ulnarisin, ekstansör ve ulnar deviatör, fleksör karpi ulnarisin ise fleksör ve ulnar deviatör olduğu görülür. Çünkü her iki kasta benzer kesite sahiptir ve maksimum kuvvet düzeyleri karşılaştırılabilir.

Ekstansör karpi radialis brevis ve longus tendonları, el bileği ekstansiyonu ve radial deviasyonu için daha geniş kuvvet koluna sahiptir. Bununla beraber fleksör karpi ulnaris tendonu da, bilek palmar fleksiyona geldiğinde ulnar deviasyon için geniş momente sahiptir (12).

Her bir kasın kesit ve internal kuvvet kolu göz önüne alındığında, ekstansör karpi ulnaris, ekstansörden ziyade, ulnar deviatör olarak düşünülür, fleksör karpi ulnaris ise hem fleksör hem ulnar deviatördür (1,2).

Radial ve ulnar deviasyon yaptıran kaslar, aktivite esnasında objelerin, elin içinde kavranmasını sağlama ve kontrol etmede kullanılır. Örneğin; tenis raketi tutma, kendini tekerlekli sandalyeden itme gibi aktiviteler yapılırken, tahtaya çivi çakma gibi aktivitelerde de kullanılırlar. Çekiç kullanırken, ekstansör karpi radialis longus ve fleksör karpi radialis kasları, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinde birbirlerine karşıt olarak çalışırken, çekicinin kavranması gibi aktivitelerde, gerekli olan bilek ekstansiyon pozisyonunu birlikte sağlarlar.

BİLEK EKSTANSÖRLERİ

Üç tane primer bilek ekstansörü vardır. Bu kaslar ekstansör karpi radialis longus ve brevis ile ekstansör karpi ulnaristir. Ekstansör digitorum komünis, bilek ekstansiyonu yaptırabilen bir kas olmasına rağmen, primer olarak parmak ekstansiyonu yaptıran. Diğer sekonder bilek ekstansörleri ekstansör indisis, ekstansör digiti minimi ve ekstansör pollisis longustur (Tablo 3).

Primer bilek ekstansörlerinin proksimal tutunma yeri humerus epikondilinin latereline ve ulnanın dorsal sınırına yakındır. Distalde ise ekstansör karpi radialis longus ve brevis 2. ve

TABLO 3. Ulnar ve Radial Deviasyon Hareketlerinde Ligamanların Gerilimi

Fonksiyon	Kas	Innervasyon
Ekstansiyon	Primer	
	Ekstansör karpi radialis longus	Radial sinir C6 C7
	Ekstansör karpi radialis brevis	Radial sinir C6 C7
	Ekstansör karpi ulnaris	Radial sinir C6 C7 C8
	Sekonder	
	Ekstansör digitorum kominis	Radial sinir C6 C7 C8
	Ekstansör indisis	Radial sinir C6 C7 C8
Fleksiyon	Primer	
	Fleksör karpi radialis	Median sinir C6 C7
	Fleksör karpi ulnaris	Ulnar sinir C8 T1
	Palmaris longus	Median sinir C6 C7
	Sekonder	
	Fleksör digitorum profundus	1-2 Median sinir, 3-4 Ulnar sinir C8 T1
	Fleksör digitorum superficialis	Median sinir C7 C8 T1
Fleksör pollisis longus	Median sinir	
Radial deviasyon	Ekstansör karpi radialis longus	Radial sinir C6 C7
	Ekstansör karpi radialis brevis	Radial sinir C6 C7
	Ekstansör pollisis longus	Radial sinir C6 C7 C8
	Ekstansör pollisis brevis	Radial sinir C6 C7
	Fleksör karpi radialis	Median sinir C6 C7
	Abduktor pollisis longus	Radial sinir C6 C7
	Fleksör pollisis longus	Median sinir
Ulnar deviasyon	Ekstansör karpi ulnaris	Radial sinir C6 C7 C8
	Fleksör karpi ulnaris	Ulnar sinir C8 T1

3. metakarpaların dorsal tabanına yan yana yapışırlar. Ekstansör karpi ulnaris ise 5. metakarp tabanının dorsaline yapışır.

Bileğin dorsal ve dorsoradial kenarından geçen kasların tendonları, bilekten geçerken ekstansör retinakulum ile korunmuştur. Ekstansör retinakulum ulnanın stiloid çıkıntısını sarar. Palmarda ise fleksör karpi ulnaris, pisiform ve pisiometakarpal ligamana yapışır. Retinakulum radiusun stiloid çıkıntısına ve radial kollateral ligamana yapışır. Ekstansör retinakulum ve bileğin dorsal yüzeyi arasında 6 fibro-osseöz tünel vardır. Bu tüneller, tendonlara sinoviyal kılıfları ile eşlik ederler. Ekstansör retinakulum, tendonların yay ipi şeklinde gerilmelerine ve aktif ekstansiyon boyunca radiokarpal eklemden uzaklaşmalarına engel olur. Retinakulum ve eşlik eden tendonlar da bileğin dorsal tarafında stabilizasyon sağlamak için, dorsal kapsüller ligamanlara yardım ederler.

Bilek ekstansörlerinin fonksiyonu

Bilek ekstansörlerinin ana fonksiyonu, parmakları da içeren aktivitelerde bileğin pozisyonlanarak, stabilize edilmesidir. Yumruk yapma esnasında, bilek ekstansörlerinin rolü özel bir

öneme sahiptir. Ekstrinsik parmak fleksör kasları, fleksör digitorum profundus ve superfisi-
alis, palmarda bileğin rotasyon ekseninin mediolateralinden önemli bir mesafe ile geçerler.
Primer parmak fleksörlerinin kontraksiyonu, bilekte önemli ölçüde fleksiyon torku yaratır.
Bu durum ekstansör kaslar tarafından dengelenmelidir.

Bir obje güçlü bir şekilde kavrandığında, el bileği ekstansörleri, bileği yaklaşık 35° ekstan-
siyonda ve 5° ulnar deviasyonda tutarlar. Bu pozisyon ekstrinsik parmak fleksörlerinin uzun-
luk gerilim ilişkisini optimum hale getirir. Böylece maksimum kavrama gücünü kolaylaştırır.

Yumruk yapılmak üzere el hafif kapanmaya başladığında en aktif ekstansör kas, ekstan-
sör karpi radialis brevistir. Kavrama kuvveti arttıkça, ekstansör karpi ulnaris ve daha sonrada
ekstansör karpi radialis longus, ekstansör karpi radialis brevis katılırlar. Çekiç ile çalışma
veya tenis oynama gibi tekrarlı olarak, kuvvetli kavrama gerektiren aktivitelerde, bilek eks-
tansörleri, özellikle de, en yoğun olarak, ekstansör karpi radialis brevis çalışır. Tekrarlı ve
kuvvetli kavrama, bilek ekstansörlerinin proksimal yapışma yerinde oluşan stres ve inflamas-
yon ile sonuçlanır. Bu durum lateral epikondilit veya tenisçi dirseği olarak bilinir.

Kavrama gücü el bileği tam fleksiyona geldiğinde önemli ölçüde azalır. Kavrama gücü-
nün bu pozisyonda azalmasının nedeni iki faktöre bağlıdır. Bunlardan ilki ve daha önemlisi
parmak fleksör kaslarının uzunluk gerilim yayında, uzunluğunun aşırı kısalmasıdır. İkinci
faktör ise parmak ekstansörlerinin özellikle ekstansör digitorum kominisin aşırı gerilmesi-
dir. Bu pasif ekstansör tork meydana getirir ve etkin kavrama gücünü azaltır. Bu fizyolojik olay
kombinasyonu bilek ekstansörleri paralitik olan kişilerde, sağlam olan parmak fleksörlerine
rağmen, etkin bir kavramada zorlanmasını açıklamaktadır. El bileği ekstansörleri paralitik
olduğunda, maksimum efor ile kavrama yapıldığında bu, parmak ve bileğin fleksi-
yon postürü ile sonuçlanır. Eğer el bileği ekstansiyonda stabilize edilirse, fleksör
kaslar daha güçlü kavrama yapabilirler (Resim1a,1b).

Manuel olarak ya da ortez kullanımı ile bilek fleksiyonu engellendiğinde, parmak
fleksörleri daha fazla dengede olacağı için, daha güçlü kavrama yapabilirler. Genellik-
le paralitik bir hastada splint, el bileği 10-
20° ekstansiyonda tutulacak şekilde düzen-
lenir. Üç primer el bileği ekstansörlerinden
en merkezde olanı ve el bileğine en fazla
ekstansiyon yaptırabilecek olanı, ekstansör
karpi radialis brevistir (1,8,9).



Resim 1a,b.

EL BİLEĞİ FLEKSÖRLERİ

El bileğine fleksiyon yaptıran 3 ana kas vardır. Bunlar fleksör karpi radialis, fleksör karpi
ulnaris ve eğer mevcut ise palmaris longustur. Palmaris longus yaklaşık olarak % 10 insanda
bulunmayabilir. Bulunsa bile, pek çok farklılık gösterebilir ve farklı farklı küçük tendonla-
ra sahip olabilir. Palmar karpal ligaman, transvers karpal ligamanın proksimalinde yer alır.
Fakat palpasyonu kolay değildir. Bu yapı ekstansör retinakulumun benzeridir. El bileği flek-

sörlerinin tendonlarını stabilize eder ve fleksiyon esnasında yay ipi şeklinde gerilmeyi (bowstringing) önler.

El bileği fleksiyonu yaptıran diğer sekonder kaslar, parmakların ekstrinsik fleksörleri olan fleksör digitorum profundus, superfisialis ve fleksör pollisis longustur. El bileği nötral pozisyonda iken, abduktor pollisis longus ve ekstansör pollisis brevis de, el bileği fleksiyonu açısından küçük de olsa kuvvet koluna sahiptir.

Primer el bileği fleksörleri, humerus medial epikondili yakınına, ulnanın dorsal sınırına yapışır. Teknik olarak, fleksör karpi radialis tendonu, karpal tünel içinden geçmez. Bu tendon trapeziumun oluşu tarafından oluşturulan ayrı bir tünelden geçer, fasyası ise, komşu transvers karpal ligaman tarafından oluşturulur.

Fleksör karpi radialis tendonu, distalde palmar yüzde, 2. metakarp tabanına bazen de 3. metakarp tabanına yapışır. Palmaris longusun distal bölümü, yayılarak elin kalın palmar aponevrozuna yapışır. Flexör karpi ulnaris tendonu distale doğru ilerler, pisiform kemiğine yapışır, transvers karpal ligamanın superfisyal kısmında, pisiohamat ve pisiometakarpal ligamanların içine ve 5. metakarpal kemiğin palmar tabanına doğru uzanır.

Bilek fleksörlerinin fonksiyonu;

İnternal kuvvet kolu ve kesitlerine bakıldığında, fleksör karpi ulnaris, üç bilek fleksöründen en fazla fleksör torca sahip olanıdır.

Primer bilek fleksörlerine ek olarak, ekstansör karpi ulnaris aktif bilek fonksiyonu boyunca önemli bir elektromiyografik aktivite gösterir. Bu kas EMG'de, el bileğinde ulnar kollateral ligamana, ulnar taraftaki stabiliteye yardım edecek şekilde, eksantrik aktivite gösterir. Ulna-karpal boşluk, kemik destek olmamasından ötürü narin bir bölgedir. Flexör karpi radialis ve ulnaris, radial ve ulnar deviasyonda birbirlerinin karşıtı olmalarına rağmen, el bileğine fleksiyon yaptırırken sinerjistirler.

Ekstrinsik parmak fleksörlerinin, bilek fleksörlerinin kesitsel alanının üçte ikisini alır ve bu bakımdan önemlidirler. Ağır objeleri kaldırıp, çekme gibi, kuvvetli kavrama gerektiren pek çok aktivitede bilek fleksörlerinin geniş izometrik torqu gerekir (1,6,8,9).

Radial ve ulnar deviatörlerin fonksiyonu;

El bileğinde radial deviasyon yaptıran kaslar, ekstansör karpi radialis longus ve brevis, ekstansör pollisis longus ve brevis, fleksör karpi radialis, abduktor pollisis longus ve fleksör pollisis longustur.

El bileği nötral pozisyonda iken, ekstansör karpi radialis longus, en geniş kesite ve radial deviasyon yaptırmak üzere kuvvet koluna sahiptir. Bu kası abduktor pollisis longus ve ekstansör karpi radialis brevis takip eder. Ekstansör pollisis brevis, radial deviasyon için en fazla kuvvet koluna sahiptir. Bununla birlikte, çok küçük kesiti vardır. Bu kasın torqu üretimi de buna bağlı olarak küçüktür. Abduktor pollisis longus ve ekstansör pollisis brevis, radial kollateral ligament ile birlikte, bileğin radial tarafında, önemli bir stabilite sağlar. Örneğin; çekiç kullanımı sırasında, radial deviasyon kaslarında kontraksiyon meydana gelir. Ekstansör karpi radialis longus ve fleksör karpi radialis kasları, agonist ve antagonist olarak, sinerjist şekilde çalışırlar. Böylelikle çekici, el bileğini ekstansiyonda iken iyi bir şekilde kavrayarak, stabilizasyonu sağlar ve gerekli fleksiyon ve ekstansiyon hareketini sağlamak için, birbirine karşıt olarak çalışırlar.

Primer olarak ulnar deviasyon yaptıran kaslar ekstansör karpi ulnaris ve fleksör karpi ulnaristir. Örneğin, çivi çakılırken fleksör ve ekstansör karpi ulnaris, ulnar deviasyonu sağlamak için sinerjist olarak kasılırlar. Aynı zamanda da bileği hafif ekstansiyonda stabilize

ederler. Fleksör ve ekstansör karpi ulnaris kaslarının güçlü fonksiyonel birlikteliği nedeniyle, bu kaslardan birisi yaralandığında, tüm ulnar deviasyonun kinetiğinde kısıtlılık oluşabilir. Örneğin, romatoid artritli hastalarda sık olarak, ekstansör karpi ulnaris tendonunun distal yapışma yeri yakınlarında, ağrı ve inflamasyon görülür.

Ekstansör karpi ulnaris kasındaki bir problemin varlığında, ulnar deviasyon yapıldığında, fleksör karpi ulnarisin karşıt aktivitesi sebebi ile kavrama sırasında uygun olmayan fleksiyon postürü meydana gelir.

EL BİYOMEKANİĞİ

Giriş

El oldukça komplike bir yapıdır. Elde 29 eklem, 27 kemik, 30'dan fazla kas ve tendon bulunur. Tüm bu yapılar birlikte çalışarak elin kavramasını sağlarlar (5).

El Anatomisi

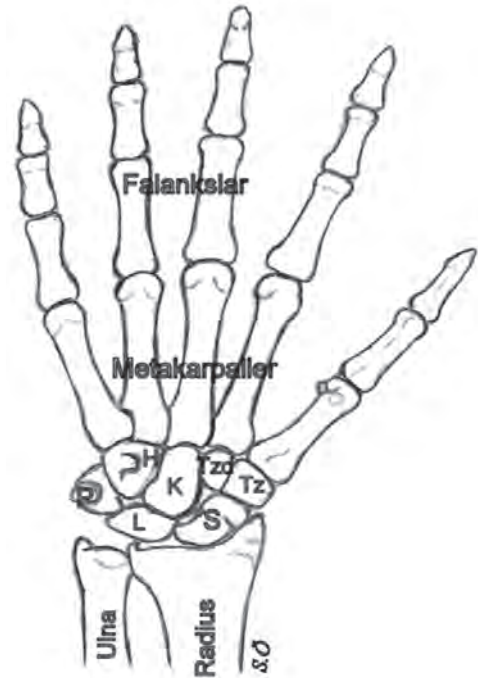
Kemikler

Eldeki beş parmağın her birinde bir metakarp ve bir grup falanks yer alır. Ray terimi bir metakarp kemiği ve beraberindeki falankları içerir.

Metakarpaların proksimal kısmı ve karpal kemiklerin distal dizisi karpometakarpal eklemleri oluşturur. Metakarpaların distal kısmı ve proksimal falankların arasındaki eklemler metakarpofalangeal eklemleri oluşturur. Her bir parmak, iki interfalangeal eklem sahiptir. Bu eklemler proksimal ve distal interfalangeal eklemlerdir. Başparmak 2 falanksa sahiptir ve bu sebeple sadece bir interfalangeal eklemi vardır (Şekil 4).

Her bir metakarp, benzer anatomik yapıya sahiptir. Her bir metakarp kemiğin taban, shaft, baş ve boynu vardır. Birinci metakarp en kısa ve kalın olanıdır. Genel olarak kemiklerin uzunluğu, radialden ulnar yöne doğru kısalmaktadır.

Anatomik pozisyonda, istirahatte başparmağın metakarpi, diğer parmaklardan farklı bir plandadır. İkiden 5'e kadar metakarplar genelde yan yana ve palmar yüze doğru an-



Şekil 4. Elin kemikleri: P: Pisiform, L: Lunatum, S: Skafoïd, Tz: Trapezium, H: Hamatum, K: Kapitulum, Tzd: Tripoideum.

teriora bakarken, başparmak metakarpı, neredeyse 90° mediale dönüktür. Bu rotasyon pozisyonu sayesinde, birinci metakarp tüm başparmağın palmar yüzü boyunca, parmaklara doğru hareketini serbest bir şekilde yapabilir. Hemen hemen tüm el hareketleri başparmağın, parmaklarla aktivitesini gerektirir. Sağlıklı ve mobil bir başparmak yoksa elin tüm fonksiyonları önemli ölçüde azalır (9).

Eklemler

Karpometakarpal eklemler

Karpometakarpal eklemler, distal karpal dizi kemikleri ile 5 metakarpal kemiğin tabanı arasındadır. El içerisinde tüm hareketlerin temeli karpometakarpal eklemlerde başlar. İkinci metakarp primer olarak trapezoid ve sekonder olarak trapezium ve kapitatum ile eklem yapar. Üçüncü metakarp primer olarak kapitatum ve 4. metakarp kapitatum ve hamatum ile eklem yapar. Son olarak 5. metakarp hamatum ile eklem yapar. Her bir metakarp tabanı, komşu olduğu metakarp ile eklem yapar. İkinci metakarp ise 3. metakarp ile eklem yapmasına rağmen 1. metakarp ile yapmaz. Tüm karpometakarpal eklemler güçlü transvers bağlarla desteklenir. Volar ve dorsaldeki longitudinal bağlar ise daha zayıftır (13).

Özellikle oppozisyon esnasında, birinci karpometakarpal eklem, en mobil olanıdır. Dördüncü ve beşinci karpometakarpal eklemler, birinciden sonra en mobil eklemlerdir. Elin ulnar tarafındaki kavrama hareketine izin verirler. Dört ve beşinci metakarpofalangeal eklemlerdeki mobilite, kavrama etkinliğini ve oppozisyon yapan başparmağın fonksiyonelliğini artırır.

Elde karpometakarpal eklemler palmar yüze doğru hafif konkaviteye sahiptir. Bu özellik, büyük oranda beceriyi artırır. Örneğin; silindirik objeler, palmar yüz ile bu şekilde uyum sağlar ve 2. ve 3. parmaklar ile pozisyonlanarak kavrama güçlendirilir. Bunun yapılmaması, elin temel menteşe benzeri kavrama hareketlerindeki becerisini azaltır (9,13).

Başparmak

Sağlam bir elde, başparmak, tüm el fonksiyonlarında %40 görev alır (14,15). El travmaya uğradığında, parmaklar kaybedildiği veya hareket kabiliyetini kaybederek, sertleştiği durumlarda, başparmak el fonksiyonlarının %50'sinden fazlasını yerine getiremeyebilir (16). Bu başparmağın aksının pozisyonu ile ilgilidir. Başparmak eksen karpometakarpal eklemdir ve diğer metakarplarla kıyaslandığında yaklaşık olarak 80° fleksiyon ve pronasyona gelebilir (17). Bu sayede sirkumdüksiyon yaparak oppozisyonu gerçekleştirir (18,19).

Oppozisyon, karpometakarpal eklemden abduksiyon, fleksiyon ve karpometakarpal ve metakarpofalangeal eklem rotasyonu ile ortaya çıkar (20). Fonksiyonel oppozisyon için pek çok kas görev yapar. Başparmak oppozisyonu için çalışan kaslar, abduktor pollicis brevis, opponens pollicis ve fleksör pollicis brevis kaslarıdır. Antagonist olarak ise, ekstansör pollicis longus ve adduktor pollicis kasları oppozisyon yaptırırlar (21).

Başparmak eklemleri

Karpometakarpal eklem;

Başparmak karpometakarpal eklemine çevreleyen kapsül yapısal olarak gevşektir ve geniş hareket açısına izin verir. Bununla birlikte kapsül güçlü ligamanlar ile çevrelenmiştir. Ayrıca üzerine yerleşmiş olan kasların da, sağlamış olduğu destek söz konusudur. Ligamanların,

travma, aşırı kullanım veya artrit gibi sebeplerle sekonder olarak rüptürü, eklemde dislokasyona ve başparmağın tabanında karakteristik şişliğin oluşmasına sebep olur (9).

Başparmak karpometakarpal eklemi, bikonkav, konveks veya resiprokal eyer tipi eklemdir. İçten sağladığı stabilite çok iyi olmadığı için, karpometakarpal eklemi ve trapeziumu stabilize edecek 16 ligaman mevcuttur (6, 22, 23).

Bu ligamanlar;

1. Superior anterior oblik ligaman.
2. Derin anterior oblik ligaman.
3. Dorso radial ligaman.
4. Posterior oblik ligaman.
5. Ulnar kollateral ligaman.
6. İnter metakarpal ligaman.
7. Dorsal intermetakarpal ligaman.
8. Dorsal trapeziotrapezoid ligaman.
9. Volar trapeziotrapezoid ligaman.
10. Dorsal trapezio – II. metakarpal ligaman.
11. Volar trapezio- II. Metakarpal ligaman.
12. Trapezio – III. Metakarpal ligaman.
13. Transvers karpal ligaman.
14. Trapezio- kapitat ligaman.
15. Volar skafotrapezial ligaman.
16. Radial skafotropezial ligamandır (24).

Metakarpofalangeal eklem;

Başparmak metakarpofalangeal eklemi 3°lik serbestliğe sahip top-socket tipi eklemdir. Hareket primer olarak fleksiyon-ekstansiyon planındadır. Bununla birlikte abduksiyon ve adduksiyon yönündeki hareketi, yumuşak doku kısıtlamaktadır. Bu sebeple eklem boyunca sınırlı rotasyon derecesi bulunur (25).

Eklem primer olarak, radial kollateral ligaman, ulnar kollateral ligaman ve kalın fibrokartilaj volar plak ile stabilize edilmektedir (26). Kollateral ligamanlar temel ve aksesuar kollateral ligamanlardan oluşur. Temel kollateral ligaman, metakarpal başın dorsal kısmından çıkar ve oblik olarak ilerleyerek, proksimal falanksın volar-ulnar tabanına yapışır. Aksesuar kollateral ligamanın orijini temel kollateral ligamanın proksimal ve volarıdır. Bu ligamanda oblik olarak ilerler ve volar plağa yapışır. Volar plak metakarpofalangeal eklem hiperekstansiyonunu engeller. Volar plak metakarpaların boynunun volarından çıkarak, proksimal falanksın tabanına yapışır. Volar plakta sesamoid kemikler bulunur. Radial taraftaki sesamoid, fleksör pollisis brevis kasının yapışma noktasına komşudur. Dorsalde ise, metakarpofalangeal eklem kapsülü, proksimal falanks tabanının dorsoline yapışır. Başparmak sagittal bandı boyunca ilerler ve metakarpofalangeal eklem için minimal ve indirekt bir stabilite sağlar.

Bu eklem çimdik ve kavrama esnasında stabilizasyonunu, abduktör pollisis brevis, abduktör pollisis, fleksör pollisis brevis ve ekstansör pollisis brevis kasları sağlar (27).

İnterfalangeal eklem;

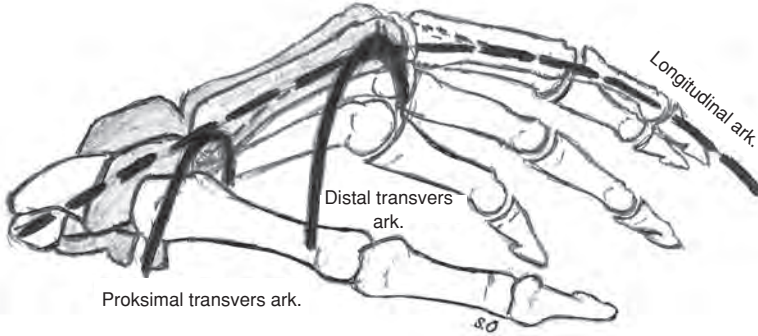
Başparmak interfalangeal eklemi stabilize eden yapılar, volar plak, kollateral ligamanlar, volar dan fleksör pollisis longus ve dorsalde ekstansör pollisis longusun distal falankstaki insersiyosu-

dur (27). Proksimal falanks interkondüler girinti ile ayrılan iki kondile sahiptir. Bu kondiller sayesinde, distal falanks tabanında ortasındaki çentik vesilesi ile eklemden stabilite sağlar. Normal interfalangeal eklemler hareket alanı, nötralden öteye 20° ekstansiyon ile 75° ile 80° fleksiyondur (28).

Biyomekanik çalışmalar ile gösterilmiştir ki; başparmak kavraması esnasında başparmağın eksenini boyunca güç transferi şu şekildedir; başparmağın ucundaki 1 kg'lık kuvvet, metakarpofalangeal eklemden 6.61 kg. ve karpometakarpal eklemden 13.42 kg.'dır. Kavrama esnasında başparmağa uygulanan kuvvet 20 kg. varabilir (18).

ELİN ARKLARI

Eldeki kemikler 3 ark meydana getirirler (Şekil 5). Bu arklar iki transvers ve bir de longitudinal arktır. Proksimal transvers arkın anahtar noktası kapitatumdur. Distal gövde seviyesinde seyrederek ve nispeten sabittir. Distal transvers arkta ise 3. metakarp başı anahtar taştır. Tüm metakarp başları boyunca uzanır ve daha mobildir. İki transvers ark, longitudinal arkın rijit kısmı ile bağlanırlar. Bu kısım 4 dijital ray ve proksimal korpustan meydana gelir. İkinci ve 3. metakarpal kemikler bu arkın merkez sütununu oluşturur. Longitudinal ark, ayrı ayrı dijital ray ve başparmak, 4. ve 5. parmağın raylarının 2. ve 3. parmak etrafında, değişik büyüklük ve şekildedeki objeleri tutmak için, palmar yüzün düzleşme ve derinleşmesini sağlarlar. Ekstrinsik fleksör ve ekstansör kaslar çalışan elin şekil almasında, büyük görev taşımalarına rağmen, elin intrinsik kasları, üç arkın diziliminin korunmasında daha fazla sorumluluğa sahiptir. Kemik yaralanması, romatolojik hastalık veya intrinsik kasların paralizisi sebebi ile ark sisteminde meydana gelen bozukluk ciddi disabilite ve deformiteye yol açabilir (8, 12, 29).

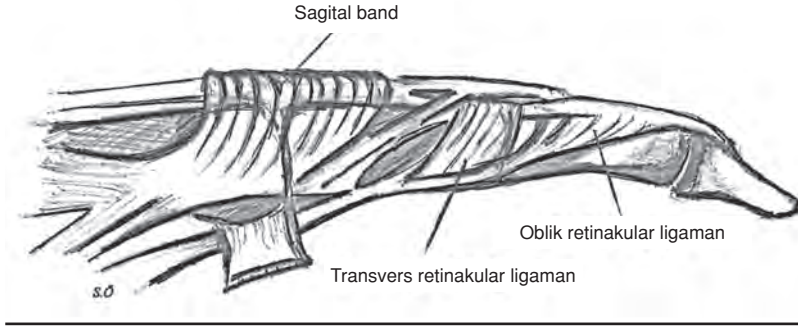


Şekil 5. Elin arkları

TENDON MEKANİZMASI

Parmak Ekstansör Sistemi

Uzun ekstansör tendonlar, korpusun dorsal tarafından, sinoviyal kılıftan çıkan ve metakarpofalangeal eklemler üzerinden dönen düz yapılardır. Sagittal bantlar, onları bu pozisyonda tutarlar. Proksimal falanksın dorsalinde, ekstansör tendonlar ve interosseöz kasların bir bölümü tendinöz kompleksi oluşturmak üzere birleşir. İnterfalangeal eklemler üzerinde devam eder.



Şekil 6.

Uzun ekstansör sistem ve interosseöz lifler medial ve iki lateral bandı oluştururlar. Medialde bulunan santral bant proksimal falanksın trokleası üzerinden dorsale gider ve orta falanksın tabanına yapışır. Lateral bantlar ise proksimal interfalangeal eklemin dorsa laterali boyunca seyrederek distale ilerler. Orta falanks dorsumu üzerinde birleşerek distal falanksın dorsal tüberkülü içine yapışan terminal tendonu oluştururlar. Bu terminal tendon, oblik retinakular ligaman aracılığı ile proksimal falanksı yapışır. Bu ligamanlar proksimal falankstan çıkarak, proksimal interfalangeal eklemin etrafında, lateral olarak seyrederek terminal tendona katılırlar (Şekil 6).

Proksimal ve distal interfalangeal eklemin birlikte hareket etmesiyle ekstansör sistemin aktivasyonunu Landsmeer (1949) distal falanksın serbestleşmesi olarak tanımlamıştır. Eğer parmak sadece proksimal interfalangeal eklemden fleksiyona gelirse, ekstansör sistem distale doğru çekilir ve bunu santral slip takip eder. Distaldeki çekilme orta falanksta olduğunda, bu slip tek başına gelir, lateral bantlar ise aynı mesafe üzerinde distale kaydığına, gevşek kalır. Proksimal interfalangeal eklemin fleksiyonu için bu gevşek kısım gereklidir. Çünkü bu bantlar, eklemin hareket merkezine santral slipten daha yakın seyrederek. Bu yüzden, bu gevşeklik distal falanksın aktif ve pasif fleksiyonu için gereklidir. Ancak, aktif ekstansiyonu için gerekli değildir. Distal ve proksimal interfalangeal eklemlerde, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin fonksiyonel olabilmesi için distal falanksın serbest olması gerekir.

Aksine, eğer distal interfalangeal eklem aktif olarak fleksiyona gelirse, tüm ekstansör sistem distale doğru yer değiştirir. Bu hareket ile santral slip gevşer ve aynı zamanda, oblik retinakular ligamanda gerilim artar. Bu gerilim proksimal interfalangeal eklemden fleksiyon kuvveti yaratır. Santral slip gevşer gevşemez, bu eklem fleksiyona gelir. Distal falankstaki bu gevşeme, parmak ucu kavrama aktivitesi için temeldir. Böylelikle fleksör profundusun aralıklı kontraksiyonuna da izin verir. Parmak ucu kavrama ve iğne ile çalışma gibi aktiviteler esnasında, fleksör profundusun aralıklı kontraksiyonuna yardım eder.

Sarrafian ve ark (1970), parmak fleksiyonu esnasında, ekstansör mekanizmada değişik bölümlerde meydana gelen gerilimi daha detaylı olarak ölçmüşler ve proksimal interfalangeal eklem fleksiyonu 90°yi aştığında santral slipteki gerilimin daha fazla olduğunu ve 90° fleksiyonda lateral bantlarda total gevşeme olduğunu bulmuşlardır (8).

Başparmağın ekstrinsik ekstansörleri, ekstansör pollisis longus, ekstansör pollisis brevis ve abduktör pollisis longustur. Bu kasların her birinin tutunma noktası, önkolun dorsal bölgesindedir. Bu kasların tendonları, el bileğinin radial kenarında anatomik enfiye çukurunu

oluştururlar. Bu tendonlar başparmağın dorsal kısmında farklı bölgelere tutunurlar. Abduktör pollisis longus, karpometakarpal eklemi, abduksiyon ve ekstansiyona, ekstansör pollisis brevis, metakarpofalangeal eklemi ekstansiyona ve ekstansör pollisis longus, interfalangeal eklemi ekstansiyona getirir. Ancak geçtikleri her eklem üzerinde de, sekonder olarak bir harekete sahiptirler. Bu kasların her biri bilekten de geçmektedir ve sekonder olarak özellikle ekstansiyon ve radial deviasyonda görev alırlar (9).

Klinik olarak ekstrinsik ekstansör tendonlarında yaralanma, meydana gelmiş bir kişide, bir kişide, parmaklar metakarpofalangeal eklemden ekstansiyona gelemediği için, hastanın kavrama gücü ciddi olarak etkilenir. Kavrama yaparken, bileği fleksiyona getirerek, parmakları açmaya çalışır. Klavye kullanmak gibi parmakların ekstansiyonunu gerektiren işleri yapamaz.

PARMAKLARIN EKSTRİNSİK FLEKSÖRLERİ

Parmakların ekstrinsik fleksör kasları, fleksör digitorum superfisialis, fleksör digitorum profundus ve fleksör pollisis longustur. Bu kaslar primer olarak humerus medial epikondilinden orijin alır, radius ve ulnanın palmar yüzüne yapışırlar. Bu kasların gövdeleri, önkolun orta ve derin bölgesinde yer alır. Genelde bilek fleksör kaslarının kas gövdelerinden ayırt edilemezler. Her 4 derin ve yüzeysel fleksör tendon, palmar tarafta bileği geçtikten sonra, karpal tünel içinden geçerek falankların palmar yüzüne yapışır. Yüzeysel fleksör tendonlar orta falanksın tabanına, derin fleksör tendonlar ise daha derinden, distale doğru ilerleyerek distal falanksın tabanına yapışırlar. Yüzeysel fleksör tendonlar, proksimal interfalangeal eklemlerin, derin fleksör tendonlar ise distal interfalangeal eklemlerin izole fleksiyonunu yaptırmaktadır.

Tetik parmak (Trigger finger): ekstrinsik fleksör tendonlar ve onları çevreleyen sinoviyal membranlarda inflamasyon görülebilir. Bu inflamasyona eşlik eden şişlik pulley içindeki boşluğu sınırlayabilir ve böylece tendonların düzgün bir şekilde kaymasına mani olabilir. Tendonun bu inflamasyonlu bölümünde bir nodül gelişebilir. Genelde bu nodül fibröz dijital kılıfın daralan bölümünde yer alır. Böylece parmağın hareketini bloke eder (Şekil 7). Böylelikle parmakta fleksiyon hareketi esnasında takılmalar meydana gelir. Erken dönemde, konservatif tedavide aktivite modifikasyonu, splintleme ve kortizon enjeksiyonu etkili olabilir. Fakat kronik vakalarda genellikle kılıfın daralmış bölümü cerrahi olarak çıkarılır.

Fleksör pollisis longus, palmar yüzden ilerleyerek, başparmağın distal falanksına yapışır. Böylelikle başparmak interfalangeal eklemine izole olarak fleksiyon hareketi yaptırır. Tüm bu uzun tendonların birlikte hareket etmesi ile kavrama tutma hareketleri gerçekleştirilir. Aynı zamanda intrinsik kasların aynı anda katılımı ile daha kusursuz hareketler sağlanır. İntrinsik kasların fonksiyonları ve innervasyonları tablo 4'de gösterilmiştir (7, 9).



Tenodez efekti; Parmak fonksiyonunda, bileğin rolü önemlidir. El bileğinin hafif ekstansiyonu ile parmak fleksör kasları,

Şekil 7. 4. parmakta tetik parmak

TABLO 4. Elin İntrinsik Kasları

	Kaslar	Fonksiyon	Innervasyon
Tenar kaslar	Abduktor pollisis brevis	Başparmak karpometakarpal eklem fleksiyon ve abduksiyonu Metakarpofalangeal eklem fleksiyonu	Median sinir
	Fleksör pollisis brevis	Başparmak karpometakarpal ve metakarpofalangeal eklem fleksiyonu	Median sinir
	Opponens pollisis	Başparmak karpometakarpal eklem oppozisyonu	Median sinir
Hipotenar kaslar	Fleksör digiti minimi	5. parmak metakarpofalangeal eklem fleksiyonu	Ulnar sinir
	Abduktor digiti minimi	5. parmak metakarpofalangeal eklem abduksiyonu	Ulnar sinir
	Opponens digiti minimi	5. parmak karpometakarpal eklem oppozisyonu	Ulnar sinir
Adduktor pollisis		Başparmak karpometakarpal eklem adduksiyon ve fleksiyonu metakarpofalangeal eklem fleksiyonu	Ulnar sinir Medial 2 ulnar sinir
Lumbrikaller (1-4)		Metakarpofalangeal eklem fleksiyonu, proksimal ve distal interfalangeal eklem ekstansiyonu	Lateral 2 median sinir
Dorsal interosseiler		2. ve 4. parmakların metakarpofalangeal eklemlerine abduksiyon 3. Parmağa ulnar ve radial deviasyon	Ulnar sinir
Palmar interosseiler		2, 4 ve 5. Parmak metakarpofalangeal eklemlerine adduksiyon	Ulnar sinir

tam fleksiyona gelmek için maksimal fonksiyonel uzunluğu kazanır. El bileğinin hafif fleksiyonu ise, parmak ekstansörleri üzerine gerilim uygulayarak, otomatik olarak elin açılmasına ve tam parmak ekstansiyonunu sağlar.

ELİN LİGAMANLARI

Parmak eklemlerinin tümü, ortak temel bir özelliğe sahiptir. Bu özellik tümünün fleksiyon fonksiyonu için dizayn edilmiş olmalarıdır. Her bir eklem bilateral olarak kollateral ligamanlara sahiptir ve volar plate olarak bilinen fibrokartilaj yapı ile güçlendirilmiş kalın anterior kapsülü vardır. Karşılaştırma yapıldığında dorsal kapsül, ince ve daha gevşektir. İki fleksör

tendondan oluşan, palmar tendinöz apparatus, dorsal ekstansöre göre daha güçlüdür ve palmar yüzdeki deri daha kalındır (8).

KOLLATERAL LİGAMANLAR

Metakarpofalangeal eklemler tam fleksiyona getirildiğinde, metakarpal başın dirsek konfigürasyonu kollateral ligamanları gerer. Metakarpofalangeal eklemler fleksiyonda tutulduğunda lateral mobilite sınırlıdır. Bu yüzden, parmaklar el açılmazsa veya düzleştirilmezse abduksiyona getirilemez. Palmar plateleri bağlayan transvers intermetakarpal ligamanlar, metakarpofalangeal eklem bölgesine, ek bir stabilite sağlar. Ekstansör tendonlar, bu transvers yapılarla transvers laminalar tarafından bağlanır. Bu laminalar, onları metakarpofalangeal eklem dorsal kısmında tutarlar (Şekil 8)(8).

VOLAR PLATE

Metakarpofalangeal eklem dorsal yüzünde yer alan bu plate, proksimal falanks tabanına sırt ve metakarpallerin boynunun, volar yüzüne ise hafifçe yapışır. Bu yapı eklem kapsülünü anteriordan güçlendirir ve metakarpofalangeal eklem fleksiyonu sırasında, fleksör tendonun etkilenmesini önler. Bu anatomik uyum, metakarpofalangeal eklem fleksiyonu sırasında, volar plate'nin proksimale doğru kayarak, bir vizör gibi hareket etmesini sağlar. Volar plate aynı zamanda metakarpofalangeal eklem hiperekstansiyonunu da sınırlar (8).

Parmaklardaki Kollateral Ligamanlar

Parmak eklemlerinin ortak temel özelliği fleksiyon yönünde hareket etmeleri ve iki sıkı kollateral ligaman ile kalın güçlü bir anterior kapsüle sahip olmalarıdır. Anterior fibrokartilaj, palmar veya volar plate olarak bilinir. İnterfalangeal ve metakarpofalangeal eklemler arasında, her bir parmak için farklılıklar söz konusudur.



Şekil 8. Metakarpal kollateral ligaman

Metakarpofalangeal eklemin kollateral ligamanları, metakarp başının dorsolateralinde, proksimal tutunma yerinden, öne doğru ilerleyerek, proksimal falanks tabanunun palmar lateral yüzüne yapışırlar. Bu ligamanların birleşim yerinde, bilateral asimetri mevcuttur. Özellikle bu eklemlerin asimetric abduksiyon ve adduksiyonu ile kendini gösterir. İnterossei kaslarının asimetric bilateral yerleşimi de metakarpofalangeal eklemin asimetricisine yol açmaktadır (8).

Fleksör Tendon Pulley Sistemi

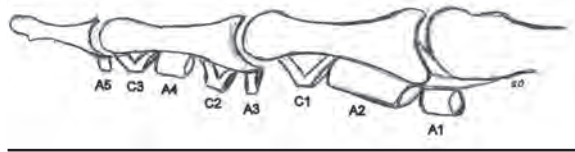
Eldeki uzun fleksör tendonların çoğu, hareket esnasında yay ipi gibi gerilmemek (bowstringing) ve kuvvet kolunun devamlılığını sağlamak amacı ile retinakulum ve kılıf tarafından sarılıdır.

Parmaklara giden fleksör tendonlar karpal tünelden geçerler. Bu tünelden aynı zamanda fleksör pollisis longus ve median sinir de geçmektedir. Yüzeyel fleksör tendonlar orta falanks yapışır, derin fleksör tendonlar ise distal falanks yapışır.

Metakarpofalangeal eklemler, ekstansiyonda tutulduğunda kollateral ligamanlar gevşek pozisyonudadır. Her bir parmaktaki iki tendon, sinoviyal kılıf ile sarılıdır ve falanklara karşı fibroz kılıf tarafından tutulurlar. Bu kılıf boyunca 5 tane annular pulley (A1, A2,A3, A4 Ve A5) ve 3 tane, ince krusiat pulley (C1,C2 ve C3) yer alır (Şekil 9). Bu pulleyler yumuşak bir şekilde kıvrılma sağlar. Böylece tendon gidişi boyunca keskin ve açılı bükülme gerçekleşmez. Tendon ve kılıf arasında yüksek basınçlı ve stres artırıcı lokal noktalar en aza indirilmiş olur. A2 ve A4 pulleylerinin parmak fleksör tendon fonksiyonunda önemi pek çok çalışma ile gösterilmiştir. Bu pulleyler anatomik olarak geniştirler. Proksimal ve orta falanksı büyük oranda sararlar (8,30,31,32,33,34,35).

A3 pulleyinin transvers olarak proksimal interfalangeal eklemi geçtiği noktada, eklem fleksiyona geldiğinde, tendondaki gerilim, pulleyi, ya kemiğe yapışma yerinden uzaklaştırır ya da kemiği eklemden uzaklaştırır. Bu durum stabil ve normal bir eklemden problem değilken, romatoid artrit olduğu gibi, instabil bir eklem söz konusu iken, ciddi proksimal interfalangeal eklemden ciddi subluksasyonlara yol açabilir (8).

Klinik olarak, özellikle, A2 ve A4 pulleylerinde yaralanma meydana geldiğinde, uzun fleksör tendonlarda yay ipi şeklinde gerilme (bowstringing) meydana gelir. Kişi elini tam yumruk yapmak istediğinde, parmakların distal kısmını tamamen fleksiyona getiremez. Bunu oltanın halkalarında meydana gelen bozulma sonucu, olta ipinin etkin bir şekilde iş görmemesi gibi düşünebiliriz.



Şekil 9. Fleksör pulley sistemi

Karpometakarpal Eklem

Kinematik;

Karpometakarpal eklem, primer olarak iki yönde hareket serbestliğine sahiptir. Sagittal planda abduksiyon ve adduksiyon, frontal planda fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri gerçekleşir. Başparmakta ayrıca oppozisyon ve repozisyon hareketleri bulunur.

Abduksiyon ve adduksiyon;

Karpometakarpal eklem adduksiyon pozisyonunda iken, başparmak, el ile aynı düzlemde- dir. Aksine maksimum abduksiyon ise, palmar yüzün planına 45 derece anteriordadır. Tam abduksiyon hareketi, başparmağın kahve fincanı gibi objeleri kavraması esnasında, 1. web aralığını açarak, geniş, konkav bir eğrilik meydana getirir.

Fleksiyon ve ekstansiyon;

Karpometakarpal eklem fleksiyon ve ekstansiyonu, metakarpallerin değişik miktardaki aksiyal rotasyonları ile birlikte gerçekleşir. Fleksiyon sırasında, metakarpaller hafifçe mediale doğru döner, ekstansiyon sırasında ise metakarpalar hafifçe laterale doğru dönerler. Bu aksiyal rotasyon başparmağın tırnağının oryantasyonu takip edilerek gözlemlenebilir.

Oppozisyon;

Oppozisyon hareketi, karpometakarpal eklem tüm hareketlerinin kombinasyonu şeklindedir. Oppozisyon hareketi, iki safhadan meydana gelir. 1. fazda, başparmak metakarpı abduksiyona gelir. İkinci fazda ise, abduksiyondaki metakarp fleksiyona ve küçük parmağa doğru medial rotasyona gelir. Opponens pollicis kas kuvveti ile metakarp, trapeziumun medial artiküler yüzeyinde rotasyona gelir.

Tam oppozisyonunda, başparmağın medial rotasyonu en az 45-60 derece civarındadır. Küçük parmağın, 5. karpometakarpal eklemdaki hareketi ile küçük parmağın indirekt olarak oppozisyona katkısı sağlanır. Bu hareket ile başparmağın, küçük parmak ucu ile kolayca temas etmesi sağlanmış olur.

Parmakların Metakarpofalangeal Eklemleri**Kinematik;**

Metakarpofalangeal eklemden, fleksiyon, ekstansiyon, abduksiyon ve adduksiyon hareketlerine ek olarak, aksesuar hareketler de mümkündür. Bu aksesuar hareketler sayesinde parmakların objeleri kavramadaki kontrolü ve şekline adaptasyonu daha iyi sağlanır.

Metakarpofalangeal eklemden meydana gelen hareketler iki planda gerçekleşir. Sagittal planda, mediolateral rotasyon ekseninde, fleksiyon ve ekstansiyon hareketi, frontal planda, anteroposterior rotasyon ekseninde ise abduksiyon ve adduksiyon hareketleri meydana gelir.

Metakarpofalangeal eklem fleksiyon kinematığı, iki parmak fleksör kası tarafından kontrol edilir. Bu kaslardan biri fleksör digitorum superfisialis, diğeri ise fleksör digitorum profundustur. Fleksiyon hareketi ile birlikte, kapsülün dorsal bölümünde ve kollateral ligamanlarda gerilim artar. Böylelikle kavramada faydası olacak şekilde, fleksiyondaki eklemi stabilize ederler.

Artrokinematikte proksimal falanksın proksimal yüzeyi konkav, metakarp başı konveks olduğu için fleksiyon ve ekstansiyon hareketi esnasında yuvarlanma ve kayma hareketleri aynı yöndedir. Metakarpofalangeal eklemden gerçekleşen fleksiyon ve ekstansiyon hareketi 2. parmakta, 5. parmağa doğru tedrici artar. İkinci parmakta yaklaşık 90° olan fleksiyon açısı, 5. parmakta yaklaşık 110 – 115°'dir. Metakarpofalangeal eklem pasif olarak nötralden 30 – 45°'ye daha fazla ekstansiyona gelebilir.

İkinci parmağın abduksiyon hareketinin kinematığında, metakarpofalangeal eklem abduksiyon yaptırıcı kas, birinci dorsal interosseöz kastır. Abduksiyon sırasında, proksimal fa-

lanks radial yönde yuvarlanır ve kayar. Radial kollateral ligamanlar gevşer, ulnar kollateral ligamanlar ise gerilir. Adduksiyon hareketinde ise tam tersi meydana gelir. Metakarpofalangeal eklemdaki abduksiyon ve adduksiyon hareketi 3. parmağın metakarpı referans alındığında orta hattan laterale doğru 20° civarındadır (7,9).

Parmak İnterfalangeal Eklemleri

Kinematik;

Proksimal interfalangeal eklemler yaklaşık 100-120° fleksiyon yaparlar. Distal interfalangeal eklem fleksiyonu ise, 70-90°'dir. Metakarpofalangeal eklemlerde olduğu gibi, proksimal ve distal interfalangeal eklemlerdeki fleksiyon hareketi de, ulnar tarafa doğru giderek artar. Proksimal ve distal interfalangeal eklemlerde de genellikle, minimal hiperekstansiyona izin vardır.

Proksimal ve distal interfalangeal eklemlerinin fleksiyon hareketinin kinematığını, iki parmak fleksör kası kontrol eder. Bu kaslar fleksör digitorum süperfasiyalis ve profundustur. Eklem yapılarındaki benzerlik nedeni ile proksimal ve distal interfalangeal eklem artrokinematığında, yuvarlanma ve kayma aynı şekilde gerçekleşir. Metakarpofalangeal ekleminin aksine, interfalangeal eklemlerdeki, kollateral ligamanların pasif gerilimi, hareket boyunca nispeten aynı kalır (7,9).

Biyomekanik olarak çoğu el fonksiyonunda, yedi temel manevra kullanılır.

1. Terminal kavrama (precision pinch); Bu manevra işaret ve başparmağın distal interfalangeal eklemlerinin fleksiyonu ile gerçekleşir. Örneğin; masadan küçük yassı objeleri almak (Resim 2).
2. Subterminal kavrama (opozisyonel pinch); Distal interfalangeal eklemler ekstansiyonda iken başparmak ve 2. parmağın pulparlarının bir araya geldiği kavramadır. Bu kavrama ile başparmak opozisyonu yanı sıra, birinci dorsal interosseöz kas kontraksiyonu ve 2. parmak profundus fleksiyonu görülür (Resim 3).
3. Anahtar kavrama (key pinch); Başparmak, 2. parmağın orta falanksının radial kenarında adduksiyondadır. Bu kavramada stabil bir dayanak noktası gereklidir. Bu da genellikle 2. parmakdır. Bu parmak bu görev için, yeterli uzunluğa ve başparmak adduksiyon gücüne dayanabilecek metakarpofalangeal eklem sahiptir (Resim 4).



Resim 2.



Resim 3.

4. Mengene kavrama (chuck grip); Başparmak, 2. parmak ve 3. parmağın bir arada, silindirik bir objeyi tuttuğu kavramadır. Bu kavrama esnasında rotasyonel ve merkez kuvveti genelde tutulan objeye uygulanır. Örneğin; Tornavida kullanmak gibi (Resim 5).



Resim 4.



Resim 5.

5. Çengel kavrama (hook grip); Bu kavramada, distal interfalangeal eklemlerde parmak fleksiyonu ve metakarpofalangeal eklemlerde ekstansiyon gerekir. Başparmak fonksiyonu gerektirmeyen tek kavramadır. Örneğin; Valiz, çanta kaldırma gibi (Resim 6).
6. Güçlü kavrama (power grasp); Başparmak diğer parmaklarla birlikte fleksiyonda ve onların üzerinde oppozisyonudur. Örneğin; Sıkıca bir şeyin sapını kavrama (Resim 7).
7. Geniş kavrama (span grasp); Distal ve proksimal interfalangeal eklemler yaklaşık 30° fleksiyonda ve başparmak abduksiyonudur. Kuvvet başparmak ve parmaklar arasındadır. Güçlü kavramadan ayıran özelliği kuvvetin parmaklar ve avuç içi arasında olmasıdır. Başparmak metakarpofalangeal ve interfalangeal ekleminde stabilite gerektirir. Bu kavrama top gibi silindirik objeleri kaldırmada kullanılır (Resim 8)(3,30).



Resim 6.



Resim 8.



Resim 7.

KLİNİK OLGU ÖRNEKLERİ

Olgu 1: TRIGGER FINGER (Tetik Parmak)

40 yaşında diyabetli bayan hasta, avuç içinde hassasiyet, ağrı ve aynı zamanda 3.parmak PIP eklemünde takılma ve kilitlenme şikayeti ile kliniğe başvurdu. Hastanın fizik muayenesinde avuç içi metakarpofalangeal eklem seviyesinde şişlik mevcuttu. Tetik parmak tanısı konulan hastanın şikayetlerinin 3 aydır devam ettiğinin belirlenmesi üzerine cerrahi tedavi planlandı. Tetik parmak cerrahi tedavisinde A1 pulleyin serbestlenmesi işlemi uygulandı. Böylelikle tendonun pulley altından rahat bir şekilde geçişi sağlanarak, tendonun takılması tedavi edilmiş oldu. Cerrahi tedavi sonrası erken dönem aktif hareketlere başlanarak parmağın fonksiyonelliği sağlandı.

Olgu 2: DE QUARVEİN TENOSİNOVİTİ

60 yaşında erkek hasta, baş parmak ve el bileği radial tarafında ağrı, hassasiyet ve lokalize şişlik, tornavida ile tamir işlerinde zorluk şikayeti ile kliniğe başvurdu. Yapılan klinik muayenesinde Finkelstein testi pozitif bulundu. Konservatif tedaviye yanıt vermemesi üzerine, cerrahi tedavi planlandı. Cerrahi tedavide 1. ekstansör kompartmanı oluşturan abduktor pollicis longus ve ekstansör pollicis brevis tendonlarının bulunduğu kompartman serbestleştirildi. Cerrahi tedavi sonrası 3 hafta, başparmak ekstansiyon ve abduksiyonda olacak şekilde atel ile immobilize edilerek 6.-8. haftalarda hafif iş aktivitelerine dönüş sağlandı.

Olgu 3: DUPUYTREN KONTRAKTÜRÜ

65 yaşında erkek hasta, avuç içinde küçük bir kitle ile başlayan daha sonra, özellikle, 4.parmak metakarpofalangeal eklemde 30° ve proksimal interfalangeal eklemde 15°'lik fleksiyon kontraktürüne neden olan sertlik ve kalınlaşma şikayeti ile kliniğe başvurdu. Dupuytren kontraktürü tanısı konulan hastaya cerrahi tedavi planlandı. Cerrahi tedavisinde palmar fasiektomi yapıldı. Postoperatif 1. gün el bileği ve parmakları ekstansiyonda pozisyonlayan atel uygulandı ve aktif egzersizlere başlandı. Atel, 3 hafta boyunca egzersiz aralarında ve gece kullanıldı. 3. haftadan 3. aya kadar atelin gece kullanımı önerilerek, erken dönemde günlük yaşam aktivitelerinde ekstremiteler kullanımı sağlandı.

Olgu 4: SKAFOİD KIRIĞI

35 yaşında erkek hastada, el bileğinde kullanıma bağlı olarak ağrı ve şişlik meydana gelmekteydi. Çekilen el bileği grafisinde eski skafoid kırığına bağlı olarak nonunion problemi görüldü. El üzerine düşme sonucu radiokarpal ve /veya midkarpal eklemlerde çıkmalar meydana gelebilir (lunatumun dislokasyonunu içeren). Genellikle bu, elin manipülasyonunu etkileyebilir. Colles fraktürü ile dislokasyonun karışmaması için dikkat etmek gerekir. El üzerine düşme sonucu en sık skafoid kırığı görülür. Anatomik enfiye çukuruna uygulanan basınç ile devamlı bir ağrı meydana gelmesi skafoid kırığının karakteristik özelliğidir. Kırığın iyi bir şekilde tespiti önemlidir. Aksi halde skafoid kemiğinde kaynamama ve/veya avasküler nekroz meydana gelebilir.

Kaynaklar

1. Neumann, D. A. Wrist. Neumann D. A. (Ed.). Kinesiology of the musculoskeletal system. (c.7, s.172-193). USA: Mosby.
2. Werner S. L., Plancher K. D., Biomechanics of Wrist İnjuries İn Sports Clinic in Sports medicine volume 17 number 3 July 1998.
3. Turani N. El ve el bileği (2003). Akman, M.N., Karataş, M. Temel ve Uygulanan Kinezyoloji (c 2.8, s. 201-218). Haberal eğitim vakfı. ANKARA.
4. Berger R.A. The Anatomy and Basic Biomechanics of the wrist Joint. Journal of Hand Therapy. 1996. s;84-93.
5. Brosson S. (2012). Biomechanical studies on hand function in rehabilitation, Human Musculoskeletal Biomechanics. Goswami T. (Ed.).5. 87-106. İnTech.
6. Berger R.A. Anatomy and Kinesiology of The Wrist. Skirven M.T., Osterman A. L., Fedarczyk J. M., Amadio P. C. Rehabilitation of The Hand and Upper Extremity (6 E).Volume 1(2),USA, Mosby.
7. Neumann, D. A. Hand. Neumann D. A. (Ed.). Kinesiology of the musculoskeletal system. (c.8, s.194-241). USA: Mosby.
8. Barr A.E., Lehman J.B., Bejjani F.J. (2001). Biomechanics of The Foot and Ankle. M. Nordin, V. H. Frankel.(Ed.). Basic Biomechanics of The Musculoskeletal System (3bs., c. 9,s. 222-225) USA: Lippincott Williams & Wilkins.
9. Mansfield P.J., Neumann D.A. Structure and Function of the Hand. Essentials of Kinesiology. (c.7, s. 145 – 175). USA: Mosby.
10. Plancher KP, Peterson RK, Steichen JB: Compressive neuropathies and tendinopathies in the athletic elbow and wrist. Clin Sports Med 15:331-371,1996
11. Logan SE, Movak MD, Gould PL: Biomechanical behavior of the scapholunate ligament. Biomed Sci Instrum 22:81-88, 1986.
12. Tang J.B. (2008). General concepts of wrist biomechanics and a view from other spe.cies. The journal of hand surgery (european volume, 2008) 33E; 4; 519-525
13. Austin N.M. (2005). The wrist and Hand Complex. Levangie P.K., Norkin C.C. Joint Structure and Function (4 bs., c. 12, s. 437-477). USA: F.A. Davis Company.
14. Soucacos PN , Beris AE, Malizos KN, et al. Transposition microsurgery in multiple digital amputations. Microsurgery 1994; 15:469-73.
15. Strickland JW. Thumb reconstruction İn: Green DP, editor. Operative hand surgery. 2nd edition. New York: Churchill Livingstone; 1988. Pp. 2175-262.
16. Wei FC, Colony LH. Microsurgical reconstruction of opposable digits in mutilating hand injuries. Clin Plast Surg 1989;16: 491-504.
17. Napier JR. The form and function of the carpometocarpal joint of the thumb. J Anat 1955;
18. Cooney WP, Chao EY. Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. J Bone Joint Surg (Am) 1977;59:27-36.
19. Napier JR. The attachments and function of the abductor pollicis brevis. J Anat 1952; 86:335-41.
20. Cooney WP, Lucca MJ, Chao EYS, Linscheid RL. The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint. J Bone Joint Surg 1981; 63:1371-81.
21. Moran, S.L., Berger, R.A. Biomechanics and Hand Trauma: What you need. Hand Clinics 2003;19: 17-31.
22. Berger RA. A technique for arthroscopic evaluation of the first carpometacarpal joint. J Hand Surg (Am) 1997;22:1077-80.
23. Bettinger PC, Linscheid RL, Berger RA. AN. Anatomic study of the stabilizing ligaments of the trapezium and trapeziometacarpal joint. J Hand Surg (Am) 1999;24:786-798.
24. Leversedge F. J. Anatomy and Pathomechanics of the Thumb. Hand Clinics (2008);24; 219-229.
25. Imaeda T, An KN, Cooney WP. Functional anatomy and biomechanics of the thumb. Hand Clin 1992;8:9-15.

26. Basmajian JV. The unsung virtue of ligaments. *Surg Clin North Am* 1974;54:1259-67.
27. Cooney WP, An KN, Daube JR, et al. Electromyographic analysis of the thumb; a study of isometric forces in pinch and grasp. *J Hand Surg (Am)* 1985;10:202-10.
28. Katarincic JA. Thumb kinematics and their relevance to function. *Hand Clin* 2001; 17: 169-7.
29. Pratt N. E. *Anatomy and Kinesiology of The Hand*. Skirven M.T., Osterman A. L., Fedarczyk J. M., Amadio P. C. *Rehabilitation of The Hand and Upper Extremity (6 E)*. Volume 1(1), USA, Mosby.
30. Chow J.C., Sensinger J., McNeal D., Chow B., Amirouche F., Gonzalez M. Importance of proximal A2 and A4 pulleys to maintaining kinematics in the hand: a biomechanical study. *Hand (NY)*. (2014); Mar;9(1):105-111.
31. Kwai Ben I, Elliot D. "Venting" or partial lateral release of the A2 and A4 pulleys after repair of zone 2 flexor tendon injuries. *J Hand Surg (Br)*. 1998;23(5):649-54. PMID: 9821612.
32. Lin G-T, Amadio PC, An K-N, Cooney WP, Chao EYS. Biomechanical analysis of finger flexor pulley reconstruction. *J Hand Surg*. 1989;14B:278-82. PMID: 2794704.
33. Mitsionis G, Bastidas JA, Grewal R, Pfaeffle HJ, Fischer KJ, Tomaino MM. Feasibility of partial A2 and A4 pulley excision: effect on finger flexor tendon biomechanics. *J Hand Surg [Am]*. 1999;24(2):310-4. PMID: 10194015.
34. Mitsionis G, Fischer KJ, Bastidas JA, Grewal R, Pfaeffle HJ, Tomaino MM. Feasibility of partial A2 and A4 pulley excision: residual pulley strength. *J Hand Surg (Br)*. 2000;25(1):90-4. PMID: 10763733.
35. Tomaino M, Mitsionis G, Bastidas J, Grewal R, Pfaeffle J. The effect of partial excision of the A2 and A4 pulleys on the biomechanics of finger flexion. *J Hand Surg (Br)*. 1998;23(1):50-2. PMID: 9571480.

Servikal Omurga Biyomekaniği

Ebru Kaya Mutlu

İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

Giriş

Servikal bölgenin tedavisini iyi planlayabilmek için biyomekaniğini özümsemek gereklidir. Biyomekanik, biyolojik yapıların davranış ve fonksiyonlarını tanımlamak için mekaniğin yasalarını kullanan ve biyolojik sistemlerde kuvvet ve enerji etkileriyle uğraşan bilim dalıdır. Yirminci yüzyılın ikinci yarısında servikal omurga biyomekanik bilgisi katlanarak arttı. 1963 yılında Sir Frank Holdsworth omurgayı 2 sütun modeli olarak tanımladı. Ardından 1983 yılında Denis tarafından 3 sütun model olarak tanımlanmıştır. Teknolojinin ilerlemesi ve biyomekanik modellerin yapılması servikal omurganın medikal teşhis ve tedavisini olumlu yönde etkilemiştir.

Servikal omurga, baş ile gövde arasında bulunan, hayati nöral dokulara koruyuculuk görevi yapan, geniş bir hareket yeteneği bulunan kompleks bir yapıdır. Bu nedenle Kapanji (1) de omurgayı pelvis üzerine oturmuş, başa doğru uzanan bir yelkenli direğine benzetmiştir. Ayrıca duyma, görme, koku, tat gibi duyuşal girdilerin bulunduğu kraniyumun en iyi şekilde fonksiyon görebilmesi için omurganın yeterli hareket genişliğine sahip olması gerekir. Bu nedenle servikal omurga duyu organları için platform görevi gören üç boyutlu hareket ederek başı destekleyen bir alet gibidir (2). Her omur seviyesi kendi içerisinde kas ve ligamanlarla desteklenmiş ve bu bağlar her seviyede bir alt ve bir üst seviyelerle de bağlantılı oldukları için omurgaya plastisite özelliğini kazandırmışlardır. Omurganın hareket edebilme yeteneği, onu oluşturan kemik ve ligaman yapıların anatomik ve mekanik özellikleri ile ilgilidir.

Doğal eğrilikler nedeniyle, aksiyal yüklenmeler servikal, torakal, lumbal ve sakrum bölgelerin her birini farklı farklı etkilemektedir. Bunlar servikal ve lomber vertebralarda ekstanziyon deformitesi oluşturmaya çalışırlar (3). Omurga anatomisi ve geometrisinin bu kendine özgü yönleri nedeniyle burst (patlama) kırıkları daha çok servikal ve lomber bölgede olurken, torakal vertebralarda daha çok kompresyon (çökme) kırıkları meydana gelir (4, 5). Bu nedenledir ki, servikal bölge anatomisi ve biyomekaniğinin bilinmesi patolojileri iyi tanım-

layabilecek ve oluşabilecek yaralanmalardan da nasıl korunmamız gerekliliğini okuyuculara öğretebilecektir. Bu bölümde servikal bölge biyomekaniği ele alınacaktır. Ayrıca mümkün olduğu kadar omurga anatomisinden de kısaca bahsedilecektir.

Servikal Bölge Anatomisi

Servikal Vertebralar

Servikal bölge vertebral kolonun ilk yedi vertebraından oluşur. Kafatası ve toraks arasında yer alan, presakral vertebralar içinde en küçük ve en hareketli olan servikal vertebralar morfolojileri ve fonksiyonları bakımından 2 gruba ayrılırlar (6, 7).

Üst Servikal Bölge (C1/Atlas, C2/Aksis)

Alt Servikal Bölge (C3-C7)

Birinci ve ikinci servikal vertebraların kendine has özellikleri vardır ve atipik servikal vertebralar olarak adlandırılmaktadırlar. Üçüncü, dördüncü, beşinci ve altıncı servikal vertebralar ise benzer özellikler gösterirler ve tipik servikal vertebralar olarak adlandırılırlar. 7. servikal omur da servikal ve torakal bölge arasında geçiş vertebraı olması nedeniyle morfolojik farklılığa sahiptir ve prominent vertebra olarak adlandırılır (6).

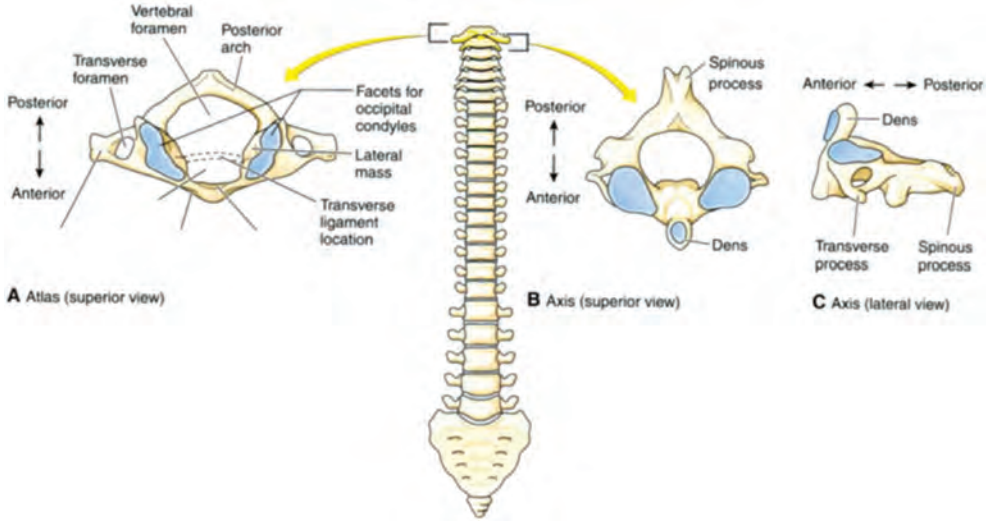
Üst Servikal Bölge

Bu bölge, oksiput kondilleri ile eklem yapan atlas ve ikinci servikal vertebra olan aksisten oluşmaktadır. Bu bölgenin eklem yapısı mobilite için dizayn edilmiştir. Servikal fleksiyon-ekstansiyon hareketinin yaklaşık üçte biri ile aksiyal rotasyonun yarısından fazlası bu bölgede ortaya çıkmaktadır (8). Üst servikal bölge de intervertebral disklerin yerine sinoviyal eklemlerin bulunması bu bölgedeki geniş hareket açıklığının bir diğer nedenidir. Bu farklı durum, romatoid artritte omurga tutulumunun büyük oranda üst servikal bölgede görülmesini de açıklar (9).

- *Atlas (C1)*: Birinci servikal vertebra olan atlasın vertebral gövdesi ve spinöz prosesi yoktur. Üstten bakıldığında halka şeklindedir. Bu nedenle Kapanji atlası, oksiput kondilleri ile aksis arasına yerleşmiş vida puluna benzetir (1). Atlasın görevi; oksiputu korumak ve kafatasının ağırlığını omurgaya aktarmaktır. Ağırlık aktarma görevini lateral mass denilen yapılarla üstlenir. Lateral mass'ın alt ve üst yüzeylerinde eklem yüzleri vardır. Üstte yer alan eklem yüzeyi oksipital kondillerle, altta yer alan eklem yüzeyi ise ikinci servikal vertebra ile eklem yapar (Şekil 1-A).

Atlasın transvers prosesleri diğer servikal vertebralardan daha geniştir ve daha fazla laterale doğru çıkıntı yapar. Bu durum mekanik avantaj sağlar ve kaldıraç fonksiyonu göstererek transvers proseslere yapışan kasların, atlanto-aksiyal eklemden yapılan baş hareketlerinin gerçekleştirmesini sağlar. Bu transvers prosesler servikal kolonda sinir çıkışına izin vermeyen tek transvers prostestir (10) (Şekil 1-A).

- *Aksis (C2)*: İkinci servikal vertebraıdır ve diğer servikal vertebraların tüm özelliklerini gösterir. Ancak en belirgin özelliği vertebradan yukarıya doğru uzanan bir çıkıntıya sahip olmasıdır. Bu çıkıntıya "Dens (Processus Odontoideus)" denir. Aksis'in superior artiküler faset



Şekil 1. Atlas ve Aksis. A. Atlas (1. servikal vertebra). B. Aksis (2. servikal vertebra) superior görünüm. C. Aksis lateral görünüm. (Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 Figure 3-14 iznle basıldı.)

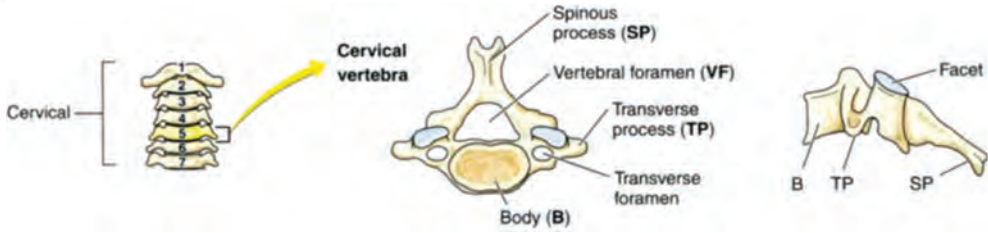
denilen iki adet geniş düz eklem yüzü vardır ve atlas bu eklem yüzünde rotasyon yapar. Gövdeden yukarı doğru uzanan dens aksis, transvers ligaman tarafından yerinde tutulur ve horizontal yönde kayması engellenir. Dens, atlasın rotasyonunda eksen görevi üstlenir. Aksisin geniş ve çatallı spinöz prosesi boyun arka çukurunda palpe edilebilir. Ayrıca aksiste spinal kökler için nöral foramen yoktur (Şekil 1-B ve 1-C).

Alt Servikal Bölge

Alt servikal bölge vertebraları lordotik dizilimdedir, üst servikal bölge vertebralarından daha stabildir ve genel mobiliteye katkı sağlamaktadır. Spinal kanal daha dardır ve omuriliğe az yer kaldığından bu bölgedeki yaralanmalarda hasar büyük olmaktadır. Ayrıca ikinci vertebranın altındaki bütün seviyelerde intervertebral aralıklarda intervertebral diskler bulunur (6, 11).

- C3-C6: C3-C6 vertebralar tipik servikal vertebralardır. Vertebra gövdesi, arkus vertebra, transvers prosesler, spinöz proses, artiküler çıkıntılar ve omurilik kanalından oluşurlar (12) (Şekil 2).

Tipik servikal vertebraların gövdeleri daha küçüktür. Bu bölgede bulunan servikal vertebraların transvers proseslerinde foramen transversarium adı verilen bir delik bulunmaktadır. Servikal vertebraların üst üste sıralanması ile bu delikler bir kanal oluştururlar ve bu kanaldan vertebral arter ile venler geçmektedir. Bu transvers foramanler sadece servikal vertebralarda bulunmaktadır. Tipik servikal vertebralarda torakal ve lumbal vertebralarda bulunmayan vertebra gövdesinin yan yüzünden ön tüberküllere uzanan, transvers foramenlerin bir kenarını oluşturan 2 adet kosta çıkıntısı ve vertebra gövdesi yan yüzünün üst kenarlarında yer alan 2 adet unsinat çıkıntı bulunur. Unsinat çıkıntılarla bir üstteki vertebra alt yüzü arasında gerçek bir eklem olmayan servikal omurganın lateral fleksiyonu ve rotasyonunu kısıtlayan Luschka eklemleri oluşur (8, 12).



Şekil 2. Tipik bir servikal vertebra olan C5 vertebraının üstten ve yandan görünümü. (Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 Figure 3-13.A izinizle basıldı.)

- *Vertebra Prominens (C7):* Yedinci servikal vertebraıdır. Bu vertebraının vertebra prominens olarak adlandırılmasının nedeni, spinöz prosesinin çok uzun olması ve ensede kolaylıkla palpe edilebilen bir tüberküllu olmasıdır. C7 vertebra, T1 ile benzer anatomik özellikler gösterir. Vertebra prominensin transvers proseslerinde vertebral arter, venler ve sempatik sinirler için foramen yoktur (12).

Servikal Bölge Ligamanları

Vertebral kolonun yapısal stabilitesinde ligamanların önemli görevleri vardır. Ligamanların esas görevleri aşırı hareketleri engellemek, yük binen oluşumlardaki basıncın dağılmasını sağlamak ve eklem kapsülleri aracılığı ile hareket ve postürle ilgili bilgileri santral sinir sistemine iletmektir. Servikal spinal ligamanlar normal boyun fonksiyonlarının gerçekleştirilmesinde hareket ve stabilizasyon açısından önemli fonksiyona sahiptir (2, 13).

Servikal bölgedeki ligamanlar 2 grupta incelenebilmektedir.

Üst Servikal Bölge (Kranyovertebral Ligamanlar) Ligamanları

Alt Servikal Bölge Ligamanları

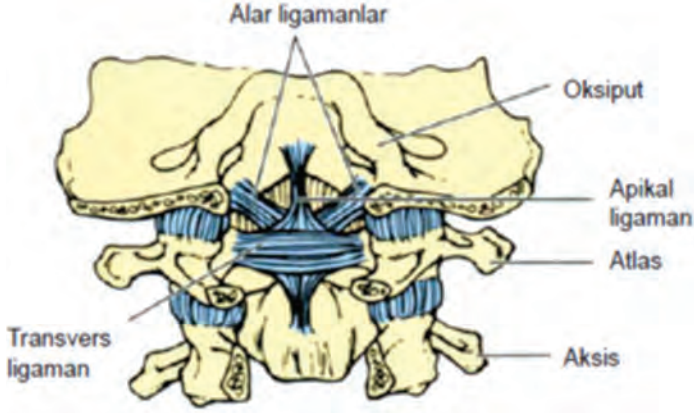
Üst Servikal Bölge Ligamanları

Üst servikal bölge ligamanları stabilizasyon için önemlidir.

- *Anterior ve posterior atlanto-oksipital membranlar;* anterior atlanto-oksipital membran posterior longitudinal ligamanın, posterior atlanto-oksipital membran ise ligamentum flavumun devamıdır. Anterior atlanto-oksipital membran atlasın anterior arkusuna, posterior atlanto-oksipital membran ise atlasın posterior arkusuna tutunur. Anterior ve posterior atlanto-oksipital membranlar üst servikal bölgenin vertikal ve rotasyon stabilizasyonuna katkı sağlar (13).

- *Tektoriyal membran;* posterior longitudinal ligamanın yukarıda devam eden kısmıdır. Werner'e göre tektoriyal membran üst servikal bölgenin vertikal stabilitesine katkıda bulunur (14). Membran enlemesine kesildiği zaman, vertikal translasyon 2,7 mm artmaktadır. Membranın bütünlüğü bozulduğu zaman, manuel traksiyon testinde ağrı ve laksite oluşabilir. Ayrıca, Panjabi ve ark. (13) atlanto-aksiyal ve atlanto-oksipital eklemlerde membranın stabilizasyonunun ekstansiyondansa fleksiyon için önemli olduğunu bildirmişlerdir.

- *Apikal ligaman;* densin aksisi ile foramen magnumun ön kenarı arasındadır (Şekil 3). Densin atlas ile temasını devam ettirmesinden sorumludur. Başa traksiyon uygulandığında bu ligaman gergin hale gelir (10).



Şekil 3. Atlas, aksis ve oksiputla ilişkili ligamanlar posterior görünüm. (Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 Figure 3-33.A izinle basıldı.)

- *Alar ligaman*; densin üst yan kenarından, oksipital kondillerin iç yüzlerine yapışır. Alar ligaman, üst servikal bölge stabilizasyon sisteminin majör parçalarından biridir (Şekil 3). Atlanto-oksipital eklemden meydana gelen ciddi lateral fleksiyon hareketi bu ligaman tarafından kontrol edilir (7). Ayrıca C1' in C2 üzerinde distraksiyonunu engeller. Başın orta pozisyonunda gevşemiştir ve fleksiyonunda gergindir (6).

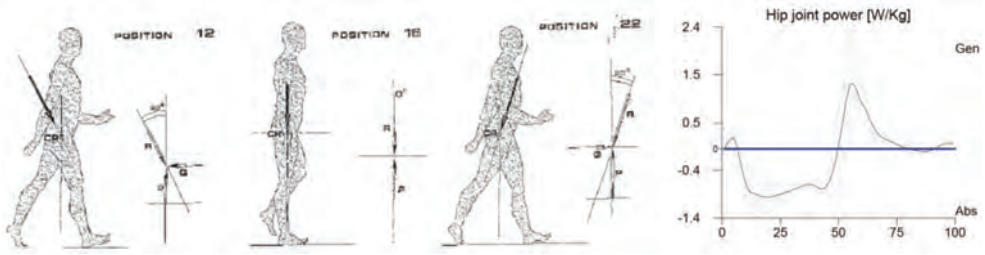
- *Krusiform ligaman*; transvers ligamanın ortasından yukarıya, foramen magnumun ön kenarına ve atlasın ortasına uzanır. En önemli görevi; C1' in C2 üzerinde anterior yönde yer değiştirmesini engellemektir. Bu ligaman C1/C2 segmentinin stabilitesinde kritik öneme sahiptir (6).

- *Transvers ligaman*; atlas halkası içinde boydan boya uzanan ligamandır (Şekil 3). Transvers ligaman, atlasın bu halkasını bir büyük bir de küçük olmak üzere iki parçaya ayırır. Büyük olan posterior kısmı spinal kord için, küçük olan anterior kısmı ise dens için boşluk oluşturur (5). Densin etrafını çepeçevre sararak, atlanto-aksiyal eklemin postero-anterior düzlemde stabilitesini sağlar. Atlasın dens etrafındaki rotasyon hareketi esnasında lubrikasyon sağlamak amacı ile sinoviyal membran ve eklem kartilajı ile kaplıdır (6). Transvers ligaman çok kuvvetlidir ve bu ligaman yırtılmadan önce denste kırık oluşabilir. Ancak, romatoid artrit, ankilozan spondilit, travma, Griel ve Down sendromu gibi durumlarda transvers ligaman laksitesi oluşabilir (5). Fizyoterapistler manuel terapi uygularken transvers ligaman laksitesi oluşabilecek hastalıklarda dikkatli uygulama yapmalıdır.

- *Ligamentum nuchae*; C7'nin spinöz prosesinden başlar ve oksiputa yapışır (6). Boynu hiperfleksiyondan korumakla görevlidir (7). Aşırı boyun fleksiyonunda bu ligaman gerilir. Ayrıca servikal lordozun düzleşmesi ile de gerilim oluşabilir (15). Servikal hiperfleksiyonu kısıtlayan bu yapının C7 omurunun spinöz prosesinde sonlanması, C7 spinöz prosesinin koparma kırıkları olan "clay shoveler" kırıklarının da ana nedenidir (9).

Alt Servikal Bölge Ligamanları

Alt servikal bölge ligamanları, stabiliteye yardımcı olmanın yanında mobiliteye de izin verirler (Şekil 4).



Şekil 4. Alt servikal bölge ligamanları. A. Servikal vertebral kolonun ligamanlarının lokasyonları- superior görünüm B. Longitudinal ligamanlar C. İnterspinöz, suprapinöz ligamanlar ve ligamentum flavum. (Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 Figure 3-33.B,C,D izinle basıldı.)

- *Anterior longitudinal ligaman*; İntervertebral eklemin ön kısmında uzanır, diğer yumuşak dokularla birlikte servikal ekstansiyonu limitler (9).

- *Posterior longitudinal ligaman*; Aksisten sakruma kadar devam eder. İntervertebral eklemlerin posterior kısımlarını destekler ve diski posteriora doğru yer değiştirmekten korur. Fleksiyonda sertleşir, ekstansiyonda gevşer (9).

- *Ligamentum flavum*; Komşu laminalar arasında uzanan oldukça elastik bir yapıdır. Servikal bölgede fleksiyon hareketi boyunca vertebraların birbirinden ayrılmasına izin verir, boyunun dik duruş pozisyonuna tekrar dönmesine yardımcı olur. Elastik özelliği, orijinal boyuna gelmesine yardımcı olmakta ve spinal kanalı tehlikeye atmasını engellemektedir (9).

- *İntertransvers ligaman*; transvers prosesuslar arasında uzanan bağlardır (9).

- *Supraspinal ligaman*; yedinci servikal vertebra ile sakruma kadar bütün spinöz prosesler arasında bulunur. Yukarıda ligamentum nuchae, önde intertransvers ligaman ile devam eder (9).

Servikal Bölge Eklemleri

Atlanto-oksipital Eklem

Atlasın massa lateralis ile oksipital kemiğin kondilleri arasındaki atlanto-oksipital eklem, dizde femoral kondillerin tibial kondillerle yaptığı eklem benzeridir. Her iki taraftaki eklemler birbirlerinden bağımsız eklem kapsülleri ile çevrili olmalarına karşın tek bir eklem gibi eş zamanlı ve kombine hareket ederler. Primer olarak fleksiyon ekstansiyon hareketine izin verirken, dönme ile birlikte çok az lateral fleksiyona da olanak sağlar. Bu eklemden nodding (kafa sallama) hareketi de oluşmaktadır (5, 9).

Atlanto-aksiyal Eklem

Atlas ile aksis ile oluşan eklem lateral ve medial olmak üzere ikiye ayrılmıştır. Rotasyon bu eklemden gerçekleşen primer hareket olmakla birlikte fleksiyon-ekstansiyon ve lateral fleksiyon hareketleri de oluşmaktadır. Medial tarafta bulunan eklem atlasın arkus anterioru ile aksisin densi arasında oluşan pivot tipi bir eklemdir. Lateral taraftaki eklem ise atlas ile aksisin cisimleri arasında oluşan plana tipi bir eklemdir (1, 2, 6).

Unkovertebral (Luschka) Eklem

Luschka eklemi olarak da bilinen unkovertebral eklem C3-C6 omur gövdelerinin üst kenarında yer alan uncinat prosesleri ile üst omur gövdeleri alt kısımları ile oluşturdukları eklemdir. Unkovertebral eklem aşırı lateral fleksiyona engel olur, fleksiyon ve ekstansiyona izin vererek hareketlilik sağlar (8).

İntervertebral Eklem

İkinci servikal vertebradan itibaren her bir vertebra gövdesi arasındaki simfizis grubu eklemdir (16).

Faset Eklemler

Servikal omurgada faset eklemler C2-C3 seviyesinden başlarlar, C7-T1 seviyesine kadar devam ederler. Apofizyal veya zigapofizyal eklemler olarak da adlandırılırlar (15). Bir alttaki vertebranın superior artiküler yüzeyi ile bir üstteki vertebranın inferior artiküler yüzeyi arasında oluşurlar. Superior fasetin artiküler prosesi yukarı ve arkaya doğru, inferior artiküler faset yüzleri ise aşağı ve öne doğrudur (16). Servikal bölgedeki faset eklemler sagittal ve koronal düzleme yaklaşık 45°'lik açı ile yerleşiklerdir (3). Bu durum servikal bölgede lateral fleksiyon ve rotasyona göre fleksiyon hareketinin fazla olmasını açıklamaktadır. Servikal bölgede faset eklemler, intervertebral disk ile birlikte yük taşıma görevini paylaşırlar (8, 17).

İntervertebral Disk

Bir vertebradan diğerine yük aktarımının yanında, şok absorpsiyonu ve hareketin fasilitasyonunu sağlayan altı adet disk vardır. İlk servikal disk C2'nin altından başlar. Servikal diskler en fazla 5 mm kalınlığındadır ve lumbal bölgedeki disklerle göre daha oval ve ince bir şekle sahiptirler. Diskin anterior bölümünde daha kalın olması servikal lordozun oluşmasına katkı sağlamaktadır (12,18).

İntervertebral disk güç ve basınç ölçümlerine göre gerilme kuvveti anulus fibrozusta 15-50 kg/cm², vertebra korpusunda 8-10 kg/cm²'dir. Disk rüptürünü önleyen longitudinal ligamanların gerilme gücü ise ortalama 200 kg/cm²'dir. Diskin gerilme gücü vertebra korpusundan çok daha fazla olduğundan disk rüptürü olmaksızın vertebra fraktürü gelişebilir. Eklemler sağlam olduğu sürece intervertebral diskin maksimum torsiyon gücü 21 kg/cm²'dir (18).

- *Nukleus Pulpozus*: Servikal disklerin merkezinde yer alan jelatinöz alanlar nukleus pulpozusu oluşturmaktadırlar (8). Nukleus pulpozusun pozisyonu, bulunduğu bölgeye göre değişiklik gösterebilmektedir ve servikal bölgede daha merkezde yerleşmiştir (17).

- *Anulus Fibrozus*: Anulus, iç içe geçmiş, oblik ve paralel yerleşimli kollajen bant tabakalarından oluşmaktadır (6, 8). Kollajenler bu tabakalarda birbirlerine yaklaşık 120°, diske de yaklaşık 30°'lik açı ile yerleşmişlerdir (Şekil 5). Bu tabakalaşmış yapı sayesinde nukleus pulpozus basınç altında tutulur ve mobilite kolaylaştırılmış olur.

- *Vertebral Son Plaklar*: Vertebra gövdesini basınç altında atrofiye uğramaktan korurken nukleus pulpozusu ve anulus fibrozusu anatomik sınırlar içinde tutar. Ayrıca diski, vertebra gövdesine doğru bulging yapmaktan korur. Yarı geçirgen membran gibi davranır. Vertebra gövdesi, nukleus ve anulus arasındaki besin alışverişini difüzyon yolu ile kolaylaştırır (8, 12).

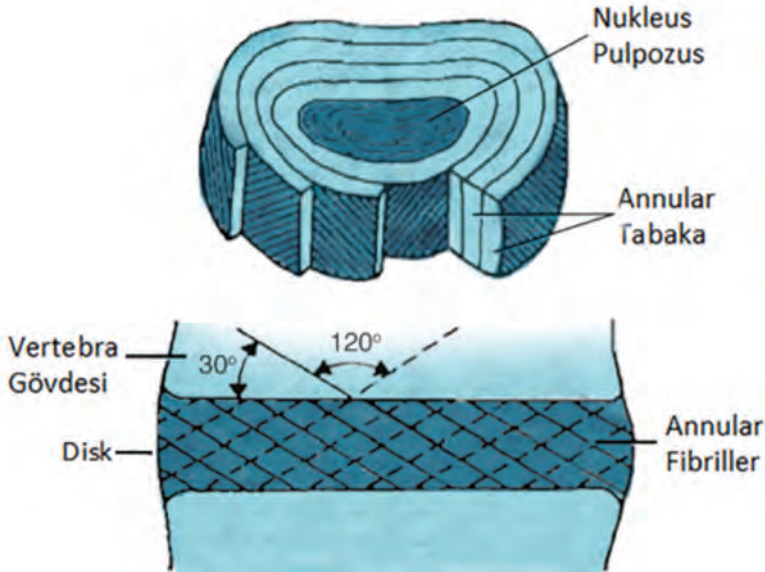
TABLO 1. Üst Servikal Bölge Kasları

Kaslar	Hareket
Rectus capitis posterior minor	Atlanto-okspital eklem ekstansiyon
Rectus capitis posterior majör	Kranyovertebral bölge ekstansiyon ve aynı tarafa rotasyon
Obliquus capitis superior	Atlanto-okspital eklem aynı tarafa lateral fleksiyon ve ekstansiyon
Obliquus capitis inferior	Atlanto-aksiyal eklem aynı tarafa rotasyon
Rectus capitis lateralis	Atlanto-okspital eklem aynı tarafa lateral fleksiyon
Rectus capitis anterior	Atlanto-okspital eklem fleksiyon

Servikal Bölge Kasları

Omurganın en hareketli bölgesi servikal bölge olduğu için en karmaşık ve özelleşmiş kas sistemi buradadır (6). Kranyoservikal bölgedeki kasların iki önemli görevi bulunmaktadır; Başı graviteye karşı dik pozisyonda tutmak ve duyu organları için başı, uzaydaki optimal pozisyonda pozisyonlamaktır. Bu görevlere ek olarak baş ve boyunun stabilize edilerek skapulunun hareketine izin verilmesinde ve bu hareketin ortaya çıkartılmasında görev almaktadır (8).

Ayakta dik duruş pozisyonunda, gravite merkezi rotasyon ekseninin önünden geçer ve boyunda fleksiyon momenti oluşturur. Posterior bölümde bulunan kaslar ligamentöz yapılarla birlikte bu fleksiyon momentine karşı koyarlar. Bu bölgede bulunan kassal yapılar yeterli stabiliteyi sağlamak ve üst ekstremitelerin kullanımına izin vermek amacıyla kompleks bir yapıya bürünmüşlerdir (19). Servikal bölge kasları fonksiyona, innervasyonlarına veya anatomik yerleşimlerine göre tanımlanabilir. Tablo 1 ve Tablo 2'de üst ve alt servikal bölge kaslarının fonksiyonları sıralanmaktadır.



Şekil 5. Annular fibrillerin 30°'lik ve birbirlerine 120°'lik açı ile yerleşimi.

TABLO 2. Alt Servikal Bölge Kasları

Kaslar	Hareket Fleksiyon	Ekstansiyon	Rotasyon	Aynı tarafa Lateral Fleksiyon
Longus colli	X	-	İpsilateral	MK
Longus capitis	X	-	İpsilateral-MK	-
Skalenler				
1. Anterior	X	-	Kontralateral-MK	X
2. Medius	MK	-	Kontralateral-MK	X
3. Posterior	MK	-	Kontralateral	X
Sternokleidomastoid	X	X	Kontralateral	X
Trapez üst lifleri	-	X	Kontralateral	X
Levator Skapula	-	X	İpsilateral	X
Splenius capitis ve cervicis	-	X	İpsilateral	X
Spinalis, capitis ve cervicis (semispinalis ile birlikte)	-	X	-	-
Semispinalis, capitis ve cervicis	-	X	Kontralateral	-
Longissimus, capitis ve cervicis	-	X	İpsilateral	X
Iliocostalis cervicis	-	X	-	X
Interspinalis (servikal omurgalarda)	-	X	-	-
Multifidus cervicis	-	X	Kontralateral	-
Rotatorlar (değişken)	-	X	İpsilateral	-
İntertransversarii (servikal omurgalarda)	-	-	Kontralateral	-

X, aktif olarak çalışır; -, aktif olarak çalışmaz; MK, minimal katkı sağlar.

Servikal Omurganın Biyomekaniği

Spinal hareketlerin tanımlanması klinik olarak çok önemlidir. Servikal vertebranın kalitatif ve kantitatif hareketlerini sağlayan pasif elemanlar; faset eklemi, disk, ligamanlar ve kemik yapı iken, aktif elemanlar kaslardır (5). Fleksiyon, ekstansiyon, lateral fleksiyon ve rotasyon servikal bölgenin temel hareketlerindedir. Tablo 3’de servikal bölgenin eklem hareket açıklıkları gösterilmektedir. Bu bölgede ortaya çıkan hareketler; sagittal, horizontal ve frontal düzlem hareketleri olarak aşağıda incelenecektir.

Servikal Bölgenin Sagittal Düzlem Kinematikleri

Fleksiyon-Ekstansiyon Osteokinematikleri

Servikal bölgede oldukça değişken olmasına rağmen yaklaşık 120°-130° fleksiyon ve ekstansiyon hareketi oluşmaktadır. Servikal bölgenin nötral istirahat pozisyonu da yaklaşık 30°-35° ekstansiyondur (lordoz ile birlikte). Bu bölge istirahat pozisyonundan 75°-80° ekstansiyon, 45°-50° fleksiyon hareketi yapabilmektedir (Şekil 6 ve Şekil 7) (3). Tüm servikal bölgede ekstansiyonun hareket açıklığının fleksiyon hareketi açıklığına oranı yaklaşık olarak 1,5/1’dir.

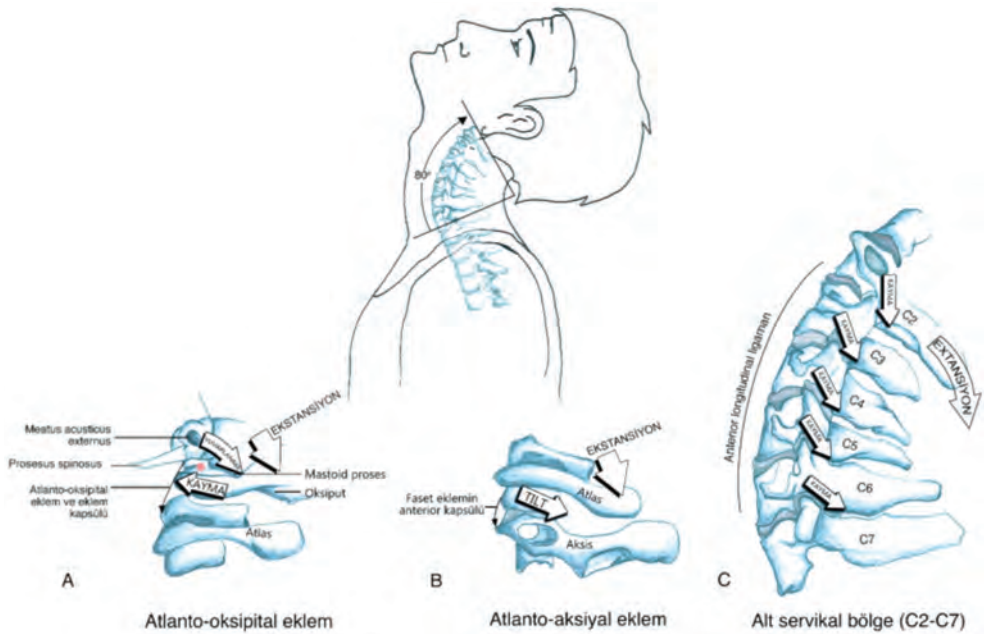
Sagittal düzlemdeki toplam hareketin yaklaşık %20-25’i atlanto-okspital eklem ve atlanto-aksiyal eklemlerde oluşurken, hareketin kalan kısmı da C2-C7 segmentleri arasındaki faset eklemler arasında oluşmaktadır (3). Fleksiyon-ekstansiyon hareketinin merkezi üç eklem böl-

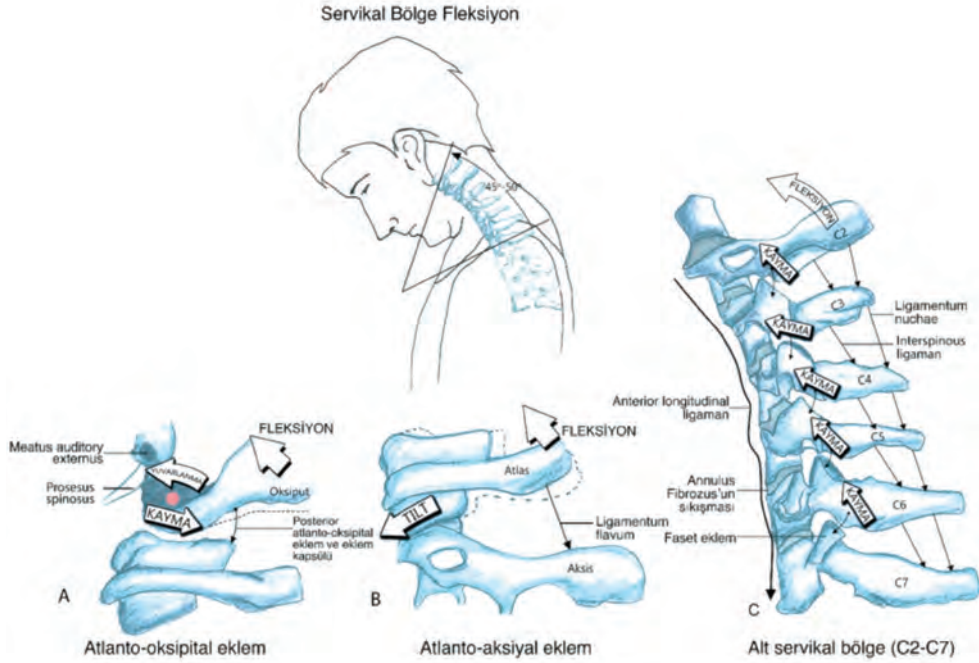
TABLO 3. Servikal Bölgedeki Eklemlerin 3 Düzlemdeki Yaklaşık Eklem Hareket Açıklıkları

Eklem ya da Bölge	Flaksiyon ve Ekstansiyon (Sagittal Düzlem)	Aksiyal Rotasyon (Horizontal Düzlem)	Lateral Flaksiyon (Frontal Düzlem)
Atlanto-okspital eklem	Flaksiyon: 5° Ekstansiyon: 10° Total:15°	Göz ardı edilebilir	Yaklaşık 5°
Atlanto-aksiyal eklem	Flaksiyon: 5° Ekstansiyon: 10° Total:15°	35°-40°	Göz ardı edilebilir
C2-C7 alt servikal bölge	Flaksiyon: 35°-40° Ekstansiyon: 55°-60° Total: 90°-100°	30°-35°	30°35°
Toplam olarak Servikal Bölge	Flaksiyon: 45°-50° Ekstansiyon: 75°-80° Total:120°-130°	65°-75°	35°-40°

gesinde mediallyateral yönde uzanır. Bu üç eklem sırasıyla, atlanto-okspital eklemdeki oksiput kondilleri, atlanto-aksiyal eklemdeki dens ve vertebra gövdeleri veya C2-C7'ye komşu eklemlerdir (20).

Aşırı flaksiyon-ekstansiyon hareketleri anteriorda veya posteriorda yerleşmiş yapılar tarafından limitlenir. Flaksiyon hareketi ayrıca anulus fibrozusun anterior kenarı tarafından

**Şekil 6. Servikal Bölge Ekstansiyon Hareketinin Kinematiki.**



Şekil 7. Servikal Bölge Fleksiyon Kinematığı

oluşturulan kompresyon kuvvetleri tarafından limitlenirken ekstansiyon hareketi de anulus fibrozusun posterior kenarı tarafından oluşturulan kompresyon kuvvetleri tarafından limitlenir. Fleksiyonda anterior longitudinal ligaman gevşer, posterior longitudinal ligaman, ligamentum flavum, interspinöz ve supraspinöz ligamanlar gerilir. Ekstansiyonda ise disk arkada sıkışır ve anterior longitudinal ligaman gerilir (12).

Servikal omurgada fleksiyon yapıldığında bir ünitenin fleksiyon yapmasına paradoksal hareket olarak tanımlanır. Tersi de mümkündür. Servikal omurganın tam fleksiyonunda C0-C1 birkaç derece ekstansiyon yapar. Buna, atlanto-aksiyal eklemin fleksiyonda paradoksal hareketi denir. Bu hareket, genç erişkinlerde normaldir. Ancak ilerleyen yaşlarda başın fleksiyona eğilimi arttığı için başın paradoksal hareketi azalır (21).

Servikal vertebral kanalın hacmi tam fleksiyon hareketinde en geniş iken tam ekstansiyon hareketinde en dar durumdadır. Bu sebepten, vertebral kanalda stenozu olan bireylerde, hiperekstansiyon aktiviteleri sırasında spinal kord hasarı gelişme olasılığı daha fazladır (20). Hiperekstansiyon ile ilişkili yaralanmaların tekrarlanması myelopatiye ve nörolojik defisite yol açabilir.

Fleksiyon-Ekstansiyon Artrokinematikleri

Atlanto-oksipital Eklem

Atlanto-oksipital eklem fleksiyon ve ekstansiyon sırasında sallanan sandalyenin ayakları gibi hareket eder. Oksipüt kondilleri, atlasın konkav şeklindeki superior artiküler fasetleri içinde, ekstansiyon hareketi sırasında geriye doğru yuvarlanma hareketi yaparken fleksiyon hareketi sırasında ileri doğru

yuvarlanma hareketi yapar. Konveks-konkav artrokinematik kuralına göre kondiller yuvarlanma hareketi ile zıt yönde kayma hareketi yaparlar. Tektoriyal membrandaki, eklem kapsüllerindeki ve atlanto-okspital membranlardaki gerilim, kondillerin yuvarlanma hareketinin sınırını belirler (8).

Atlanto-aksiyal Eklem

Bu eklem primere hareketi aksiyal rotasyon olmasına rağmen eklem yapısı yaklaşık toplam 15° 'lik fleksiyon-ekstansiyon hareketine izin verir. Kraniyum ve aksis arasında bulunan halka şeklindeki atlas, fleksiyon hareketi esnasında öne, ekstansiyon hareketi sırasında ise arkaya doğru dönme hareketi yapar. Bu dönme hareketinin genişliği, tam fleksiyonda atlas ile densin arasındaki transvers ligamanın gerilimi ile tam ekstansiyonda ise atlas ile densin ön kemeri tarafından limitlenir (3).

İntervertebral ve Faset Eklem (C2-C7)

Fleksiyon ve ekstansiyon hareketi boyunca C2-C7 segmentlerinde, faset eklem artıklar yüzlerinin oluşturduğu oblik düzlemi takip eden kavis hareketi oluşur. Alt servikal bölge (C4-C7) tarafından başlatılan ekstansiyon hareketi boyunca, üstteki vertebraların inferior artıklar fasetleri alttaki vertebraların superior artıklar fasetlerine göre posterior ve inferior yönde kayma hareketi yaparlar. Bu hareketler, ekstansiyon hareketinin yaklaşık 55° - 60° 'lik kısmını oluştururlar (8).

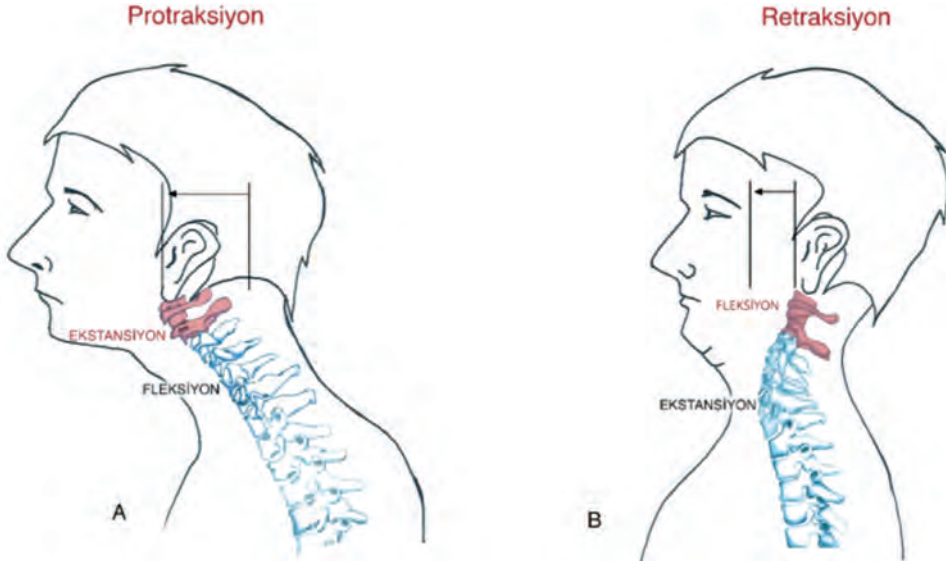
Servikal faset eklemde tam ekstansiyon hareketinin kilitli pozisyon ile tanımlanan maksimum temas alanı ile oluştuğu düşünülmektedir. Bu pozisyon maksimal eklem teması ve yük aktarımı ile sonuçlanmaktadır. Çoğu sinoviyal eklem kilitli pozisyonu, eklem etrafındaki eklem kapsülünde ve ilgili ligamanlardaki gerilimi artırır. Ekstansiyon hareketi sırasında üstteki vertebraların artıklar fasetlerinin posterior ve inferior yönde kayması, servikal bölgenin kilitli pozisyonunda eklem kapsülünün gevşemesine yol açar. Kısaca faset eklem bu genel kurala uymayan birkaç eklemde biridir (3).

Fleksiyon hareketi alt servikal bölge (C4-C7) tarafından başlatılır (2). Ekstansiyon için açıklanan durumun tam tersi durum söz konusudur. Üstteki vertebraların inferior artıklar fasetleri alttaki vertebraların superior artıklar fasetlerine göre superior ve anterior yönde kayma hareketi yaparlar. Bunun sonucunda disk aralığı ön kısımda daralır, arkada ise genişler. Artıklar fasetler arasındaki kayma hareketi fleksiyon hareketinin yaklaşık 35° - 40° 'lik kısmını oluşturur. Fleksiyon hareketi faset eklem kapsülünü gerer ve temas alanını azaltır.

Faset eklem yüzeylerinin arasındaki kayma hareketi sonucu yaklaşık 90° - 100° 'lik fleksiyon ve ekstansiyon hareketi oluşur. Bu geniş eklem hareketi, faset yüzeylerinin oblik düzlemi tarafından sağlanan kavis hareketine bağlı oluşur. Ortalama olarak, C2- C3 ile C7-T1 vertebralar arasında intervertebral bileşelerde yaklaşık 15° 'lik sagittal düzlem hareketi oluşur. Bu duruma her zaman bir miktar rotasyon hareketi de eşlik eder. Böyle olmasının nedeni, faset eklem yapısıdır. Başın eğilmesiyle birlikte inferior artıklar çıkıntı arkaya ve aşağıya doğru kayar. Karşı taraftaki inferior faset kolu ise öne ve yukarı kayarak buna cevap verir ve böylece rotasyon meydana gelir. En büyük açılabilir yer değiştirme eğilimi C5 ve C6 segmentleri arasındadır (5) ve bu seviyede görülen yüksek insidanslı spondiloz ve hiperfleksiyona bağlı kırıkların olası açıklaması budur (22).

Protraksiyon-Retraksiyon Osteokinematikleri

Bu bölgedeki fleksiyon ve ekstansiyon hareketine ek olarak baş sagittal düzlemde, öne (protraksiyon) ve geriye (retraksiyon) doğru yer değiştirebilmektedir (23). Şekil 8'de belirtildiği gibi nötral



Şekil 8. Başın Protraksiyon ve Retraksiyon Hareketi

pozisyondan tam protraksiyon hareketi, tam retraksiyon hareketine göre %80 daha geniş hareket açıklığına sahiptir. Başın protraksiyon hareketi sırasında; alt ve orta servikal bölgede fleksiyon, üst kranyoservikal bölgede ekstansiyon hareketi oluşur. Retraksiyon hareketi esnasında da tam tersi bir durum söz konusudur; alt ile orta servikal bölgede ekstansiyon hareketi oluşurken ve bu bölge düzleşirken, üst kranyoservikal bölgede fleksiyon hareketi oluşmaktadır. Her iki harekette de orta ve alt servikal bölge, başın yer değiştirmesini takip eder. Başın bu hareketleri fizyolojik olarak normal yararlı hareketler olmasına rağmen, düzgün olmayan, yanlış postür ile de alakalı olabilirler. Protraksiyonda geçirilen uzun süreler, başın kronik olarak önde olmasına yol açarak, kranyoservikal bölgedeki ekstansör kaslarda gerilime neden olabilmektedir (3).

Kranyoservikal Bölgenin Horizontal Düzlem Kinematikleri

Aksiyal Rotasyon Osteokinematikleri

Baş ve boyunun aksiyal rotasyon hareketi, görme ve duyma için çok önemli bir harekettir. Servikal bölge her iki tarafa da yaklaşık 65° - 75° 'lik dönme hareketi yapabilmektedir ve bu yaşla birlikte değişmektedir. Şekil 9'da genç bir kişinin bir tarafa yaklaşık 90° 'lik aktif rotasyon hareketi görülmektedir ve total hareket açıklığı yaklaşık 180° 'dir. Gözlerin horizontal düzlemdeki 160° - 180° 'lik hareketleri ile birlikte görme alanı (gövde hareketi olmadan veya minimal gövde hareketi ile) 330° 'ye yaklaşır. Tabii ki bu geniş görme alanı, eklem hareket açıklığı ve bakış gibi değişik faktörlere bağlıdır (3).

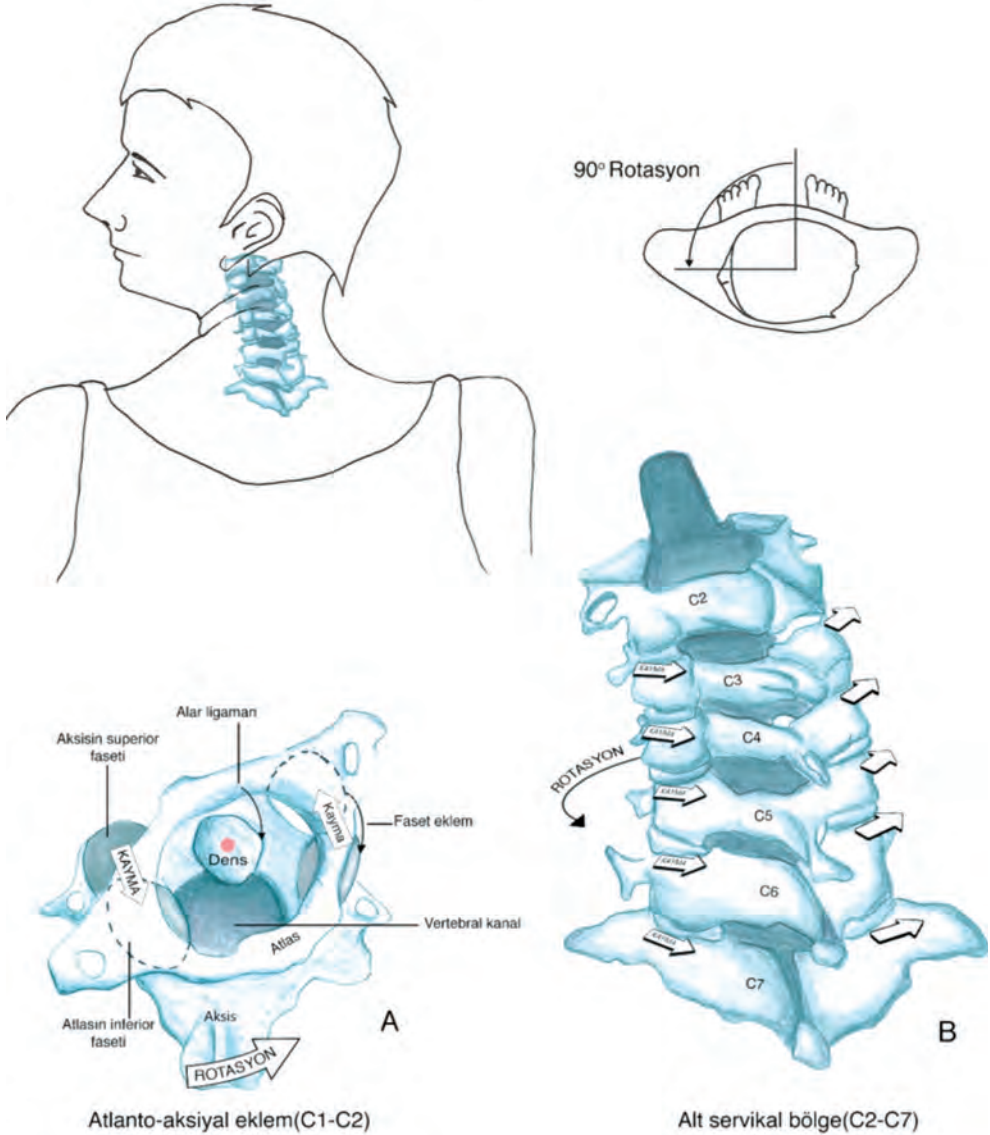
Kranyoservikal bölgedeki aksiyal rotasyonun yaklaşık yarısı atlanto-aksiyal eklem kompleksinde oluşur, kalan yarısı da C2-C7 segmentlerinde oluşur (24). Atlanto-oksipital eklem rotasyonu, atlasın superior artiküler fasetleri içindeki oksiput kondillerinin derin yerleşimli konumundan dolayı kısıtlanmıştır.

Aksiyal Rotasyon Artrokinematikleri

Atlanto-aksiyal Eklem

Atlanto-aksiyal eklem horizontal düzlem içindeki maksimal rotasyon hareketi için dizayn edilmiştir. Halka şeklindeki atlas transvers ligaman ile bağlı dens etrafında döner ve her iki yönde yaklaşık 35°-40°'lik aksiyal rotasyon ortaya çıkar (Şekil 9). Genel olarak atlasın düz

Servikal Bölge Aksiyal Rotasyon



Şekil 9. Servikal Bölge Aksiyal Rotasyon Kinematığı

inferior artiküler fasetleri aksisin geniş tabanlı superior artiküler fasetleri üzerinden kayma hareketi oluşur. Atlanto-okspital eklem limitli seviyede aksiyal rotasyona izin vermesinden dolayı kafatası, atlasın rotasyonunu takip eder. Atlanto-aksiyal eklemde fleksiyon-eks-tansiyon ve her iki tarafa rotasyon sırasında oluşan hareketin merkezi densin üzerindedir. C1-C2'deki rotasyonda, birleşik hareket olarak y ekseninde vertikal yönlü bir yer değiştirme ve birkaç derece anteroposterior yer değiştirme gerçekleşir (8). Atlasın anterior arki ve dens aksis arasındaki translasyon predental boşluk olarak adlandırılır. Çocuklarda 8 yaşına kadar 5 mm olabilen bu boşluk erişkinlerde 3 mm'den az olmalıdır.

Bu eklemde yer alan alar ligamanlardaki gerilim rotasyon hareketinde, hareketin karşı tarafında artar. Alar ligamanlardaki ve lateral faset eklem kapsüllerindeki gerilim ile boyun çevresindeki çoğu kaslar ile aksiyal rotasyon hareketi limitlenir (3).

İntervertebral ve Faset Eklem (C2-C7)

C2-C7 segmentlerinde oluşan rotasyon hareketi primer olarak, faset eklemdeki faset yüzeylerinin yerleşimleri tarafından yönlendirilir. Faset yüzeyleri horizontal ve frontal düzlemler arasında yaklaşık 45° açı ile yerleşmişlerdir. Rotasyon hareketi ile aynı taraftaki inferior fasetler, posteriora ve bir miktar da inferiora doğru kayma hareketi yaparlar. Rotasyon hareketi ile karşı tarafta bulunan inferior fasetler de anteriora ve bir miktar da posteriora doğru kayma hareketi yaparlar. Her iki tarafta da yaklaşık 30°-35°'lik aksiyal rotasyon hareketi oluşur ve atlanto-aksiyal eklemine izin verdiği hareket açıklığına neredeyse eşittir. En büyük rotasyon hareketi daha kraniyalde yer alan vertebralarda ortaya çıkmaktadır (3).

Servikal Bölgenin Frontal Düzlem Kinematikleri

Lateral Fleksiyon Osteokinematikleri

Servikal bölgenin tümünde her iki tarafa yaklaşık 35°-40°'lik lateral fleksiyon mevcuttur (Şekil 10). Bu hareketin en uç noktası, kulak ucunun omuz üst noktasına değdirilmeye çalışılmasıdır. Bu hareketin büyük kısmının C2-C7 segmentleri arasında oluşmasına karşın yaklaşık 5°'lik kısmı atlanto-okspital eklemde oluşabilir. Atlanto-aksiyal eklemdeki lateral fleksiyon hareketi göz ardı edilebilir (3).

Lateral Fleksiyon Artrokinematikleri

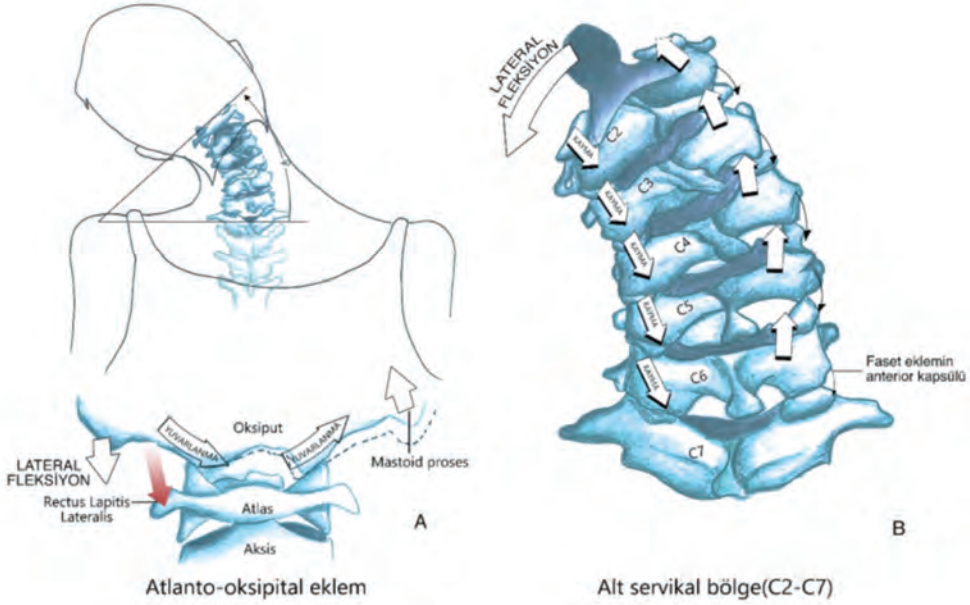
Atlanto-okspital Eklem

Oksiput kondillerinin, atlasın superior artiküler fasetleri üzerinde az miktarda bir taraftan diğer tarafa doğru yuvarlanma hareketi oluşur. Eklemdeki konkav-konveks ilişkisine dayalı olarak, oksiput kondillerinde kayma ve yuvarlanma ters yönde gerçekleşir. Aşırı lateral fleksiyon hareketi sırasında, hareket ile aynı taraftaki eklemde yaklaşma, karşı taraftaki eklemde ise ayrılma söz konusudur (3).

İntraservikal Eklem (C2-C7)

Şekil 10'da gösterildiği gibi, C2-C7 servikal vertebralarda lateral fleksiyon hareketi ile aynı taraftaki inferior artiküler fasetlerde inferiora ve hafif posteriora doğru kayma hareketi söz konusu iken, hareketin karşı yönündeki inferior artiküler fasetlerde superiora ve hafif anteriora doğru kayma hareketi söz konusudur (3). Lateral fleksiyon genellikle rotasyonla beraber olur

Servikal Bölge Lateral Fleksiyon



Şekil 10. Servikal Bölge Lateral Fleksiyon Kinematığı

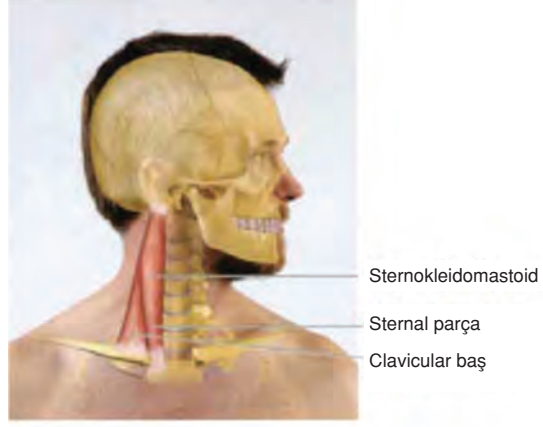
ve bu birleşik hareket olarak tanımlanır. Alt servikal bölgedeki birleşik hareket patterni ile örneğin sol lateral fleksiyon sırasında proses spinözler sağa, sağa lateral fleksiyonda ise sola doğru hareket ederler. C2'de oluşan her 3°'lik lateral fleksiyon için 2° birleşik aksiyal rotasyon ortaya çıkar. C7'de ise oluşan her 7,5°'lik lateral fleksiyon için 1° aksiyal rotasyon oluşur (8).

Servikal Bölgede Sık Görülen Patolojiler

Tortikolis

Tortikolis terimi Latince bükülmüş anlamına gelen "twisted" ve boyun anlamına gelen "collis" kelimelerinden türetilmiştir (25). Tortikolis sıklıkla etkilenmiş tarafta sternokleido-mastoid (SKM) kasının kısalması sonucu ipsilateral baş tiltinin, kontralateral yüz ve çene rotasyonunun görüldüğü kliniği tanımlamak için kullanılmaktadır (25). Tortikolis doğumsal ya da edinsel olabilir. Doğumsal tortikolisin en sık nedeni SKM kasının tek taraflı fibrozisine bağlı gelişen musküler tortikolistir. SKM kasında meydana gelen kanama, uterus içinde fetüsün anormal pozisyonu gibi çeşitli nedenler ileri sürülse de etiyojisi kesin olarak bilinmemektedir. Tortikolis tedavi edilmediğinde plagiosefali, hemifasiyal hipoplazi ve ileri yaşlarda

kompansatuvar skolyoza neden olabilmektedir. Doğumsal musküler tortikolisin tedavisi, aile bilgilendirmesi, masaj ve germe egzersizlerini içerir. Olguların %95'inde fizyoterapi ile düzelme sağlanır (26, 27). Konservatif tedaviye yanıt alınamayan olgularda ve 1 yaşından sonra saptanan tortikolis olgularında cerrahi tedavi önerilir. Fizyoterapinin başarı oranı, SKM kasının efektif gerilmesi ile oluşabilmektedir. Sternokleidomastoid kası (Şekil 11), sternumun superior kenarı (Sternal parça) ve klavikulanın medialinden (Klavikular baş) başlayıp, temporal kemiğin mastoid prosesine yapışır. Sternokleidomastoid kasına germe egzersizi olgunun kliniğine göre değişiklik gösterir. Kısa ve tonus artışı fazla olan olgularda başın rotasyonu ile bile gerilebilir. Örneğin sağ SKM kası için olgu sırt üstü yatar, fizyoterapist sağ elini olgunun oksiputuna, sol elini sternum ve klavikulanın superior bölgesine yerleştirir. Olgunun başını sağa doğru rotasyon yaptırır, özellikle SKM kasında nodül olan olgularda sadece rotasyon ile gerilme sağlanabilir (Şekil 12). Bir ileri aşamada ise fizyoterapist SKM kasının gevşemesini hisseder ve sağ eli ile oksiputtan traksiyon, sol eli ile klavikula üzerinden kaudal yönde itme uygular. Germe egzersizleri yukarıda anlatıldığı gibi pasif uygulanabilir. İleri yaştaki olgularda pasif germe ile birlikte tut-gevşe yöntemini tedaviye ilave edebilir. Bunun içinde sağ eli ile oksiputtan SKM kasını stabilize eder, sol eli ile klavikuladan tutar. Olgudan omzunu yukarı yönde çekmesini (SKM kasına izometrik kontraksiyon yaptırır) ister. 10 sn. (olgudan, olguya değişiklik gösterebilir) tutmasını ve ardından gevşemesini ister. Kasın gevşemesi ile germe egzersizini fizyoterapist tekrarlar. Bir ileri aşamada (kas boyunun uzaması ile yapılacak olan germe egzersizi ya da daha hafif kas kısalığı olan olgulardaki germe egzersizi) olgunun başı hafif yataktan sarkacak şekilde sırt üstü yatırılır. Sağ SKM için fizyoterapist sağ eli ile oksiputtan, sol eli ile klavikulanın superiorundan tutar. Olgunun başı hafif ekstansiyona, sol lateral fleksiyona ve



Şekil 11. Sternokleidomastoid kası. (Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 Sayfa 184, izinle basıldı.)

Ekstansiyona, sol lateral fleksiyona ve



Şekil 12. SKM kası rotasyon ile pasif germe

sağ rotasyon hareketi yaptırılır. Gerginlik hissedildiği noktada tutulur (Şekil 13). Gerekli ise yine oksiputtan traksiyon ve klavikulanın superiorundan kaudal yönde itme hareketi eklenebilir. Tonusu yüksek olan olgularda sırt üstü pozisyonda her iki el olgunun SKM kasına yerleştirilerek bilateral gerginlik değerlendirilebilir. Özellikle yapışma yerine yakın tonus artışlarında parmak uçları ile palpe edilen SKM kası yumuşak doku mobilizasyonu ile (parmak uçlarına yerleştirilen SKM kası aşağı-yukarı yönde hafif impulslarla gevşetilmesi) gevşeme sağlanabilir (Şekil 14). Edinsel tortikolisi de travmatik ve nontravmatik olarak 2 alt başlıkta toplanabilir. Tortikolise neden olan en sık travma atlanto-aksiyal eklemin rotatuvar dislokasyonu veya C2-C3

subluksasyonudur. Çocuklarda sık görülen atlanto-aksiyal eklemin rotatuvar dislokasyonu ağrıya sebep olur ve tanı sıklıkla gözden kaçır. Atlasın artiküler kitleleri aksis üzerinde yer değiştirmiştir. Bu olguların çoğunluğunda boyunluk ve medikal tedavi ile ilk 2 hafta içinde düzelme sağlanır. Bu sürede düzelme sağlanamayan olgulara ise traksiyon yapılmalıdır (28).

Whiplash (Kamçı) Yaralanması

Tanım olarak ilk kez 1982 de kullanılmıştır. Çoğunlukla araç kazalarında arkadan veya yandan çarpma sonucunda hızlanma-yavaşlama enerjisiyle ortaya çıkabilen, boynun hiperekstansiyonu takiben fleksiyonu sonucu ortaya çıkmaktadır (29). Kadınlardaki whiplash yaralanmasının erkeklere göre oranı 2-3 kat daha yüksek görünmektedir. Bunun nedenlerinden biri boyunlarının daha ince olması ve boyun çevresindeki kas stabilitesinin daha az olmasıdır. Servikal whiplash yaralanması sonrası en sık gözlenen belirti ve şikayetler boyun ağrısı ve hareket kısıtlılığı olup, servikal sendrom şeklinde adlandırılır (29, 30). Ay-



Şekil 13. SKM kasını boyun ekstansiyon hareketi ilave edilerek pasif germe egzersizi



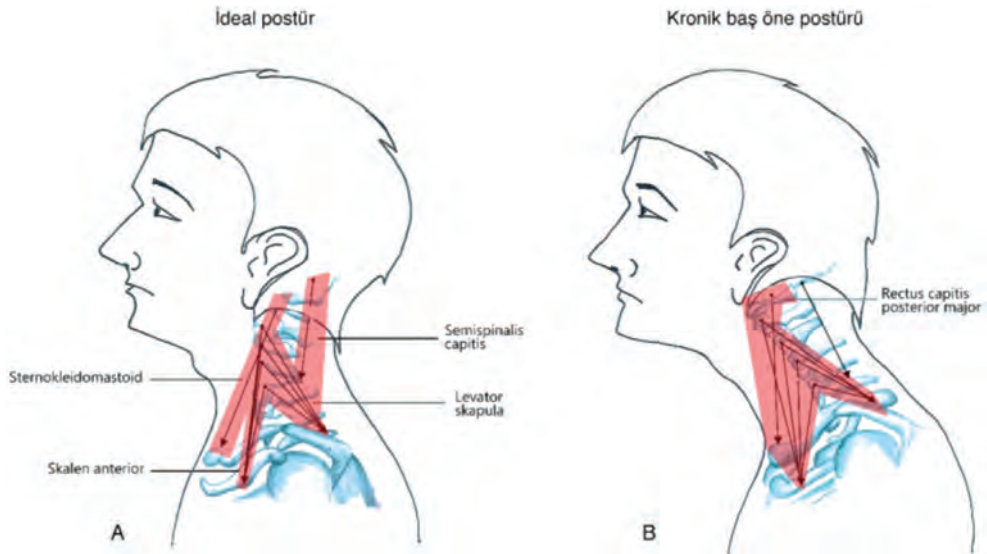
Şekil 14. SKM kası yumuşak doku mobilizasyonu

rica, hastalarda baş ağrısı, brakialji (her iki kola ya da bir kola uzanan ağrı), vertigo, yutma ve çiğneme problemleri, görüş bozukluğu veya koordinasyon bozulması gibi görme problemleri, yorgunluk ve enerjinin azalması, nöropsikolojik disfonksiyon, depresyon, irritabilite ve uyku bozuklukları şikayetleri olabilir (31).

Whiplash yaralanmasında beklenmeyen hiperekstansiyon hareketi ile birlikte anterior longitudinal ligaman ve başın rotasyon hareketinin de oluşması ile alar ligaman zarar görebilir. Ayrıca aşırı hiperekstansiyon hareketi ile fleksiyon yönündeki kaslarda (özellikle longus colli ve longus capitis) strain ve sonucunda gerginlik oluşur (31). Uzamış strain ile birlikte diğer kaslarda da (örneğin SKM ve Skalen anterior) spazm oluşabilir. Longus colli kasının spazmı ile birlikte lordoz azalır ve servikal bölgede düzleşme meydana gelebilir. Primer olarak üst trapez kasının aktif olduğu omuz silkme hareketini de ağırlı longus colli kası nedeni ile zorlukla gerçekleştirilir (3). Bu nedenledir ki ağrı, ligamanlardan, kaslardan, faset eklemlerden, diskler ve sinir köklerinden kaynaklanabilir. Tedavisinde etkili olabilmek için üst servikal omurların ve alt servikal omurların mobilitesine ayrı ayrı bakılmalıdır. Boyun ve omuz çevresinin detaylı palpasyonu ile tetik noktalar ve gergin bantlar belirlenmelidir. Tüm senaryolar göz önünde bulundurularak ve değerlendirmeler ışında tedavi programı belirlenmelidir.

Kronik Baş Öne Postürü ile İlişkili Kas Dengesizliği

Servikal bölge için ideal postür Şekil 15'de görülmektedir. Servikal bölge kaslarından herhangi birinde oluşan tonus artışı (spazm) servikal bölgede protraksiyona ve başın kronik öne postürüne sebep olmaktadır. Başın öne postürünün kronikleşmesi en az 2 farklı sebep ile açıklanabilir (3). İlki, boyunun aşırı hiperekstansiyonu ön bölgedeki, özellikle SKM, longus

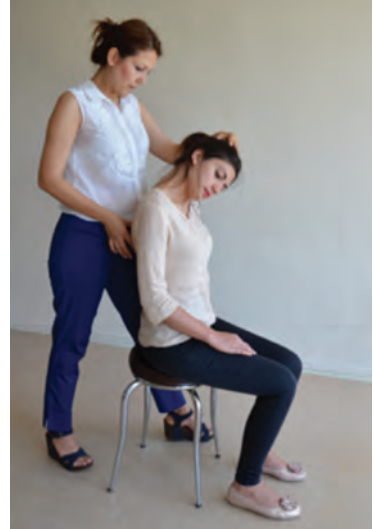


Şekil 15. İdeal baş postürü ve başın kronik öne postürü

colli ve skalen anterior kaslarına zarar verebilir. Zarar gören kaslarda spazm ve kas boyunun kısılması ile özellikle servikotorasik geçiş bölgesinde (C7-T1) aşırı fleksiyon hareketi ile sonuçlanır. Öne postür ile ilişkili kas dengesizliğinde SKM kasının sagittal düzlemdeki çekiç yönünün değişmesi ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. SKM kasının sternal parçası normal pozisyonunda sternoklavikular eklemin posterior kısmından çekiş gücü uygularken, başın öne postüründe sternoklavikular eklemin üzerinden oluşmaktadır. Başın kronik öne postürün ikinci nedeni ise, televizyon veya bilgisayar başında uzun kalma, başın kronik olarak önde olmasına yol açarak, ön boyun kaslarının kısılmasına sebep olur. Hangi sebeple olursa olsun, başın kronik öne postürü levator skapula, semispinalis kapitis gibi ekstansör kas gruplarına aşırı yüklenmeye sebep olur. Başın kronik öne postürünü Janda, Janda çapraz sendrom (Janda`s crossed syndromes) olarak tanımlamıştır ve kısılan ve zayıf kasları belirtmiştir (32, 33) (Tablo 4). Tedavisinin ana kuralı ise normal baş postürünü sağlamaktır. Spesifik manuel terapi teknikleri özellikle yumuşak doku mobilizasyonları, kısa kaslara self-germe egzersizleri (Şekil 16-18), motor öğrenme, kişiye özgü terapötik egzersizler, postürel farkındalık egzersizleri ve iş-ev yaşamındaki ergonomik düzenlemeler ile tedavisi başarılı sonuca ulaşır. Levator skapula kası, C1-C4 transvers proseslerinden başlar ve skapulanın medial kenarının superior kısmına yapışır. Self-germe egzersizi başın öne fleksiyonu, karşı tarafa lateral fleksiyon ve karşı tarafa rotasyon hareketi ile gerilir ve etkinliği artırmak için bir el ile başın mediolateralinden ve diğer el ile taburenin arkasından tutulabilir (Şekil 16). Üst trapez kası da öne fleksiyon, karşı tarafa lateral fleksiyon ve aynı tarafa rotasyon hareketi ile gerilir. Gerginliği arttırmak için hasta taburenin yan tarafından eli ile tutar, gövdesi ile lateral fleksiyon yapar ve diğer eli ile başının lateral kısmından tutabilir (Şekil 17). SKM kasının self-germe egzersizi içinde hasta başını ekstansiyon, karşı tarafa lateral fleksiyon, aynı tarafa rotasyon yaptırır (Şekil 18). Tüm self-germe egzersizlerinde öncelikle fizyoterapist komutları vermeli, gerekli yönlendirmeleri yapmalıdır. Hasta öğrendiği tüm self-germe egzersizlerini ayna karşısında yapar ve öğrenmesi daha kolay olur.



Şekil 16. Levator Skapula kası self-germe egzersizi



Şekil 17. Üst trapez kası self-germe egzersizi

TABLO 4. Janda Üst Çapraz sendromdaki Kısılan ve Zayıflayan Kaslar

Kısalmış ve spazmdaki kaslar	Zayıf kaslar
Üst trapez	Orta ve alt trapez
Levator skapula	Serratus anterior
Sternokleidomastoid	Rhomboidler
Pektoralis majör ve minör	Derin boyun fleksör kasları
Servikal bölgedeki erektör spina kası	

**Şekil 18.** SKM kası self-germe egzersizi

Kaynaklar

1. Kapandji I. Physiology of the Joints: The Trunk and the Vertebral Column: Volume 3: Churchill Livingstone Edinburgh; 1974.
2. Bogduk N, Mercer S. Biomechanics of the Cervical Spine. I: Normal kinematics. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon). 2000;15(9):633-48.
3. Neumann DA. Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation: Elsevier Health Sciences; 2013.
4. Benzel E, LA F. Omurga ve Omurilik Yaralanmasının Biyomekanik ve Spinal Stabilite. Zileli M, Özer F (Editörler) Omurilik ve Omurga Cerrahisi'nde.1:2.
5. Çağlı S. Orta ve Alt Servikal Omurga Biyomekanik (Online ed) [www.jtss.org/ index.Php/jtss/ article](http://www.jtss.org/index.php/jtss/article).
6. Levangie PK, Norkin CC. Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis: FA Davis; 2011.

7. Hertling D, Kessler RM. Management of Common Musculoskeletal Disorders: Physical Therapy Principles and Methods: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
8. Nordin M, Frankel VH. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
9. White AA, 3rd, Johnson RM, Panjabi MM, Southwick WO. Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine. *Clinical orthopaedics and related research*. 1975(109):85-96.
10. Özdinçler A.R. Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 .
11. Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. *Clinical biomechanics*. 2001;16(1):1-27.
12. Cramer GD, Darby SA. *Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord, and ANS: Elsevier Health Sciences*; 2013.
13. Panjabi M, Dvorak J, Crisco J, 3rd, Oda T, Hilibrand A, Grob D. Flexion, extension, and lateral bending of the upper cervical spine in response to alar ligament transections. *Journal of spinal disorders*. 1991;4(2):157-67.
14. Werne S. The possibilities of movement in the craniovertebral joints. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1959;28(3):165-73.
15. Lippert LS. *Clinical Kinesiology and Anatomy: FA Davis*; 2011.
16. Borenstein DG, Wiesel SW, Boden SD. Low back and neck pain. *Comprehensive Diagnosis and Management Philadelphia: Saunders*. 2004.
17. Palastanga N, Field D, Soames R. *Anatomy and Human Movement: Structure and Function: Elsevier Health Sciences*; 2006.
18. Inoue N, Espinoza Orías AA. Biomechanics of intervertebral disk degeneration. *Orthop Clin North Am*. 2011 Oct;42(4):487-99.
19. Kennedy C. *The Cervical Spine. Therapeutic Exercise: Moving Toward Function 2nd edn Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins*. 2005:582-609.
20. Dvorak J, Panjabi MM, Novotny JE, Antinnes JA. In vivo flexion/extension of the normal cervical spine. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 1991;9(6):828-34.
21. White AA, Panjabi MM. *Clinical Biomechanics of the Spine: Lippincott Philadelphia*; 1990.
22. Mercer S, Bogduk N. Intra-articular inclusions of the cervical synovial joints. *British journal of rheumatology*. 1993;32(8):705-10.
23. Ordway NR, Seymour RJ, Donelson RG, Hojnowski LS, Edwards WT. Cervical flexion, extension, protrusion, and retraction. A radiographic segmental analysis. *Spine*. 1999;24(3):240-7.
24. White AA, 3rd, Panjabi MM. The clinical biomechanics of scoliosis. *Clinical orthopaedics and related research*. 1976(118):100-12.
25. Tomczak KK, Rosman NP. Torticollis. *Journal of child neurology*. 2013;28(3):365-78.
26. Kaplan SL, Coulter C, Fetters L. Physical therapy management of congenital muscular torticollis: an evidence-based clinical practice guideline: from the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association. *Pediatric physical therapy : the official publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*. 2013;25(4):348-94.
27. Christensen C, Landsettler A, Antoszewski S, Ballard BB, Carey H, Pax Lowes L. Conservative management of congenital muscular torticollis: an evidence-based algorithm and preliminary treatment parameter recommendations. *Physical & occupational therapy in pediatrics*. 2013;33(4):453-66.
28. Ciftdemir M, Copuroglu C, Ozcan M, Ulusam AO, Yalniz E. Non-operative treatment in children and adolescents with atlantoaxial rotatory subluxation. *Balkan medical journal*. 2012;29(3):277-80.
29. Erbulut DU. Biomechanics of neck injuries resulting from rear-end vehicle collisions. *Turkish neurosurgery*. 2014;24(4):466-70.
30. Worsfold C. When range of motion is not enough: towards an evidence-based approach to medico-legal reporting in whiplash injury. *Journal of forensic and legal medicine*. 2014;25:95-9.

31. Michaleff ZA, Ferreira ML. Physiotherapy rehabilitation for whiplash associated disorder II: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *British journal of sports medicine*. 2012;46(9):662-3.
32. Moore MK. Upper crossed syndrome and its relationship to cervicogenic headache. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 2004;27(6):414-20.
33. Page P, Frank C, Lardner R. Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach: *Human Kinetics*; 2010.

Torakal Bölge Biyomekaniği

Yıldız Analay Akbaba

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

Giriş

Aksiyal iskelet, insana özgü bipedal postürü oluşturan ve insan vücudunun hareketliliğinde temel rol oynayan; kranioservikal bölge, vertebral kolon, sakroiliak eklem ve bunların çok sayıda artikülasyonlarından oluşan esnek bir kolondur (1).

Yeni doğanda omurga, C şeklinde fleksiyonda doğal bir eğrilikten ibaret olup torakal kifoz yapısı henüz oluşmamıştır (2). Kafa kontrolünün sağlanmasından sonra sagittal düzlemde ilk olarak servikal lordoz, ayakta durmaya başlanmasının ardından lomber lordoz gelişir. Sonunda sagittal düzlemde servikal ve lomber lordoz, torakal ve sakral kifoz oluşur. Genel olarak lordozdaki segmentler, kifozdaki segmentlere göre daha hareketlidir. Vücut esnekliği de bu dört eğriliğin, şok absorbe etme kapasitesine borçludur.

Toraksı kostalar, sternum ve torakal vertebralar oluşturur. Toraksın intratorasik organları korumak ve solunum mekaniğini sağlamak gibi temel görevleri vardır (3). Baş, servikal bölge ve üst ekstremitelerdeki yükün lumbopelvik bölgeye ve alt ekstremiteye dağılımını sağlar (2). Torakal omurga, servikal ve lumbal omurga arasındaki lokalizasyonundan dolayı kinematik zincirde kritik bir rol oynar ve omuz kavşağı, kalça, ayak, ayak bileği gibi vücudun diğer bölgelerinin fonksiyonunu da etkiler (4). Omurganın diğer bölgelerden farkı vücudun en büyük işlevsel birimi olması ve içinde 25 kemik ve onlarca eklem barındırmasıdır. 12 adet vertebradan oluşan torakal omurga, sternum ve kostalarla artikülasyonundan dolayı, yapısı ve fonksiyonu yönünden servikal ve lomber omurgadan farklıdır ve ventilasyonda kritik rol oynar (2, 4, 5).

Torakal bölge toraks, spinöz proses, faset eklemler ve vertebra gövdelerinin boyutundan dolayı vertebranın mekanik olarak en stabil ancak daha az hareketli bölümüdür (3).

Bu bölümde karmaşık olan torakal bölgenin anatomisinden ve biyomekaniğinden bahsedilerek okuyucular için bir rehber olması hedeflenecektir. Tüm ortopedik sorunlarda olduğu gibi, omurganın da mekanik sorunlarının tedavisinde temel mekanik özelliklerinin bilinmesi

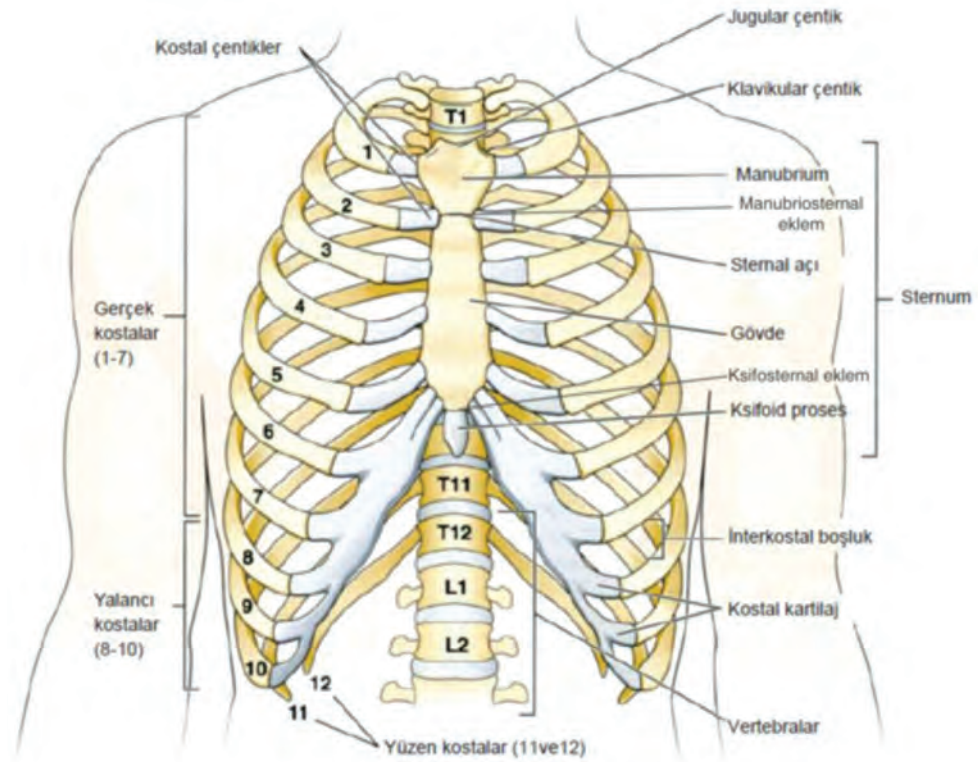
önemlidir. Okuyucular için önemli olan teorik bilgi mümkün olduğunca görselliğe dayanarak pratik bir şekilde verilmeye çalışılacaktır.

Torakal Bölge Anatomisi

Göğüs Kafesi (Toraks)

Toraks kalp, akciğerler ve diğer organları koruyan, ventilasyonda mekanik bir rol oynayarak fonksiyon yapan kapalı bir sistemdir (3). Vertebral kolon ve pektoral kuşağı stabilize eden, respiratuvar hareketleri sağlayan kaslara yapışma yüzeyi sağlar (1).

Toraks superiorda daha dar, antero-posterior yönde ise basıktır. Toraksın internal yüzü dışarıdan çeşitli yapılar tarafından kaplanır. Toraksı posterior-lateralde torakal vertebra, kostalar, interkostal kaslar ve membran kaplar. Anteriorda kostal kartilaj, sternum, interkostal kaslar ve membran; superiorda üst kostalar, klavikula, özofagus ve trakeayı çevreleyen servikal fasya ve servikal kaslar; inferiorda ise diafragma kası kaplamaktadır (Şekil 1) (6).



Şekil 1. Toraksın anteriordan görünümü ve artikulasyonları. (Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 Şekil 3-16 izinle basıldı.)

Toraksın Eklemleri:

1. Manubriosternal eklem
2. Sternokostal eklem (kostokondral ve kondrosternal eklem)
3. İnterkondral eklem
4. Kostokorporeal eklem
5. Kostotransvers eklem
6. Torasik intervertebral eklemlerdir.

Torakal Vertebra ların Bölümleri Ve Özellikleri**Gövde**

Torakal bölgedeki vertebra ların korpusları daha çok üçgen şekillidir ve kaudale doğru gittikçe kalınlıkları artar. İlk dört torakal vertebra daha çok servikal vertebra lara benzerken, son dört torakal vertebra ise daha çok lumbal bölgedeki vertebra lara benzemektedir (4). Torakal bölgede servikal vertebra lardan daha büyük, lumbal bölgedekilerden daha küçük olan korpus vertebra kompresyona karşı direnç gösterir (1, 3, 4) (Şekil 2).

Torakal vertebra korpuslarının dış yan kısımlarında kaput kosta ile eklemlenen fovea costalis superior/inferior adında iki eklem yüzeyi bulunur. Transvers proseslerin üzerinde de kostal tüberküllerle eklemlenen eklem yüzleri bulunmaktadır. Son iki torakal vertebra da bu eklem yüzleri yoktur.

Klinik Önemi: Ağırlık taşımaktır.

İntervertebral Foramen (Vertebral Kanal)

Torakal bölgede vertebral foramenler küçük ve yuvarlak özelliktedir. Vertebral foramenlerin oluşturduğu spinal kanal, diğer segmentlere oranla daha dardır. Torakal 4-6. vertebra lar seviyesinde ise en dar durumdadır (Şekil 2 A, D).

Vertebra gövdesinin posterioruna doğru lokalize olmuştur. Kanal pediküller ve lamina tarafından çevrilidir. Servikal bölgeye göre daha dardır.

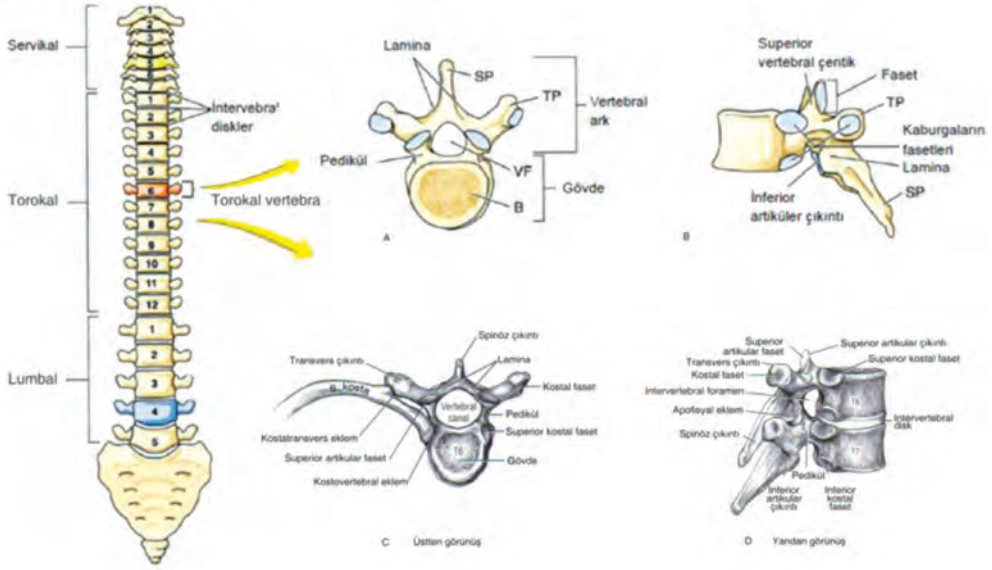
Torakal bölgede spinal kanalın genişliği koronal planda ortalama 17,2 mm, sagittal planda ise ortalama 16,8 mm'dir. Omurilik çapı, torakal bölgede koronal planda ortalama 8 mm, sagittal planda ise ortalama 6,5 mm'dir. Ancak omuriliğin en geniş, olduğu yer olan torakal 10. ve lumbal 1. vertebra ların arasında kalan bölgede omurilik çapı frontal planda ortalama 9,6 mm ve sagittal planda ise ortalama 8 mm ile spinal kanalın yarısını işgal eder. Bu yüzden, kırıkların en çok gözlemlendiği, omuriliğin kanama ve ödem ile daha çok sıkıştığı bu bölgede nörolojik bası ve komplikasyonlara daha sık rastlanmaktadır.

Klinik Önemi: Spinal sinir köklerinin vertebral kanaldan çıkış yoludur. Spinal kordu korur.

Spinöz Proses (Çıkıntı)

Torakal bölgede spinöz prosesler uzun ve aşağıya doğru eğik durumdadır (4). Komşu inferior vertebra nın spinöz prosesi ile üst üste gelmeye meyillidir. Özellikle torakal 5. ve 8. vertebra ların spinöz prosesleri tüm vertebra lar arasında en eğik olanlardır (Şekil 2c).

Klinik Önemi: Ekstansiyonu limitler. Kas ve ligamanların yapışma yerlerindedir.



Şekil 2. Torakal omurga ve vertebralar. TP (Transvers proses), VF (Vertebral foramen), B (Gövde) (Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 Şekil 3-14, 3-33 izninle basıldı.)

Transvers Proses

Anterior yüzde kostanın tüberkülü ile bir faset eklemlerle birleşir kostotransvers eklemi oluşturur (Şekil 2) (6).

Klinik Önemi: Kaslar, ligamanlar ve kostalar yapışır. Üst ve orta torasik kostotransvers eklemlerin şekli, rotasyonda kostanın hareketini sınırlar.

Atipik Torasik Vertebralar Ve Karakteristiği

Torakal bölgede torakal 1 ve torakal 9-12 arası 5 vertebra atipik olduğu düşünülmektedir (1, 4).

1. Torakal vertebra

1. Superior kostal fasetler, 1. kostanın başının tümü ile eklemleşmek için yuvarlaktır.
2. Üstteki eklem yüzü tam, alttaki eklem yüzü yarıdır. Üstteki eklem yüzü 1. kostanın başı, alttaki eklem yüzü ikinci kosta başının üst yarısı ile eklemleşir.
3. Spinöz prosesi horizontaldir ve C7 kadar uzun ve belirgindir.
4. Servikal bölgedekine benzer şekilde, korpus vertebraları transvers yönde daha uzundur.

9. Torakal vertebra

1. Inferior kostal faseti ve burada 10. kosta ile direkt eklemleşmesi yoktur.
2. Bazen korpus vertebranın alttaki eklem yüzü bir veya iki taraflı olmayabilir.

10. Torakal vertebra

1. Korpus vertebranın superiorunda tek ve tam eklem yüzü bulunur.
2. Inferior kostal faset bulunmaz ve burada 11. kosta ile direkt eklemleşmesi yoktur.

11. Torakal vertebra

1. Sadece 11. kostanın başı ile eklenleşir.
2. Transvers proses kısa ve yataydır ve kosta tuberkülü için artikular faseti yoktur.
3. Korpus vertebradaki tek ve tam eklem yüzü diğerlerinden daha büyük ve daha arkada bulunur.
4. Korpus vertebra lumbal vertebrada olduğu gibi büyüktür.

12. Torakal vertebra

1. 12. kosta sadece 2 kostal fasete sahiptir.
2. Korpus, transvers proses, spinöz proses ve inferior fasetler lumbal vertebraya benzerdir.

İntervertebral Disk

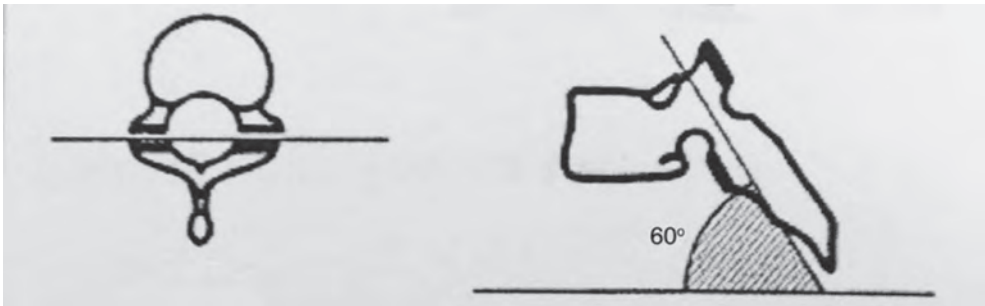
Torakal bölgenin disk yapısı servikal bölgenin disk yapısına adapte olmuştur (2). Disk dejenerasyon oldukça elastisitesi ve yük taşıma kapasitesi azalır ve travmalara karşı daha hassas hale gelir (20). Disklerin omurga hareketini sınırlamada etkisi vardır. Radikal diskektomi yapıldığında eklem hareket açıklığında ciddi artış olduğu gözlenmiştir (7).

Bu bölgede yukarıdan aşağıya doğru disk boyutu artmakla beraber, disk yüksekliği diğer bölgelere göre daha düz (birbirine paralel) ve daha azdır (2, 6, 8) (Şekil 4C). Bu durum esnekliğin de daha az olmasına neden olmaktadır (8). Diskin boyutu yüksekliğinden daha fazladır. Bu durum çevresel gerilmeleri azaltır. Disk yüksekliğinin kişinin boyuna olan oranı 1/5'dir (2). Rölatif olarak nükleus pulposus daha küçüktür (2). Vertebra yüklenme sırasında nükleus pulposus hareket eder ve basıncın eşit şekilde yayılmasını sağlar. Basıncın altında disk içi basınç, dıştan uygulanan kuvvetin 1,5 katına çıkar (8).

Klinik Önemi: Şok absorbe etmektir.

Faset (Zygapophyseal) Eklemler

Faset eklemlerin oryantasyonu toraksın bölgesine bağlıdır. Torakal bölgede fasetler transvers düzlemde 60°, sagittal düzlemde 20°'lik açı yapar (8) (Şekil 3). Faset eklemlerin bu yerleşimi sayesinde torakal bölgede lateral fleksiyon rotasyon ve bir miktar fleksiyon ve ekstansiyon hareketi oluşur. Eklem aralığı dar olduğundan kayma hareketi çok kısıtlıdır; böylece vertebra'nın



Şekil 3. Torakal bölgedeki faset eklemlerin yerleşimi.

esnekliğini kısıtlayıp stabiliteyi arttırmaları. Hareket açıklığı vertebranın her seviyesindeki faset eklemlerin oryantasyonuna göre değişmektedir. Bu sınırlı hareket aynı zamanda göğüs içi organların olumsuz etkilenmesini de engeller (1). Fasetler aynı zamanda yük taşımaya yardımcı olur. Bu yük vücut duruşuna göre değişiklik göstermekle birlikte, fasetler hiperekstansiyon sırasında toplam yükün %30'una taşıyabilirler. Fasetler çıkarıldığında veya spondilolistezis gibi durumlarda, bu yükler anterior longitudinal ligaman ve anulusa biner (8).

Torakal vertebraların transvers prosesler ve vertebra gövdesi üzerinde fazladan fasetleri vardır, bu fasetler kostalarla eklem yapar (6). Torakal 1, 11 ve 12. vertebralar hariç, vertebral gövdenin superior ve inferior yüzünün posterolateral köşelerinde oval demi-faset bulunur.

Torakal vertebranın kosta boynunda konveks tüberküle uyan üst ve orta fasetleri (T1-T6) konkavdır. Alt torakal bölgede (T7-T10) fasetler planardır. Alt torakal bölgedeki kostotransvers eklemlerin şekli, toraksın hareketine ve respirasyon sırasında kostada daha büyük hareket oluşmasına izin verir.

Klinik Önemi: Mobilitiyi sınırlar. Kostovertebral eklemdaki demifasetler sayesinde kostanın başı ile eklem yapar. Kostovertebral eklemin gelişimi adolesan çağın erken dönemlerine kadar uzadığından, bu dönemde toraksın fleksibilitesine katkıda bulunur (20).

Torakal Vertebranın Bağ, Eklem ve Kapsülleri

Vertebrada, vertebra korpusları arasındaki amfiartrodial eklemler ve vertebral arkuslar arasındaki diartrodial eklemler olmak üzere iki tip eklem bulunur. Vertebra korpusları arasındaki amfiartrodial eklemler, her komşu vertebra çifti arasında az miktarda harekete izin verir. Ancak, iki vertebra arasında oluşan bu küçük hareketlerin toplamı göz önüne alındığında, omurganın oldukça hareketli bir kolon olduğu söylenebilir. Korpuslar arasındaki amfiartrodial eklemlerin ligamanları, anterior longitudinal ligaman, posterior longitudinal ligaman ve intervertebral fibrokartilajlardır.

Eklem kapsülleri, servikal bölgede torakal ve lumbal bölgeye oranla daha gevşek ve incedir. Vertebral arkusta bulunan artiküler proseslere tutunarak sinoviyal birer eklem olan faset eklemleri kuşatırlar. Vertebraların gövdeleri arasında, intervertebral disk aracılığı ile oluşan yarı oynar tip eklemlere simfizis denmektedir (3).

- *Eksternal interkostal membran;* eksternal interkostal kasın ön tarafa devamı şeklinde uzanır (12).

- *İnternal interkostal membran;* internal interkostal kasın arka tarafa devamı şeklinde uzanıp iki komşu kostayı birbirine bağlar (1).

Klinik Önemi: Eksternal ve internal interkostal membran iki komşu kostayı birbirine bağlar.

- *Apofizyal eklemlerin kapsülleri;* her apofizyal eklemin kenarına yapışır. Nötrale yakın pozisyonda gevşekken diğer bütün pozisyonlarda gergin olur.

Klinik Önemi: Apofizyal eklemleri güçlendirir.

- *Anterior longitudinal ligaman;* oksipital kemiğin faringeal tüberkülü ile atlasla tutunarak başlar ve vertebral kolonun anterioru boyunca kaudale doğru gittikçe genişleyerek devam eder ve sakrumun ön, üst yüzüne dağılarak sonlanır. Bu bağ intervertebral disklerin anterior kısmını destekler ve fleksiyonda gevşer (Şekil 4A) (1, 3, 6, 9).

Klinik Önemi: Vertebranın aşırı ekstansiyonunu veya servikal ve lumbal bölgedeki aşırı lordozu limitler.

- *Posterior longitudinal ligaman;* oksipital kemiğin foramen magnumunun arka kenarına tutunarak başlar, spinal kanalın arka duvarı boyunca kaudale uzanır ve sakruma tutunarak sonlanır. Posterior longitudinal ligaman lumbal seviyede sabit bir yapı olarak yer alır. Disklerin üzerinde yanlara doğru yayılarak anuluslara karışır. Posterior longitudinal ligaman duyusal ve proprioseptif sinir liflerinden zengin bir yapıdır. Bu özelliği ile adeta pozisyonu kontrol eden bir uyarı sistemi gibidir.

Klinik Önemi: Vertebraların aşırı fleksiyonunu engeller ve intervertebral disklerin posterior kısmını destekler (Şekil 4A) (1, 6, 10).

- *Superior/lateral kostotransvers ligaman;* kosta ve vertebranın transvers prosesi arasındaki kısa ve kuvvetli bağlardır (1).

- *Ligamentum flavum (flava);* Atlasan başlayıp S1'e kadar arkus vertebralar arasında laminaları birbirine bağlayan, segmental olarak uzanan elastik liflerdir (Şekil 4B). Kraniyaldeki laminanın anterior yüzeyinden orijin alarak başlar ve kaudaldeki laminanın posterior yüzünde son bulur (4,16). Histolojik olarak %80 elastin, %20 kollajen içerir ve içerdiği elastik lifler yüzünden "sarı ligaman" olarak bilinirler.

Klinik Önemi: Dik duruşta arkus vertebraları birbirine yaklaştırarak, öne fleksiyon sırasında ise birbirinden uzaklaşmasını engelleyerek postürün korunmasında etkilidir (6).

- *İnterspinöz ligaman;* ventralde ligamentum flavuma, dorsalde ise supraspinal ligamana karşı olarak sonlanan ince, membranöz yapılardır (4, 6) (Şekil 4B).

Klinik Önemi: Vertebraların komşu spinöz proseslerini birbirine bağlar.

- *Supraspinöz ligaman;* servikal 7. vertebradan, sakral 1. vertebraya kadar interspinal ligamanın arkasında uzanan güçlü, fibröz bir banttır (Şekil 4B) (1). Kranial yönde, servikal 7. vertebranın spinöz prosesinden eksternal oksipital prosese dek uzanarak ligamentum nuchae adını alır.

Klinik Önemi: Spinöz proseslerin uçlarını birbirine bağlar (6).

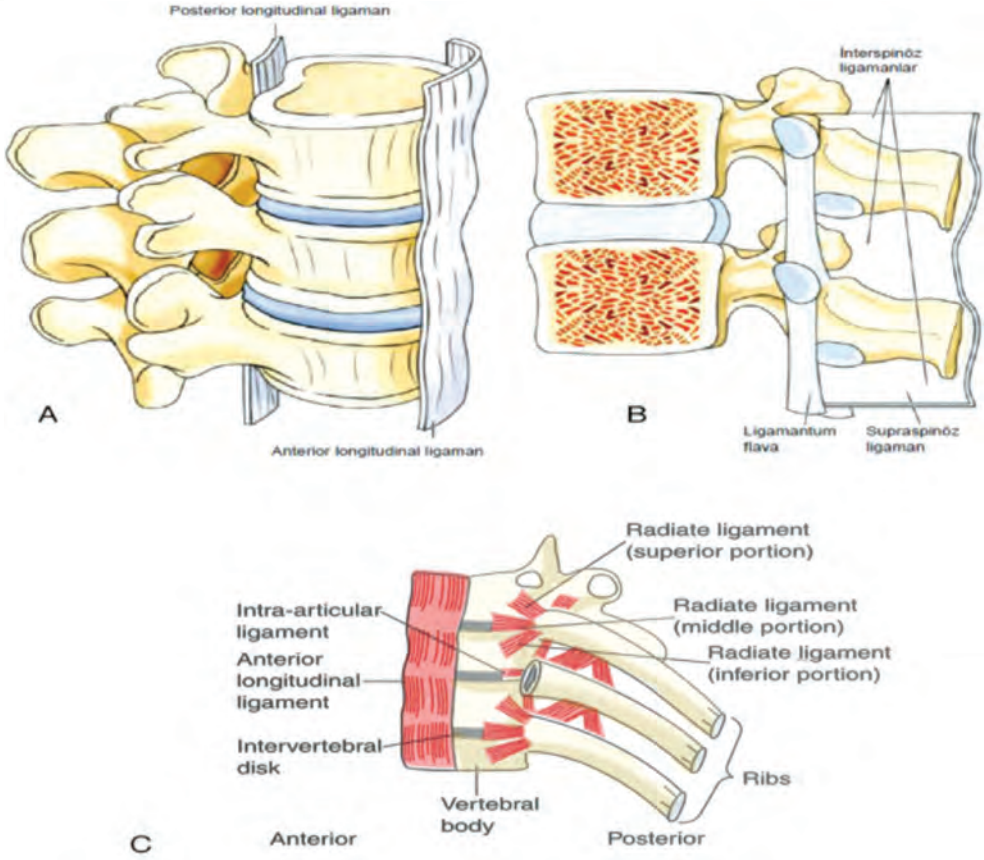
Vücutun öne fleksiyonu sırasında anterior longitudinal ligaman gevşerken; posterior longitudinal ligaman, ligamentum flavum, supraspinal ligaman ve interspinal ligamanlar gerilir. Ekstansiyon sırasında ise anterior longitudinal ligaman gerilir ve disklerin arka bölümleri baskı altında kalır. Rotasyon ve lateral fleksiyon sırasında ise disklerin eğilen tarafları basıya uğrar (1).

- *İntertransvers ligaman;* komşu iki vertebranın transvers prosesleri arasında yer alır. Servikal ve lumbal bölgede ince ve zayıf yapıya sahipken, torakal bölgede derin sırt kaslarının yapısına karışan bağlardır.

Klinik Önemi: Vertebral kolonun aşırı kontralateral fleksiyonunu, zayıf oranda da öne fleksiyonu engeller (1, 3, 9).

- *İntraartikular sternocostal ligaman;* ikinci kıkırdak kostanın manubrium sterni ve korpus sterniye arasındaki eklem boşluğuna tutunmasını sağlayan ligamandır (1).

Klinik Önemi: İkinci kıkırdak kostanın sternuma tutunmasını sağlar.



Şekil 4. Vertebral kolonun ligamanları (Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 Şekil 3-33 iznle basıldı.)

- **Radiat sternokostal ligaman;** ilk altı kostosternal eklem ön ve arka yüzlerinden sternuma bu bağ ile bağlanır ve sternumun ön yüzündeki membrana sterni ile devamlılık gösterirler (1).
- **Kostoksifoid ligaman;** 6. ve 7. kıkırdak kostaların ön ve arka yüzleri ile ksifoid proses arasındaki bağıdır (1).
- **Superior/orta/inferior radiat ligaman;** Kostovertebral eklemliğin sağlamlılığı açısından radiate ligamanın superior, orta ve inferior olmak üzere üç parçası vardır. Radiate ligamanın superior ve inferior bölümü, vertebra gövdesine ve kapsüler ligamana yapışır. Orta bölümü ise intervertebral diske yapışır (4, 6) (Şekil 4C).

Sternum

Torakal bölgenin benzersiz özelliklerinden biridir. Orta hatta, göğüs kafesinin anteriorunda yer alır. Yukarıdan aşağıya sırayla manubrium, korpus ve ksifoid prosesin birleşiminden oluşmuştur (6) (Şekil 1).

Manubrium, sternumun en geniş parçasıdır. Manubrium sterninin üst sınırının merkezinde suprasternal çentik (notch) ve her bir lateral yüzünde klavikular çentik (insisura clavicularis) lokalizedir (4, 11). Klavikular çentikler sternoklaviküler eklemi oluşturmak için klavikularlara artikülasyon yüzeyi sağlayan çöküntülerdir (6).

Manubrium sterni; hem klavikula hem de kostal çentiklerde 1 ve 2. kıkırdak kosta ile eklem yapar, torakal vertebradaki izdüşümü T3 ve T4 seviyesindedir (4, 11). Ksifoid prosesin kostalarla eklemleşmesi yoktur. Hyalin kıkırdaktan oluşup, erişkin dönemde distal kısmı kemikleşir (11).

Sternumun gövdesi manubriumun inferior yüzü ile eklem yapar. Bu eklemde sternal açı olarak tariflenen hafif bir elevasyon hissedilebilir. Sternumun gövdesi ile 2.-7. kostaların kartilajı kostal çentiklerde eklem yapar. Sternumun en alt parçası diyafram ve rektus abdominusun yapıştığı ksifoid prostestir. İkinci kostal kartilaj bu noktada sternumla eklem yaptığından sternal açı önemli bir işaretçidir. Bu noktadan aşağıya doğru kostalar ve interkostal boşluklar kolaylıkla sayılabilir (6).

Sternumun osteolojik özellikleri; manubrium, jugular notch, sternoklavikular eklemlerin klavikular fasetleri, gövde, sternokostal eklemlerin kostal fasetleri, ksifoid prostestir (3).

İntrasternal eklemleri manubriosternal eklem ve ksifosternal eklem (3) (Şekil 1).

Sternumun Eklemleri

- *Simfizis manubriosternalis*; korpus sterni; proksimalde simfizis manubriosternalis ile manubrium sterniyle, distalde simfizis ksifosternalis ile ksifoid proses ile, lateralde ise 3-7. kıkırdak kostalar ile eklem yapar (Şekil 1) (6, 11). Korpus sterninin manubrium sterni ile birleştiği bölgede bir açı oluşur. Bu açı (Louis) sternumun anterior yüzünde bir proses şeklinde olabilir ve angulus sterni adını alır. Angulus sterninin yeri, 2. kıkırdak kostanın (kostal kartilaj) hizasına ve T4-T5 izdüşümüne denk gelmektedir (11). Simfizis manubriosternalis, solunum sırasında çok az hareket eder (11).

Klinik önemi: Korpus sterni ile manubrium sterniyi birleştirir.

- *Ksifosternal sinkondroz (eklem)*; ksifoid proses, korpus sterni ile sinkondroz sayesinde eklem yapar ve bu eklem T9'un korpusunun hizasında yerleşmiştir (6, 11) (Şekil 1).

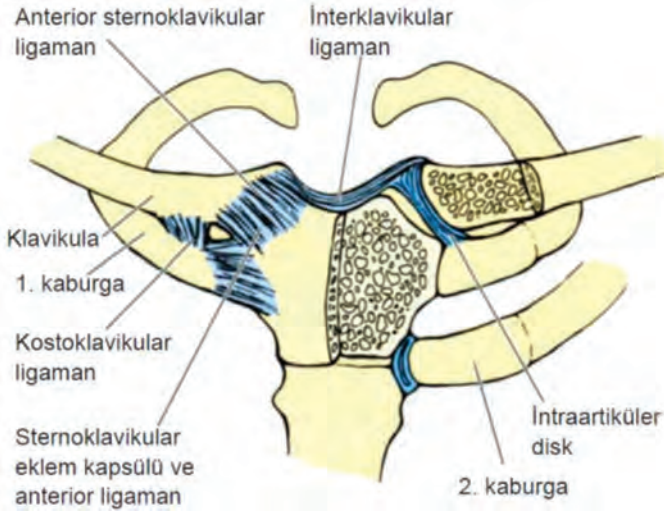
Klinik önemi: Korpus sterni ile ksifoid proses birleştirir.

- *Sternoklavikular eklem*; klavikulanın sternal ucundaki artikular sternal yüzey ile manubrium sternideki insisura klavikularis arasındaki eklem (6) (Şekil 5). Bu eklem yüzeylerinin birbirine uyumunu sağlamak için arada diskus artikularis bulunur (1). Bu diskin alt ucu 1. kostaya yapışır. Diskus artikularis, kola darbe geldiğinde klavikulanın medial dislokasyonunu önleyerek, bu bölgede yaralanma olasılığını azaltır (1). Bu yüzden klavikulanın kırılması ya da akromioklavikular eklem dislokasyonu daha yaygın olarak görülür. Ayrıca bu disk sayesinde eklem geniş bir hareket açıklığı kazanır (6).

Klinik önemi: Klavikula ve manubrium sterniyi birleştirir.

Sternoklavikular eklem sagittal eksende elevasyon/depresyon, vertikal eksende anterior/posterior yer değiştirme, klavikula uzun eksen üzerinde rotasyon, klavikula skapula ile beraber superior/inferiora, anterior/posteriora hareket eder ve sagittal eksen etrafında rotasyon hareketi vardır.

Sternoklavikular eklem hareketi, eklemleri direkt olarak hareket ettiren kaslar olmadığından pasiftir. Skapulayı hareket ettiren kaslar bu eklemleri de indirekt olarak hareket ettirdiğinden bu eklemlerin değerlendirilmesi omuz eklemleri ile birlikte yapılmalıdır (6).



Şekil 5. Sternoklavikular eklem. (Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 Şekil 3-36 izinin basıldı.)

Sternoklavikular Eklem Bağları

Her ligaman bağlantı noktasına göre adlandırıldığından, ligamanların bağlantıları isimlerinden anlaşılmaktadır (1, 6) (Şekil 5).

1. *Anterior/posterior sternoklavikular ligaman*; sternoklavikular eklemi önden ve arkadan destekler.
2. *Kostoklavikular ligaman*; 1. kıkırdak kostadan eklemeye uzanıp, eklemi alttan destekleyen bağıdır.
3. *İnterklavikular ligaman*; jugular çentik üzerinde bulunup, her iki taraftaki eklem kapsülüne doğru uzanır.

Kostalar

Omurgada torakal bölgeyi, diğer bölgelerden ayıran en önemli fark 12 kosta ve onların artikülasyonlarıdır (4).

Kostaların görevleri; travmaya karşı kalbi, akciğerleri ve büyük damarları korumak, iskelet ve respiratör kaslar için yapışma yeri sağlamak, postural dizilimi ve ekstremitelerdeki fonksiyonlarını kolaylaştırmaktır (4).

Her kostanın başı (kaput kosta), boynu (kollum kosta), gövdesi (korpus kosta) ve angulus kosta adı verilen bölümleri vardır (4, 11). Kostaların korpuslarının alt taraflarının keskin, ince bir yapısı vardır ve interkostal damar ve sinirin geçmesi için sulcus kostaya sahiptir. Korpus kosta ince, yassıdır ve öne doğru angulus kosta adı verilen keskin bir kavisi yapar. Kollum kosta, kaput ve tuberkulum kosta arasındadır. Kollum ve korpus kostanın birleştiği yerde bulunan prosese tuberkulum kosta denir (11).

Kostal kartilajlar (kıkırdak kostalar) hyalin kıkırdaktan oluşur ve kostaların dolayısıyla toraks duvarının mobilitesini büyük oranda artırırlar (4, 11).

İlk 7 çift kosta, kostal kartilajları sayesinde sternumla doğrudan eklem yapar ve gerçek kosta olarak adlandırılır (kosta vera) (4, 11). 8-10 arası kıkırdak kostalar, ortak bir kıkırdak

yapı ile yedinci kıkırdak kostaya tutunarak syndesmosis tipi eklem oluştururlar. Bu kostalar, sternuma direkt olarak tutunmadığından, yalancı kosta (kosta spuriae) olarak adlandırılırlar ve aşağıya indikçe bu kostaların uzunlukları azalarak arkus kostalis denilen kavisi oluştururlar (1, 4, 11). 1. kostadan 7. kostaya doğru kıkırdak ve kemik kostaların uzunlukları giderek artar (1). 11 ve 12. kostalar sternum veya kostal kartilaja yapışmayıp, karın kasları içinde sonlandıklarından kosta fluctuantes (yüzen kosta) olarak tanımlanırlar (4, 11).

1., 9.-12. kostalar atipik kosta olarak bilinirler (2). Tipik olan kostalar uzun, yay şeklinde ve yassıdır (11). Tipik kosta başlarının, art arda gelen vertebra ile eklem yapabilmeleri için üst ve altta 2 demifacet artikular (kostavertebral ekleme) yüzeyi bulunur (4, 11). Ayrıca güçlü bir ligamentöz yapışma ile intervertebral diskin anulusuna nüfus ederler (4, 6) (Şekil 4C). Vertebraanın transvers prosesi ile kostanın tuberkülü kostotransverse eklem yüzeyi ile bağlanır (4).

1. kıkırdak kosta ile manubrium sterniyle synchondrosis tipi eklem yapar. Diğerlerine göre daha kısa ve daha sağlamdır. Eklem boşluğu ve sinovyal membranı yoktur, bu nedenle rijittir (1, 11). Atipik olan 1. kosta, klavikulanın altında bulunduğundan palpe edilemez. Kosta başında bulunan tek eklem yüzü 1. vertebra ile eklenişir (1).

2. kıkırdak kosta hem manubrium hem de korpus sterniye tutunur (1, 11).

10. kostanın kaput kostasındaki eklem yüzü tektir (1).

11., 12. kostanın ekstremitas sternalisleri diğerlerine oranla daha sivridir. Kollum ve tuberkulum kostaları oluşmamıştır. 12. kostada sulcus ve angulus kosta yapıları yoktur (1).

2-7. kıkırdak kostalar sternum ile sinovyal eklem oluştururlar ve hareketlidirler (11). 6.-10. kıkırdak kostalar birbirleri ile küçük sinovyal eklemler yaparlar. Kaput kosta ve tuberkulum kostanın eklenişmeleri sayesinde, solunum sırasında kostaların hareket etmesi sağlanmış olur. İspirasyon sırasında kostalar yukarı doğru hareket ederek göğüs kafesini genişletir (1). Yaşla birlikte elastikyetlerinde azalma yönünde eğilim olur. Kostaların yukarı, aşağı hareketi ile her bir kostaya ait kollum kosta kendi eksenine etrafında döner (11).

1, 10, 11 ve 12. kostalar kendi seviyelerindeki korpus vertebra ile 2-9. kostalar ise hem kendi düzeylerindeki hem de bir üstteki vertebranın korpusu ile sinovyal eklem yaparlar (11). Bu eklem ligaman capitatis kosta radiatum denen bağlarla güçlendirilmiştir (1).

Her kostanın diğerlerinden biraz farklı olan bir açıklığı ve hareket yönü vardır. İlk iki kosta, manubriumla sıkı bir bağ yaptıklarından bir birim gibi ileri ve yukarıya hareket ederler. Hareket, manubriumda meydana gelen yükselme ile kostaların başlarında meydana gelir. 3-7 kostalarda tipik bir kova sapı hareketi vardır (Şekil 12B). Yalancı kostaların ön uçları elevasyon becerisine sahiptir; bu ön uçlar torasik kavitenin transvers çapını arttırmak için laterale ve posteriora hareket meydana gelir (6).

6 veya 7. kostaların üstündeki kostotransvers artikülasyonların uzun aksisinde kosta boyununun rotasyonu meydana gelir. 7 veya 8. kostadan 10. kostaya kadar kostotransvers artikülasyonlarda kayma (gliding) meydana gelir. Manubriosternal eklemde menteşe tipi hareket oluşur (4).

6-8 arası kostalarda bazı durumlarda da 9 ve 10. interkondral eklemlerde yaşamın ileriki dönemlerinde fibröz ve donmadan (fuse) dolayı hareket miktarı küçülür (4).

Kostaların ve kıkırdak kostaların sayılabilmeleri için ya angulus sterniden (ikinci kıkırdak kosta) ya da 12. kostadan yukarıya doğru saymak gerekir (4, 11). 12. kostayı palpe etmek zor olduğundan yukarıdan aşağıya doğru sayma yöntemi tercih edilmelidir (11). 3-9 arası kostalar tipik olarak düşünülürken 1,2 ve 10-12. kostalar atipik olarak düşünülmektedir.

Kostalardaki kavis anterior ve posteriordan gelen kuvvetlere karşı direnç sağlar. Ayrıca bası sonrası eski haline gelir. Genişlemiş toraks yüklerine ve darbelere karşı daha dirençlidir (8).

Kosta Ve Kıkırdak Kostaların Eklemeleri

Torakal vertebra segmentini ve kosta eklemine, çok sayıda ligaman stabilize eder (Şekil 4) (4).
 - *Ligamentum capitis kosta*; kaput kosta ve vertebra gövdesi arasında oluşan eklemdir. Kostaların eklem yüzü ikiye ayrıldığından aynı kosta üstteki vertebranın fovea kostalis inferior ve alttaki vertebranın fovea kostalis superioru ile eklem yapar (1).

- *Kostotransverse eklem*; tüberkülüm kosta üzerindeki eklem yüzü sayesinde aynı seviyedeki vertebranın transvers procesi arasında oluşan bir eklemdir (11). 11. ve 12. kotalarda tuberkülüm kosta olmadığından, son iki kostada bu eklem bulunmaz (1).

- *İnterkondral eklem*; kıkırdak kostalar arasında bulunur. Eklem kapsülünün perikondrium ile yaptığı bir eklemdir. Bu eklem ön ve arka taraflarındaki bağlar aracılığı ile güçlendirilmiştir (1).

- *Kostakondral eklem*; kemik ve kıkırdak kostaların birleşim yerleri arasında, kartilajöz yapıdaki eklemlerdir. Eklem üstü periosteum tarafından örtüldüğünden kemik ve kıkırdak kostanın arasında boşluk bulunmaz. Bu nedenle hareket etmezler (1, 11).

- *Sternokostal eklem*; ilk 7 çift kosta, kostal kartilajları sayesinde sternumla eklem yaparlar. Bu eklemlerin kapsülü perikondrium ile yer değiştirerek, sternumun periosteumu ile devam eder (1, 11).

Kostovertebral Eklem Hareketleri

Göğüs kafesi ligaman, kas ve zarlarıyla bir bütün olarak hareket etmektedir. *Articulatio capitis kosta* ve *kostotransvers eklem* tek bir eklem gibi hareket ederler. Bu tek eklem pivotu kollum kostadan geçer. 2.-6. kostaların sternal uçları rotasyon benzeri bir hareket yaparak, göğüs kafesinin ön-arka çapını genişletirler (tulumba kolu hareketi) (Şekil 12A). 7.-10. Kostalarda *angulus kostanın* alçaldığı veya yükseldiği (kova sapı hareketi) (Şekil 12B) görülmektedir. Her inspirasyonda göğüs kafesinin üst bölümü öne, alt bölümü yanlara doğru genişler (Şekil 12). 4.-8. kostalar hizasında göğüs kafesinin genişliği en fazladır (1, 3, 6).

İnterkostal Aralık

İnterkostalis externi/interni, *transverse thoracic* isimli üç solunum kası bu aralıkta bulunur (11). Orta ve derin kas tabakası arasında, yukardan aşağıya doğru sırası ile interkostal ven, arter ve sinir bulunmaktadır.

Akromioklavikular Eklem

Skapulanın akromiyal prosesindeki *facies articularis acromialis* ile klavikulanın *extremitas akromialis* üzerinde bulunan eklemdir. *Sternoklavikular eklemde* olduğu gibi, eklem boşluğunda *intraartiküler disk* bulunur (1) (Şekil 5).

Akromioklavikular Eklem Bağları

- *Akromioklavikular ligaman*; akromioklavikular eklem kapsülünü üstten ve alttan destekleyen bağıdır.

- *Korakoklavikular ligaman*; trapezoideum ve conoideum ligaman olmak üzere iki bölümden oluşur.

Klinik önemi: Klavikula ve korokoid prosesi birbirine bağladığından, akromioklavikular eklemi dolaylı yoldan etkileyip stabilizasyona yardımcı olan bir bağdır. Üst ekstremiteye binen yükün klavikula ve skapula tarafından taşınmasına yardım eder (1).

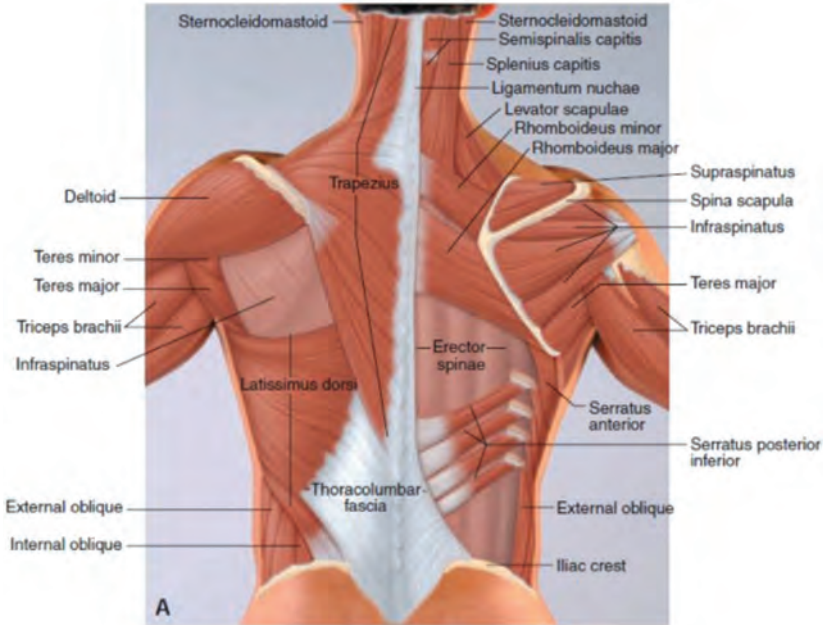
Akromioklavikular Eklem Hareketleri

Klavikulanın akromion üzerinde kayma hareketi bulunmaktadır. Ayrıca skapulanın akromioklavikular eklem üzerinde korakoklavikular ligaman tarafından sınırlanan rotasyon hareketi gerçekleşmektedir.

Gövde Kaslarının Anatomik Organizasyonu

Gövdenin Posteriorunda Bulunan Kaslar

Posterior gövdenin süperfisyal tabakasında; trapez, latissimus dorsi, rhomboidler, levator skapula, serratus anterior kasları bulunur. Orta tabakasında serratus posterior, superior/ inferior kasları; derin tabakasında ise erekör spina grup (spinalis, longissimus, iliokostalis lumborum/ thoracis), transversospinal grup (semispinalis thoracis/ cervicis, multifidi, rotator longus/ brevis), kısa segmental grup (interspinal, intertransversal) kasları bulunmaktadır (3, 6, 12) (Şekil 6).



Şekil 6. Gövdenin posterior kasları (Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 Yüzeysel Şekil 3-3A izinle basıldı.)

Gövdenin Anterior-Lateralinde Bulunan Kaslar

Gövdenin anteriorunda internal/eksternal oblik abdominal, rektus abdominis, transversus abdominis kasları bulunur (3, 6) (Şekil 7).

Gövdeye Eklene Kaslar

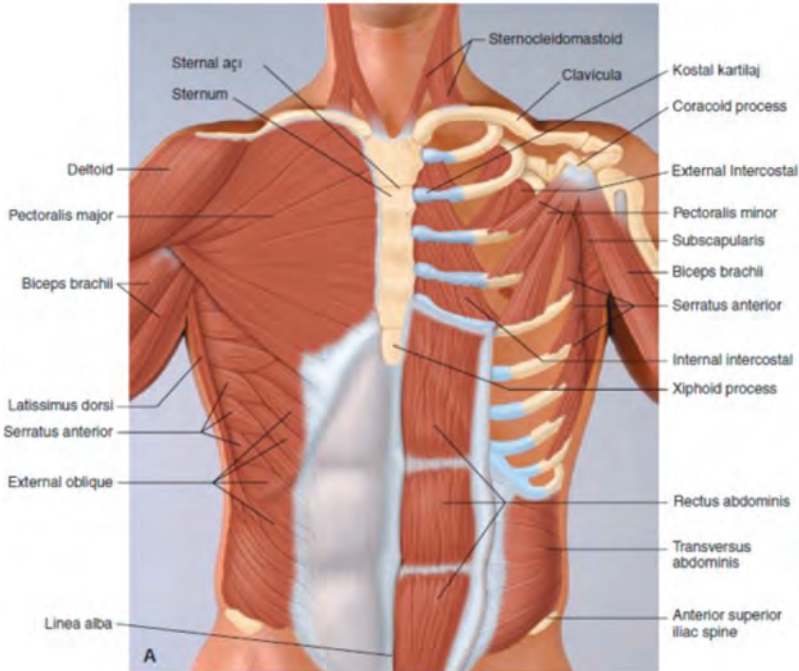
İliopsoas ve quadratus lumborum kasları anatomik olarak gövde kası olmamalarına rağmen torakal bölgenin kinezyolojisi ile güçlü ilişkileri bulunmaktadır (3).

Torakal Bölgenin Myolojisi

Solunum ve torakal omurganın hareketleri sırasında farklı kas grupları aktive olmaktadır (Tablo 1) (3, 4, 13).

Vertebranın Biyomekaniği

Spinal hareket segmentinin üzerine binen yükü, anterior ve posterior yapılar paylaşır. Kapandji'ye göre kolumna vertebraliste; üst üste yerleşen vertebraların korpuslarından bir majör, iki de minör olmak üzere üç taşıyıcı kolon bulunur (10). Öndeki sütun ana destekleyici yapıdır. Anterior sütun statik, posterior sütunlar ise dinamik rol oynar (2, 4, 14).



Şekil 7. Gövdenin anterior kasları (Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 Şekil 3-2A izinle basıldı.)

TABLO 1. Torakal Omurganın Hareket ve İlgili Kasları

Hareket	Kas		
Ekstansiyon	Spinalis capitis/cervicis/toracic Longissimus thoracis (bilateral) Iliokostalis thoracis (bilateral) Semispinalis thoracis (bilateral) Rotator thoracis (bilateral) Multifidus (bilateral) Interspinaller	Kosta elevasyonu	Iliokostalis cervicis (bilateral) – (1.-6. kosta) Scalenus anterior/medius (1. kosta) Scalenus posterior (2. kosta) Serratus posterior/superior (2.-5. kosta) Levator kostarum (tüm kostalar) Pektoralis majör (eğer kol fikse ise) Pektoralis minör (skapula fikse ise 2.-5. kosta)
Fleksiyon	Levator kostarum Rektus abdominis (bilateral) Internal oblikler (bilateral) Eksternal oblikler (bilateral)	Visceral kompresyon	Transvers abdominis İnspirasyon (primer kaslar) Diafragma İnterkosteller Levator kostarum
Lateral fleksiyon	Longissimus thoracis (unilateral, ipsilateral) Iliokostalis thoracis (unilateral, ipsilateral) Semispinalis thoracis (unilateral, kontralateral) Multifidus (unilateral, kontralateral) Intertransversarii (unilateral, ipsilateral) Levator kostarum	Inspirasyon (yardımcı kaslar)	Skalenler ant/med/post Pektoralis minör/ major Rhomboidler Sternokleidomastoid Serratus ant/post/sup Subclavius Thoracic erektor spina Trapez Latissimus dorsi
Rotasyon	Iliokostalis thoracis (unilateral, ipsilateral) Semispinalis thoracis (unilateral, kontralateral) Rotator thoracis (unilateral, ipsilateral) Multifidus (unilateral, kontralateral) Intertransversarii (ipsilateral) Internal oblikler (unilateral, ipsilateral) Eksternal oblikler (unilateral, kontralateral) Levator kostarum	Ekspirasyon (primer kaslar)	İnterkostaller Iliokostalis lumborum Transversus thoracis Transverse interkostal Rektus abdominis Internal/eksternal oblikler Transvers abdominis
Kosta depresyonu	Serratus posterior inferior (son 4 kosta) Longissimus thoracis (bilateral) Iliokostalis lumborum (bilateral) – (son 6 kosta) Rektus abdominis Quadratus lumborum (12. kosta) Transverse thoracis	Ekspirasyon (yardımcı kaslar)	Latissimus dorsi Quadratus lumborum Serratus posterior inferior Iliokostalis lumborum
		Göğüs kafesi şeklinin sürdürülmesi (yardımcı kaslar)	İnterkostaller

Torakal bölge; göğüs kafesi, spinöz proses, faset eklemlerin ve vertebra gövdesinin boyutu gibi yapısal elementlerin limitasyon oluşturmalarından dolayı, diğer bölgelere göre daha az hareketli ancak daha stabildir (4).

Omuz kavşağı ve diğer spinal bölgelerdeki mevcut hareket, postüral bozuklukta potansiyel artış ve vertebra'nın yük taşıma kapasitesinin; torakal vertebra'nın artmış stabilite ve azalmış mobilitesine neden olduğu düşünülmektedir.

Torakal bölgenin sagittal düzlemdeki kifotik pozisyonu, daha fazla yüke dayanabilmesini sağlamaktadır (8). Torakal eğrilik T1-T2'den başlar, T6-T7'de maksimum seviyeye ulaşarak T12'ye kadar uzanır (2). Erişkin bir bireyin, ayakta duruş pozisyonundaki doğal kifozu yaklaşık 40-45° dir (3).

1-10 arası kostalar posteriorda kostotransvers ve kostovertebral eklem sayesinde vertebral kolonla, anteriorda manubriosternum ile birleşir. Segmentler birbirine bağımlı ve hareket daha sınırlı olduğundan bu eklemlerin kapalı kinetik zincir modelinde olduğu bilinir (4). 11 ve 12. kostaların anteriorda eklemlenmeleri olmadığı için her yöne serbest harekete sahiptirler ve daha az sınırlıdır. Bu yüzden açık kinetik zincir şeklinde tanımlanırlar (4).

Ligamanlarla desteklenmiş olan omurga 2 kg.'lık bir yük taşıyabilirken, vertebra ve gövde kasları bu kapasiteyi artırır. Bu nedenle omurganın hareketinde, hareketin kontrolünde ve stabilitesinde kasların belirgin bir katkısı vardır. Dengeli bir postür varsa, minimal bir kas kuvveti ile gövde ve omurga kasları vücudun üst yarısını destekleyebilmektedir. Erişkin göğüs kafesi 12,5 kN gibi yüksek kuvvetlere karşı direnebilir (8).

Vertebraya binen yükler, başta vücut ağırlığı olmak üzere, kas aktivitesi, ligamanların pasif gerginliği ve yerçekimini de içeren kuvvetlerdir. Normal anatomik postürde hareket segmentinin maruz kaldığı yükün iki kaynağı vardır. Bunlardan birincisi hareket segmentinin üzerinde kalan vücut kısımlarının ağırlığına bağlı olarak direkt kompresif yüküdür. İkincisi, desteklenen bu kütle'nin ağırlık merkezinin vertebra'nın önünde olmasına bağlı olarak hareket segmentinde meydana gelen büyük bir fleksiyon momentidir. Bu moment ligamanların ve sırt kaslarının kuvvetleri ile dengelenir.

Vertebra'nın Kinematığı

Omurga hastalıklarının patogenezinin ve tedavilerinin anlaşılabilmesi için, omurga biyomekaniği ve kinematığının iyi bilinmesi gerekmektedir (15). Erişkinlerde ayakta durma pozisyonunda torakal bölgede yaklaşık 40-45°lik doğal bir kifoz bulunmaktadır. Torakal bölgenin üç boyutlu kinematığı olduğu bilinmektedir. Hareket sagittal, horizontal ve frontal olmak üzere üç planda meydana gelmektedir. Torakal bölgenin bu planlardaki hareket yönünü ve derecesini bölgenin istirahat pozisyonu, faset eklemler, göğüs kafesinin bağlantıları ve intervertebral diskin rölatif yüksekliği gibi çeşitli faktörler etkilemektedir. Her torakal intervertebral kavşakta (junction) hareket olmasına rağmen bu açıklık rölatif olarak küçüktür. Torakal omurganın tümü düşünüldüğünde kümülatif hareketler kayda değer olmaktadır. Servikal ve lumbal bölgeyle karşılaştırıldığında torakal bölgedeki diskin daha ince olması torakal bölgede rotasyonu azaltmakla birlikte büyük ölçüde bölgenin genel stabilitesine katkı sağlamaktadır (3).

Kostovertebral ve kostotransvers eklemler, fasetlerin yönü ve şekli, ligamentum flavumdaki gerginlik, göreceli olarak ince eklem kapsülleri ve göğüs kafesi gibi anatomik özellikler sayesinde torakal omurganın hareketi servikal bölgeye göre oldukça kısıtlıdır (8). Kadavralarda, torakal bölgenin full hareketine karşı göğüs kafesinin total %20-40 arası pasif direnç gösterdiği

bilinmektedir. İntraabdominal basıncı (Valsalva manevrası) arttıran, interkostal ve gövde kaslarını aktive eden istemli davranışlar da eklendiğinde bu direnç daha da artmaktadır. Sağlam bir göğüs kafesinin varlığı, içinde spinal kord bulunan torakal omurgayı korur. Torakal omurgada, direkt darbe ya da düşme sırasında oluşan şok; göğüs kafesi, kaslar, konnektif dokular tarafından parsiyel olarak absorbe edilir ve dağıtılır. Bu durum sternum fraktürleri ile torakal vertebra yaralanmalarının büyük oranda beraber görülmesini kanıtlamaktadır (3).

Torakolumbal geçiş bölgesi, hareketi kısıtlı olan torakal bölgeden daha hareketli olan lumbal bölgeye geçişi sağladığından üç düzlemde de hareketlidir. Geçiş bölgeleri hem alttan hem de üstten gelen gerilmelere karşı daha açıktır. Bu bölgedeki vertebraların üst fasetleri torakal vertebralara benzer şekilde lateral fleksiyon ve rotasyona uygundur. Alt fasetler ise lumbal vertebralara benzer şekildedir ve fleksiyon ve ekstansiyon yapmaya uygundur (8).

Kasların düzgün postürün korunmasındaki rolü azdır, ligamanlar fizyolojik sınırları üzerinde zorlandıklarında, kaslar devreye girerek ligamanların daha fazla zorlanmasını önler. Bozuk postürdeki denge bozukluğu yorgunluğa, iskelette asimetriye ve nosiseptif uyarılarla ağrıya yol açar. Doğru postürle her vücut bölümüne ağırlık dağılır, şok absorbe edilir, hareket açıklığı korunur, stabilite ve mobilite için gerekli hareketler bağımsız olarak kontrol edilir.

Destekli oturma sırasında üst gövdenin ağırlığı sırt desteği ile desteklendiğinden, omurgaya desteksiz oturmaya göre daha az yük biner. Ancak destek sadece torakal bölgede olursa toraks öne doğru eğilir, lumbal lordoz azalır ve lumbal vertebraya binen yük ve intradiskal basınç artar. Pelviste nutasyon (öne eğilme = ventral ve kaudale hareket) ve kontranutasyon (arkaya eğilme = dorsal ve kraniyale hareket) olması postural kas kasılmalarını etkiler ve vertebra üzerindeki statik yükleri değiştirir. Pelviste nutasyon olursa sakral açı artar, lumbal lordoz ve torakal kifoz artar. Gevşek ayakta durma sırasında sakrum eğim açısı yaklaşık 30° iken pelviste kontranutasyon olursa bu açı azalır ve lumbal ve torakal eğrilikler düzleşir. Böylece gövdenin yer çekimi merkezi ayarlanır ve kas kontraksiyonları için harcanan enerji en aza indirilir (8).

Torakal Bölgenin Eklem Hareket Açıklığı

1. Frontal planda fasetler yakın (kapalı) durumda olduğundan, üst torakal bölgede fleksiyon ve ekstansiyon daha limitlidir.
2. Lateral fleksiyon alt torakal bölgede daha fazladır
3. Sagittal planda fasetler yakın durumda olduğundan, rotasyon alt torakal bölgede daha limitlidir (4).

Omurgada her bir segmentin hareketi aktif olarak kaslar tarafından, pasif olarak ise ligamanlar tarafından kontrol edilir. Gövdenin fleksiyon, ekstansiyon ve lateral fleksiyonlarında bir yandan agonist kaslar hareketi başlatır ve sürdürürken, diğer yandan antagonist kaslar hareketin kontrolünü ve modifikasyonunu sağlar. Yerçekimi hareketi devam ettirir ve ligamanlar hareketin limitini belirler.

Tüm omurganın hareketi farklı hareket segmentlerinin kombine çalışması ile olmaktadır. Hareket açıklığı yaş ve cinsiyet ile ilişkilidir. Yaşlanma ile %50'ye varan hareket açıklığı kaybı olabilmektedir. Torakal bölgede vertebraların lokalizasyonuna göre hareket açıklıkları farklıdır (4) (Tablo 2). Fleksiyon, ekstansiyon, lateral fleksiyon ve aksiyal rotasyon hareketleri aynı anda gerçekleşen rotasyon ve translasyonların kombinasyonu ile olmaktadır (4, 9).

TABLO 2. Torakal Vertebraların Derece Olarak Eklem Hareket Açıklığı (°)

	Kombine fleks/ekstansiyon	Unilat. Lat. Fleks.	Unilat. Axial rot.
T1-T2	3-5	5	14
T2-T3	3-5	5-7	4-12
T3-T4	2-5	3-7	5-11
T4-T5	2-5	5-6	5-11
T5-T6	3-5	5-6	5-11
T6-T7	2-7	6	4-11
T7-T8	3-8	3-8	4-11
T8-T9	3-8	4-7	6-7
T9-T10	3-8	4-7	3-5
T10-T11	4-14	3-10	2-3
T11-T12	6-20	4-13	2-3
T12-L1	6-20	5-10	2-3

Fleks.: fleksiyon, unilat.: unilateral, lat.: lateral, rot.: rotasyon

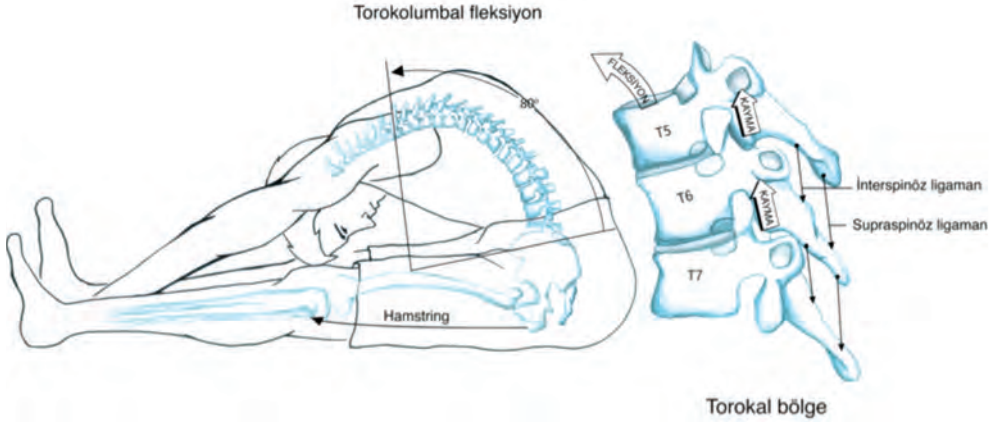
Fleksiyon

Torakal segmentte fleksiyon, faset eklemlerin oryantasyonu, spinöz proseslerin vertikal yerleşimi ve göğüs kafesinin kısıtlayıcı etkisi nedeniyle daha az olmaktadır.

Ağır yük taşıyan torakal vertebranın fleksiyonu abdominal kaslar, özellikle de psoas kasının vertebral kısımlarının kasılması ile başlatılır ve vücudun üst yarısının ağırlığı ile fleksiyondaki artış sürdürülür (2, 8). Torakal omurga segmentinin fleksiyonu sırasında anterior translyasyon (yer değiştirme) gerçekleşir. Bu translyasyon hareketi komşu kostanın anterior rotasyonunu kolaylaştırır (16). Fleksiyon, bilateral skapular protraksiyon sırasında meydana gelebilir. Tam fleksiyonda iliokostalis dorsi hariç tüm kaslar gevşer (8).

Vücudun erekt pozisyonunda iken, dengeyi ve direnci ligamanlar sağladığından kaslarda myoelektrik aktivite minimaldir. Postür bozulup fleksiyon postürü arttıkça sırt kasları daha fazla efor harcayarak postürü düzeltmeye ve dengeli bir pozisyon sağlamaya çalışırlar. Erektör spina kaslarındaki myoelektrik aktivite artar. Fleksiyonun artmasına, pelvisin aşırı öne eğilmesine engel olmak için, posteriordaki kalça kasları da kasılırlar. Direnç olmadığında yerçekişime karşı, erektör spina kaslarının eksantrik kontraksiyonu ile hiperfleksiyon önlenir (2). Erektör kasların aktivitesi fleksiyon arttıkça artar. Erektör spinadan başka; faset eklemlerin çarpması, apofizyal eklemler, posterior longitudinal ligament, ligamentum flavum ve kapsular ligamentler fleksiyonu momentine pasif olarak karşı koyarlar (Şekil 8) (2, 4). Torakal bölgedeki fasetler, fleksiyonda yüklenme sırasında torakal vertebranın stabilizasyonunda önemli rol oynamaktadır.

Faset eklemlerin artrokinematığı C2-C7 bölgesine benzerdir. Aradaki ince fark vertebra şekillerindeki farklılıktan, kostaların yapışmasından ve faset eklemlerin artiküler fasetlerinin farklı uzaysal oryantasyonundan kaynaklanmaktadır (3). Torakal bölgede faset eklemlerin öne eğilimli artiküler yüzeyleri fleksiyon hareketini kolaylaştırır. Anterior translyasyonla birleşen torakal fleksiyon sırasında superior vertebranın artiküler fasetleri, inferior partneri



Şekil 8. Torako-lumbar bölgenin fleksiyonun kinematikleri

üstünde superiora ve anteriora doğru kayar. Hareket sırasında kostaların posterior yüzleri birbirinden ayrılırken, anterior yüzleri birbirine yaklaşır (4). Örnek olarak T5 ve T6 arasındaki fleksiyon T6'nın superior yüzündeki faseti üzerinde T5'in inferior yüzündeki fasetinin superiora ve hafif anteriora kayması ile meydana gelir (Şekil 8) (3). Ekstansiyon sırasında faset eklem yüzlerinin hareketi tam ters yönünde gerçekleşir.

Servikotorasik bölgenin fleksiyonu; kosta başının anterior rotasyonu ve faset eklemlerin superoanterior yönünde kaymasıyla oluşur (4).

Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı kaudal yöne doğru gittikçe artmaktadır. Vertebra da fleksiyon hareketinin ilk 50°-60°'si lumbal bölgeden yapılıdır. Mevcut fleksiyon derecesi üst torakal bölgede 4-5°, orta torakal bölgede 6-8° ve alt seviyelerde 9-15°'dir. Torakal bölgenin total fleksiyon hareketi ise 20-45°'dir. Torakolumbal fleksiyonun hareket açıklığı ise 85° kadardır (2, 4, 9).

Ekstansiyon

Ekstansiyonda pelvis arkaya doğru eğilir, daha sonra omurga erektör kaslar aracılığıyla ekstansiyona gelir.

Torakal omurganın ekstansiyonu öncelikle erektör spina, semispinalis, spinalis, interspinalis, interkostalis, longissimus dorsi, multifidus tarafından sağlanır ve faset eklem superior fasetinin inferiora kayması ile sonuçlanır (2). Bu bölgede kol elevasyonu ve respirasyonun inspirasyon fazı sırasındaki ekstansiyon; superior vertebra'nın posterior translasyonu ve posterior sagittal rotasyonundan oluşur. Bu sırada kostovertebral eklemden kosta başının posterior yüzünün inferiora hareketi ile birlikte, anterior yüzün superiora doğru hareketi gerçekleşir (2, 4).

Ekstansiyon sırasında anterior longitudinal ligaman gergindir ve posterior longitudinal ligaman, ligamentum flavum ve interspinöz ligamanlar gevşektir (4). Ekstansiyonun başlarında erektör kaslar aktifken, ekstansiyon arttıkça erektör aktivitesi azalır. Daha sonra karın kasları ekstansiyonun kontrolü ve modifikasyonu için devreye girer. Torakal vertebra'nın ekstansiyonu, anterior intervertebral diskin rölatif sertliği, anterior longitudinal ligaman, artıklar ve spinöz proseslerin kontağı ile sınırlanır. Ekstansiyonla meydana gelen posterior translasyon, anulusun lamellasının ve faset eklem kapsülünün posteriora yönelmesi ile kontrol

edilir (2, 4). Zorlu ekstansiyonda anulus inceler ve arkaya doğru bombeleşir, önde ise gerilir. Nükleus ise belirgin kayma olmadan öne doğru bombeleşir (8).

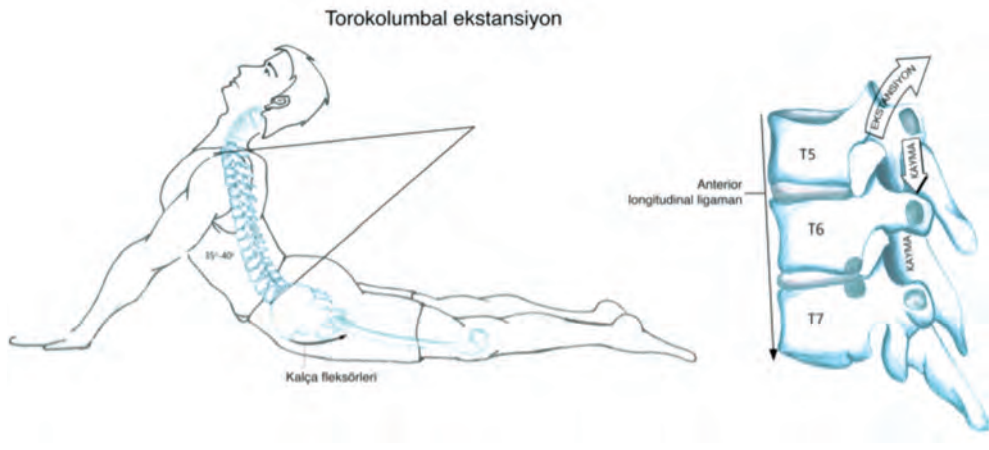
Yüz üstü eller üzerine kalkıp omurgaya ekstansiyon yaptırıldığında özellikle üst ve orta torakal vertebralarda anterior longitudinal ligamanın gerilmesi, laminalar veya iki spinöz proses arasında potansiyel impingement gelişmesi ekstansiyonu limitler (Şekil 9) (3). Tam fleksiyondan tam ekstansiyona geçiş iki evrede meydana gelir. Birinci evrede eklem yüzü arka ve aşağıya kayar, interspinöz aralıklar kapanır ve gergin olan anulus normal şekline döner. Bu evrede disk ve anulusta değişiklik yoktur. İkinci evrede spinöz ve transvers prosesler normal sınırlarına ulaşır ve disk ön tarafı ile kostaların arası açılır. Zorlu ekstansiyonda eklem prosesleri birbirine çarpar, alt fasetlerin ön kısmı açılırken arka kısmı alttaki komşu fasete sıkışır. Normal kifotik eğriliği olan bir vertebrada bu hareketler azdır. Kifotik pozisyon arttıkça hareket giderek azalır; ancak doğal torakal kifozun azaldığı bir omurgada hareket abartılı şekilde artmıştır (8). Fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasında en fazla sternum ve anterior göğüs kafesi stabiliteye katkıda bulunur (17).

Her bir torakal segmentteki 1-2°lik ekstansiyon açısı, bütün torakal omurgada torakal ekstansiyon hareket açıklığının ortalama 20-25° olmasını sağlar. Torakolumbal ekstansiyonun hareket açıklığı ise 35-40° kadardır (Şekil 9) (3). Ekstansiyonla meydana gelen eklem hareketleri özellikle fleksiyonun tersidir (2).

Lateral Fleksiyon

Torakolumbal lateral fleksiyon, torakal omurganın her iki yanında da 25-45° kadardır (2). Bu açının yaklaşık 20°'lik kısmı lumbal, 25°'lik kısmı ise torakal bölgeden kaynaklanır (Şekil 10) (3). Lateral fleksiyon alt torakal bölgede 9° ile en üst değerine ulaşırken, üst torakal seviyede 6° civarındadır. Torakal bölgenin göğüs kafesi ile bir bütün oluşturması lateral fleksiyonu kısıtlar (8).

Lateral fleksiyonun başlangıcında, aynı tarafta kostalar hafifçe inferiora inerken, karşı tarafta superiora kalkar (3). Lateral fleksiyon arttıkça, ipsilateral kostalar anterior ve inferiora,



Şekil 9. Torako-lumbal Bölge Ekstansiyon Kinematikliği

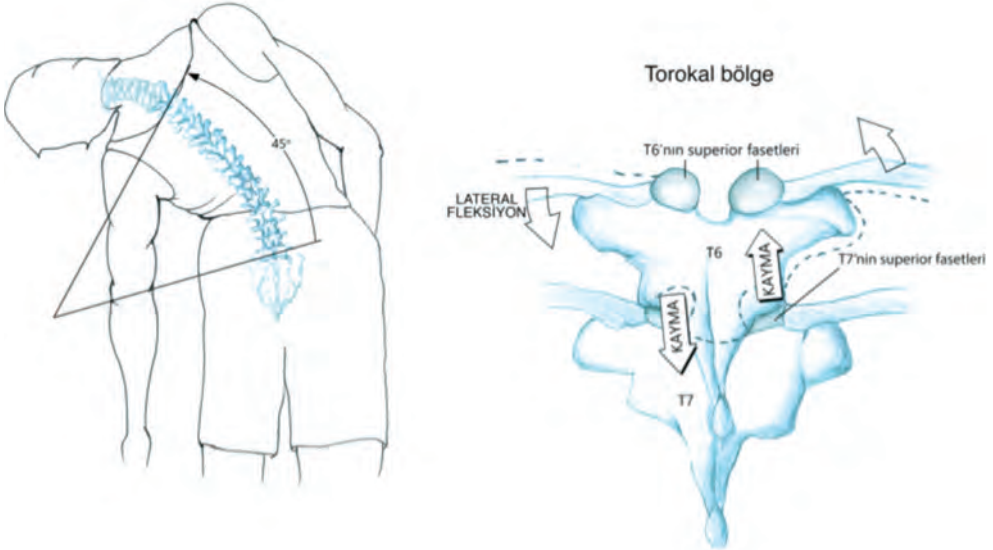
kontralateral kostalar superior ve posteriora doğru kayar (16). T6-T7 arasındaki lateral fleksiyonu düşünecek olursak T6'nın inferior faset yüzeyi lateral fleksiyon yapılan yönün kontralateral tarafında superiora doğru, ipsilateral tarafında inferiora doğru kayar (3) (Şekil 10).

Torakal vertebranın lateral fleksiyonunda erektör spina, semispinalis, kuadratus lumborum, internal-eksternal oblik, rektus abdominus ve derin posterior intrinsik kasları aktif olarak çalışır. Hareket başlatıldıktan sonra gravite tarafından sürdürülür. Lateral fleksiyonda bir faset inferior ve posteriora kayarken karşı taraftaki superiora ve anteriora kayar. Toraksın sağa doğru eğilmesi ile kostalar sağda birbirine yaklaşırken, sola doğru eğilmesi ile kostalar solda birbirine yaklaşır (Şekil 10) (2, 4, 8). Lateral fleksiyon sırasında, stabiliteye en fazla posterior göğüs kafesi katkı sağlar (17).

Rotasyon

Torakolumbal omurganın tek yönde toplam rotasyonu 120° kadardır. Bu rotasyon açısının yaklaşık 35° 'si torakal, 5° 'si ise lumbal bölgeden kaynaklanır (2, 3). Torakal vertebradaki segmental aksiyal (horizontal plan) rotasyon hareket açıklığı, üst torakal seviyede $7-9^\circ$ ile en yüksek değerine ulaşırken, kaudale doğru gidildikçe azalır ve orta torakal bölgede yaklaşık 5 ve alt lumbal seviyelerde 2° civarındadır. Üst torakal bölgedeki rotasyona fleksiyon, alt torakal bölgedeki rotasyona ise ekstansiyon eşlik eder (2, 8).

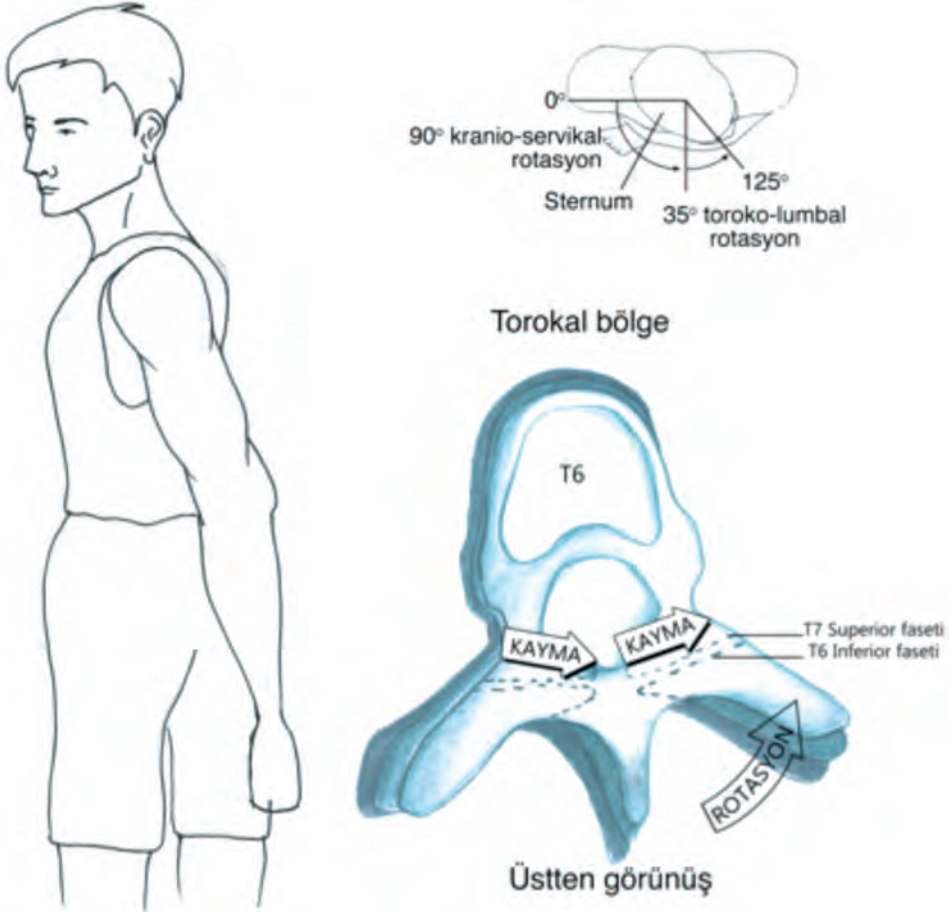
Örnek olarak T6-T7 arasındaki rotasyon frontal plana yakın olarak meydana gelir. T6'nın inferior artiküler fasetleri hizasında T7'nin superior artiküler fasetleri aynı anda karşı tarafa doğru kısa bir mesafede kayar (3) (Şekil 11). Rotasyon aynı taraf internal oblik, erektör spina ve karşı taraf eksternal oblik, semispinalis, interspinalis, interkostalis, longissimus dorsi, multifidus tarafından sağlanır (8).



Şekil 10. Torako-lumbal bölgenin lateral fleksiyonunun kinematikleri

Rotasyon sırasında intervertebral diskin oblik annuler bağları gerilirken karşı yöndekiler gevşer. Bu durum diskin eğilmesini ve eksenel dönme ile yırtılma kuvvetlerinin oluşmasını sağlar. Annuler yırtıkları olan diskler yüklenme sırasında dejenere olmayan disklere göre daha fazla döndürme momentlerine maruz kalırlar. Torakal vertebra için rotasyonun aksisi vertebral seviyeye bağlı olarak değişir. Torakal rotasyon; kontralateral lateral fleksiyon ve kontralateral translasyon ile meydana gelebilmektedir (Tablo 3) (4, 8).

Torakal vertebrada lateral fleksiyon ve rotasyon birleşik hareket olarak görülebilmektedir. Bu birleşik hareket ilk olarak başlayan harekete bağlıdır. Lateral fleksiyon frontal planda yapılıyor ise buna kontralateral rotasyon eşlik eder. İlk hareket olarak lateral fleksiyon meydana geldiğinde, lateral fleksiyon karşı yönde aksiyal rotasyon ile birlikte görülür (latexion) (4, 16). Rotasyon transvers planda yapılıyor ise buna ipsilateral rotasyon eşlik eder. Benzer şekilde, ilk hareket olarak rotasyon başladıysa, rotasyonla birlikte aynı yönde lateral fleksiyon görülür (rotexion) (Tablo 2). White ve Panjabi'ye göre torskale omurganın eksenel dönmesi ve lateral fleksiyonu sırasında oluşan eğriliğin ön kısmı iç bükey tarafına doğru yönelir. Yani spinöz prosesler fizyolojik eğriliğin dış bükey tarafına doğru yönelir (8, 14, 16, 18, 19).



Şekil 11. Torakolumbal bölgenin aksiyal rotasyonunun kinematikleri

TABLO 3. Toraksın Biyomekanikliği

Hareket	Faset eklemleri	Kosta hareketi	Kostotransverser eklemler
Vertebral (T1-2)			
Fleksiyon	Superoanterior glide	Anterior rotasyon	-
Ekstansiyon	Inferoposterior glide	Posterior rotasyon	-
Lateksiyon	Ipsilateral eşleşme	-	-
Rotasyon	Ipsilateral eşleşme	-	-
Inspirasyon	-	Elevasyon	-
Ekspirasyon	-	Depresyon	-
Vertebral (T3-7)			
Fleksiyon	Superoanterior glide	Değişken (çok mobil)	Superior-inferior glide (değişken)
Ekstansiyon	Posteroinferior glide	Anteroposterior rotasyon	Superior-inferior glide (değişken)
Lateksiyon	Ipsilateral lateral fleks. ve Kontralateral rotasyon	Değişken (çok mobil)	
Rotasyon	Ipsilateral lateral fleksiyon	Anteroposterior rotasyon	Ipsilateral-superior glide
Inspirasyon	Ipsilateral rotasyon	Ipsilateral-anterior rotasyon	Kontralateral-inferior glide
Ekspirasyon	-	Kontralateral-posterior rotasyon	Ipsilateral-inferior glide
		kontralateral-anterior rotasyon	Kontralateral-superior glide
		Posterior rotasyon (bilateral)	Inferior glide
		Anterior rotasyon (bilateral)	Posterior glide
Vertebral (T8-10)			
Fleksiyon	Superoanterior glide	Anterior rotasyon	Superior medial posterior glide
Ekstansiyon	Inferoposterior glide	Posterior rotasyon	Inferior lateral anterior glide
Lateksiyon			Trokantör hattında apex
Rotasyon			Ipsilateral- Superior medial posterior
			Kontralateral- Inferior lateral anterior
			Ipsilateral-Inferior lateral anterior, sonra anteromedial

Torakal ve lumbosakral bölgede aksiyal rotasyon hareketi belirgindir. Aksiyal rotasyon ya abdominal kaslar ve diğer gövde rotatörleri tarafından ya da kolun unilateral elevasyonu ile yapılır. Aksiyal rotasyon sırasında tüm sırt ve karın kasları aktif olarak kasılır. Saf aksiyal rotasyon (twisting) torakolumbal ve servikotorsik bağlantı yeri olmak üzere yalnızca vertebrada iki noktada oluşabilir (2).

Torakal bölgede rotasyon kostalarla beraber olur. Kosta hareketinden daha fazla rotasyon olursa öne doğru hareket eden tarafta transvers prosesler kosta başını iterken, arkaya doğru hareket eden tarafta kosta başını çekerler. Bu hareket üst torakal bölgede çok belirginken, alt torakal bölgelerde yüzen kostaların vertebrayla beraber hareket etmesiyle azalır. Dolayısıyla özellikle bağları gevşek olan çocuklarda kosta ve transvers proses ilişkisinden dolayı rotasyon fazladır (8).

Solumun

Ventilasyon akciğerler ve hava yolları boyunca havanın inhale ve ekshale edildiği mekanik bir olaydır. Bu ritmik olay dinlenme sırasında dakikada 12-20 kez meydana gelir ve yaşam boyu devam eder. Ventilasyon genişleyebilen toraks içindeki hacmin değişmesiyle aktif ve pasif kuvvetlerinin bir kombinasyonu tarafından sürdürülür (3). İntratorasik hacmin değişmesi 'Boyle' tarafından tanımlanan hava basıncındaki değişikliklere benzer sebeplerle olur (20). Boyle yasasına göre sabit sıcaklık ve kitle göz önüne alındığında hava gibi gazların volümü ve basıncı birbiriyle ters orantılıdır. Kaptaki havanın düşük basıncı gibi durumlar pistonun bölmesindeki volümü artırır. Yüksek basınçtan alçağa doğru hava spontan olarak akacağından, pistonun dışındaki göreceli olarak yüksek hava basıncı pistonun tepesindeki havayı açıklık içine doğru zorlar. Diğer bir deyişle pistonda negatif basınç yaratılır pistondaki odacığa doğru hava çekilir. Toraks ve piston arasındaki bu benzerlik ventilasyonun mekanizmasının anlaşılmasına yardım eder (3, 21).

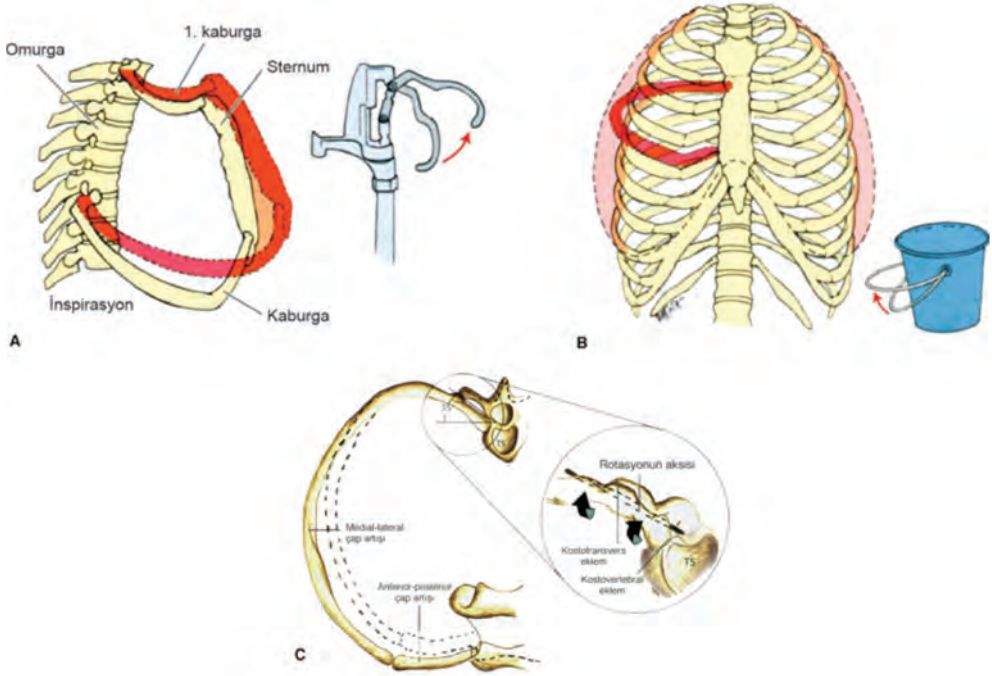
İnspirasyon sırasında kostalara ve sternum yapışan kasların kontraksiyonu ile intratorasik volüm arttırılır (Şekil 12). Toraks genişledikçe, daha önce negatif olan interplevral boşluk içindeki basınç daha da azalır. Bu emme akciğerlerin genişlemesi ile sonuçlanırken atmosferik basınç altındaki alveolar basınç azalır ve en sonunda atmosferden akciğerlere hava çekilir (3).

Ekspirasyon akciğerlerdeki havanın çevreye verilme (nefes verme) işlemidir. Pistonun odacıkları içindeki volüm ve içerdiği hava basıncı azalır, dışarı doğru zorlama olur. Ekspirasyon insanda da piston benzer bir yol izler. Gerilmiş inspiratuar kasların konnektif dokusunun, toraksın ve akciğerlerin elastik geri çekilmesi ile intratorasik volüm artışı doğal olarak azalır. Öksürme veya mum üfleme gibi aktiviteler sırasında oluşan zorlu ekspirasyon abdominaler gibi ekspiratuar kaslar tarafından aktif güç üretimi gerektirir (3).

Ventilasyon Sırasındaki İntratorasik Volüm Değişiklikleri

Vertikal Değişiklikler

İnspirasyon sırasında toraksın vertikal çapı ilk olarak kontraksiyonla, daha sonra diafragma kasının kubbesinin azalması ile artar (Şekil 12). Ekspirasyon ile diyafragma gevşer ve kubbeleşmeye izin verir.



Şekil 12. Kostaların hareketi. İspirasyondan sonra kostaların elevasyonu ile toraksın anterior-posterior, medial-lateral çapı artar. Kostalar vertebral kolona kostotransvers ve kostokorporeal eklemlerle birleşir. (Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 Şekil 3-35 iznle basıldı.)

Anterior-Posterior ve Medial-Lateral Değişiklikler

Kostaların ve sternumun elevasyon ve depresyonu, toraksın anterior-posterior ve medial-lateral çaplarında değişime neden olur. Bu çap değişikliğine toraksın bütün eklemleri çeşitli açılarda katkıda bulunur (3).

İspirasyon sırasında kostaların shaftları elevedir, genellikle kostotransvers ve kostokorporeal eklemler arasındaki rotasyonun aksine diktir (perpendikülerdir) (3) (Şekil 12C). Kostaların aşağı doğru eğimli shaftı yukarı ve dışa doğru döner, bu da anterior-posterior ve medial-lateral çapta intratorasik volümü artırır (3). Posterior eklemlerin hafif bir rotasyonu, kosta shaftında göreceli olarak büyük bir yer değiştirmeye neden olur. Bu mekanizma “kova sapının” rotasyon mekanizmasına benzerdir. İspirasyon sırasında üst kostalarda anterior elevasyon (pompa kolu) meydana gelir; torakal kavitenin anteroposterior çapı önceki hareketle artmasıyla serbest kostalar hariç üst ve orta kostalarda lateral elevasyonla oluşur (kova sapı) ve daha sonra transvers çap artar (3) (Şekil 12B).

Zorlu inspirasyon sırasında kostaların hareketi, torakal omurga boyunca hafif ekstansiyonla kombine edilir. Kosta boyununun rölatif olarak küçük olan boyutundan dolayı, kosta boyundaki küçük bir hareket shaftta bu hareketten daha büyük bir hareket üretecektir. İlgili kos-

tanın hareketinin spesifik yolu, kısmen kostotransvers ve kostokorporeal eklemler boyunca giden rotasyonun aksininin uzaysal oryantasyonuna ve benzersiz şekline bağlıdır (3).

İlk altı kostanın aksisi frontal plandan yaklaşık 25-35°, son altı kostanın aksisi ise frontal plandan yaklaşık 35-45° horizontale doğru kaymıştır (Şekil 12C) (3). Faset eklemlerin yerleşim özelliği kosta boyunlarının spinning (dönme) üretmesine izin verecek şekilde superior ve inferior yönde kayma hareketi izlenimi uyandırır. Bu açısal farklılık üst kostaların anterior yönde hafifçe kaymasına sebep olur, böylece sternumun öne ve yukarı doğru hareketini kolaylaştırır. Ekspirasyon sırasında, inspiratuar kaslar gevşektir ve kosta ile sternum inspirasyondan önceki pozisyonuna döner. Bu sırada, göğüs kafesi göreceli olarak dar kısma doğru çekilirken enerji kısmen yeniden ele geçirilir. Alt gövdedeki kostalarla sternumun inferior ve posteriora doğru birlikte hareket etmesiyle birlikte, toraksın anterior-posterior ve medial-lateral çapı azalır (3).

Ekspirasyon sırasında inspirasyon kasları gevşer ve sternum ve kostaların inspirasyondan önceki pozisyonlarına dönmesine izin verir. Vücudun alt tarafındaki kostaların sternumun inferior ve posterioru ile kombinasyonu toraksın anterior-posterior ve medial-lateral çapını azaltır. Zorlu ekspirasyon sırasında kostaların hareketine tüm torakal vertebranın hafif fleksiyonu eşlik eder (3).

Ventilasyon Sırasındaki Kas Aktiviteleri

Ventilasyonun kinezyolojisi çok kompleksdir. Sağlıklı insanlarda ventilatör pompanın yapısal ve işlevsel özellikleri, egzersiz sırasındaki artmış ventilasyon talebini karşılayabilmektedir. Farklı yoğunluklardaki solunumu kontrol edebilmek için, çok fazla sayıda kasın etkileşimini gerektirir ve tüm iskelete yayılır (3, 22, 23).

Respirator kasların zayıflığı, hava yollarının obstrüktif hastalığından, toraksın rezistif hastalıklarından veya noromusküler hastalıklardan kaynaklanabilir (23). Kronik obstrüktif pulmoner hastalık gibi solunum sistemi hastalıklarında egzersiz yapılabilirliği de limitlenmektedir (24).

İnspirasyonun Primer Kasları

1. Diafragma: İnspirasyon sırasında aşağı doğru iner ve düzleşir. Bu hareket toraksın vertikal çapını artırır. Sekonder olarak diafragmanın aşağı inişi abdomen tarafından limitlenir. Ayrıca diafragmanın kontraksiyonu alt kostaları eleve edebilir.
2. Skalen kaslar: Skalen anterior / medius / posterior kasları kostaları ve sternumu eleve ederek intratorasik volümü artırır.
3. İnterkostal kaslar: İnterkostal interni / eksterni kaslarının parasternal lifleri kostaları eleve ederek intratorasik volümü artırır. İnspirasyon sırasında toraks duvarının içe doğru kol-labe olmasını önler.

Zorlu İnspirasyon Kasları

Zorlu inspirasyon için inspirasyonun primer kaslarına yardımcı olacak ek kaslar gerekir (3). Bunlar:

1. Serratus posterior superior: üst kostaları eleve ederek intratorasik volümü artırır

2. Serratus posterior inferior; diaframanın kontraksiyonu için alt kostaları stabilize eder
3. Levator kostarum (longus \ brevis); kostaları eleve ederek intratorasik volümü artırır
4. Sternokleidomastoid; sternum ve üst kostaları eleve ederek intratorasik volümü artırır
5. Latissimus dorsi; alt kostaları eleve ederek intratorasik volümü artırır
6. İliokostalis thoracis ve cervicis (erektör spina); gövdeyi ekstansiyona getirerek intratorasik volümü artırır.
7. Pektoralis minör; üst kostaları eleve ederek intratorasik volümü artırır. Skapulayı stabilize eden trapez ve levator skapula gibi kasların aktivasyonu için gereklidir.
8. Pektoralis majör (sternokostal baş); orta kostaları ve sternumu eleve ederek intratorasik volümü artırır. Kolları fikse etmek için gereklidir.
9. Quadratus lumborum; zorlu inspirasyon başında diaframanın kontraksiyonu için alt kostaları stabilize eder.

Zorlu Ekspirasyon Kasları

Zorlu ekspirasyona abdominal kaslar, transversus thoracis ve interkostal interni yardımcı olacak ek kaslardandır (3):

1. Abdominal kaslar (rektus abdominis, internal /eksternal oblik abdominaller, transversus abdominis): Gövdenin fleksiyonu ve kostaların depresyonu ile intratorasik volümü azaltır. Ayrıca intra-abdominal basıncı arttırarak abdominal duvara ve içindekilere kompresyon uygulanması ile diafragma yukarı doğru itilerek toraks içi volüm azaltılır.
2. Transversus thoracis ve interkostal interni (interosoz fibrilleri) kasları: Kostaların depresyonu ile intratorasik volümü azaltır.

Torakal Vertebrada Görülen Deformiteler

Toraksın şekline, kostalar ya da omurganın konjenital anomalilerine bağlı olarak deformiter oluşabilir. Kas, kemik-ligamentöz yapılar tarafından yönetilen intrinsik güçler ve ekstrinsik güçler arasındaki hassas dengenin sürdürülebilmesi için vertebranın normal dizilimini devam ettirmesi gereklidir. Spinal travmaların çoğu torakolumbal bölgede, skolyoz deformitesi ise çoğunlukla orta torakal segmentte meydana gelir (15). Göğüs kafesi tarafından sağlanan intervertebral mobilitenin azlığı ve artmış stabilite; torakal vertebrada disk herniasyonları ve sinir kökü sıkışmalarının rölatif olarak yaygın görülmemesine neden olur. Ancak postural anormallikler, deformiteler veya dizilim bozuklukları torakal vertebrada daha sık görülmektedir. Torakal omurganın hipomobilitesi, hem servikal hem de lumbal omurganın mekaniğini etkiler (16). Balansta başarısızlık olduğunda deformite meydana gelir.

Göğüs ön duvarının içe çöküklüğü "pectus excavatum (kunduracı göğüsü)", öne doğru çıkıntı yapması ise "pectus carinatum (güvercin göğüsü)" olarak adlandırılır. Pektus carinatum deformitesi, sternumun bir botun topuğu gibi öne ve aşağı doğru çıktığı durumdur. Ventilasyon volümü azaldığı için solunum etkilenir. Pektus excavatum, göğüsün anterior-posterior mesafesinin azaldığı için solunum etkilenir ve kalp yer değiştirebilir. Sternum depreşe olduğu bir deformitedir. Solunum etkilenir ve kifoza neden olabilir. Bu tip problemler solunum kapasitesini ve akciğer havalanmasını azaltır (1). Skolyoz ve hiperkifoz torakal vertebrada gelişen deformitelerin başlıcalarındandır (3, 13).

Skolyoz

Skolyoz lateral eğrilik ve vertebral rotasyonla karakterize, komplike omurganın üç boyutlu bir deformitesidir. Lateral eğriliğin konkav tarafından kostalar birbirine yaklaşırken konveks tarafta birbirinden ayrılır. Vertebranın gövdesinin rotasyonu ile spinöz proses konkav tarafa doğru döner bu rotasyonu kostalar takip eder. Konveks taraftaki posterior kostalar posteriora doğru itilir ve torakal skolyoza özgü kamburlaşma (hump) gözlemlenir. Skolyoz vertebra gövdesinde ve intervertebral diskte patolojik değişikliklere neden olur (4, 25). Erişkinlerde spinal deformitelerin tedavisinde sagittal plandaki dizilimin düzenlenmesi önemlidir (26).

Skolyoz fonksiyonel ve yapısal olmak üzere tipik olarak iki bölümde incelenir. Fonksiyonel skolyoz aktif postür değişikliği ile düzelebilirken, yapısal skolyoz aktif postürle tamamen düzelemez sabit bir deformitedir.

Adolesan idiopatik skolyoz en yaygın görülen formudur (25).

Yapısal skolyozun yaklaşık %80'i idiopatikdir ve biyolojik ve mekanik durumu tam olarak net değildir. Progresif idiopatik skolyoz adolesanlarda kadınları erkeklere göre dört kat fazla etkilemektedir. İnfantil, juvenil ve adolesan tipleri bulunmaktadır (4). Adolesan popülasyonunun yaklaşık %2-3'ünde 10-16 yaşlar arasında ve 10° den fazla lateral eğrilik (frontal planda) görülmektedir (4). Adolesan idiopatik skolyozun nedeni ile ilgili çok çeşitli teoriler bulunmaktadır. Vertebral endplate, intervertebral ligaman, anulus fibrosus gibi bölgelerde konnektif dokunun dengesiz gelişimi veya anormal histolojik yapısı, paraspinal kas aktivasyonunda asimetri ve anormal vertebra gelişiminin ve intervertebral diskin remodelinginin sebep olduğu spinal yüklenmedeki asimetri gibi sebeplerden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Bunların yanında genetik de rol oynamaktadır. Yapısal skolyozun yaklaşık %20'si nöromusküler veya kaslar patoloji, travma veya konjenital anomaliden kaynaklanmaktadır. Poliomyelit, kaslar distrofi, spinal kord yaralanması ve serebral palsi bu durumlara örnek olarak gösterilebilir (8).

Skolyoz tipik olarak lokasyonuna, yönü ve sabit frontal plandaki eğriliğinin sayısına göre sınıflandırılır. T7-T9 bölgesinde apeksi olan tek taraflı lateral eğrilik en yaygın gözlenen tipidir. Diğer paternleri sekonder veya kompensatuvar olarak gelişebilir. Lateral eğrilik tipik olarak radyografide Cobb açısı ile ölçülmektedir (8). İlk adım apeks vertebranın belirlenmesi olmalıdır (4). İdiopatik skolyozun frontal plandaki eğriliğinin büyüklüğüne, progresyon derecesine, deformitenin kozmetik görüntüsüne göre tedavi planı çizilmektedir. Öncelikle skolyozun progresyonu izlenmeli, buna göre fizyoterapi ve rehabilitasyon, breys ve cerrahi tedavi metotları tercih edilmelidir. Çocukta torakal bölge Cobb açısı 50°den daha fazla ise genellikle cerrahi, 40-50° arası gri zone (bölge) olarak adlandırılır ve hangi tedavi metodunun uygulanacağı daha kapsamlı olarak düşünülmelidir. Çocuğun iskelet gelişimi, eğrilik progresyon derecesi, kozmetik görüntü ve çoklu eğrilik varlığı gri zone tedavisine karar vermede önemlidir. Kifozdaki belirgin azalma (lordoz yöne doğru kayma) durumunda cerrahi tedavi tercih edilmektedir (8).

Skolyozun değerlendirilmesinde test ve ölçümler önemlidir. Postür önden, arkadan ve her iki yandan değerlendirilmelidir. Kalça fleksörler, hamstring, tensör fasya lata-iliotibial band, teres majör ve latissimus dorsi kaslarının uzunluklarına bakılmalıdır. Posterior kas uzunlukları için öne eğilme testi yapılabilir, ayrıca bu test eğriliğin yapısı ve lokasyonu hakkında da bilgi verir. Sırt ekstansörlerinin, abdominal kasların, lateral gövde kaslarının, kalça fleksör-ekstansör-abduktör kasların, orta-alt trapez kasların gücüne bakılarak değerlendirilmelidir.

Sert veya kısa kaslar gerilmeli, rölâtif olarak zayıf veya uzun kaslar güçlendirilmelidir. Eğer bir kas veya kas grubunun antagonist veya sinerjist kasları çok güçlü ise o kas veya kas grubu gerilmelidir. Antagonist veya sinerjist kaslar çok uzun ise güçlendirilmeli ve balans için bu bölge desteklenmelidir (4). Lateral-anterior abdominal kaslar, pelvik kavşak ve bacak kaslarının gücü genellikle asimetriktir ve özellikle frontal ve transvers planda olmak üzere üç planda da vücutta deviasyona neden olur. Posterior spinal kaslar rölâtif olarak daha az etkilendiğinden pelvik-kalça kompleksi ve anterior torakolumbal bölge kas gruplarının veya rölâtif olarak zayıf kasların güçlendirilmesi de teşvik edilmelidir (4).

Örneğin sol lateral abdominal, sol kalça adduktörleri ve sağ gluteus medius kasının zayıflığı sol iliotibial bandın kısalığı ile kombine bir durum varlığı olan kişilerde sol lumbal eğrilik ve sağ torakal eğrilik gözlenmektedir. Sol iliotibial bandın uzunluğu ve sağ gluteus medius, sol kalça adduktörlerinin ve lateral abduktör kasların gücünü geliştirecek spesifik egzersizlere ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca sol ayak için ortotik desteğe ihtiyaç duyulabilir. Skolyoz hastalarında erken tanı ve müdahale önemlidir. İyi bir dizilim için kinestetik duyunun ve kas balansının sürdürülmesine yönelik de egzersiz programı verilmelidir. Zararlı postürel alışkanlıklardan ve aktivitelerden kaçınmak için eğitim planlamalıdır.

Adolesan idiopatik skolyozda deformitenin progresyonunu önlemek veya durdurmak amacıyla egzersiz, cerrahi traksiyon, breys, alçı, biofeedback gibi çeşitli tedavi yaklaşımları kullanılmaktadır. Fizyoterapi ve breys konservatif tedavi yöntemlerinde kabul görmüştür. Ayrıca Schroth metodu asimetric kasları uzatmak veya güçlendirmek için izometrik ve diğer egzersizleri kullanan skolyoza özel bir yaklaşımdır. Tedavi programı proprioseptif, exteroceptive stimulasyonlar ve ayna kontrolü ile skolyotik postürün düzeltilmesi ve solunum paternine odaklanır. Hastalar "rotasyonel solunum" gibi düzgün solunum paternini ve sensori-motor feedback mekanizmadan faydalanarak bireysel düzeltme rutinini kazanırlar.

Hiperkifoz

Ayakta rahat duruş pozisyonunda yaklaşık 40-45°lik doğal kifoz açısı bulunmaktadır. Bazı kişilerde fonksiyonel limitasyonlara neden olan aşırı torakal kifoz (hiperkifoz) gelişebilmektedir. Travma, spinal instabilite, vertebranın gelişim ve büyümesindeki anormallik, ciddi dejeneratif disk hastalığı, belirgin osteoporoz ve osteoporozla bağlı fraktür gelişimi hiperkifozun nedenleri arasında sayılabilir (4). Pelvik inklasyon açısında azalma (20°) ile görülen kifoz en yaygın formudur görülmesidir. Bunun yanında

Progresif torakal kifozun en yaygın sebebi Scheuermann kifozu ve osteoporoz iken, adolesan torakal hiperkifozun Scheuermann kifozu ve juvenil kifozdur. Sebebi tam olarak bilinmemekle birlikte, primer olarak torakal bölgede ve üst lumbal vertebra gövdelerinde aşırı anterior kamalaşma ile sonuçlanan vertebranın farklı bölümlerinin anormal gelişim hızından kaynaklandığı düşünülmektedir. Genel popülasyonda %1-8 oranında görülmektedir. Hiperkifoz gelişimi rijittir ve istemli olarak düzeltilememektedir. Basit eğriliklerde breys deformitenin progresyonunu azaltmada etkili olmaktadır (4).

Hiperkifozla birleşen fizyolojik bozukluklara bakıldığında başın önde olduğu ve skapula abduksiyon olduğu gözlemlenmektedir.

Yaşlı bayanlarda osteoporozla bağlı torakal hiperkifozun progresyonu sıklıkla kompresyon fraktürü ile sonuçlanır. Osteoporozda vertebra gövdesinin anterior bölümünde yükseklik azalmasına bağlı çoklu vertebra fraktürleri görülebilir. Bu durum aşırı torakal kifoz gelişimini des-

TABLO 4.

Hastada Ağrı ve Parestezinin Sorgulanması ve Bunların Kaynağı ile İlgili Olasılıklar

Ağrı kaynağı	Olasılıklar
Kaza sonrası	Kemik problemi
Spontan başlangıçlı	Disk lezyonu
	Artritis
	Tümör
Zorlu aktivite sonrası	Kas lezyonu
Ağrının lokalizasyonu, yayılımı	Olasılıklar
T 6'nın üst bölgelerinde ise	Servikal problem
	Omuz kavşağı
	Torakal bölge
T 6'nın alt bölgelerinde ise	Torakal bölge
Boyunda ise	Kostovertebral
	1. kosta
	Sternoklavikular
Değişken ağrı	Disk
Artan, geçmeyen ağrı	Tümör
Parestezi varsa	Olasılıklar
Multisegmental ise	Kord kompresyonu
Segmental ise	Kök kompresyonu
Tanımlanamıyor ise	Nörolojik hastalık

teklemektedir. Osteoporozla bağlı vertebra zayıflığı olduğunda anterior kompresyon güçlerine direnç gösteremez. Hiperkifotik postür diskin anterior bölümünde kompresyona neden olur, eksternal hareket kolunun uzunluğu artar. Böylece posterior longitudinal ligaman ve ekstansör kas gerilimi artar, nükleusta dehidratasyon ve diskte dejenerasyon meydana gelir (4).

Kifozda servikal vertebra ekstansörleri, interkostal kaslar, lumbal omurga ekstansörleri, pektoralis minör, omuz adduktörleri gerilmelidir. Bunun yanında servikal vertebra fleksörleri, torakal vertebra ekstansörleri, orta-alt trapez kasları güçlendirilmelidir (4).

Torakal Omurganın Değerlendirilmesi

Torakal omurgada şikayeti olan bir hasta geldiğinde değerlendirmenin iyi bir şekilde yapılması önemlidir. Değerlendirmeye öncelikle detaylı bir hikaye alımı ve inspeksiyon ile başlanmalı, sonrasında ise fizyoterapistlerin bakış açısı ile fonksiyonel değerlendirme ve yardımcı testler yapılmalıdır (27).

Hikaye alırken ağrının neden kaynaklandığı, lokalizasyonu ve parestezi olup olmadığı sorgulanmalıdır (Tablo 4) (27). Torakal bölgede problem olan kasa göre ağrının yansıdığı bölge değişiklik gösterir (Tablo 5) (13). Fonksiyonel değerlendirme ayakta duruş pozisyonunda, otururken ve yatarken yapılabilir. Yardımcı testler olarak; T1 sinir kökünün gerilmesi, gövdenin dirençli hareketleri, kostaların ossilasyonu ve palpasyonlardan yararlanılabilir (13, 27).

TABLO 5. Torakal Bölge Kasları ve Kasların Yansıyan Ağrısı

Kas	Yansıyan ağrı
Levator skapula	Boyun-omuz açısından omuzun posterioruna Skapulanın medial kenarı boyunca
Latissimus dorsi	Skapulanın inferior kenarından omuzun posterioruna İliak kanat
Rhomboid	Skapulanın medial sınırı
Trapez	Üst torakal omurgadan skapulanın medial sınırına
Serratus anterior	Lateral göğüs duvarından skapulanın alt medial çizgisinde
Serratus posterior	Kolun medial kenarından medial iki parmağa
Serratus superior	Skapular bölgeden posteriora ve kolun anteriorundan aşağıya küçük parmaklara
Multifidus	Omurganın komşuluklarına
İliokostalis	Omurgadan skapulanın medial sınır hattı boyunca

Kaynaklar

- Gökmen FG. Sistemik anatomi: İzmir Güven Kitabevi; 2008.
- Dutton M. Dutton's Orthopaedic Examination Evaluation and Intervention: McGraw Hill Professional; 2012.
- Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation: Elsevier Health Sciences; 2013.
- Brody LT, Hall CM. Therapeutic exercise: Moving toward function: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health; 2011.
- Panjabi MM, TAKATA K, GOEL V, FEDERICO D, OXLAND T, DURANCEAU J, et al. Thoracic Human Vertebrae Quantitative Three-Dimensional Anatomy. Spine. 1991;16(8):888-901.
- Tarakcı E BN, Zenginler Y. Anatomi&Fizyoloji. AR Ö, editor: 3; 2015. 70-148 p.
- Horton WC, Kraiwattanapong C, Akamaru T, Minamide A, Park J-S, Park M-S, et al. The role of the sternum, costosternal articulations, intervertebral disc, and facets in thoracic sagittal plane biomechanics: a comparison of three different sequences of surgical release. Spine. 2005;30(18):2014-23.
- Akçalı İ.D. GM, Ün K. Kas İskelet Sistemi Biyomekanikliği İ.D. A, editor. Adana 2009.
- Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation. St Louis, MO: Mosby. Elsevier; 2010.
- Kapandji I. The Physiology of the Joints, vol. 31974.
- Snell RS, Yıldırım M. Klinik anatomi: Nobel Tıp Kitabevleri; 2004.
- Netter FH. Atlas of human anatomy: Elsevier Health Sciences; 2014.
- Ombregt L. A system of orthopaedic medicine: Elsevier Health Sciences; 2013.
- White A, Panjabi M. Kinematics of the spine. Clinical biomechanics of the spine. 1990:85-125.
- Fujimori T, Iwasaki M, Nagamoto Y, Ishii T, Kashii M, Murase T, et al. Kinematics of the thoracic spine in trunk rotation: in vivo 3-dimensional analysis. Spine. 2012;37(21):E1318-E28.
- Banton RA, CMPT A. Biomechanics of The Spine. Journal of The Spinal Research Foundation FALL. 2012;7(2).
- Brasiliense LB, Lazaro BC, Reyes PM, Dogan S, Theodore N, Crawford NR. Biomechanical contribution of the rib cage to thoracic stability. Spine. 2011;36(26):E1686-E93.

18. White III AA, Johnson RM, Panjabi MM, Southwick WO. Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine. *Clinical orthopaedics and related research*. 1975;109:85-96.
19. Panjabi M, Dvorak J, Crisco III J. Flexion, extension, and lateral bending of the upper cervical spine in response to alar ligament transections. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*. 1991;4(2):157-67.
20. Neville RG. The discovery of Boyle's Law, 1661-62. *Journal of Chemical Education*. 1962;39(7):356.
21. Webster C. The Discovery of Boyle's Law, and the Concept of the Elasticity of Air in the Seventeenth Century. *Archive for history of exact sciences*. 1965;2(6):441-502.
22. Aliverti A. Lung and chest wall mechanics during exercise: effects of expiratory flow limitation. *Respiratory physiology & neurobiology*. 2008;163(1):90-9.
23. Ratnovsky A, Elad D, Halpern P. Mechanics of respiratory muscles. *Respiratory physiology & neurobiology*. 2008;163(1):82-9.
24. Aliverti A, Iandelli I, Duranti R, Cala SJ, Kayser B, Kelly S, et al. Respiratory muscle dynamics and control during exercise with externally imposed expiratory flow limitation. *Journal of Applied Physiology*. 2002;92(5):1953-63.
25. Negrini S, Minozzi S, Bettany-Saltikov J, Zaina F, Chockalingam N, Grivas TB, et al. Braces for idiopathic scoliosis in adolescents. *The Cochrane Library*. 2010.
26. Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, Horton W, Berven S, Schwab F. The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine*. 2005;30(18):2024-9.
27. DeLee JC, Drez D, Miller MD, Abdollahi K, Adelson PD, Albright JP, et al. *DeLee & Drez's Orthopaedic Sports Medicine: Principles and Practice*. Volume Two: Saunders; 2003.

Lomber Bölge Biyomekaniği

Arzu Razak Özdiñler

İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

Giriş

İnsan omurgasının temel görevi spinal kordu korumak ve baş ve boyun ile pelvis arasında yük transferi yapmaktır. Ancak bu basit gibi görünen işlemlerle başaşağımayacak kadar komplike bir yapıya sahiptir. Çünkü bu yük transferi olmadan günlük hayatımızı sürdüremeyiz. 24 vertebra bu yapıyı oluşturur ve bunlar 3 planda hareket edebilirler. Ayrıca bağlar, intervertebral diskler ve kaslar birbiri ile ilişki içindedirler. Disk ve ligamanlar iç desteği, kaslar ise dış desteği oluştururlar.

Bu bölümde öncelikle normal bir omurganın temel unsurları ile kinetik ve kinematik karakteristiği üzerinde durulacaktır. Lomber omurgayı oluşturan tüm yapılar da ayrıca irdelenecektir.

Fizyoterapistler için çok önemli olan klinik karar verme yetisini artırmak ve biyomekanik kuralları pratiğe adapte etmek amacıyla lomber bölgenin temel özelliklerine çok yönlü bakılarak tartışılacaktır. Ayrıca lomber bölge omurgasını ilgilendiren klinik durumların üzerinde de hasta örnekleri ile durulacaktır.

Vücut pozisyonu lomber vertebralara düşen yük ile ilişkilidir. Yanlış kullanılan vücut mekaniği, bu bölgeye zarar verir. Özellikle öne doğru fleksiyon ve yanlara rotasyon lomber vertebralar üzerine en yüksek stres etkisine sahiptir. Gövde kas gücü de burada önemli rol oynar. Güçlü ve dengeli gövde, ön ve arka grup kasları lomber bölgeyi dış travmalardan korur.

Lomber Bölge Anatomisi

Hareket Segmenti (Fonksiyonel Birim)

Omurganın fonksiyonel birimi, tüm omurganın biyomekanik özelliklerini taşıyan en küçük segmenti ifade eder. Komşu iki vertebra ve bunlar arasında bulunan yumuşak dokuya "hareket segmenti" ismi verilir (Şekil 1) (1, 2, 3). Bu birimin bir bölümünde meydana gelen bir

problem tüm sistemin çalışmasını etkiler. Fonksiyonel birimin ön ve arka hareket segmenti olmak üzere iki bölümü vardır.

Ön segmentin, ana görevi yük taşıma, şok absorbe etmektir ve iki omur cismi, intervertebral disk ile longitudinal ligamanlardan oluşur.

Arka segment bölümünde üst üste gelmiş iki vertebra arkusu bulunur, bu segment intervertebral eklemler ile bağlardan oluşur.

Vertebra gövdesi silindirik yapıdadır, gövdenin alt ve üst yüzleri ise süngerimsi (spongioz, trabeküler) yapı gösterir. Bunun kenar kısımlarını ise halka biçiminde kompakt kemik doku çevirir. Gövdenin alt ve üst yüzleri kartilajinöz son plaktan (end plate) meydana gelir. Kartilajinöz son plaklar kişinin yaşlanması ile birlikte ossifikasyon olur.

Vertebra gövdesinin yükleri transfer edebilme özelliği iki yolla oluşur: Kortikal ve spongioz kemik. Spongioz kemik doku dayanma gücünün yaşa bağlı olarak %35-55'inden sorumlu olmaktadır. Eğer herhangi bir nedenle spongioz dokuda kayıp olursa bu kortikal dokunun taşıdığı yükü arttırmaktadır. Spongioz doku sadece yükü kortikal kemik ile paylaşmaz ayrıca darbe ya da çarpma şeklinde gelen yüklerin de absorpsiyonunu gerçekleştirir (1, 2, 4).

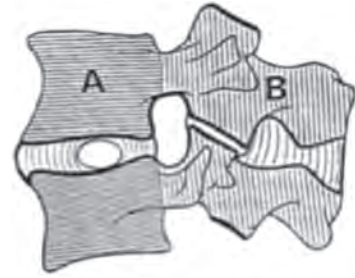
Vertebra (Omurlar)

Omurga (kolumna vertebralis), 33 vertebra'nın üst üste sıralanmasıyla oluşan bir sütündür. Omurgayı oluşturan 33 vertebradan ilk 24'ü hareketli eklemler aracılığıyla birbirlerine bağlanmıştır. Bu nedenle bunlara gerçek vertebralar (presakral vertebralar) denilmektedir. Geriye kalan 9 vertebra'nın 5'i kendi aralarında birleşerek os sakrum'u, 4'ü de os coccygis'i oluşturur. Bunlara da sabit vertebralar (yalancı vertebralar) denir.

Vertebraların buldukları seviye ve bölgeye göre büyüklüğü ve şekilleri farklılık göstermektedir. Esas olarak bir vertebra arkus vertebra ve korpus vertebra (vertebra cismi) olarak üzere iki parçadan meydana gelir. Arkus ise lamina arkus vertebra ve pedunculus arkus vertebra adı verilen iki bölümden oluşmaktadır. Bunların yanı sıra arkusta 4 eklem çıkıntısı, 2 transvers çıkıntı ve bir spinal çıkıntı olmak üzere toplam 7 kemik çıkıntı da vertebra'nın yapısında yer almaktadır (Şekil 2) (3-6).



Şekil 2. Vertebra elemanları. 1) Korpus vertebra, 2) Arkus vertebra, 3-4) Prosesus artikularis, 5-6) Transvers proses, 7) Spinöz proses



Şekil 1. Hareket Segmenti. A) Ön Segment, B) Arka Segment.

Üzerlerine binen yüklerle orantılı olarak vertebra gövdelerinin büyüklüğü boyun bölgesinden bel bölgesine doğru gidildikçe artar. En büyük olanları 5. lomber ve 1. sakral vertebralardır. Bağlı kompresif yüke mekanik uyum sağlamak amacıyla vertebra gövdeleri de alt bölgelerde daha büyüktür. Vertebraların yüzey alanları lomber bölgede en fazladır. Bu durum, vertebranın maruz kaldığı yük miktarını daha rahat tolere etmesini sağlar. Vertebra gövdesinin kompresif yüklere karşı dayanma kuvveti özellikle 40 yaşından sonra giderek azalmaktadır (4, 7).

İntervertebral Disk

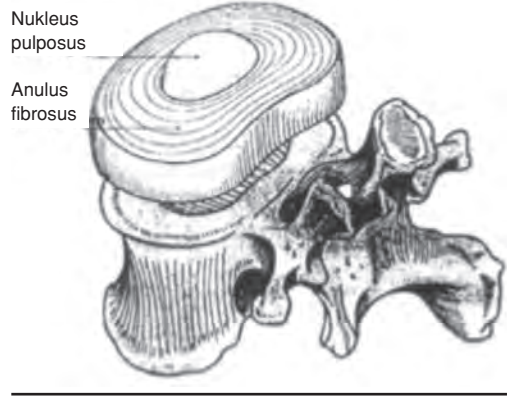
Disklerin şekil, hacim ve kalınlıkları vertebra bölgelerine göre farklılık gösterir. Diskin en kalın olduğu yer lomber bölgedir. Bunu daha sonra torakal ve servikal bölgeler takip eder. Omurganın hareketliliği disk kalınlığı arttıkça buna paralellik göstererek artış göstermektedir (4-7).

Vertebral arası diskler iki fonksiyonel yapıdan oluşur (Şekil 3) (3).

- *Nucleus pulposus*: Diskin merkezi kısmında yer alan, sarımsı renkte jelatinöz yapıdaki bölümdür. %88 oranında su içeren yarısaydam, damarları ve sinirleri olmayan jöle kıvamında bir yapıdır. Bunun dışında kalan bölümü proteoglikanlar, mukopolisakkaritler kollajen fibrillerden oluşmuştur. Çekirdeğin matriks yapısında ise tip II kollajen fibrillerden oluşan bir ağ mevcuttur. 60°'lik açılarla birbirine bağlanan bu fibriller bir kılıf oluşturur. Bu diziliş aynı zamanda çekirdeğin deforme olmasını önleyen direnci de sağlar (5, 6).

Lomber bölgenin diski %70-%90 oranında sıvı içerir. Bu özelliği nedeniyle basıya karşı direnç gösterebilir. Nükleusun arasında bulunduğu vertebra gövdelerinin yüzeylerini kaplayan kırık yapı suya geçirgendir. Kompresif ve sabit yüklenme ile nükleusun jelatinöz matriksinden kırığa su geçişi gerçekleşir. Böylece gün içerisinde sağlıklı bir bireyin boyunda 1,5-2 cm civarında bir değişiklik meydana gelir. Gece yatan bir kişi bu basınca maruz kalmadığı için nükleus su emme özelliğinden dolayı suyu geri emer. Bu nedenle insan boyu ve omurga hareketliliği sabahları daha fazla olmaktadır. Yaşlandıkça nükleusun su emme kapasitesi de azalır (1, 2, 4-7).

Nükleusun pozisyonu tam her zaman ortada değildir, omurga bölgelerine göre farklılık gösterebilir, vertebra gövdesine göre ön-arka planda olabilir (Şekil 4) (3).



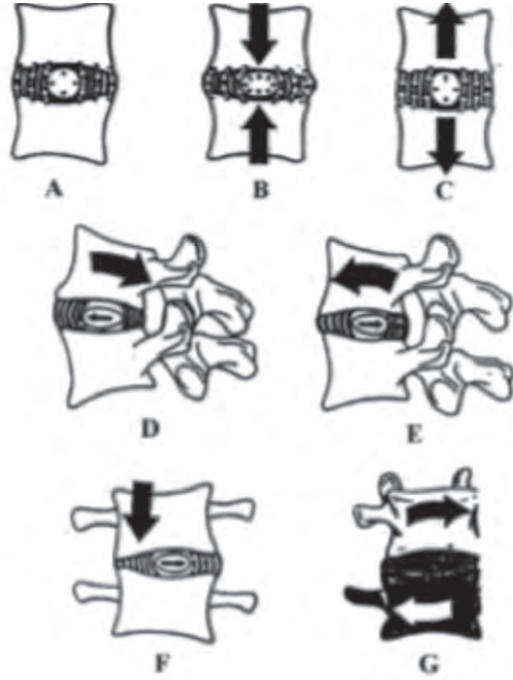
Şekil 3. İntervertebral disk.



Şekil 4. Lomber intervertebral diskin omurganın değişik bölgelerine göre yerleşimi.

Servikal ve torakal bölgede orta bölüme yakın pozisyonda olup, lomber bölgede arka planda yer almaktadır. Ancak zaten omurga hareketleri sırasında nükleus disk içerisindeki yerini ve şeklini değiştirir. Omurganın aksiyal traksiyon durumunda disk içerisinde oluşan negatif basınçla nükleus yuvarlaklaşır, etrafındaki anüler lifler gerilir. Eğer aksiyal yönde kompresyona maruz kalırsa nükleus basılır ve anüler lifleri dışarıya doğru iterek gerilir. Fleksiyon, ekstansiyon ve lateral fleksiyon hareketleri esnasında nükleus disk içerisinde aksiyal yönde yer değiştirir ve yer değiştirdiği yöndeki anüler lifler gerilir. Rotasyonda ise nükleus şekil değiştirmez. Etrafındaki lifler açılarını değiştirerek gerilirler (Şekil 5) (1-6).

- *Anulus fibrosus*: Nükleusu saran zincir şeklinde bağlanmış, yaklaşık olarak 90 tane konsantrik olarak dizilmiş kollajen lif demetleri ve fibrokartilajinöz dokudan oluşan dış halkadır (Şekil 3) (1,3). Bu lifler son plak düzlemi ile 30°'lik açıyla, komşu laminalardaki liflerle 120°'lik açıyla dizilmişlerdir. Diske vertebralarda arasında oluşan basınçla başa çıkabilmesi için gereken esnekliği Tip I kollajen liflerden oluşan bu çok sayıdaki lamel sağlar. Uzadığında düzleşir, istirahat haline geçince tekrar eski halini alır. Bu yapıyı nedeniyle rotasyonel zorlanmalara daha duyarlıdır. Yaşla birlikte anulus içindeki fibröz lifler arttığı için elastikiyet özelliği azalma gösterir (2,4-7).



Şekil 5. Nükleus ve anulusun omurganın pozisyonlarına göre durumu. A) Normal pozisyon, B) Aksiyal bası, C) Aksiyal çekilme, D) Ekstansiyon, E) Fleksiyon, F) Lateral fleksiyon, G) Rotasyon

Faset Eklemler (Articulationes zygapophysiales)

Articularis zygapophysiales, bir üst vertebranın processus articularis inferior'u ile bir alt vertebranın processus articularis superior'u arasında bulunan eklemlerdir. Bunlar "plana" tipli hareketli eklemlerdir ve fonksiyonel birimin hareketlerinde önemli role sahiptir. "Faset eklem" olarak daha yaygın olarak kullanılan bu eklemler hareket segmentinin hareket genişliğini büyütürler. Eklem katılan çıkıntıların eklem yüzü kenarlarına tutunan, içi sinoviyal sıvı ile dolu bir kapsülü (artiküler kapsül) vardır (4-7,9,10).

İntervertebral eklemlerin hareket yönü faset eklem yüzeylerinin dizilimine göre belirlenir. Omurgada eklem yüzeylerinin dizilimi transvers ve frontal planda farklılık gösterir. Lomber bölgede frontal düzlemle segmental farklılıklar göstermesine rağmen yaklaşık 45°'lik içe dönük açı yaparken, transvers düzleme dik olarak yerleşmişlerdir (3,4). Lomber bölgedeki faset eklemler ko-

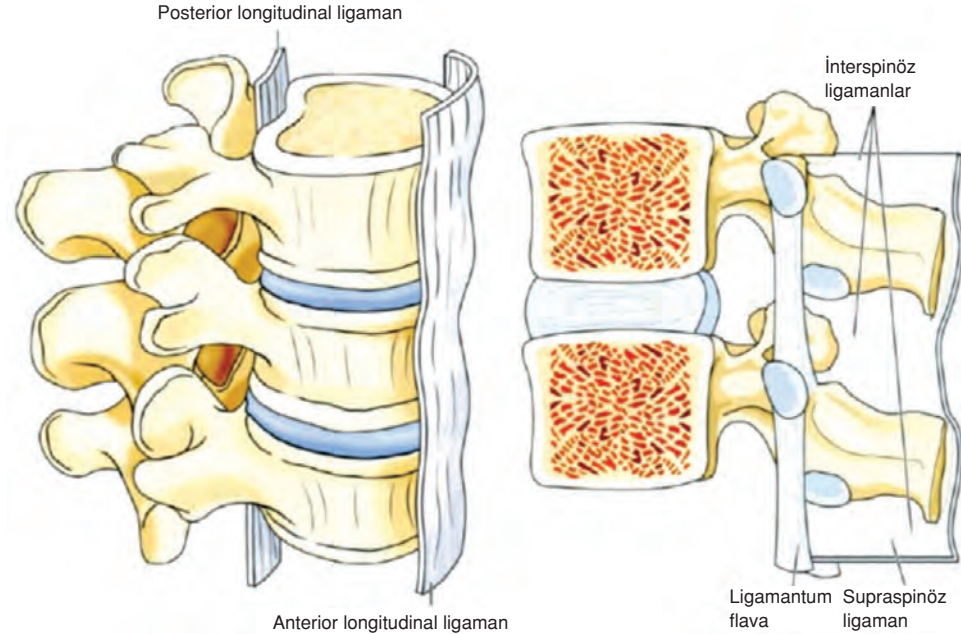
numları nedeniyle özellikle lordoz görülen postürlerde fleksiyon-ekstansiyon hareketine ve az da olsa lateral fleksiyona izin verirler ancak rotasyona neredeyse hiç izin vermezler. Ancak pozisyon değişerek hafif fleksiyondana geldiğinde ya da lordoz azaldığında eklem yüzeyleri birbirinden ayrıldığı için lateral fleksiyon ve rotasyona bir miktar izin verir. Yalnız lumbosakral bölgede eklem yüzeyleri daha oblik durumda olduğu için lomber bölgenin diğer eklemlerinden farklı olarak bir miktar rotasyon hareketi yapılabilmektedir. Bunun kinezyolojik açıklaması eklem yüzeyleri ne kadar oblik yerleşim gösterirse aksiyal rotasyona o kadar izin verirler şeklindedir (4-7, 10).

L5-S1'in faset eklemlerinin yüzeyi lomber bölgenin diğer birleşmelerine göre daha frontal planda yerleşmiştir.

Faset eklemler omurga üzerine binen yükün taşınmasına da yardım ederler. İntervertebral diskler ve ligamentler ile birlikte rotasyonel dönme ve kayma kuvvetlerine karşı koyma yeteneğinin yaklaşık % 80'ini sağlarlar (1). Bunun da % 35-40'ını faset eklemler karşılar. Faset eklemlerin yük taşıma oranları özellikle omurganın hiperekstansiyon pozisyonunda belirgin hale gelirler. Hiperekstansiyondaki bası kuvvetlerinin % 30'una karşı koymaktadırlar (6,7).

Lomber Bölge Ligamanları

Ligamanlar omurganın iç stabilitesine yardımcı olurlar. Gerilme oluşturan tarzadaki yükleri bir vertebradan diğerine aktararak hareketin fizyolojik sınırlar içinde oluşmasını sağlarlar. Vertebra ligamanlarının tüm omurga boyunca devamlılığı olanları, yapışma yerlerine göre hareket segmentinin bir yöndeki fazla açıklığa ulaşan hareketini kısıtlarlar. Diğer bir görevleri de diski sarmak ve fizyolojik elastikiyetinin dışına çıkmasını engelleyerek buradan omuriliğe oluşacak basıdan ilgili alanı korumaktır (Şekil 6) (1, 2, 4, 8, 9, 12).



Şekil 6. Hareket segmentinin bağları (Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, 1. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015 Figure 3-33 iznle basıldı.)

- *Anterior Longitudinal Ligaman*: Tüm vertebra gövdelerinin ön yüzleri boyunca uzanan geniş ve kuvvetli bir bağıdır. Aşağıda sakrumun ön kısmından başlar, yukarıya doğru çıktıkça daralma gösterir. Yukarıya doğru yükselişi sırasında disklere, komşu vertebra gövdelerinin kenarlarına sıkı yapışır, vertebra gövdelerinin ortasındaki konkav kısımlara ise gevşek yapışır. Omurga ekstansiyonu sırasında gerilerek hiperekstansiyonu engeller. Güç bakımından Posterior longitudinal ligamandan 2 kat kuvvetlidir. Bu farkın nedeni boyut olarak geniş olmasındandır (6, 7, 9-11).

- *Posterior Longitudinal Ligaman*: Vertebra gövdelerinin arka yüzleri boyunca uzanır. Vertebral kanalın içinde ve ön duvarında bulunur. Yukarı çıkışı sırasında intervertebral disk ve komşu vertebra gövdelerinin kenarlarına sıkıca tutunur. Lomber bölgeden itibaren daralmaya başlar. L5 ile S1 vertebraarı arasında kalınlığı başlangıçtaki kalınlığının yaklaşık yarısına iner ve anulus fibrozusun posterolateralinde açık bir alan bırakır. Bu alan zayıf bölgedir ve diskle ilgili sorunlar sıklıkla bu noktada meydana gelir. Bu bağ omurga fleksiyon yaparken gerilir (6, 7, 9-11).

- *Ligamentum flavum*: Atlastan 1. sakral vertebraya kadar tüm laminaları birbirine bağlar. Vertikal yönde uzanan lifleri yukarıda laminanın ön yüzüne, aşağıda laminanın üst kenarı ve bir miktarda arka yüzüne tutunur. Esas olarak laminaların arasında yer alan aralıkları kapatır. Dolayısı ile vertebral kanalın arka kısmını örter. Bağı yukarıdan aşağıya doğru indikçe kalınlığı artar. Bağ nötral pozisyonda bile gerginliğini bir miktar korur, omurga stabilitesine ciddi katkı sağlar. Bağdaki bu gerilim disklere hafif ve sürekli bir bası oluşturur. Bu bası disklere şeklini korumasına yardım eder. Ayrıca ekstansiyon yapılırken ligamanın gevşeyip kanal içinde katlantı yapmasına da mani olur (6, 7, 9-12).

Elastikiyet olması nedeniyle ekstansiyonda sırasında boyu kısalır. Bu kısalma boyunun yaklaşık %13'ü kadardır. Fleksiyonda ise yaklaşık %16'sı kadar gerilme kapasitesine sahiptir. Hareket segmentinin tam ekstansiyonuna ek olarak %5'lik kısalma izlenir. Tam fleksiyonunda ise %35'lik bir gerginlik söz konusu olmaktadır. Bu değerler fizyolojik hareket sınırları değerleri olup, travma ve aşırı yüklenmeler sırasında %20 ek gerilme kapasitesine sahiptir. Bu özellikleri nedeniyle omuriliği korumak için segmental stabilizeyi sağlar. Lateral fleksiyonda en fazla gerilen bağıdır (1, 6, 7, 9-12).

- *Supraspinal ligaman*: 7. servikal vertebradan sakruma kadar spinoz çıkıntıların uçlarını birbirine bağlayan fibröz yapıda kuvvetli bir bağıdır. 7. servikal vertebradan sonra "ligamentum nuchae" olarak uzanır ve protuberantia occipitalis externa'ya yapışarak sonlanır. Omurganın fleksiyon ve rotasyonu esnasında gerilir. Özellikle aşırı fleksiyonu engeller (1, 6, 7, 9-12).

- *İnterspinal ligaman*: İnce ve membranöz yapıdadır, ardışık iki spinoz çıkıntıyı boydan boya birbirlerine bağlarlar. Spinal ligamanların içinde en güçsüz olan bağıdır. Fleksiyon hareketinin tamamlanma aşamasında hafif direnç oluşturur (1,6, 7, 9-11).

- *İntertransvers ligaman*: İki komşu transvers çıkıntı arasında uzanan bağlardır. Torakal bölgede yuvarlak, lomber bölgede ise ince bir membran şeklindedirler. Lateral fleksiyon ve rotasyon esnasında spinal stabilizeyi sağlarlar (1, 6, 7, 9-11).

- *Artiküler kapsül*: Faset eklemlerin fibröz kapsülündeki kollajen liflerden oluşmaktadır. Lomber ve torakal bölgede daha kısa ve sıkı yerleşim gösterir. Tüm omurga hareketleri yapılırken faset eklemlerde kayma hareketine yardımcı olur. Rotasyon hareketinde ise tek taraflı olarak kapsül aşırı gergin duruma gelir (1, 6, 7, 9-11).

- *İliolomber ligaman*: 4 ve 5. lomber vertebraların transvers prosesinden başlar aşağı ve dış tarafa doğru genişleyerek pelvise doğru ilerler ve buraya tutunur. En önemli görevi lumbosakral bölgeyi pelvis üzerinde stabilize etmesidir. Bunun yanı sıra daha az etkili olarak 4. ve 5. lomber vertebraların öne kaymalarını engelleyici şekilde de fonksiyonu görürler (6, 7, 9-11).

Lomber Bölge Kasları

Omurganın kaslarını fleksörler ve ekstansörler olarak ikiye ayırabiliriz. Temel fleksör kaslar abdominal kaslar (rectus abdominus, internal ve eksternal oblik kaslar ve transvers abdominal kaslar) ve psoas kaslarıdır. Genel olarak, vertebral kolonun ön grup kasları fleksörler olarak görev alırlar. Temel ekstansör olan erektör spina, multifidus ve intertransvers kasları posterior yapıları yapışmıştır ve ekstansörler olarak görev alırlar (13).

Ekstansör kaslar birçok vertebra ve hareket segmenti üzerinde olduğu gibi her vertebra ve hareket segmenti arasında da bağlantı sağlarlar. Ekstansör kaslar simetrik olarak kasıldığında ekstansiyon hareketi ortaya çıkar. Eğer sağ ve sol fleksör kaslar ve ekstansör kaslar asimetrik olarak kasılırlarsa, lateral fleksiyon açığa çıkar (13).

Gövde Ekstansiyonu

M. İliocostalis thoracis,
M. Iliocostals lumborum
M. Longissimus thoracis
M. Spinalis thoracis
M. Semispinalis thoracis

Gövde Fleksiyonu

M. Rectus abdominis (çift kas)
M. Obliquus externus abdominis
M. Obliquus internus abdominis
M. Psoas major ve minör

Gövde Ekstansiyonu

M. Multifidi
M. Rotatores thoracis ve lumborum (11 çift)
M. Interspinalis thoracis ve lumborum
M. Intertransversarii thoracis ve lumborum
M. Quadratus lumborum

Gövde Rotasyonu

M. Obliquus externus abdominis
M. Obliquus internus abdominis
Derin sırt kasları (bir taraf)

Lomber Omurganın Biyomekaniği

Eklem hareket genişliğini meydana getiren en önemli faktörler kasların ve ligamanların esnekliğidir (1, 6, 14-16). Bunların yanında genetik, yaş, cinsiyet, vücut tipi, iş özelliği, bireyin günlük yaşamdaki aktivite alışkanlıkları, yaşadığı ortamın fiziki koşulları ve günün zaman dilimi ve geçirilen hareketi kısıtlayıcı problemler de eklem hareket açıklığını etkileyen diğer faktörlerdir (14, 15).

Omurganın hareketleri sinirlerin ve kasların koordineli birlikte çalışmasıyla gerçekleşmektedir. Hareketi agonist kaslar başlatır ve devam ettirir, ancak kontrolünü antagonist kaslar sağlar. Faset eklemlerin yerleşim ve dizilimine bağlı olarak omurganın farklı bölgelerinde hareket açıklığı değişik olmaktadır. İki vertebra arasında meydana gelen hareket çok dar ve küçük olur, bu nedenle bir segmentin bağımsız hareketinden söz edilemez. Göğüs kafesi ve pelvis ise omurga hareketlerini etkileyen diğer bir yapılardır. Göğüs kafesi, torakal bölgenin hareketlerini kısıtlar, pelvik tilt yapılarak ise gövde hareketi artırılır. Omurga tek bir birim

TABLO 1. Omurganın Osteokinematik Terminolojisi

Terminoloji	Hareketin düzlemi	Rotasyonun aksisi	Diğer terminoloji
Fleksiyon ve Ekstansiyon	Sagittal	Medial / Lateral	Öne ve arkaya eğilme
Lateral fleksiyon (sağ/sol)	Frontal	Anterior / Posterior	Sağ / sol yana eğilme
Aksiyel rotasyon (sağ/sol)	Horizontal / Transvers	Vertikal	Rotasyon / Torsiyon

olarak üç düzlemde hareket edebilir. Sagittal düzlemde fleksiyon ve ekstansiyon, transvers düzlemde rotasyon ve frontal düzlemde lateral fleksiyon hareketlerini ortaya çıkarır (Tablo 1) (1, 17). Ayrıca omurgada tüm bu hareketlerin birleşiminden oluşan sirkümdüksiyon hareketi de gerçekleşir (1, 2, 4, 7, 8, 11).

Omurganın lomber bölgesinin hareket kapasitesi oldukça gelişmiştir. Lomber fleksiyon-ekstansiyon kapasitesi proksimalden distale doğru artış gösterir. Lomber bölgede en fazla fleksiyon ve ekstansiyon hareketi gözlenir. Lomber eklemlerin lateral fleksiyon miktarı, aksiyel rotasyonun kapasitesinin 3–4 katı kadardır. Lomber bölgede her ünitenin fleksiyon derecesi yaşa bağlı olarak değişiklik gösterir. 2–12 yaşlarında fleksiyon kapasitesi maksimum iken, artan yaşla beraber azalmaktadır. Toplam fleksiyon ve ekstansiyon kapasitesi L4-L5 aralığında en fazla, üst segmentlere çıkıldıkça bu oran azalır. Lomber bölge fleksiyonun %60–75'i L5-S1 aralığında gerçekleşirken, %20–25'i L4-L5 aralığında, geri kalan %5–10'u da diğer segmentlerde oluşmaktadır (3, 16).

Sağlıklı erişkinlerde ayakta duruş sırasında lomber omurgada değişmekle birlikte genellikle tipik olarak 40–50°'lik lordoz oluşur. Nötral pozisyonda üç farklı düzlemde hareket gerçekleşir (Tablo 2) (17).

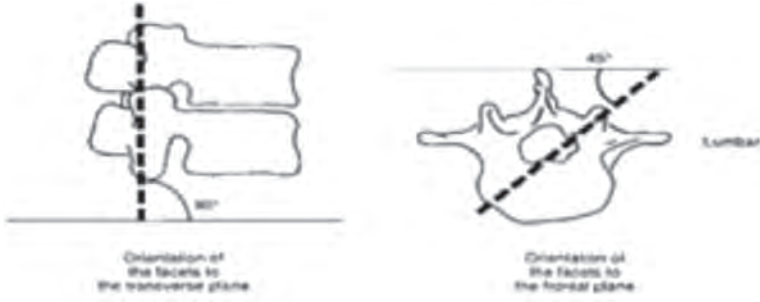
Fleksiyon-Ekstansiyon Hareketleri ve Kinetiği

Lomber bölgede sagittal planda toplam 55°-70°'lik hareket oluşmaktadır. Bu hareketin 40-50°'si fleksiyon, 15°-20°'si ekstansiyon hareketi olarak açığa çıkmaktadır. Bu bölgede faset eklemlerin oryantasyonu geniş hareket açıklığı ortaya çıkarmasına neden olmaktadır. Faset eklemler transvers düzleme 90° açı ile frontal düzleme ise 45° açı ile yönelirler (Şekil 7) (17).

Omurga fleksiyonunun ilk 50°-60°'lik kısmını hareket segmentleri yapmaktadır. Kişinin öne eğilerek parmaklarını yere değdirmesi için dizleri ekstansiyonda iken omurgada gerçekleşecek fleksiyon hareketi yeterli olmaz. Gerekli olan artmış fleksiyon hareketi kalça ekleminden gerçekleştirilen ek fleksiyon hareketiyle sağlanmaktadır. Kalçanın bu ek fleksiyon

TABLO 2. Lomber Bölgenin Üç Düzlemdeki Hareketlerinin Yaklaşık Açılıları

Fleksiyon ekstansiyon (sagittal düzlem)	Aksiyel rotasyon (horizontal düzlem)	Lateral fleksiyon (frontal düzlem)
Fleksiyon: 40°-50° Ekstansiyon: 15°-20° Total: 55°-70°	5°-7°	20°

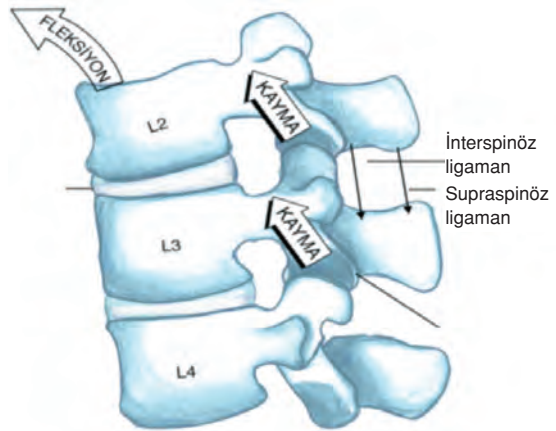


Şekil 7. Lomber omurgadaki intervertebral faset eklemlerin oryantasyonu.

hareketi pelvisin öne eğilimi (pelvik tilt, pelvik rotasyon) şeklinde ortaya çıkarılmaktadır. Pelvisin eğimi olarak tanımlanan pelvik tilt, sakral açıda meydana gelen değişiklikler sonucu pelvisin kalça eklemi üzerinde oluşturduğu salınım hareketleridir. Bu tilt hem omurganın statik pozisyonundaki hareketlerinde hem de kinetik pozisyon hareketlerinde ortaya çıkmaktadır. Kalça bu şekilde fleksiyon yaptığında, femur pelvis kuşağına göre sagittal düzlemde öne doğru rotasyon yapar. Pelvisin bu şekildeki hareketinde spina iliaca anterior superior simfiz pubise göre anterior yönde yer değiştirir. Bu durum omurgaya ek bir fleksiyon hareketi yapabilecek alan kazandırır (2, 4, 7). Omurgada fleksiyon ve ekstansiyon sırasında lomber lordoz tersine döner bununla pelvik tilt arasında düzgün ve sıralı bir ilişki kurulmuştur. Bu ilişkiye "lumbo-pelvik ritim" denir. Bu sayede öne eğilme sırasında kalçaların arkaya kayması ile ağırlık merkezinin destek tabanının üzerinde kalması sağlanır (1, 2, 4, 7).

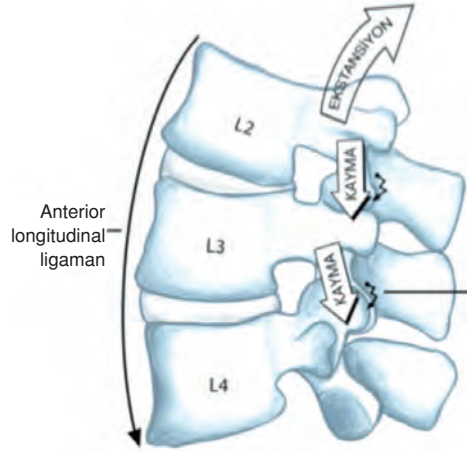
Uzun oturma pozisyonunda eller ile parmak uçlarına doğru uzanıldığında, lomber omurganın fleksiyonu kalça, torakal bölge ve servikal bölgenin fleksiyonu ile birlikte gerçekleşir (Şekil 8). Bu pozisyon hamstring kasında pasif gerilim artışına neden olur. Sakro-iliak eklem tarafından vertebral kolonun alt kısımlarının fiks edilmesiyile, alt lomber bölgede doğal lordoz oluşur. Örneğin; L2-L3 vertebralar arasında fleksiyon hareketi meydana gelirken, L2'nin inferior artiküler fasetleri, superiora ve anteriora doğru, L3'ün fasetleri ise rölatif olarak superiora doğru kayar. Aşırı fleksiyon hareketi sırasında faset eklemlerdeki temas alanı belirgin şekilde azalır.

Abdominal kaslar ve iliopsoas kasının vertebraya yapışan kısmı tarafından omurga fleksiyonu başlatılmaktadır. Fleksiyon momenti hareket başladıktan sonra devreye giren gövde ağırlığının etkin olmasıyla artar. Bununla aynı zamanlı olarak erektor spina kasının izometrik aktivitesi fleksiyonu kontrolde tutmaya çalışır. Eş



Şekil 8. Uzun oturma pozisyonunda eller ile parmak uçlarına doğru uzanıldığında, lomber omurganın fleksiyon hareketi.

zamanlı arka grup kalça kasları da aktiftir ve pelvisin öne rotasyonunu idare ederler. Omurga tam fleksiyona gelinece erektör spina kası inaktif duruma gelir. Bu pozisyonda öne eğilme momenti, başlangıcında pasif olsa da tam fleksiyon esnasında spinal gerilmeyle gerginleşen posterior longitudinal ligaman, faset eklemler, eklem kapsülü ve ligamentum flavumlar tarafından dengeye alınır. Fleksiyonda interspinal ligaman, supraspinal ligaman, artikular kapsül, ligamentum flavum, iliolumber ligaman ve posterior longitudinal ligamanlar gerilir. Fleksiyondan dik pozisyona dönüşte, fleksiyon hareketi için oluşan mekanizma tam ters sıra ile gerçekleşir. İlk olarak pelvis arkaya doğru rotasyon yapar. Bunu takiben omurga ekstansiyon hareketi oluşur. Bu esnada ekstansör kaslarda izotonik aktivite izlenir (Şekil 9) (1, 2, 4, 7, 18-20).



Şekil 9. Uzun oturma pozisyonunda eller ile parmak uçlarına doğru uzanıldığında, lomber omurganın ekstansiyon hareketi.

Yük olmaksızın omurganın fleksiyon ekstansiyon hareketi sırasında, lomber omurgada ilk 50°-60° omurga fleksiyonu meydana gelir ve bu daha çok alt hareket segmentlerinde ortaya çıkar (21,22). Bir yük kaldırma ve yük binme durumunda ise bu ritim tüm üst ve alt segmentlerde aynı zamanda gerçekleşir. Ayrıca yük kaldırmada yük indirmeye oranla bu hareketlerde daha büyük bir fark görülmektedir (23). Torasik omurgalar, faset eklemlerinin oblik yerleşimi, prosesus spinosusların vertikal uyumsuzluğu ve göğüs kafesinin kısıtlayıcı özelliğinden dolayı, tüm spinal kolonun öne fleksiyonuna çok az katkıda bulunur.

Omurganın dik konumdan ekstansiyona konumuna gelmesi için hareketin başlangıcında erektör spina kası aktifleşir ve ekstansiyonu başlatır. Ekstansiyon hareketi arttıkça bu aktivasyon azalır ve abdominal kasların izometrik aktivitesi ortaya çıkarak hareketi kontrol eder. Bu hareket oluşurken kapsüller ve anterior longitudinal ligaman gerilir (1, 2, 4, 7, 18-20).

Lateral Fleksiyon Hareketi ve Kinetiği

Lomber bölgede iki tarafta da 20°'lik lateral fleksiyon hareketi oluşur. Lateral fleksiyon hareketi karşı taraftaki ligamanlar tarafından limitlenir. Abdominal kaslar ile erektör spina ve transversospinal kaslar omurganın lateral fleksiyonunda aktif rol alırlar. Bu kasların tek taraflı kasılmaları hareketi başlatmaktadır, iki taraflı kasılmaları ise hareketi kontrol etmektedir. Lateral fleksiyon hareketi sırasında aktif olan ligamanlar anterior longitudinal ligaman, posterior longitudinal ligaman ve artiküler kapsüldür (Şekil 10) (2, 4, 7, 18-20).

Rotasyon Hareketi ve Kinetiği

Horizontal planda her iki tarafa ortalama 5-7°'lik rotasyon hareketi oluşur. L1 ve L2 vertebra arasındaki sağ aksiyal rotasyon sırasında L1'in sağ inferior artiküler faseti L2'nin sağ superior artiküler fasetinden yavaşça ayrılır (Şekil 11). Rotasyon hareketi sırasında omurganın her iki

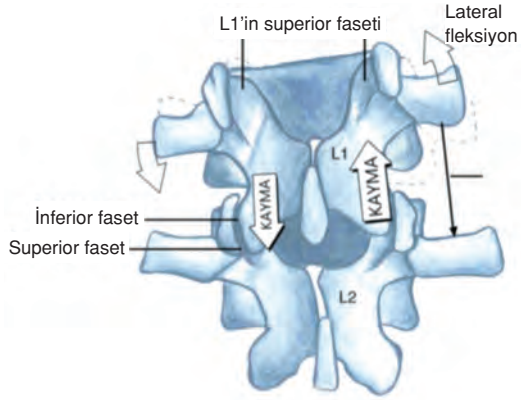
yanındaki erektrör spina ve abdominal kaslar görev yapar. Obliquus externus abdominis, obliquus internus abdominis kasları rotasyon için temel kaslardır. Aynı yönde çalışan kaslar rotasyon hareketini aktif hale getirirken, zıt yönde çalışan kaslar hareketi kontrol etmektedir. Rotasyon esnasında bir tarafın oblik eksternal abdominal kasına, karşı tarafın oblik internal abdominal kası yardım eder. Fonksiyonel omurga rotasyonunu arttırmak için pelvisin de harekete katılması gerekmektedir (2, 4, 7, 19).

Gövde Ağırlık Merkezi Ve Yer Reaksiyon Kuvveti

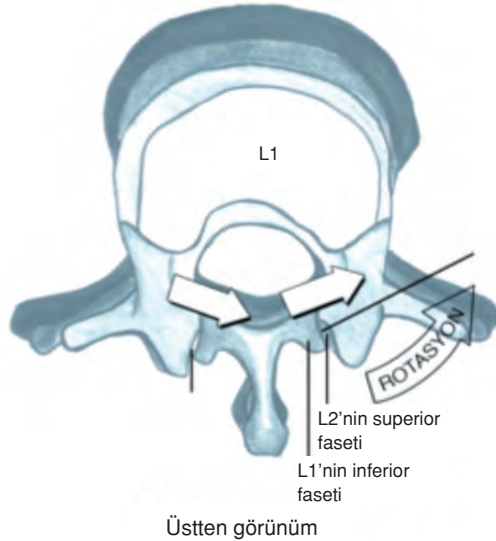
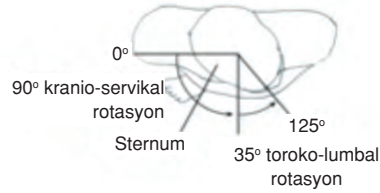
Ayakta dik durma pozisyonunda, insan vücudunun ağırlık merkezi ikinci sakral vertebranın hemen önünden geçer. Lumbopelvik bölge ağırlık taşıma merkezi olarak görülebilir. Burada merkez gövde ve yer çekimi kuvveti birleştiği bölge olarak tanımlanabilir ve muskuloskeletal dokular tarafından desteklenir. Lumbopelvik dokular dik postürün sürdürülmesi için çok iyi dizayn edilmiştir (24-28).

Ağırlık çizgisi, vücudun aşağısına doğru indikçe lomber omurga ve sakrumdan çapraz olarak geçer. Bu bölgede lumbopelvik dokular yer ve gövde kuvvetlerini desteklemektedirler. Lumbopelvik bölgedeki muskuloskeletal dokular bu kuvvetleri çevre dokulara transfer etme yoluyla veya direkt olarak absorbe ederek işlevlerini yerine getirirler (24-28).

Yer ve gövde kuvveti birçok faktörle ilişkilidir. Gövde tipi de bu faktörler arasındadır. Üç temel gövde tipi vardır. Bunlardan ilki kişinin uzun ve zayıf olduğu ektomorfik tiptir. Esnek fakat kıvrılgan bir yapıya sahiptir (24-28).



Şekil 10. Ayakta, gövdeye lateral fleksiyon yaptırıldığında lomber omurganın ekstansiyon hareketi.



Şekil 11. Ayakta, gövdeye rotasyon yaptırıldığında lomber omurganın ekstansiyon hareketi.

İkinci tip vücut yağ oranının fazla olduğu endomorfik vücuttur. Bu vücut tipine sahip kişilerin eklem mobilitesi fazladır fakat gövde ve yer kuvvetini dengelemekte etkili değildir (24-28).

Bir diğer vücut tipi ise kas kitlesi fazla olan, ektomorfik vücut tipine göre daha az esnek olan mezomorfik tiptir. Bu tip kişiler kuvvetleri dokulara kolaylıkla aktarabilirler. Gövde ve yer kuvvetini daha kolay dengeleyerek çevre dokulara aktaran vücut tipleri daha az mekanik yaralanma riskine sahiptir (24-28).

Vücut Pozisyonunun Omurga Üzerindeki Yüklere Etkisi

Fonksiyonel olarak gövde hareketleri sadece omurganın farklı bölümlerinin kombine hareketlerini içermez aynı zamanda pelvik desteği de gerektirir, çünkü pelvis hareketleri gövdenin fonksiyonel hareket açıklığını artırmayı sağlar. Pelvik hareketler ve spinal hareketler arasındaki ilişki lumbosakral eklemler, kalça eklemleri veya her ikisinin hareketi açısından incelenir. Omurgadan pelvise yük transferi sakroiliak (SI) eklem aracılığıyla gerçekleşir (17). SI eklem üzerinde hareket eden kas kuvvetleri stabilizasyon etkisine sahiptir ve pelvisdeki yüklenme ile oluşan yüksek stresi azaltmaya yardım eder (29).

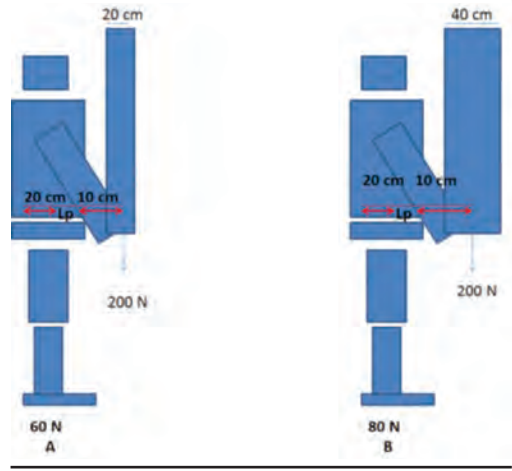
Vertebada en fazla yük taşıyan lomber omurga bölümüdür. Bu nedenle yük ile ilgili hesaplamalar omurganın diğer bölümlerine göre bu bölge daha çok yapılmaktadır. Gevşek ayakta dik durma pozisyonunda invivo disk içi basınç, ölçülen seviyenin üzerindeki gövde ağırlığı, hareket segmentini etkileyen kas kuvvetleri ve diskin intrinsik basıncının bir kombinasyonudur (3,6,11,30,31). Desteksiz ve gevşek oturma pozisyonunda lomber omurgaya binen yük, ayakta durma pozisyonuna göre daha fazladır. Bu pozisyonda pelvis arkaya rotasyon yapar, lomber lordoz düzleşir. Bununla birlikte lomber omurganın önünde olan ağırlık merkezi daha da öne kayar ve gövde ağırlığı tarafından uygulanan kuvvet kolu uzamış olur. Böylece lomber omurgaya binen yük artar. Dik oturma pozisyonunda pelvisin öne rotasyonu ile lomber lordozun artması, lomber omurgaya binen yükü azaltır. Ancak hala ayakta durma pozisyonuna göre daha fazladır (3, 4, 7, 31).

Destekli oturma esnasında yükler desteksiz oturmaya göre azalır. Çünkü bu durumda yükün bir kısmını sırt desteği taşımaktadır. Yükün daha da azaltılması sırt desteğinin arkaya doğru eğiminin artması ve lomber destek kullanılması ile olur. Ancak dikkat edilmesi gereken gövdeyi ve torakal omurgayı öne iten bir torakal destek kullanımının lomber omurganın kifozuna neden olarak yükleri arttırabilmesidir. Sırt üstü yatar pozisyonda vücut ağırlığına ait yükler devre dışı kaldığı için omurgaya etki eden yük düzeyi en az olur. Sırtüstü pozisyonda kalça ve dizler ekstansiyona getirilirse psoas majör kasının omurga kısmı tarafından oluşturulan çekme kuvveti omurgaya binen yükü arttırır. Bunu engellemek için kalça ve dizler fleksiyona alınarak altına bir destek koyarsak, psoas majör kası gevşer ve lomber lordoz düzleşir. Böylece omurgaya binen yük azalır. Yükü daha da azaltmak için traksiyon işlemi uygulanması gerekir. Traksiyon gerek elle gerek aletlerle bu amaçla lomber bölge tedavisinde kullanılır (4, 7, 32).

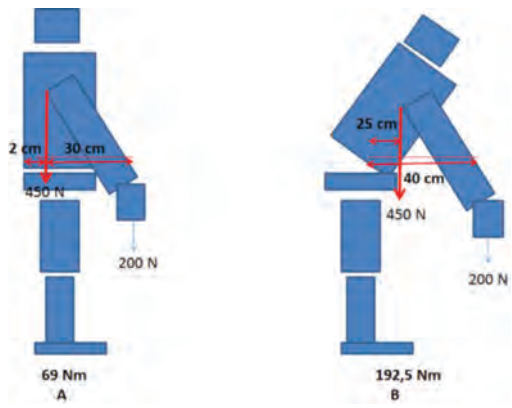
Bir ağırlık kaldırmak ve onu taşımak omurgaya eksternal yük uygulayan ve mekanizmasının farkında olmadan günlük yaşantımızda sık yaptığımız bir aktivitedir. Bu aktiviteler esnasında omurgaya binen yükü; taşınan ağırlığın omurganın hareket merkezine göre pozisyonu, omurganın fleksiyon ve rotasyon derecesi, taşınan cismin boyut, şekil ve ağırlığı gibi faktörler etkiler. Kaldırma ve taşıma mekanizması kişiler tarafından ne kadar iyi bilinirse omurgada oluşabilecek hasarlar o kadar minimum düzeye indirilebilir. Bir cismin gövdeye yapışık olarak

taşınması cismin ve gövdenin ağırlık merkezlerini birbirine yaklaştırdığı için uzakta tutarak taşımaya göre lomber omurgada daha az eğilme momenti oluşturur. Sabit bir ağırlık için kaldıraç kolu ne kadar kısa olursa eğilme momenti de o kadar küçük olacaktır. Örneğin, 200 Newton (N)'luk bir cismi ağırlık merkezinden 20 cm uzakta olacak şekilde taşıma ile omurgaya binen yük 60 Newton metre (Nm) olurken, ağırlık merkezinden 40 cm uzakta taşıma esnasında oluşacak yük 80 Nm olur. (Şekil 12). Bir birey 20 kg'lık bir cismi, kendisinden 20 cm uzakta taşır; cismin merkezi ile bireyin gravite merkezi arasındaki uzaklığı toplam 30 cm (0,3 m) olarak düşünürsek, omurgaya binen yük $200 \text{ N} \times 0,3 \text{ m} = 60 \text{ Nm}$ olur (Şekil 12A) (4,7,33). Aynı birey 20 kg'lık bu cismi, kendisinden 40 cm

uzakta taşır; cismin merkezi ile bireyin gravite merkezi arasındaki uzaklığı toplam 40 cm (0,4 m) olarak düşünürsek, omurgaya binen yük $200 \text{ N} \times 0,4 \text{ m} = 80 \text{ Nm}$ olur (Şekil 12B). Bir cisim gövde öne eğilerek kaldırılırsa sadece cismin ağırlığı ile değil aynı zamanda gövdenin üst kısmının ağırlığı tarafından da bir eğilme momenti oluşacağından omurgaya binen yük artacaktır. Kalça ve dizler fleksiyona getirilerek kaldırılacak cisim ile ağırlık merkezi arasındaki mesafe azaltılabilir. Böylece omurgaya binen yük de azalmış olur. Bu pozisyonda cisim vücuda ne kadar uzak tutulursa kaldıraç kolu o kadar uzamış olur. Böylece omurgaya binen yük de artar. Örneğin, 200 N'luk cismi gövde öne eğilmeden kaldırırken oluşan omurgaya binen yük 69 Nm olurken, gövde öne eğilerek kaldırıldığında bu yük 192,5 Nm'ye çıkar. (Şekil 13). Bir birey 20 kg'lık bir cismi, öne eğilmeden kaldırdığında; cismin merkezi ile bireyin gravite merkezi arasındaki uzaklık 30 cm (0,3 m) ve üst gövdenin ürettiği kuvvet merkezinin (450 N) gravite merkezine olan uzaklık 2 cm olarak düşünülürse, omurgaya binen yük $(200 \text{ N} \times 0,3 \text{ m}) + (450 \text{ N} \times 0,02 \text{ m}) = 69 \text{ Nm}$ olur (Şekil 13A) (4,7,32). Aynı birey 20 kg'lık bu cismi, öne eğilerek kaldırdığında; cismin merkezi ile bireyin gravite merkezi arasındaki uzaklık 40 cm (0,4 m) ve üst gövdenin ürettiği kuvvet merkezinin (450 N) gravite merkezine olan uzaklık 25 cm olarak düşünülürse, omurgaya binen yük $(200 \text{ N} \times 0,4 \text{ m}) + (450 \text{ N} \times 0,25 \text{ m}) = 192,5 \text{ Nm}$ olur (Şekil 13B) (4, 7, 33).



Şekil 12. Yük taşıma pozisyonunun omurga üzerine etkisi. A) Cisim gövdeye yapışık durumda taşıma, B) Cisim gövdeden uzak durumda taşıma.



Şekil 13. Yük kaldırma pozisyonunun omurga üzerine etkisi. A) Omurga dik pozisyondayken kaldırma, B) Omurga eğik pozisyondayken kaldırma.

Lomber omurgaya binen yüklerle ilgili intra-abdominal basınç mekanizması da önemlidir. İntra-abdominal basıncı oluşturmak için gerekli olan kas aktivitesi transvers abdominis, eksternal- internal oblik karın kasları tarafından sağlanır. Binen yükün azaltılmasında bir faktör olduğu düşünülmektedir. Yükün ağırlığına göre değişik şekilde devreye girer. Orta ağırlıktaki cisimlerin kaldırılması sırasında çok değilken, gövdenin öne fleksiyonu ve kaldırılan cismin ağırlığı arttıkça intra-abdominal basınç artar. Özellikle kaldırma sürecinin başlangıcında ağırlığın oluşturduğu yükün aşılması esnasında basınçta ciddi artışlar gözlenir. (4, 7, 32).

Erektör spina kası kaldırma sırasında omurga fleksiyon derecesine ve lomber omurganın başlangıç postürüne bağlı olarak az ya da çok aktiflenir. Hareket açıklığı tamamlanırken eğilme momenti arttıkça kasın aktivitesi de artar (4, 7, 32).

Lomber Bölgede Sık Görülen Patolojiler

Spondilozis

Spondilozis vertebranın pars interartikülarisindeki defekti ifade etmektedir (33). Spondilozis toplumun % 6'sında görülür ve özellikle bilateral olgularda % 75 oranında spondilolisteze dönüşür. Lezyon çoğunlukla L5 (% 71-95), L4 (% 5-23) seviyelerinde olmakla beraber her seviyede görülebilir, 7-8 yaşlarındaki çocuklarda yaygın olarak rastlanır ve 11-15 yaşlarında insidansı artar. Erkeklerde kadınlara oranla 2 kat fazla görülmektedir. Defekt yaklaşık olarak olguların % 80'inde bilateral iken % 20'sinde unilateral olarak bildirilmiştir, % 4 oranında birden fazla seviyede görülmektedir (34, 35).

En yaygın olarak spondilozise sebep olduğu düşünülen mekanizma immatür omurgada, tekrarlayıcı hiperekstansiyon travmaları olsa da spondilozisin mekanizması konjenital güçsüzlüğün ya da pars interartikülarisin displazisinin sebep olduğu mikrotravmalar ile multi-faktöriyel bir tablo çizer (33, 35).

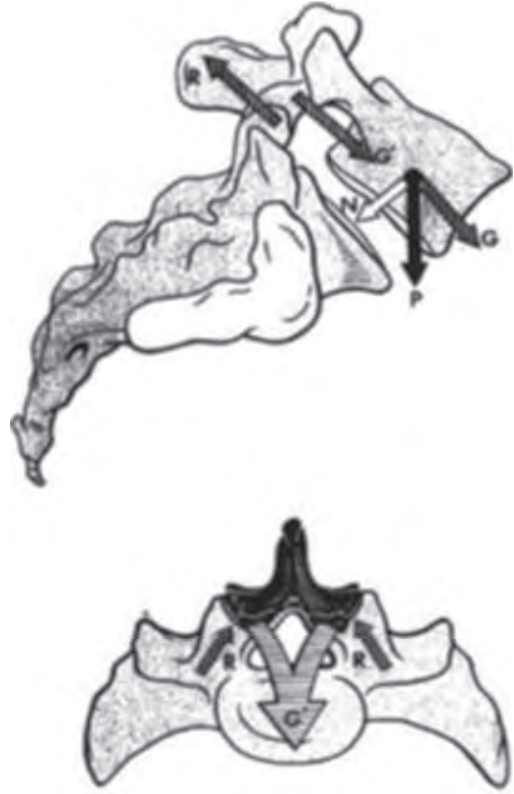
Lomber omurganın uzaması ile birlikte üstteki vertebranın inferior artiküler prosesi alttaki vertebranın pars interartikülarisini etkiler. Bu etki zamanla pars interartikülarisin stres kırığına; sonrasında spondilozis oluşmasına sebep olur. Ventral yönde gerilim oluşturan kuvvetlerin artması ve kranyosakral yönde ilerlemesi sebebiyle kaudal-ventral yönde stres kırıklarının oluştuğunu, bu kuvvetlerin ekstansiyon/aksiyal rotasyon yönündeki hareketler ile arttığı bilinmektedir. Scheuermann kifoza gibi hiperlordoz deformitesinin olduğu spinal patolojilerde spondilozisin insidansının yüksek olması ve nonambulator kişilerde bu patolojiye rastlanmaması gerilimin ekstansiyon yönünde arttığını destekler niteliktedir (33). Son yıllarda yapılan bir çalışmada spondilozisli olgularda, sağlıklı ve spondilozis olmaksızın bel ağrısı olan olgulara göre aksiyal planda segmental rotasyon hareketinin daha az, diğer planlardaki rotasyon hareketinin daha fazla olduğu bildirilmiştir (36).

Sakrumun üst yüzeyinin inklinasyonu sonucu, L5 anteriora ve inferiora doğru kayma eğilimine girer. Aşağı doğru etkileyen P kuvvetini N ve G komponentlerine ayırarak olursak; N dikey olarak sakrumun üst yüzeyine etkileyen, G kuvveti ise vertebral arka paralel (L5'i anteriora itme eğiliminde olan) kuvveti temsil eder. Vertebra gövdesindeki G kuvvetinin superior ve inferior artiküler prosese yansımaları G olarak kabul edelim; bu prosesler arasındaki pars interartikülariste yoğunlaşan güçlü bir zıt kuvvet (R kuvveti) oluşur (Şekil 14) (3). Kuvvet dengesizliği olan durumlarda pars interartikülariste defekt oluşur (3).

Birçok araştırmacı spondilozisin % 69'undan fazlasının genetik zeminli olduğunu vurgulamıştır. Spondilozisin spina bifida okkulta ile güçlü bir ilişkisi olduğu düşünülmektedir. Belirtilen bu genetik dağılım bu patolojinin pars interartiküleri displazisinden kaynaklandığını destekler niteliktedir. Birçok kişide transvers faset ekleme mesafesi lomber omurga kranialden kaudale geldiğinde artar. Bu mesafenin artışının spondilozisli kişilerde sağlıklı kişilere göre daha az olduğu ve bunun vertebra boyutu ile ilişkili olduğu belirtilmiştir.

Spondilozis genelde adolesan çağda görülür, semptomsuz seyredebilir. Bu hastalarda hiperekstansiyon pozisyonlarında artan, istirahat ile azalan ağrı görülür. Nörolojik semptomlara daha çok spondilolistezisin eşlik ettiği olgularda karşılaşılr (33).

Fiziksel değerlendirmede genelde azalmış lomber lordoz, lumbosakral hassasiyet ve kas spazmı, fonksiyonel skolyoz, spondilolistezisin yüksek oranda eşlik ettiği durumlarda palpe edilebilir. Hamstring kontraktürü yaygındır ve dizde semi fleksiyon yürüyüşü, azalmış adım uzunluğu, tamamlanmayan sallanma fazı ile karakterize yürüme bozukluğuna yol açar (33-34).



Şekil 14. Lumbosakral ekleme ve spondilolistezis

Spondilolistezis

Spondilolistezis üstteki vertebranın aşağıdakine göre anteriora kayması anlamına gelmektedir. Bu terim Yunanca vertebra anlamına gelen 'spondylos' ve kayma anlamına gelen 'olisthesis' kelimelerinden türemiştir (33).

En yaygın klinik tanımlama yöntemi, Meyerding'in tanımladığı ve alt vertebranın yüzeyini %25'lik dilime ayıran ve kaymayı buna göre derecelendiren yöntemdir. Kayma miktarı, kayma açısı, lomber indeks, sakral inklinasyon, sagittal pelvik tilt indeks gibi araştırmaya yönelik bir takım ölçümler de vardır.

Bu sınıflamalara göre en yaygın olarak rastlanan tip *İstmk tip* tir. İstmk tip spondiloziste anlatıldığı gibi stres fraktürüne bağlı olarak gelişir. *Displastik tip* faset ekleme ve üst sakrumun gelişim geriliği nedeniyle makaslama ve öne kayma kuvvetine karşı koyamaması durumunda gelişir. *Dejeneratif tip*; yaşı daha büyük kişilerde uzun süren segmental instabilite sonucu gelişir. Genel popülasyonda dejeneratif spondilolistezise % 4 civarında rastlanmaktadır ve 50 yaş altı kişilerde nadir görülür. Potansiyel risk faktörleri arasında kadın cinsiyet (kadın: erkek oranı = 4:1), genel faset ekleme laksitesi ve anatomik anomaliler (sagittal pozisyonunda

faset eklem, hiperlordoz, yüksek pelvik insidans) yer almaktadır. *Travmatik tip* spondilolistezise nadir rastlanmaktadır. *Patolojik tip* te medikal sebeplerden kaynaklanan (osteogenesis imperfekta, skolyoz, scheuermann kifoza vs.) kayma vardır. Patolojik tip spondilolisteziste istmik tipte rastlanan pars interartikularis defekti ve elongasyonu karşımıza çıkabilir. Son olarak tanımlanan tip *postoperatif tiptir*; füzyon ameliyatlarında aşırı dekompresyon sonucu gelişir (35).

Spinal Stenoz

Spinal stenoz; spinal kanalın, lateral resesin ya da nöral foramenin kemik ya da yumuşak doku basısına bağlı daralmış olması şeklinde tanımlanır. En sık servikal veya lomber bölgede oluşur (37). Lomber spinal stenozda, sıklıkla alt ekstremitelerde ağrı ve kuvvetsizlik eşlik etmektedir. Stenoz yerleşimi santral, lateral veya bileşik olabilir. Santral spinal stenozda omurga kanalında darlık söz konusu iken, lateral spinal stenozda lateral reses ya da intervertebral foramenlerde daralma izlenir (37-39). Lateral reses, lateralde pedikül, posteriorda superior faset eklem çıkıntısı ve anteriorda ise omurga gövdesinin posterolateral yüzü ve intervertebral disk ile sınırlandırılır. Lateral spinal stenoz genellikle superior faset eklem çıkıntısı hipertrofisine bağlı olarak gelişir ve kök basısı ortaya çıkar. Lateral reses sendromu olarak da tanımlanan bu durumda semptom ve bulgular, tek ya da iki taraflı, bir ya da birkaç düzeydeki radikülopati ile ilişkilidir (38-40).

Spinal stenoz doğumsal ya da edinsel olabilir. Doğumsal stenoz, akondroplazi ya da diğer cüceliklerle birlikte görülür. Pediküller kısa olup, spinal kanal dardır. Kanal genişliğinin normal boyutları, mid-sagittal çapın 11.5 mm olması ya da kanal alanının 1.45 cm² den büyük olması şeklinde tanımlanır (37). Kanal çapının 10-13 mm arasında olması rölatif spinal stenoz, 10 mm'den az olması ise belirgin (absolute) spinal stenoz olarak kabul edilir (37-39). Kanalların hacmindeki daralma ve şekil değişikliği bu kanalların içinden geçen nöral yapılara ve vasküler dokulara baskı yaparak klinik bulguların ortaya çıkmasına neden olur (37, 38).

Spinal stenoz dejeneratif bir süreçtir, anatomik olarak patolojik duruma gelmesinde rol oynayan en önemli yapılar intervertebral disklerdir. Diskin kompresyon kuvvetlerine karşı direnebilme özelliği proteoglikanlara bağlıdır. Bunlar nükleusta anulusa göre daha fazla oranda bulunur. Yaşla birlikte normalde azalır ayrıca eşlik eden bir dejenerasyon varsa buna bağlı olarak disk total proteoglikan miktarı düşüş gösterir (37-40). Disk dejenerasyonu ve takiben görülen faset eklem artrit spinal stenoz patogenezinde ilk başlangıçtır. Disk dejenerasyonu 25-35 yaş arası belirgin olarak başlar ve yaşlanmayla birlikte artar. Her insanda 50 yaşından sonra disk dejenerasyonu bir miktar vardır ve en çok L5-S1 ve L4-L5 aralıklarında olur (40-45). Dejenerasyonla birlikte biyokimyasal ve biyomekanik değişikliklere başlar ve buna bağlı olarak disk yüksekliği azalır. Anüler taşma, herniasyon ve erken osteofit oluşumları meydana gelir. Mekanik streslerin artması ve bunun posteriora yansımaları ile faset eklemlere binen yükte paralel olarak artar. Kıkırdak inceler, kapsül gevşekleşir ve osteofit oluşumu gözlenir. Kapsüldeki gevşekliğe bağlı hareket artar, instabilite gelişir, bu intervertebral diskteki dejenerasyonu hızlandırır. Bir döngü halinde süreç başlar; instabilite ve artmış hareket tüm ligamentöz yapılara yansıyan stresi ve osteofit oluşumunu artırır. Osteofitler hareket segmentini stabilize etmeye çalışır ancak spinal kanal darlığına da sebep olurlar. Özellikle faset eklemlerinin sagittal yerleştiği lomber omurgada, disk dejenerasyonunun faset eklem dejenerasyonundan hızlı olması durumunda, faset eklem disk yüksekliğindeki azalmaya

adapte olamaz ve üst vertebrada retrolistezis olur. Tam tersi durumda ise faset dejenerasyonu disk dejenerasyonundan hızlıdır ve anterior listezis görülür. Normal bir vertebral oluşumunda; diskler, faset eklemler ve bağlar spinal kanal veya nöral foramenlerde herhangi bir daralmaya meydan vermeyecek şekilde simetrik rotasyon ve açılanmaya izin veren tripod bir konfigürasyondadır (37, 39, 40). Dejenerasyon ilerledikçe santral kanal ve nöral foramen rotasyonel kuvvetlere daha az eşlik eder ve torsiyonel streslere uyum göstermez. Bu durum, kauda ekuina'nın nöral yapısında inflamasyona yol açarak spinal stenozun temel kliniğini oluşturan ağrının oluşmasını sağlar (39-45).

Omurilik ve / veya sinir köklerinin sıkışmasıyla ağrı, kramp, güçsüzlük veya uyuşmaya neden olur. Daralmanın yerine göre, bu belirtiler belde, bacaklarda, boyun, omuz veya kollarda hissedilebilir. Spinal darlık belirtileri genellikle yavaş başlar ve zamanla kötüleşir. Bacaklarda ağrı kısa mesafelerde yürüyüşlerde bile dayanılmayacak kadar şiddetli olabilir. Yokuş yukarı veya merdiven çıkarken ağrı daha çabuk hissedilir. Hastalar sıklıkla oturmak ister veya ağrıyı hafifletmek için bir bakkal sepetini öne eğilerek taşır veya yürüteç kullanarak ağırlığı azaltmaya çalışır (15, 43). Ağrı önemli bir bulgudur. Ancak, spinal daralması olduğu halde, ağrısı olmayan hastalar da olabilir (15, 43-45).

Spinal darlık, bacaklarda yavaş ama ilerleyici güç kaybına neden olabilir. Kas güçsüzlüğü olmasa da ağrı, hareketlerde kısıtlanmaya neden olarak yaşam kalitesini azaltır, ilerlemesiyle de sakatlayıcı olabilir. Ağrının lomber bölgedeki pozisyonla değişip değişmediği sorgulanmalıdır. Hastalar tipik olarak lomber fleksiyonda rahatlar, ekstansiyonda yakınmaları artar. Bu artış, lomber ekstansiyon ile kanalın daralmasına bağlıdır (38, 43-45). Nörojenik klaudikasyonu olan hastalar genellikle lomber fleksiyonun arttığı, yokuş yukarı yürüme, alışveriş arabası ya da bisiklet kullanma gibi aktiviteleri daha rahat tolere ederler. Eşlik eden dejeneratif spondilolistezis varlığında, fleksiyon ile kayma miktarının artmasına bağlı şikayetlerde artış olabilir.

Kaynaklar

1. Buyruk H. Omurga biyomekaniği, Zileli M, Özer F (Editörler), Omurilik ve omurga cerrahisi, 2. Baskı, Cilt 1, İzmir. Meta. 2002:113-23.
2. Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 4th Edition: Lippincott Williams & Wilkins; 2012.
3. White AA, Panjabi MM, (Editors). Clinical biomechanics of the spine. 2nd Edition. Philadelphia: JB Lippincott Company, 1990; 1-83.
4. Parke WW. Applied anatomy of the spine. In: Rothman RH, Simeone FA (Editors). The spine Vol. 1. Philadelphia: Saunders, 1975; 19-51.
5. Vollmer D, Banister W. Thoracolumbar spinal anatomy. Neurosurgery clinics of North America. 1997;8(4):443-53.
6. Karataş M. Lomber omurganın fiziksel özellikleri ve fonksiyonel biyomekaniği. Beyazova M, Kutsal Y.G, (Editörler). Fiziksel tıp ve rehabilitasyon. Ankara: Güneş Kitabevi, 2000; 459-475
7. Calliet R, Tuna N (Çev. Ed.) Bel ağrısı sendromları. 4.baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi, 1997; 132-149.
8. Arıncı K, Elhan A. Anatomi. 1.Cilt. Ankara: Güneş Kitabevi, 1995; 74-81.
9. Williams PL, Bannister LH, Berry MM, Collins P, Dyson M, Dussek JE, Ferguson MWJ, Gray's Anatomy. 38nd edition. London: Churchill Livingstone, 1995; 510-536.
10. Taner D. Fonksiyonel anatomi, Ekstremiteler ve sırt bölgesi. Ankara: Hekimler Yayın Birliği, 2000; 214-228.

11. Resnick DK, Weller, SJ, Benzel EC: Biomechanics of the thoracolumbar spine. *Neurosurg Clin of North Am* 1997; 8(4): 455-469.
12. Yeldan İ, Özdiñçler AR, Kas Sistemi. Özdiñçler AR (Çev. Ed.). *Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantıları*. 3. Baskı, İstanbul Tıp Kitabevi; 2015.
13. Muratlı S, Toraman F, Çetin E. *Sportif hareketlerin biomekanik temelleri*. Ankara: Bağırđan Yayınevi, 2000; 309-320.
14. Beachle TR. *Essentials of strenght training and conditioning*. New York: Mc Graw-Hill, 1990.
15. Laird RA, Gilbert J, Kent P: Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systemic review and meta analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2014 Jul 10; 15:229.
16. Kapandji IA. *The Physiology of the Joints*. Edinburg: Churchill Livingstone, Vol 3, 1974: 10-74.
17. Peach, JP, Sutarno CG, McGill, ST. Three-dimensional kinematics and trunk myoelectric activity in the young lumbar spine: A database. *Arch. Phys. Med. Rehab*. 1998; 79: 663-669.
18. Davis KG, Marras WS. The effects of motion on trunk biomechanics. *Clin Biomech* 2000; 15: 703-717.
19. Callaghan JP, Dunk NM. Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting. *Clin Bimech* 2002; 17: 353-360.
20. Carlsöö S. The static muscle load in different work position: An electromyographic study. *Ergonomics*. 1961; 4, 193.
21. Farfan HF. Abdominal muscle involvement during the performance of various forms of sit-up exercises: An electromyographic study. *Am J Phys Med*, 1975: 44, 224.
22. Nelson et al. Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. *Spine*, 1995: 20,199
23. Borenstein DG, *Low back and neck pain: Comprehensive diagnosis and management*: Elsevier Inc. 2004.
24. Porterfield JA, DeRosa C. *Mechanical low back pain: Perspectives in functional anatomy*. 2nd Edition: W.B. Saunders Company, 1991.
25. McGill S. *Low back disorders*. 2nd Edition. Human Kinetics: 2007.
26. Twomey LT, Taylor JR. Lumbar posture, movement, and mechanics. In: Twomey LT, Taylor JR (Editors). *Physical therapy of the low back* 2nd Edition. New York, Churchill Livingstone:1994.
27. Giles LGF, Singer KP. *Clinical anatomy and management of low back pain*. 1st Edition. Oxford: Butterworth Heinmann, 1997.
28. Neumann DA, *Axial skeleton osteology and arthrology*. In: Neumann DA (Editor) 2nd Edition: Mosby Elsevier: 2010.
29. Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM, Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/ extension; *Spine* 20:199-204,1995.
30. Anderson GBJ, Lavender SA. Evaluation of muscle function. In: JW Frymoyer (Editor), *The adult spine: Principle and practice* 2nd edition. New York: Lippincott-Raven, 1997.
31. Weineck J, Elmacı SA (Çev. Ed.) *Sporda işlevsel anatomi*. Ankara: Bağırđan Yayınevi, 1998; 55-85, 157-160.
32. Frenkel VH, Nordin M, (Editors) *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Philadelphia: Lea and Febiger, 1989; 183-207.
33. Foreman P, Griessenauer CJ, Watanabe K, Conklin M, Shoja MM, Rozzelle CJ, Loukas M, Tubbs RS. L5 spondylolysis/spondylolisthesis: a comprehensive review with an anatomic focus. *Childs Nerv Syst* 2013; 29:209-216.
34. Bouras T, Korovessis P. Management of spondylolysis and low-grade spondylolisthesis in fine athletes: A comprehensive review. *Eur J Orthop Surg Traumatol*; 2014.
35. Barr KR, Harrast MA. Low back pain. In: Braddom RL (Editor). *Physical medicine and rehabilitation*. 4th edition. Philadelphia: Saunders; 2007:883-927.
36. Cheng JS, Carr CR, Wong C, Sharma A, Mahfouz MR, Komistek RD. Altered spinal motion in low back pain associated with lumbar strain and spondylosis. *Evid Based Spine Care J*. 2013; 4:6-12.

37. Binder DK, Schmidt MH, Weinstein PR. Lumbar spinal stenosis. *Seminars in neurology* 2: 157-165, 2002.
38. Shigeru K. Pathophysiology, diagnosis and treatment of intermittent claudication in patients with lumbar canal stenosis. *World J Orthop* 2014 April 18; 5(2): 134-145.
39. Spivak JM. Degenerative lumbar spinal stenosis. *J Bone Joint Surg Am* 1998, 80A(7):1053-66.
40. Katz JN, Stucki G, Lipson JS et al. Predictor of surgical outcome in degenerative lumbar spinal stenosis. *Spine* 1999,21:2229-2233.
41. Leone A, Guglielmi G, Cassar-Pullicino VN, Bonomo L. Lumbar intervertebral instability: a review. *Radiology* 2007;245:62-77.
42. Schulte TL, Bullmann V, Lerner T, et al. Lumbar spinal stenosis. *Der Orthopade*. 2006;35:675-92.
43. Watters WC, Braisdén J, Gilbert TJ, Kreiner S, Resnick DK, Bono CM, et al. North American Spine Society. Degenerative lumbar spinal stenosis: an evidence-based clinical guideline for the diagnosis and treatment of degenerative lumbar spinal stenosis. *Spine J* 2008; 8:305-10.
44. Lee JY, Whang PG, Philips FM, Patel AA. Lumbar spinal stenosis. *Instr Course Lect* 2013;62:383-96.
45. Kameminoğulları O, Aydın U. Dejeneratif lomber spinal stenoz.2004.

Kalça Eklemi Biyomekaniği

*Yener Temelli, Turgut Akgül
İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi,
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı*

Giriş

Kalça eklemi, vücudumuzdaki en büyük ve stabil eklemdir. Güçlü ve iyi dengelenmiş kaslarla çevrili gerçek bir top-soket eklem tipidir. Stabilitesini kaybetmeden farklı planlarda geniş hareket arkına sahiptir. Kalça eklemi üst vücut ile alt ekstremité arasında geçiş bölgesi olarak görev yaptığından sadece zeminin reaksiyon kuvvetleri ile yüklenmez, ayrıca gövdenin ekstremitenin ve de başın ağırlığını da taşımaktadır.

Anatomik Özellikler

Kalça eklemi, femur başının ve pelvisin parçası olan asetabulumun güçlü bağ yapısı ile bağlanması ile meydana gelir. Femur proksimali, boynu ve trokanter minörün 5 cm aşağısına kadar olan kısımdır. Baş ve boyun arasında anatomik olarak 125-130 derecelik valgizasyon açısı bulunmaktadır. Diğer taraftan femur kondilleri ile femur boynu arasında aksiyal planda 15 derecelik açı farkı anteversiyon olarak değerlendirilmektedir. Femur başı, kalça eklemi konveks kısmını oluşturur ve 2/3'ü sferik yapıdadır. Femur başının santralinde ve medialinde kırıldak kalın iken lateralde daha ince bir kırıldak yapısı bulunmaktadır.

Asetabulum kalça eklemi konvaks kısmını oluşturur. Asetabulumda kırıldak yapısı femur başından farklı olarak periferde daha kalın medialde daha incedir. Asetabular kavite, fibrokartilaj labrum yapısı ve transvers ligaman ile derinleşmektedir. Labrum, sinir uçlarının sonlanması içerdiği için propriosepsiyon ve nosisepsiyondan sorumludur.

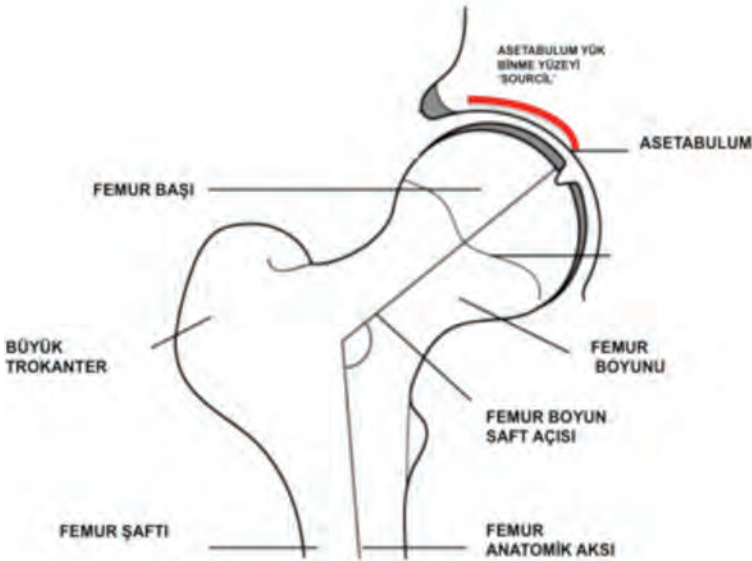
Kalça eklemi stabilitesini osseöz yapının uyumu ve güçlü bağ yapısı oluşturmaktadır. Kalça eklemi ligamentum iliofemorale (Bertin Bağı), ligamentum ischiofemorale ve ligamentum pubofemorale yer almaktadır.

Kalçada femur başı yatay düzlemde tamamen dairesel olduğu halde lateral planda elips şeklindedir. Femur üst ucuna gelen yüklenmeler ile femur proksimalinin anatomik yapısı oluşmaktadır.

Femur proksimalinde medialde kompresyon yükleri hakim iken lateralde ise tensil kuvvetler etki etmektedir. Tensil ve kompresif güçlerin etkisinin en az olduğu bölge femur proksimalinde Ward üçgeni olarak belirlenmektedir (1-6). Asetabulum, at nalı şeklinde olup transvers çapı koronal yüksekliğe göre daha dardır. Anatomik olarak femur proksimali ile tam uyum içerisindedir (Şekil 1). Normal kalça eklemine ön arka değerlendirilmesinde asetabulum subkondral bölgesindeki kemik yoğunluğunda artış görülmektedir. Burası yük binme yüzeyi -sourcil- olarak adlandırılmaktadır. Buranın üç boyutlu anatomik yapısı eğimli semilunar şeklinde olmakla beraber grafide yay şeklinde görülmektedir. Ön arka grafide yük binme yüzeyinden proksimale uzanan iki trabeküler yapı görülür. Biri asetabulum infemomedialinden başlayıp SİAS'a doğru uzanırken diğeri ise asetabulum lateralinden başlayıp sakroiliak eklemine posterosuperomedialine uzanır. Bu iki trabekülasyonun kesişmesi ile kum saati görünümü oluşmaktadır (1-7).

Kinematik

Kalça eklemi üç planda hareket etme kabiliyetine sahiptir. Sagittal planda fleksiyon ve ekstansiyon, koronal planda abduksiyon ve adduksiyon ve aksiyal planda internal ve eksternal rotasyon hareketlerini yapmaktadır. En major hareket sagittal planda 130 derece fleksiyon ve 15 derece ekstansiyon şeklinde olmaktadır. Koronal planda 30 derece abduksiyon ve 25 derece adduksiyon olmaktadır. Aksiyal planda kalça fleksiyonda iken meydana gelen rotasyon hareketleri (90 derece dış rotasyon ve 75 derece kadar iç rotasyon) maksimum seviyede



Şekil 1. Femur üst uç ile asetabulum arasındaki uyumun şematizasyonu.

olabilmektedir. Kalça hareketleri farklı etkinliklerde farklı açı değişiklikleri ve ihtiyaçları göstermektedir. Swing fazda kalçada abduksiyon ve eksternal rotasyon görülürken, stance fazda adduksiyon ve internal rotasyon görülür (Şekil 2). Yürüme siklusu içerisinde kalça hareketlerinde farklı pozisyonlarda farklı açılara ihtiyaç duyulmaktadır (Şekil 2). Squat, çorap giyme ve bacak bacak üstüne atma durumlarında kalçada en fazla sagittal ve aksiyal planda hareket görülür. Sandalyede oturmada kalçada sagittal planda 104 derecelik fleksiyona ihtiyaç duyarken, merdiven çıkmada 67 derece ve inmede 36 derecelik harekete ihtiyaç duyulmaktadır.

Kalça eklemine femur başı ve asetabulum arasında kayma meydana gelmektedir. Sağlıklı kalçada kayma hareketi sorun yaratmaz iken sorunlu kalçalarda bu kayma hareketi eklem meşafesine paralel veya tanjansiyel olmamakta makaslama yaratarak hasarlar oluşturmaktadır.

Kinetik

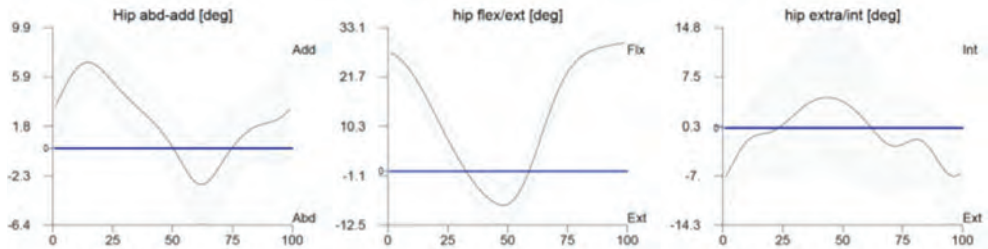
Kinetik, basit olarak, kalçada farklı durumlarda meydana gelen kuvvetlerin kalça eklemi üzerine etkilerini izlemektedir.

Statik Kalça Kinetiği

Biyomekanik, internal ve eksternal kuvvetlerin dinamik vücut üzerinde oluşturdukları bilimdir. Kalça eklemi biyomekaniği, Arşimet tarafından tarif edilen kaldıraç teoremi üzerine kurulmaktadır. Bu kaldıraç teoreminin ilk kuralında menteşe noktası gelen iki kuvvet arasında yerleşmiştir. Kalça eklemine gelen kuvvetler ise vücut ağırlığı ve abduktör kasların kasılmaları ile meydana gelen kuvvetlerdir (1, 3, 4, 6, 7). Kalça eklemine meydana gelen yüklenmelerin toplamına eklem reaksiyon kuvveti (ERK) denilmektedir. ERK kalça eklemine gelen yüklenmelerin her birinden her zaman daha fazla olmaktadır.

Kalça rotasyon merkezi, eklemde meydana gelen rotasyon hareketinin merkezidir. Kalça rotasyon merkezi dairenin temas noktalarından çekilen dikmelerin birleşme noktasıdır. Normal femur başı yapısında CR olarak adlandırılan bu bölge hemisferik yapısı bozulmuş yapılarla ikinci bir rotasyon merkezi ile ifade edilir (Şekil 1).

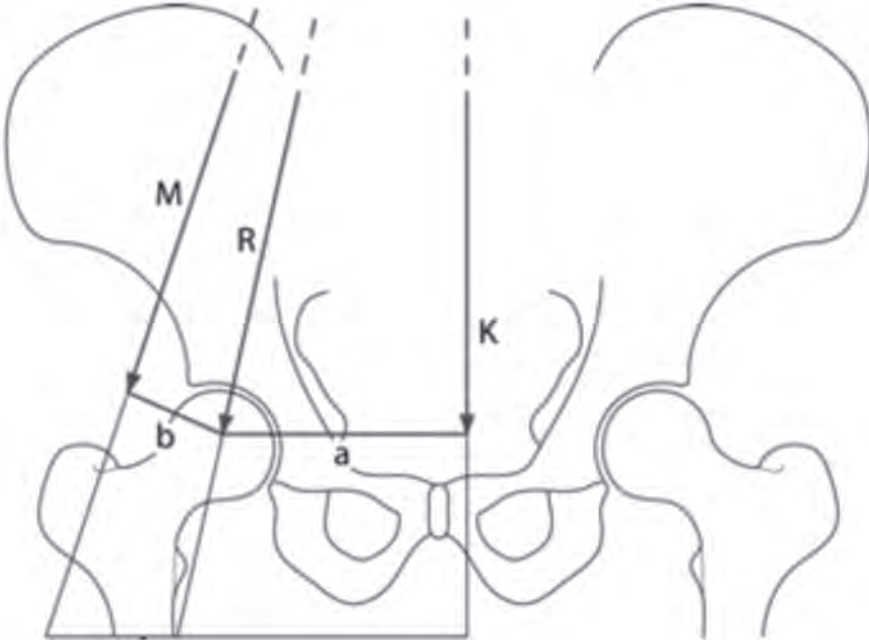
Kalça eklemine gelen kuvvet (R), kalça çevresinde iki kuvvet vektörünün -abduktörler (M) ve vücut ağırlığı (K)- sonucu meydana gelmektedir (Şekil 3) (3-6). Vücut ağırlığı ve kuvvet kolu hastanın her iki ayak üzerinde veya tek ayakta durmasına göre değişkenlik göstermektedir. Her iki ayakta dengede durmada vücut ağırlığı her iki kalçanın ortasında merkez-



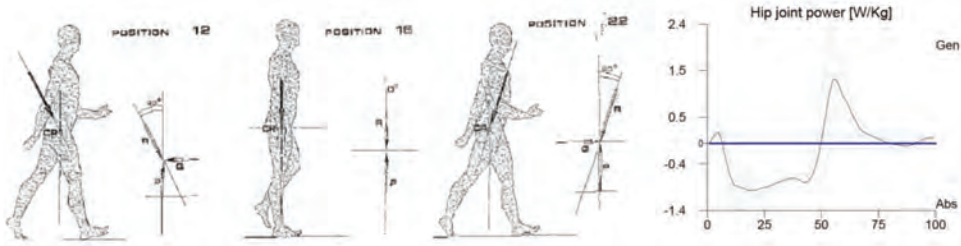
Şekil 2. Normal yürüme siklusu esnasında kalçanın her üç planda meydana gelen hareket miktarı ve yönü belirtilmektedir. Normal bir yürüme siklusunda kalça kinematığının şematizasyonu.

den geçecektir ve bu esnada kas kasılmaları olduğunda kalça eklemi üzerine sadece vücut ağırlığının 1/3'ü vertikal bir vektör oluşturmaktadır. Yürüme siklusu esnasında tek kalça üzerinde dengede kalmak gerektiğinde abduktör kas grupları gluteus medius, minimus, tensor fasya, obturator internus ve piriformis kasılarak karşı kuvvet oluşturmaktadır. Burada asıl görev yapan gluteus medius kasıdır. Oluşan her kuvvet kaldıraç kollarının uzunluğu ile ters orantılıdır. Matematiksel olarak değerlendirildiğinde $MXB=KxA$ denklemi ile açıklanabilir. (Şekil 3). K vücut ağırlığını ifade etmektedir ve yürüme siklusu içerisinde ve tek veya çift ayak üzerinde durma ile bu kuvvet vektörü değişmektedir. Tek ayak üzerinde durmak ile vücut ağırlığının 5/6'sı tek kalça üzerine gelmektedir. Kalça eklemine gelen yüklerin merkez yüklenme noktasından uzaklıkları standart olarak ($A/B=2,5$) abduktör kuvvet kolunun, vücut ağırlığı kuvvet koluna göre 2,5 kat kısa olduğu kabul edilir.

Tek ayak üzerinde vücut dengesinin sağlanması için abduktör kaslar vücut ağırlığının yaklaşık 3 katı kuvvet oluşturmalıdır. Karşı taraf koltuk değneği ile kullanılması ile beraber yaklaşık %15 civarında vücut ağırlığını koltuk değneği taşımış olmakla beraber vücut ağırlığında azalma ve moment kolunda azalma meydana gelmektedir. Bu azalmalar abduktör kolda oluşan kuvvette azalma meydana getirmekte ve kalça eklemine gelen reaksiyon kuvvetinde yaklaşık %50 oranında azalma meydana gelmektedir. Gluteus medius kasında yeterli kuvvet oluşturulamadığı durumlarda tek ayak üzerinde vücut dengesi sağlanamadığından trendelenburg yürüyüşü meydana gelmektedir (Şekil 3) (1-7).



Şekil 3. Kalça eklemine ayakta duruş pozisyonunda gelen yüklenmelerin şematik dağılımı. K; yer çekimin etki ettiği vücut ağırlığını, M; abduktör kaslarının kasılması ile meydana gelen kuvveti ve R ise eklem reaksiyon kuvvetini göstermektedir. a ve b ise kalça kuvvet merkezine olan kuvvet kollarını göstermektedir.

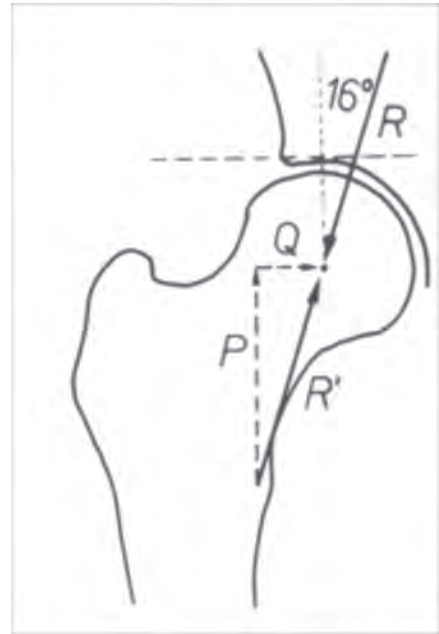


Şekil 4. Yürüme siklusunda 12. pozisyonundan 22. pozisyona kadar tek taraflı stance fazda kalça eklemine koronal planda 16 derecelik açı ile gelen yüklenme sagittal planda farklı sıklarda farklı yönelimler göstermektedir (Fischer yürüme siklusunu). Kalçaya farklı yürüme siklusunu esnasında gelen farklı yüklenmelerin şematizasyonu.

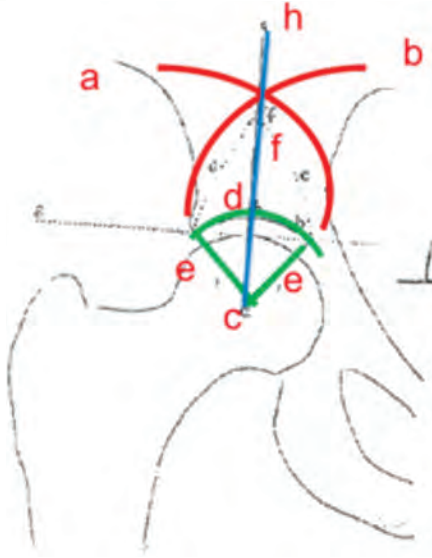
Dinamik Kalça Kinetiği

Kalça eklemine gelen yüklenmeler yürüme siklusunu içerisinde farklılık göstermektedir. Yürüme siklusunu esas olarak stance (duruş) ve swing (salınım) fazlarından oluşmaktadır. Bir yürüme siklusununun %62'sini stance faz oluştururken %38'ini swing fazı oluşturmaktadır ancak %12'sinde her iki ayak teması olmaktadır. Fischer yürüme siklusunu Bombelli ve Pauwels tarafında da kabul görmüş olan farklı bölümlere ayırmıştır. Fischer bir yürüme siklusunu 31 farklı pozisyonda değerlendirmiş ve 12. pozisyon topuk temasını, 16. pozisyon tam teması ve 22. pozisyon push-off'u göstermektedir. 12 ile 22. pozisyonlar arası sağ taraftaki stance fazı göstermektedir (Şekil 4). Normalde erekt pozisyonda duran bir insanda yer çekimine bağlı olarak vücut yükü sakral 2. vertebranın hemen önünden geçmektedir. Bu yer çekimine bağlı yük dağılımı yürüme siklusunu içerisinde farklılık göstermektedir. Kalça eklemine gelen yüklerin ve reaksiyon kuvvetlerinin yönelimi de değişkenlik göstermektedir. 12. pozisyonda ERK anterolaterokaudal yönde olur iken, 16. pozisyonda laterokaudal ve 22. pozisyonda ise posterolaterokaudal yönde olmaktadır (1,5-9).

Pauwels'a göre ERK kuvvetine karşı oluşan bir karşı R^1 kuvveti bulunmaktadır. Eklem yük binme yüzeyine dik gelen vertiko-kranial planda yüklenen P kuvveti ve yük binme yüzeyine paralel yüklenme gösteren, horizontal planda medial yönden de yüklenme yapan Q kuvveti R^1 kuvvetini oluşturan iki ana kuvvettir. Yürüme siklusunu içerisinde R kuvveti kalça eklemine 16° lik açı ile gelirken sagittal planda 12. pozisyonda 30° posteroanterior yönde, 22. pozisyonda ise anteroposterior olmaktadır (Şekil 5) (9). Kalça eklemine, asetabulum yük binme yüzeyinin



Şekil 5. Kalça eklemine gelen yüklenmelere karşı oluşan R kuvvetinin karşısına gelişen nötralize edici R^1 kuvvetinin yük binme yüzeyine dik gelen P ve medial yönde paralel giden Q kuvvetlerinin dağılımı gösteren diyagram. (Bombelli)



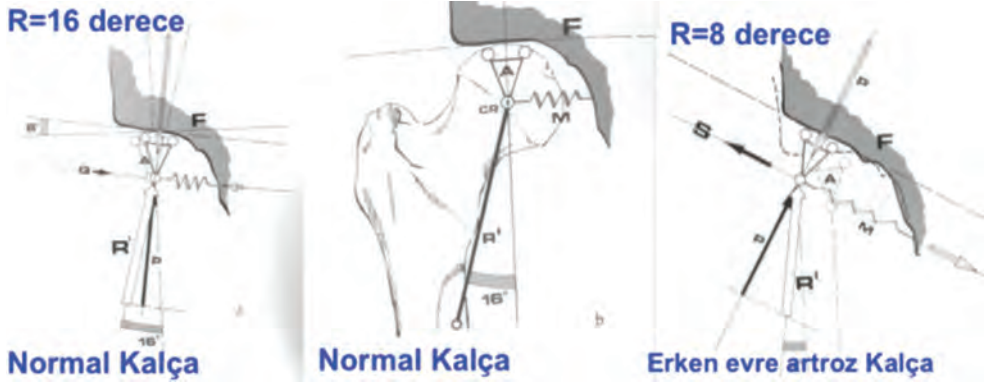
Şekil 6. Ön arka grafide yük binme yüzeyi yük binme yüzeyinden (d) proksimale uzanan iki trabeküler yapı görülür. Biri asetabulum infeomedialinden başlayıp SİAS'a doğru uzanırken (a) diğeri asetabulum lateralinden başlayıp sakroiliak eklemin posterosuperomedialine uzanır (b). Bu iki trabekülasyonun kesişmesi ile kum saati görünümü oluşmaktadır (f). Femur başı rotasyon merkezi (c) ile yük binme yüzeylerinin medial ve lateral kesimleri birleştirildiğinde (e) meydana gelen küresel dilim, femur yük binme yüzeyini gösterir. (Pauwels)

orta noktası ile trabekülasyonların kesişme noktası aynı doğru üzerinde bulunmakta ve femur başı rotasyon merkezi ile devam etmektedir. Bu dikme yük binme yüzeyine dik olarak devam etmektedir. Femur başı rotasyon merkezi ile yük binme yüzeylerinin medial ve lateral kesimleri birleştirildiğinde meydana gelen küresel dilim, femur yük binme yüzeyini gösterir (Şekil 6). Normal bir yürüme siklusunda femur başında birim alana yansıyan yük miktarı farklı açılardaki küresel dilimlerde değişkenlik göstermektedir. 75°'lik küresel dilimin yüzey alanına binecek yük 90°'lik olana göre yaklaşık %141, 56°'lik küresel dilimde ise %243 oranında yükte artma meydana gelmektedir (5, 8, 9).

Biyomekanik ve Klinik

Kalça biyomekanik özelliklerinin kliniğe yansması femur proksimal, asetabulum deformitelerinde önem kazanmaktadır. Femur üst uç deformitelerinden varus deformitesinde boyun femur açısında azalma ile abduktör kaldıraç kolunda artma meydana gelmekte ve kaldıraç kolları arasındaki oran azalmaktadır. Dengeyi sağlamak için gerekli abduktör kuvvet az olduğundan eklem gelen yükte azalma meydana gelecektir. Valgus deformitesinde ise abduktör kaldıraç kolu kısılacığından abduktör kas kuvveti dengeyi sağlamak için artacak ve kalça eklemine gelen reaksiyon gücünde artma meydana gelecektir (Şekil 7). Kalça valgizasyonunda kalçaya yapılacak varizasyon osteotomisi ile kalça eklemine gelen yüklenmeler azalacak ayrıca abduktör kuvvet kolu uzayacağından abduktör kuvvette azalma olacaktır.

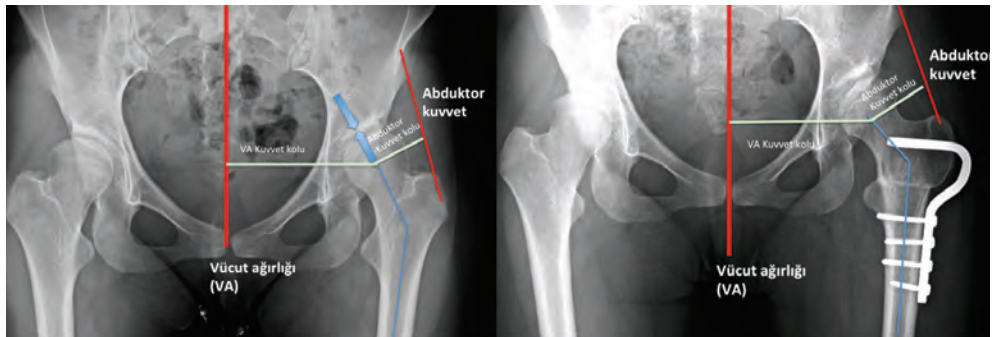
Artrozik kalçalarda kalça eklemine ağrıyı azaltmak için kalça eklemi reaksiyon kuvveti azaltılmaya çalışılır. Hasta bunun için hasta tarafı üzerine eğilir bu esnada abduktör kas kuvvet ve genel reaksiyon kuvvetinde azalma meydana gelecektir. Bu esnada kalça eklemi üzerinde meydana gelen R kuvvetlerinin yöneliminde 16°'den 8°'ye gerileme meydana gelecektir. Bu esnada kalçayı medialize eden Q kuvvetlerinde kayıp, kalçayı lateralize eden S kuvvetlerinde artış meydana gelir. Bu, femur başının asetabulumun dışına superior, lateral ve anteriora



Şekil 7. Kalça osteoartrozunda kalça eklemine gelen R kuvveti açısının değişimi ile meydana gelen S kuvvetlerinin femur rotasyon merkezini anterior, superior ve laterale yer değiştirmesi görülmektedir. (Bombelli)

doğru iletir (Şekil 7) (5, 6, 9). Hastalığın şiddetlenmesi durumunda kalçaya binen yükün azaltılması için R kuvveti daha dik hale gelir ancak bu pozisyonda kalça sublukse olmaktadır. Kalçaya gelen P ve S kuvvetlerinde de azalma meydana gelmektedir (Şekil 9) (5, 6, 9).

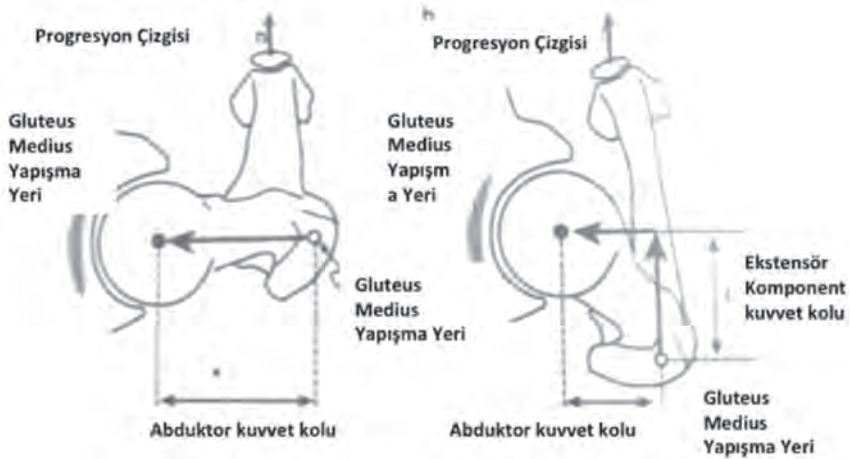
Nöromusküler hastalıklarda özellikle serebral palsi hastalarında kas güçleri ve yer reaksiyon kuvvetlerinde değişkenlik olmaktadır. Bu hastalıklarda kuvvet kolunda meydana gelen değişiklikler; kısa kuvvet kolu, fleksibl kuvvet kolu, malrotasyonda kuvvet kolu, anormal pivot ve pozisyonel kuvvet kolu disfonksiyonu olarak incelenmektedir. Serebral palsi hastalarında alt ekstremitelerde torsiyonel deformiteler meydana gelmektedir. Özellikle kalçada anteverziyon artışı malrotasyonda kuvvet kolunun değişimine örnektir. Kalçada anteverziyon artışı ile beraber gluteus mediusun yapışma noktası posteriora doğru yer değiştirmektedir. Bu yer değişimi ile abduktör kuvvet kolunda kısalma meydana gelmektedir ve gluteus medius aynı zamanda kalça ekstansörü olarak da görev almaktadır (Şekil 10). Anormal pivot ise kalçaların sublukse olması esnasında karşılaşılabilecek bir durumdur. Sublukse kalçada kalça eklemine



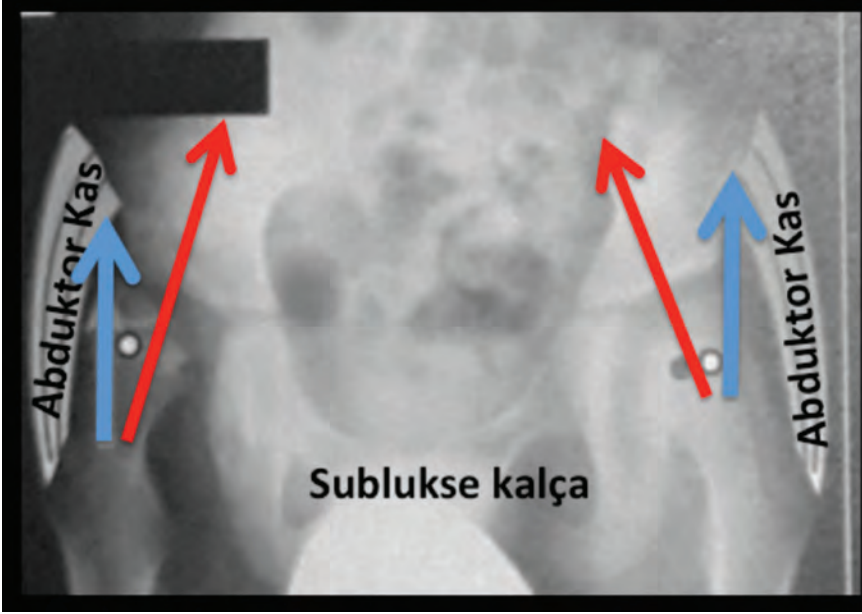
Şekil 8. Femur proksimalinde kalça valgizasyonu yapılan hastaya sol kalçaya yapılan varizasyon osteotomisi ile beraber kalçaya gelen yük miktarı kuvvet kolu uzunluklarının değişimi ile sağlanmış olmaktadır.



Şekil 9. Kalça eklemine gelen osteoartroz sonrasında kalça eklemine gelen R kuvvetinin açısında azalma meydana gelmekte ve stres merkezi (CS), kranyal, lateral ve anteriora yerleşir. P ve S kuvvetlerinin büyüklüğünde bununla beraber R kuvvetinde azalma olur.



Şekil 10. Kalçada anteversiyon artışı sonrasında kalça eklemine etki eden gluteus medius yapışma yeri posteriora doğru yer değiştirmektedir. Bununla beraber abduktör kuvvet kolunda kısalma meydana gelmekte ve gluteus medius sadece abduksiyon yapmamakta aynı zamanda kalçaya ekstansiyonda yaptırmaktadır.



Şekil 11. Kalçada meydana gelen subluksasyon ile beraber kalçada fulkrum mekanizması bozulmakta ve abduktör kasları abduksiyon yapamamakta aksine kalçada çıkığa yol açmaktadır. Kırmızı renkli işaretler olması gereken yüklenmeyi gösterirken mavi ise kalça sublukse olunca abduktör kasların etki mekanizmasını göstermektedir.

sağlam fulkrum meydana gelmemektedir. Bu durumda kalçada abduktör kaslar kalçada abduksiyon yapamamakta aksine kalçada çıkıklara zemin hazırlamaktadır (Şekil 11) (10).

Sonuç

Normal kalça eklemi biyomekaniğinin değerlendirilmesi kalça hastalıklarının anlaşılmasında ve tedavisinde yönlendirici olmaktadır. Gerek doğumsal ve anatomik gerekse de dejeneratif patolojilerin düzeltilmesinde başarılı bir tedavi için biyomekanik değişikliklerin de değerlendirilmesi gerekmektedir.

Kaynaklar

1. Greenwald AS. Biomechanics of the hip. In: Steinberg ME, Ed. The Hip and its Disorders, Philadelphia: WB Saunders 1991; pp. 47-55.
2. Villaraga ML, Ford CM. Applications of Bone Mechanics. In: Cowin SC, Ed. Bone Mechanics Handbook. 2nd ed. 2006.
3. İnan M., Kalça Biyomekaniği In: Akçalı D.İ., Gülşen M. Ün K., Ed. Kas iskelet sistemi Biyomekaniği, 2009;pp.959-973.
4. Frankel V. H. Biomechanics of the Hip in: Tronzo R.G., Surgery of the hip joint Philadelphia: LEA and FEBİGER 1973;pp.105-125.
5. Bombelli R., Osteoarthritis of the Hip Pathogenesis and Consequent Therapy. Berlin, Heiderberg, Newyork, Springer-Verlag 1976.

6. Bombelli R., Osteoarthritis of the hip. Classification and Pathogenesis. The role of osteotomy as a constant therapy ed.2. Berlin, Springer-verlag 1983.
7. Byrne P. D., Mulahl K.J., Baker JF, Anatomy and Biomechanics of the Hip The Open Sports Medicine Journal, 2010, 4, 51-57.
8. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. J Biomech 2001; 34(7): 859-71.
9. Pauwels, F: Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches problem. Stuttgart, Ferdinand Enke, 1936.
10. Gage J.R., The Treatment of the gait problems in Cerebral Palsy. Cambridge University press, 2004.

Diz Eklem Biyomekaniği ve Kinezyolojisi

N. Ekin Akalan

*İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü
İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Yürüme Analiz Laboratuvarı*

Giriş

Diz eklemi, aktiviteler sırasında yük geçişini ve kazanılan momentumun konservasyonunu sağlayan vücudumuzun en büyük, belki de en karmaşık eklemidir (1). İki önemli eklemden oluşur; tibio-femoral ve patello-femoral eklem. Bu kompleks eklem, vücudun en uzun iki kaldıraç kolu arasında yer alır ve düşünüldüğünden çok daha fazla kuvvet transfer eden bir köprü olması nedeniyle sakatlanmalarda ilk şüphelenilen yapıdır (1).

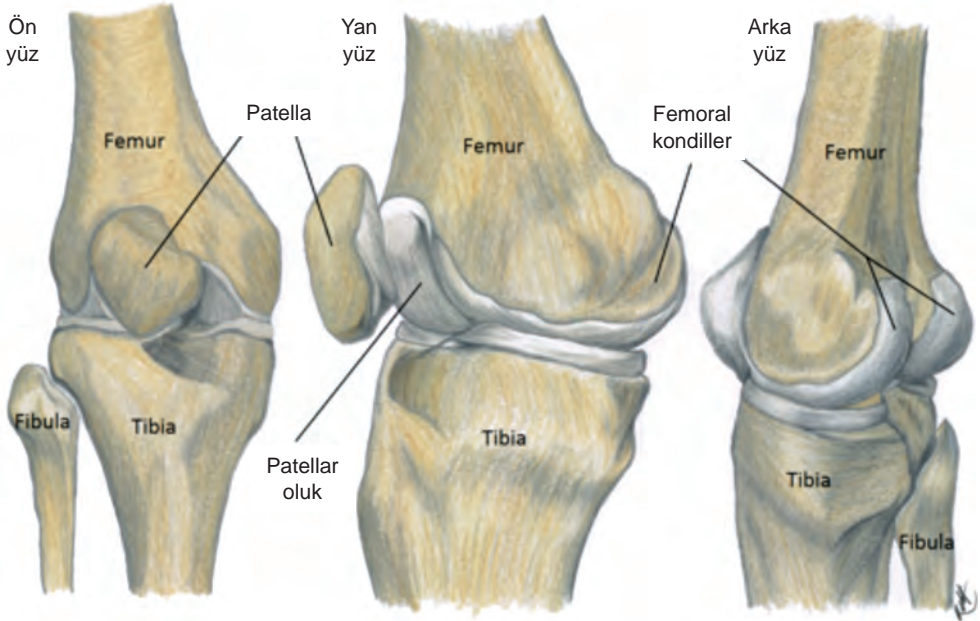
Diz mekaniğinin daha iyi anlaşılması için, dizin anatomisinin ve fonksiyonunun bölüm bölüm analiz edilmesi önemlidir (2). Bu bölümde dizin yandan görünüşü "sagittal plan", önden görünüşü "frontal plan", yukardan görünüşü "transvers plan" olarak tanımlanmıştır (1).

Literatürde diz eklemi menteşe eklemine benzetilse de (3, 4), aslında hiç de kapının açılıp kapanmasına yarayan bir menteşeye benzemez. İçinde kemik, kas, kıkırdak, bağ ve kirişler içeren karmaşık bir eklemidir.

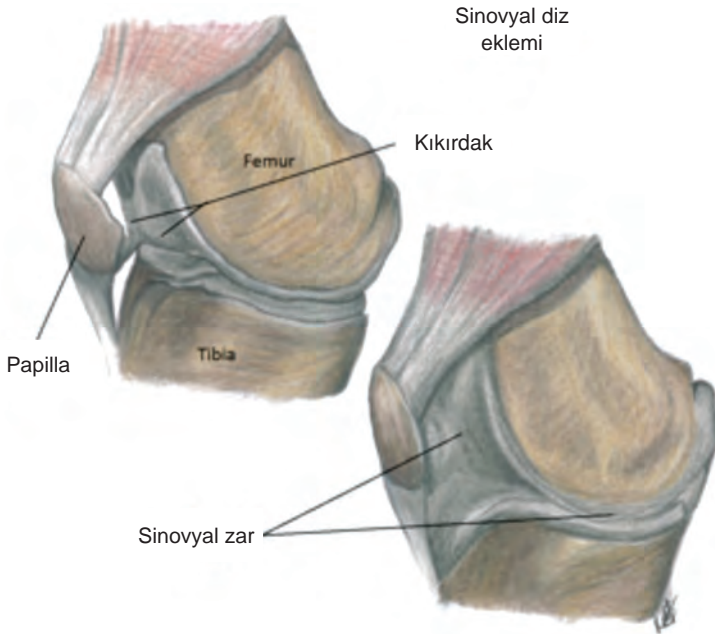
Dizin Kemikleri ve Eklemleri

Diz sinoviyal bir eklemidir. Sinoviyal eklemler bağ ve eklem kapsülü ile kapalı içi sıvı dolu, eklem içini kayganlaştıran bir yapıdadırlar (Şekil 2) (5). Bu sıvı ile sürtünme bilinen en küçük değerlere düşer ki bu değer matematik modelleme işlemlerinde yok sayılır. Elbette patolojik durumlarda (osteoartroz, sinovitis vs.) sürtünme oldukça değişir ve giderek artarak eklem ısısının artmasına neden olur ve buna bağlı şişlik, hareket kısıtlılığı ve ağrının artmasına katkıda bulunur (6).

Femurun (uyuk kemiği) alt ucu tibianın (kaval kemiği) platosu ile eklenir. İki topuz şeklindeki yapıyla (kondiller) femur, tibial platoya tam oturur. Patella (diz kapağı) femurun oluğu üzerinde kayarak hareket eder. (5).



Şekil 1. Dizin kemikleri ve eklemleri. Schneller ve ark. (2001)'dan adapte edilmiştir (5).

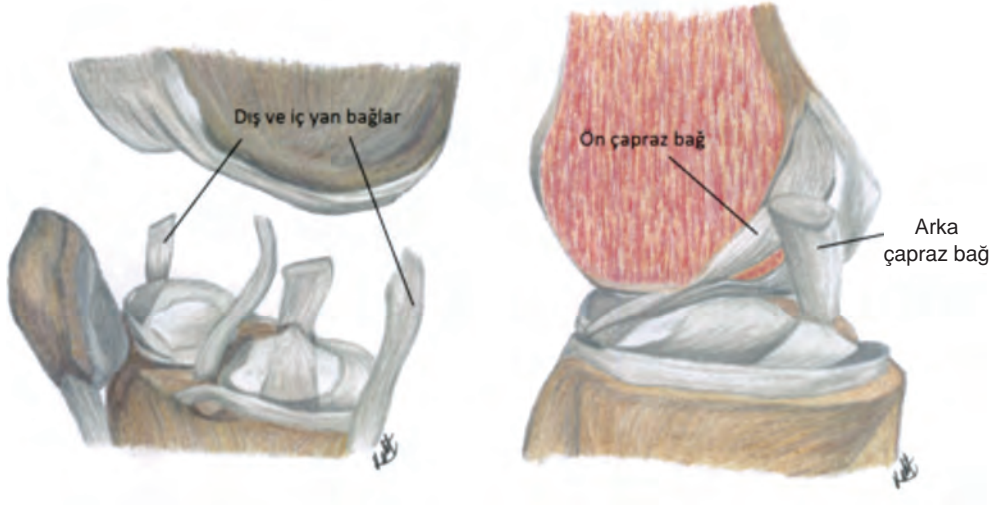


Şekil 2. Diz sinovyal bir eklemdir. Schneller ve ark. (2001)'dan adapte edilmiştir (5).

Dizin Bağ ve Kirişleri; Genel Bakış

Bağlar (ligamanlar) iki kemik arasında uzanan bağ doku parçalarıdır, kirişler (tendonlar) ise kasları kemiklere bağlarlar. İç yan bağ (İYB), dış yan bağ (DYB), arka çapraz bağ (AÇB) ve ön çapraz bağ (ÖÇB) femuru tibiya bağlarlar. Bunların dışında dizi çevreleyen bir diz kapsülü mevcuttur. İYB ve DYB yanlara olan aşırı hareketleri, ÖÇB ve AÇB öne arkaya olan aşırı hareketleri kontrol eder (Şekil 3) (5).

İYB dizin iç yanında bulunur ve yukarıdan aşağıya doğru uzanır. (Şekil 3, 4). Ön ve arka parçaları vardır. DYB ise neredeyse düşey bir uzanım ile dizin dış tarafında bir destek vazifesi görür (Şekil 5). DYB menisküse bağlanmaz, ancak İYB menisküsle bağlantılıdır (Şekil 6)(7).

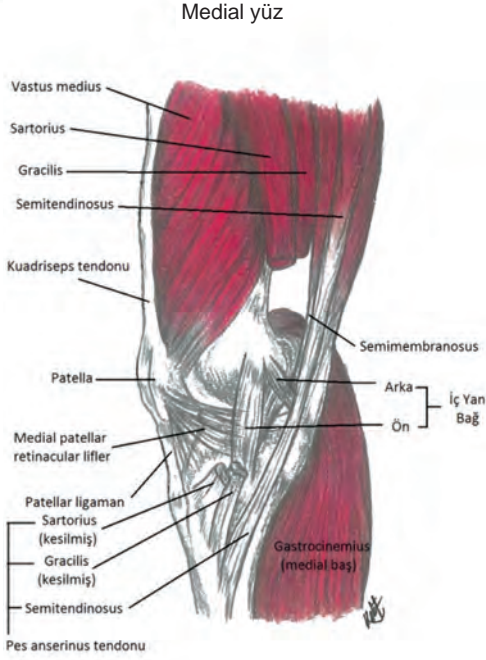


Şekil 3. Dizdeki bağlar. Schneller ve ark.(2001)'dan adapte edilmiştir (5).

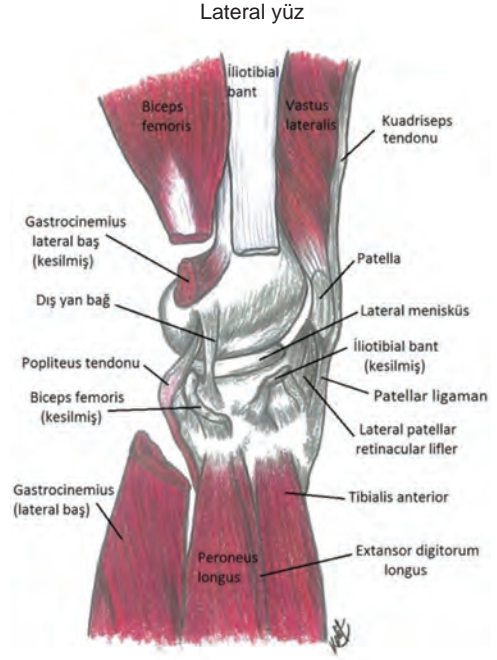
Dizin Bağ ve Kirişleri; İşlevsel Bakış

Yan bağların birincil ödevi, dizin ön arka plandaki dış yan hareketlerinde kontrolü sağlamaktır (valgus - varus). Diz ekstansiyona gelirken İYB'ler ön arka plan hareketi kontrol ederler. DYB ise aşırı iç yan harekete (varus - adduksiyon) karşı koyar. Bir başka ödevleri de dizin aşırı ekstansiyon hareketine karşı koymaktır. Bu işlev fleksör kaslar, eklem kapsülü, ÖÇB ile paylaşılır (Şekil 7).

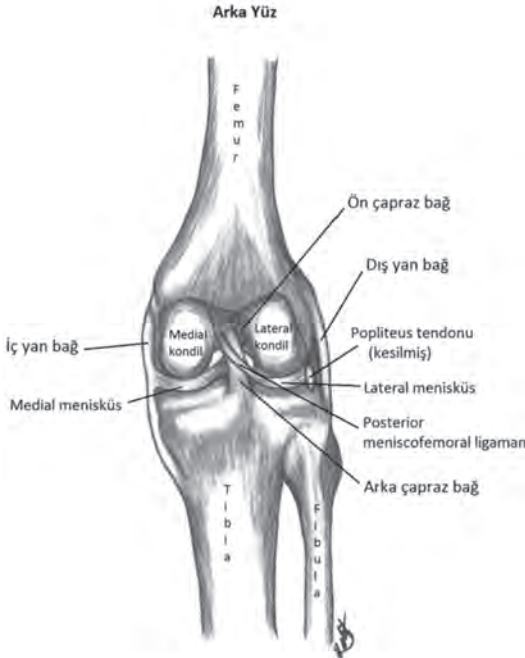
Yan bağlar ise aşırı iç ve dış rotasyona da karşı koyma işlevine sahiptir (7).



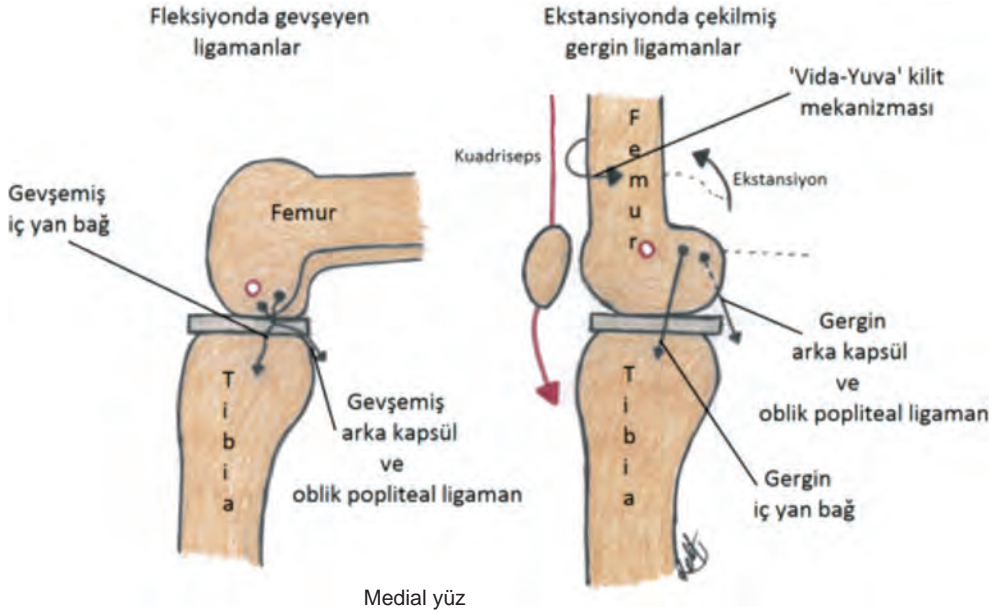
Şekil 4. Dizin iç yan tarafındaki kas, kemik kiriş ve bağların görüntüsü. Neumann (2002)'den adapte edilmiştir (7).



Şekil 5. Dizin dış yan tarafındaki kas, kemik kiriş ve bağların görüntüsü. Neumann ve ark. (2002)'den adapte edilmiştir (7).



Şekil 6. Dizin arka derin yapılarının görüntüsü. Menisküs, yan bağlar ve çapraz bağlar görülmektedir. Neumann (2002)'den adapte edilmiştir (7).



Şekil 7. ÖÇB diz bükülmesi sırasında gevşer. Düzeltme sırasında ise arka kapsül, İYB ve çapraz popliteal bağ gerginleşir. Bükülmedeki bağ gevşemesi (A). Düzeldedeki gerginleşme (B). Neumann (2002)'den adapte edilmiştir (7).

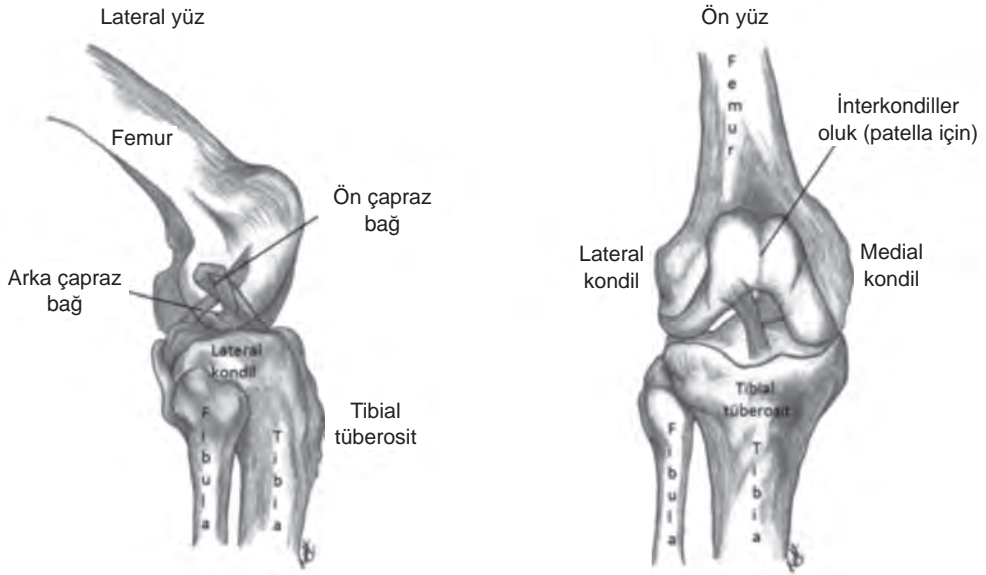
Çapraz Bağlar; Genel Bakış

Çapraz bağlar, eklemlerin içinde çaprazlaşan ve femur kondilleri ile tibia platosu arasında uzanan bir yapıdadırlar (Şekil 8)(7).

ÖÇB ve AÇB dizin tüm aşırı hareketlerine direnç oluştururlar. Bu nedenle herhangi birinin hasarı, dizde instabiliteye (iyi kontrol edilemeyen diz) neden olur. Bu sebeple, bu bağların yaralanmaları sonrası dizin kırık dokusu zedelenir ve osteoartrozlar meydana gelir (7).

Ön Çapraz Bağ

Kondiller arasında ÖÇB, içten dışa doğru, çapraz, arka yukarı ve dış yana doğru uzanır (Şekil 8). Kollajen dokuların (bağ dokuyu oluşturan elementler) hepsi birbirinin üzerine dolanarak yukarı hareket ederler. ÖÇB dış-arka ve iç-ön olarak iki ana bağ parçası halindedir. İç-ön parça diğerine göre daha kuvvetlidir. Ön çapraz bağ Ruffini sinir uçları, golgi tendon organı, Pacinian cisimciklerini içerir (8, 9). Bu nöral elementlerin mekanoreseptörler ve merkezi sinir sistemi ile bağlantılı olmalı rapor edilmiştir (10, 11). Propriyosepsiyon, motor kontrolde oldukça önemlidir. Bu nedenle ön çapraz bağ yaralanmalarında, mekanoreseptörlerde hasar gördüğünden, dizin pozisyonu algılanmasında büyük güçlük çekilir (12).



Şekil 8. ÖÇB ve AÇB. A; dış yan görünümü. B; önden görünümü. Neumann (2002)'den adapte edilmiştir (7).

ÖÇB çoğunlukla gergin olmasına rağmen en fazla dizin ekstansiyon pozisyonlarında gerginleşir (Şekil 9a). Son ekstansiyon derecelerinde, dizin kontrolünde önemi büyüktür. Birincil işlevi ön ve döngüsel diz hareketlerinin stabilitesini sağlamaktır (7).

Ön Çapraz Bağın Yaralanma Mekanizması

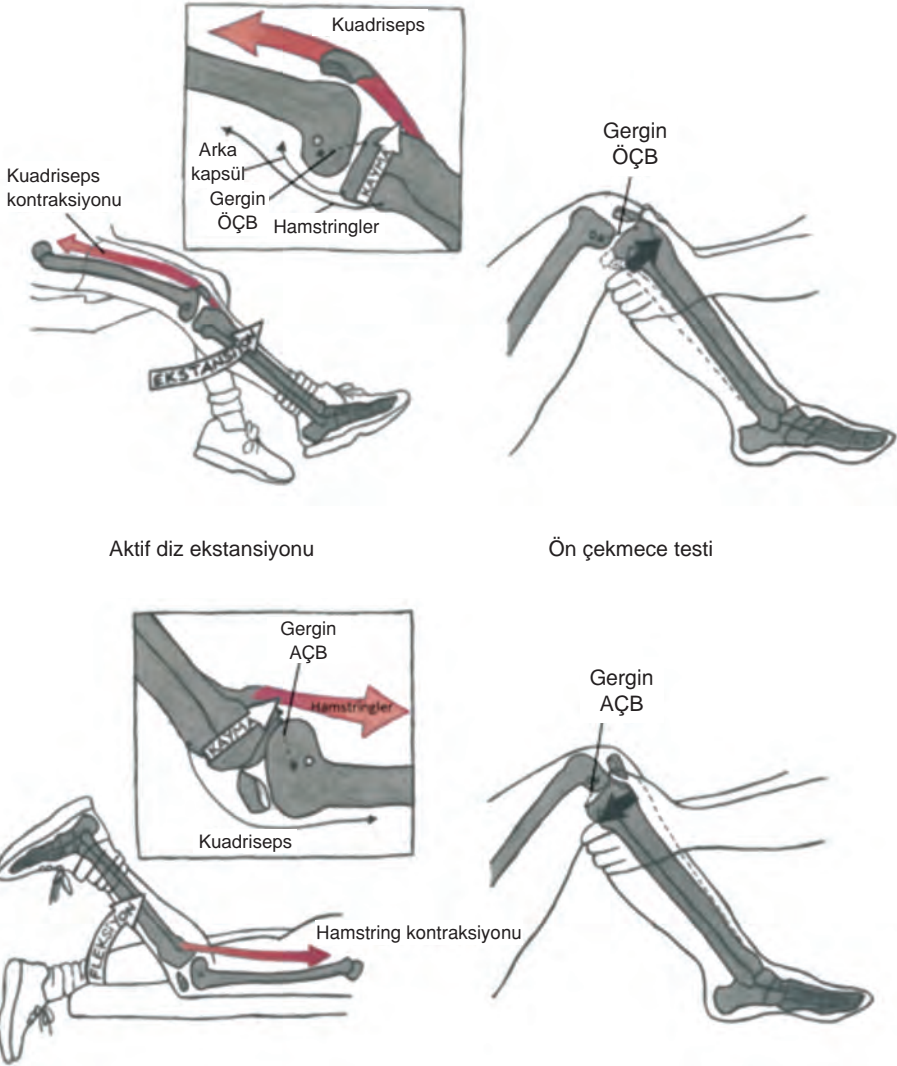
En sık yaralanan bağıdır. Klinikte yaralanmayı gösteren test, ön çekmece testidir (Şekil 9a,9b). ÖÇB yaralanmalarında kaval kemiği beklenenden fazla öne çekilebilir (7). Dizin tüm hareketlerinin kontrolünde rolü olan ÖÇB'nin en sık yaralandığı hareket, ayağın yerde, uyluğun ise kaval kemiği üzerinde döndüğü veya aşırı düzelmeye zorlandığı hareketlerde olur (7).

Öne Çekmece Testi

ÖÇB yaralanmalarında klinikte en güvenilir sonucu veren testtir. Hastanın dizi 90° ve kalçası 45° fleksiyundayken hekim, hastanın ayağının önüne oturur ve alt bacağı öne doğru çeker (Şekil 10). Normalde kaval kemiği (tibia) maksimum 6mm civarında öne gelir. Bu test sırasında alt bacak içe ve dışa da döndürülebilir. Alt bacak, ÖÇB yaralanmalarında dışa döndürüldüğünde içe döndürüldüğüne göre daha fazla öne gelir (13).

Arka Çapraz Bağ; İşlevsel Anatomi

ÖÇB'den biraz daha kalındır. Arka tibial platodan kondiller arası bölgenin dış kısmına yapışır (Şekil 6 ve 8). ÖÇB'nin iki bağ parçası vardır: Ön (geniş), arka (daha küçük).



Şekil 9. Kas AÇB etkileşimi gösterilmektedir. a: Dizin düzeltilmesi ÖÇB'yi gerginleştirir, b: Dizin bükülmesi AÇB'yi uzatır, c: Ön çekmece testi ÖÇB'nin hasarını anlamak için bakılır, d: Arka çekmece testi ÖÇB'nin yaralanmasını anlamak için bakılır. Neumann ve ark. (2002)'dan adapte edilmiştir (7).

AÇB'nin iki ek bağlantı noktası

- Ön menisküs uyluk arası bağı;
- Arka menisküs uyluk arası bağı (Şekil 6). Eklem stabilitesinde ikincil roledirler.

AÇB'nin de tüm hareketler sırasında bazı parçaları gergin haldedir. Aşırı diz fleksiyonunda ön parçası gerginleşir (Şekil 9c)(7).

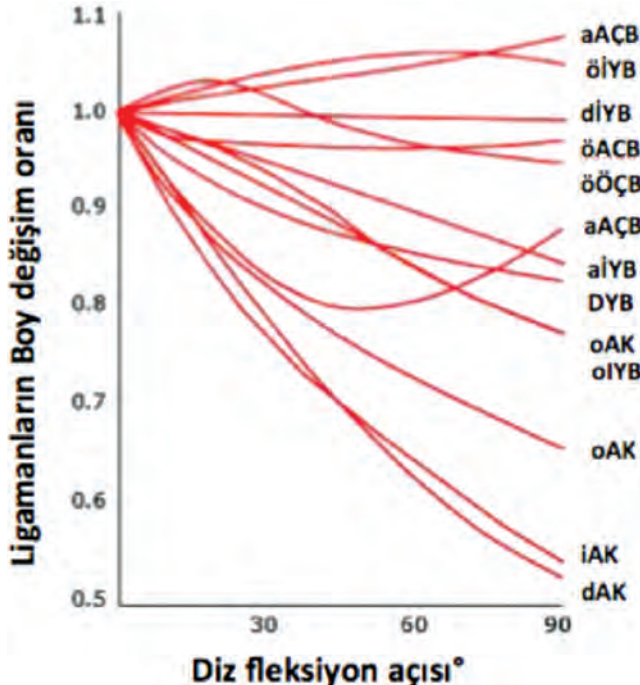
AÇB'nin klinik muayenesi arka çekmece testi ile yapılır (Şekil 9d). Tibianın arkaya hareketin %95'i AÇB ile sınırlanır (7).

Dizi çevreleyen bağların uzunlukları dizin fleksiyon-ekstansiyonu sırasında değişir. Wilson *ve ark.* (2000) dizin ligamanlarının fleksiyonu sırasında gerilme eğrilerini grafik haline getirmişlerdir (14). Bu grafik, diz fleksiyon açısı ile boy değişim oranının (diz 0° ekstansiyon sırasındaki ligaman boy uzunluğunu, dizin verilen fleksiyon derecesindeki boy uzunluğuna bölerek bulunur) arasındaki ilişkiyi gösterir (Şekil 11).

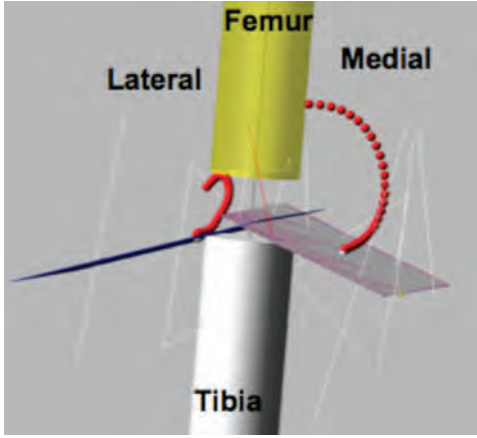
Akalan *ve ark.* (2008), yaptıkları üçboyutlu simülasyon çalışmasında, dizin fleksiyon ve ekstansiyon sırasında boyları en az uzayan dört ligaman parçası ile normalde tibial plato ile femur kondillerinin belirli açılardaki temas noktalarının uzayda çizdiği izleri (trajectory) izlemişler ve bu çizgilerin femurun kondillerine çok benzediğini bulmuşlardır. Bu durum ligamanların eklem temas noktalarının değişimindeki önemi vurgulamakta ve ligaman boy uzunlukları veya yapışma yerlerindeki en ufak bir değişikliğin temas noktalarını değiştirip, yüklenme anormallikleri oluşturabileceğini bulmuşlardır (15)(Şekil 12).



Şekil 10. Öne çekmece testi. Neumann (2002)'den adapte edilmiştir (7).



Şekil 11. Diz fleksiyon-ekstansiyon sırasında ligaman boy uzunlukları değişimi. Ligamanların boy değişim oranı: ligamanın diz ekstansiyonunda olan boy uzunluğunun, ligamanın belirli açıdaki boy uzunluğuna oranı, aAÇB: arka çapraz bağın arka parçası, öİYB: İç yan bağın ön parçası, dİYB: İç yan bağın derin parçası, öAÇB: Arka çapraz bağın ön parçası, öÖÇB: ön çapraz bağın ön parçası, aAÇB: Arka çapraz bağın arka parçası, aİYB: İç yan bağın arka parçası, DYB: Dış yan bağ, oAK: Arka kapsülün oblik parçası (iki oblik bağ şeklinde tanımlanmıştır), oIYB: İç yan bağın orta parçası, İAK: Arka kapsülün iç parçası, dAK: arka kapsülün dış parçası.



Şekil 12. Femur sabitken, tibianın yatak kenarında oturur pozisyonda, tam ekstansiyondan aşağıya pasif (sadece yerçekimi etkisiyle) düştüğünde, Şekil'deki kırmızı noktalar üçboyutlu uzayda izlendiğinde izler (kırmızı kürelerden oluşan iz) femurun medial ve lateral konturlarına çok benzemektedir ve bu noktalar ile tibial plato arasında temas kuvveti tanımlandığında tibianın doğal hareketleri tam anlamıyla ortaya çıkmaktadır (15).

Kıkırdak Dokusu

Femur, tibia, fibula ve diz kapağının birbirlerine bakan kısımlarını kaplayan kemikler arasında pürüzsüz bir yastık görevini gören yapılardır (2). Çoğunlukla 6,5 mm (çeyrek inç) kadar kalınlıkları vardır. Beyaz ve parlak yapıdadır. Kaygan yapıları sayesinde bir kemiğin diğeri üzerinde rahatça hareket etmesine olanak tanır (Şekil 13)(5).

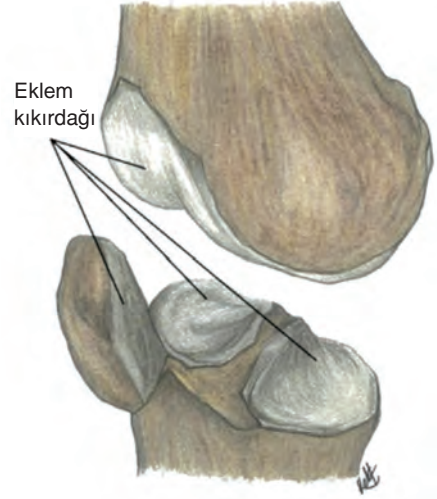
Menisküs

Diz, iç ve dış taraftan kıkırdak dokunun üzerinde diğeri bir yastık dokusuyla korunmaktadır. Menisküs bir şok emici olarak görev görür. İki önemli, ödevi vardır: (1) Dize binen yükü dağıtırlar, (2) dizin stabilitesini sağlamada bağlara yardımcı olurlar (5).

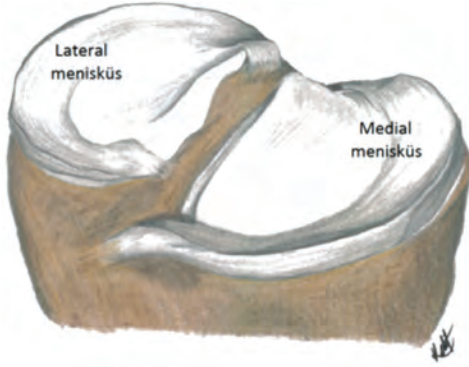
Araba tekerleğine benzer bir şekilleri vardır. Dış taraflarda kalın iç tarafta incedirler. Bu sayede femur kondillerinin düz tibial plato üzerinde soket gibi rahat dönmesi sağlanır (Şekil 14)(5).

Menisküs üzerinde yapılan çalışmalarda, menisküs alındığında yüklenme sırasında normale göre üç kat fazla stres oluşmaktadır. Ayrıca diz eklemine hareketi sırasında temas noktalarının hareket açıklığı azalmasına neden olmaktadır. Bu durum eklem kıkırdağının hem fazla strese, hem de temas yüzeyinin azalmasıyla daha dar bir alanda hareketine neden olduğundan zamanla eklem lezyonlarına neden olduğu bulunmuştur (1).

Normalde femurdan gelen yük, geniş tibial plato üzerinde dağılmalıdır. Menisküslerin bu dağılımda rolü çok büyüktür. Menisküsler alınır, bu yük dağılmayacak ve bazı küçük bölgelerde çok fazla artacaktır. Ancak problem sadece bununla bitmeyecek kıkırdak dokuda ol-



Şekil 13. Dizin kıkırdak yapısı. Schneller ve ark (2001)'dan adapte edilmiştir (5).



Şekil 14. Menisküsün görünüşü Schneller ve ark. (2001)'dan adapte edilmiştir (5).

duğu kadar kıkırdak doku altında da stres oluşturacak ve femur ve tibial plato arasında doğal temas noktalarının da değişmesine neden olacaktır. Bu da zamanla kıkırdak doku hasarına neden olacaktır. Menisküslerin, dize binen yükün %70'ini absorbe ettiği düşünülmektedir. Bu nedenle dizin fleksiyonu sırasında eklem kıkırdağını koruyan birincil yapı olarak bilinirler.

Dizin fleksiyonu-ekstansiyonu sırasında menisküsler sabit değillerdir. Vedi ve ark. (1999), dizlerinde problem olmayan 16 genç futbolcunun menisküs hareketlerini, ayakta dururken ve otururken 0-90° diz fleksiyonu sırasında incelenmiştir. Bu çalışmada yük altında her iki menisküsün de otururkene göre ayakta dururken çok daha hareketli olduğu bulunmuştur. Medial menisküsün yük altında ön boynuzun; 7,1 mm, arka boynuzun 3,9 mm, lateral menisküsün ön boynuzunun 9,5, arka boynuzunun 5,6 mm yer değiştirdiği gözlenmiştir (tüm değerler ortalamadır). Yük altında değilken bu değerler medial menisküs için sırasıyla 5,4 ve 3,8 mm, lateral menisküs için 6,3 ve 4,0 mm'dir (16). Bu nedenle menisküsler sadece eklem binen yükün absorpsiyonunda değil, stabilitesinde de büyük rol oynarlar.

Tibia internal rotasyonunda medial menisküs arkaya, lateral menisküs öne hareket etmeye zorlanır. Ancak dizin rotasyon pivotu medialde olduğu ve pivottan uzak olduğu için lateral menisküs çok daha fazla zorlanacaktır (17).

Kaslar

Dizin ekstansör kasları yürümede basma fazı stabilizasyonunu sağlayan kaslardır. Bu kaslar dizin ön bölümünde yerleşmiştir. Dizin ekstansör mekanizması içinde patella (diz kapağı), patellar tendon (diz kapağı kirişi), dizin dört başlı kası (kuadriseps) bulunur. Kuadriseps, kuadriseps tendonu ile patellaya tutunur. Patella da, patellar tendon ile tibiaya tutunur. Böylece dizi ekstansiyona getirecek yönde hareket sağlar (7).

Diz Fleksörleri

- Hamstringler (semitendinosus – semimembranosus - biceps femoris)
- Gastroknemius
- Gracilis
- Sartorius
- Popliteus

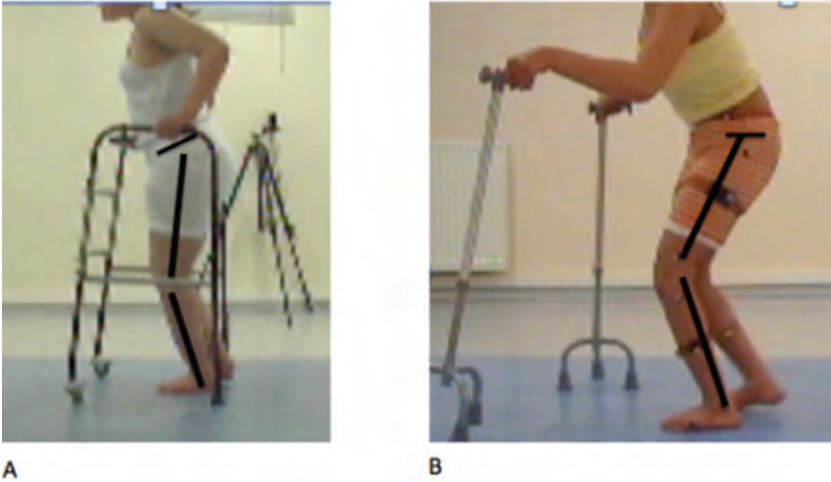
a. Hamstringler (semitendinosus – semimembranosus - biceps femoris)

Dizin en önemli fleksör kasları hamstringlerdir. Bu fleksörlerden sadece biceps femoris iki başlıdır. Biceps femorisin kısa başı hariç diğer tüm hamstring kasları hem kalça ekstansörü hem de diz fleksörüdür. Bu nedenle aktiviteleri oldukça karmaşıktır. Bu kaslar dizin arka kısmında bulunurlar ve kendi tendonları ile tibiya bağlanırlar (Şekil 4, 5). Biceps femoris dizin lateral, semitendinosus ve membranosus medialinde yer alır bu nedenle dizin medial ve lateral rotasyonunda rol oynarlar.

Fonksiyonel hareketi:

- Dize fleksiyon yaptırır.
- Gövdeyi yukarı kaldırır, daha dik pozisyona getirir.
- Kalçanın arka kısmı ile tibia arasında uzanan bir köprü gibidir. Bu sayede aktif hareket sırasında vücut segmentlerindeki ivmelenmeden dolayı oluşan ek kuvvetleri karşılar. Atletlerde ivmelenme fazla olduğundan hamstringler büyük kuvvetlere karşı koyar ve sıklıkla yaralanmalar görülür.

Klinikte, hamstringler genellikle çömelme pozisyonunda yürüyen tüm hastalar için gergin kabul edilmekte ve bazen radikal germe egzersizlerine tabi tutulmaktadır. Aslında her çömelerek yürüyen hastada hamstringler gergin olmayabilir. Şekil 15'deki iki yürüme görüntüsünü inceleyelim. Burada iki serebral palsili hasta görmekteyiz. Bu iki hastada basma fazında diz fleksiyon artışı görülmektedir, yani çömelerek yürümektedirler. Ancak ikisi arasında bir fark var. A hastasında anterior, B hastasında posterior pelvik tilt artışı mevcut. Bu durumda A hastası için hamstringler normal uzunluğa yakın denebilir. Çünkü diz fleksörü olan bu kas grubu aynı zamanda kalça ekstansörüdür ve pelvik anterior tilt oldukça kalçanın posterioruna dolanarak proksimalde uzayacak, benzer miktarda diz fleksiyona geldikçe distalde kısılacaktır. Ancak B hastasında posterior pelvik tilt ile hamstring proksimalden kısalacağı gibi, diz fleksiyon artışı ile



Şekil 15. Pelvik anterior tilt (A), ve Pelvik posterior tilt artışı ile yürüyen iki serebral palsili hasta örneği.

de distalden de kısılacaktır. Böylece B hastasının hamstring kaslarının gergin olduğu düşünülebilir. Böyle bir durumda bilateral popliteal açı ölçümü ve ayak dorsi fleksör, kalça ekstansör kas kısalık testlerini yapıp hamstringlerin geçek durumu hakkında bilgi edinilmelidir. A hastasında hamstring kasları fizyoterapi ile gerilirse veya kas gevşetme cerrahisi ile uzatılırsa anterior pelvik tilt yükseleceğinden çömelerek yürüyüş artabileceği unutulmamalıdır.

b. Gastroknemius

Fonksiyonel hareketi:

- Dize fleksiyon ayak bileğine plantar fleksiyon yaptırır ve iki başlıdır (medial ve lateral).
- Soleusla birlikte birincil ayak bileği plantar fleksörüdür.
- Öne hareketin temel ve en kuvvetli kuvvet üreticisidir. Öne lounch (öne adım alma) yapılmak istendiğinde yeri itip bacağı hızlı hareketi verecek en önemli kastır.
- Ayak sabit, vücut öne giderken aktifleşir.
- Topuklu ayakkabı giyildiğinde kemiğe bağlanma noktaları (origo-insersiyon) yaklaştığından boyları kısalmır.

c. Gracilis

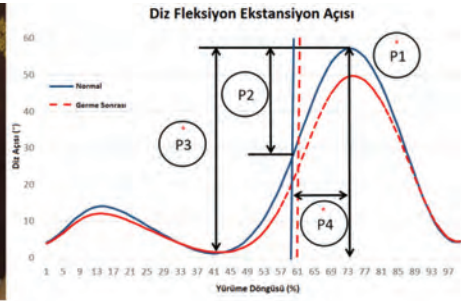
Fonksiyonel hareketi:

- Temelde kalça adduktordur ancak dizin fleksiyonu için hamstringlere yardımcı olur.
- Diz semi fleksiyondayken, iç rotasyonuna yardım eder.
- Örneğin; salınım fazı başlangıcında diz fleksiyonuna yardım eder.

Kuchimov ve ark.'nın (2016), sağlıklı bireylerde yaptığı bir pilot çalışmada, Gracilis dahil olmak üzere iki taraflı tüm kalça adduktör kas kuvvetinin ortalama %43 düşüşünün, katılımcıların salınım fazında dizlerini normalden istatistiksel anlamlı olarak daha az fleksiyona getirdiğini tespit etmişlerdir (Şekil 16)(18). Bu yürümeye, sert diz yürüyüşü adı verilmektedir.



a



b

Şekil 16. Adduktör kas zayıflığı sağlayan özel bir germe sonrası (135sn germe x 13 tekrar, 5 sn dinlenme) (a), Salınım fazında diz fleksiyonu azaltıcı dört parametrenin üçü (P1,P3 ve P4) germe sonrası anlamlı olarak düşmüştür.

d. Sartorius

Fonksiyonel hareket:

- Otururken bacak bacak üstüne atma hareketinde oldukça aktiftir.
- Kalça ve dizin birlikte fleksiyonda olduğu hareketlerde ve uyluğun lateral rotasyonu ve abduksiyonunda, tibianın medial rotasyonunda aktiftir.

Diz Ekstansörleri

a. Kuadriseps femoris

- Rektus femoris
- Vastus medialis
- Vastus lateralis
- Vastus intermedius

b. Tensor Fasya Lata

a. Kuadriceps Femoris

Fonksiyonel Hareket:

- Adım alma hareketleri, örneğin merdiven çıkma veya squat gibi hareketlerde aktiftir.
- Sürpriz bir şekilde, kuadriseps ayakta dururken (dizin ekstansiyonda kitlendiği durumda) fazla etkin değildir.
- Ancak yine de, hareket eden yüzeyde ayakta dururken kuadriseps aktiftir. Aynı zamanda tek ayak üzerinde durmada da diz çevresi tüm kaslar aktiftir.
- Çok güçlü ve hareketin her aşamasında ciddi düzeyde güç üreten önemli bir kastır. İmmobilizasyondan çok fazla etkilenir. Yaralanma durumunda hızlı bir şekilde zayıflayabilirken, yeniden güçlenmesi aylar alır.
- Rectus femoris; proksimalde iki başlıdır biri spina iliaca inferiora diğeri ise asetabulumun üzerine yapışır. İnsanoğlunun ayakta duruşa geçişini sağlayan kas olarak bilinir. Yürümenin salınım fazına geçmeden hemen önce etkilidir ve yürümenin hızıyla aktivitesi çok değişir.
- Vastus medialis; Diz ekstansiyonunun son açılarında etkindir ve femuru mediale döndürerek ekstansiyonda kilitlenmesine yardım eder.

b. Tensor Fasya Lata

Fonksiyonel Hareket:

- Gluteus maksimusa yardımcı olur.
- Pelvisi tibiaya bağlar.
- Ayakta dururken ayaklara eşit ağırlık aktarıldığında, pelvis ve femurun tibia üzerindeki hareketlerinin kontrol edilmesinden ve dengenin sağlanmasından sorumludur.
- Kalça ekstansiyondayken bir medial rotatordur.
- Kuadriseps paralizisi olursa, yürümeye yetecek kadar diz ekstansiyonu yapabilir fakat bu ekstansiyon zayıf ve kısıtlı hareket açıklığı içinde gerçekleşir. Ancak bu durumda

adım aralığı artacak ve pelvik anterior tilt artacaktır. Bu durum kaslar distrofi çocuklarda oldukça sık görülür.

Diz- Tibia Lateral Rotatörleri

- Biceps femoris

Diz- Tibia Medial Rotatörleri

- Semitendinosus
- Semimembranosus
- Gracilis
- Sartorius
- Popliteus

Popliteus

Fonksiyonel hareket:

- Ayak yerdeyken femura, tibia üzerinde lateral rotasyon yaptırır.
- Dizin kilitlenmiş durumdan fleksiyona geçişine izin verir.
- Güçlü bir diz fleksiyonu yapılması gerektiğinde tibia'yı femoral kondiller altında geriye çeker.
- Lateral menisküse yapışık olduğu için, femurun lateral rotasyonu sırasında lateral menisküsü geriye çeker ve menisküsün kemik yüzeyler arasında sıkışmasını önler. Lateral menisküs bu nedenle medial menisküsten daha az yaralandığı söylenebilir (19).

Dizin Sinirleri

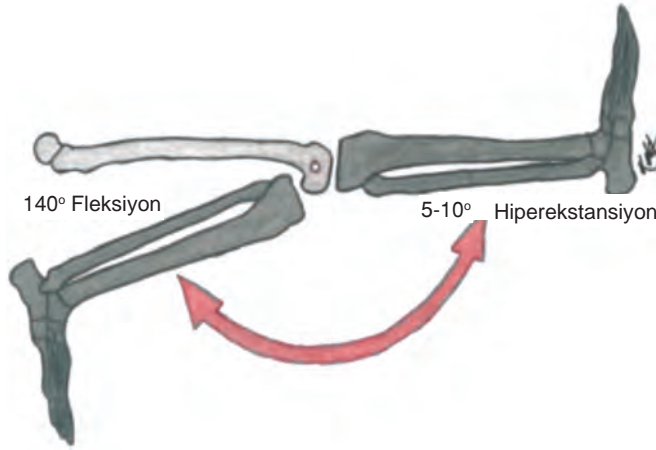
Dizin en önemli siniri popliteal sinirdir. Bu geniş sinir dizin arkasında uzanır ve kas ve cildin duyu ve motorik uyarılarını taşır. Dizin üzerinde tibial ve peroneal olmak üzere ikiye ayrılır. Tibial sinir aşağıya doğru inerken peroneal sinir dizi çevreler ve ayağa iner (2).

Dizin Kan Damarları

Dizin en büyük damarı Popliteal arter, popliteal siniri izleyerek ayağa iner. Popliteal arter (atardamar) ve ven (toplardamar) bacağın en büyük damarlarıdır. Eğer hasar görürlerse bacak nekroze olur.

Dizde kırık dokü sinoviyal mikrovasküler yapılardan difüzyon yoluyla veya subkondiler kan damarları ile beslenir. Subkondral bölgenin kalsifikasyonunu gerektiren durumlarda kırık dokü tek beslenme kaynağı sinovyum olur. Ancak romatoid artrit gibi bazı hastalıklar sinovyumda inflamasyon oluşturur ve bu beslenmede bozulur. Bu nedenle osteoartrit veya romatoid artrit gibi hastalıklar, kırık dokü beslenme mekanizmasını bozarak kırık dokü hasara açık bir vaziyete getirir (20).

Özet olarak diz kendi başına üzerinde durabilmemiz ve koşup merdiven çıkabilmemiz için stabil olmayan bir yapıdadır. Bu nedenle her yaşta diz problemi çokluğuna şaşırılmamalıdır. Temel bölümlerin hareket analizi, problemin nedenini bulmamıza yardımcı eder (2).



Şekil 17. Dizin bükülmesi ve düzelmesi. Neumann (2002)'den adapte edilmiştir (7).

Dizin Hareketleri

Diz eklemi tibio-femoral ve patello-femoral eklemlerinden oluşur. Ayak tam yerle temastayken yumuşak dokular dizin stabilitesini sağlarlar. Bağ dokularının ve kıkırdaklarının hasarı en sık yaşanan problemlerdir. Hasar mekanizmalarının anlaşılması ve tedavisi açısından kinezyoloji ve anatominin iyi anlaşılması hareketlerin analiz edilmesi hayati önem taşır (7).

Tibio-femoral eklemi 2 yönlü bir eklemdir: (1) fleksiyon, (2) ekstansiyon.

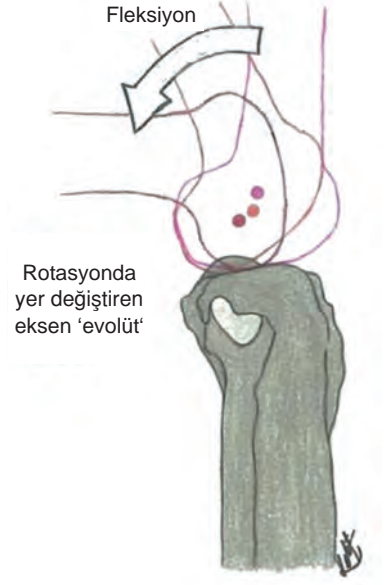
Fleksiyon ve Ekstansiyon

Fleksiyon ve ekstansiyon, sagittal eksen etrafında gerçekleşir. Genelde sağlıklı bir birey dizini 130-140° fleksiyona getirebilir ve 5-10° hiper-ekstansiyon götürebilir (Şekil 17). Bu dizin en yüksek hareket açıklığının olduğu plandır.

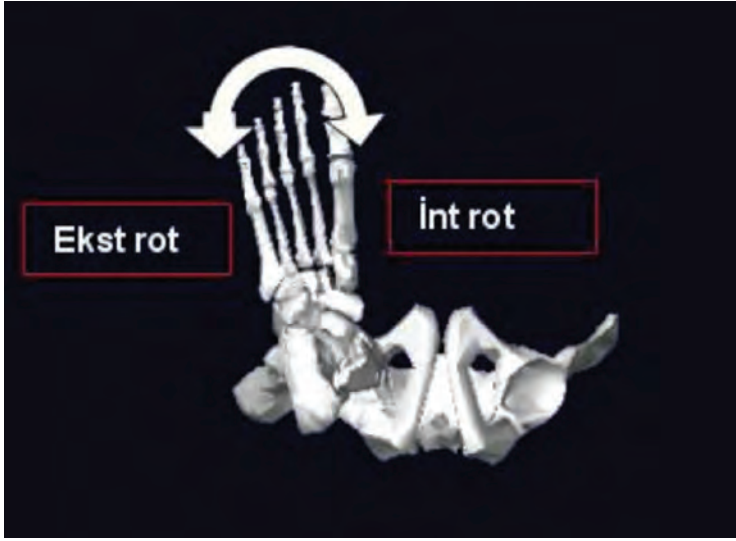
Dizin iç-dış ekseni sabit değildir ve fleksiyon sırasında anlık hareket eder. Bu nedenle anlık dönme merkezinden bahsedilir (Şekil 18).

Diz eklemi dönme merkezi spiral olarak yer değiştirir. Bu değişim diz eklemine basit menteşe eklemine göre her derecede daha fazla stabilite kazandırır (1).

Dizin günlük yaşamda sagittal plan hareketlerine baktığımızda; Yürüme sırasında 0-70°, merdiven çıkarken 0-83°, merdiven inerken 0-90°, sandalyeye otu-



Şekil 18. Bükülme eklem merkezinin yer değiştirmesine neden olur. Neumann (2002)'den adapte edilmiştir (7).



Şekil 19. Dizin düşey eksenindeki dönme hareketi.

dururken 0-93°, ayakkabı bağlarken 0-106°, ve bir obje kaldırırken 0-117° arasında bir hareket açıklığı olduğunu görmekteyiz (21, 22). Bu durum, dizin günlük yaşamda ne kadar yüksek hareket açıklığı ile kullanıldığının bir işaretidir. Üst ekstremitte eklemlerinin aksine, bu eklem yüksek yoğunlukta yük gördüğünden, diz eklemi fleksiyon veya ekstansiyon kontraktürleri diğer eklem hareketlerinin artmış hareketleri ile kompanse edilmeye çalışılacak ve aşırı yüklenmelere, zamanla eklem patolojilerine sebep olacaktır.

İç (medial- internal) ve Dış (lateral-eksternal) Dönme (rotasyon)

İç-dış dönme düşey eksen etrafında gerçekleşir (Şekil 19). İç-Dış dönme oranı yaklaşık 1:2'dir.

Diz tam ekstansiyondayken, tibia ve femur birbirlerine kilitlenir (interlocking) ve dönmeyi neredeyse bloke eder. Diz fleksiyona geldikçe dönme artar. Dönmenin sınırlarını bağlar belirler. 90° fleksiyondayken, tibia eksternal rotasyonu neredeyse 45° iken internal rotasyon 30° kadardır. 90°'den sonra büyük ölçüde yumuşak dokuların direncinden ötürü rotasyon hareketi azalır (1). Tibio-femoral eklem, diz tam ekstansiyondayken hareket açıklığı oldukça az olmasına rağmen, diz fleksiyonu 90°'ye vardığında hareket açıklığı oldukça artar. Tam ekstansiyonda iken neredeyse hiç transvers plan hareketinin (dönme) olmaması, femur ile tibia kondilleri arası "kilitlenme etkisinden" (interlocking) kaynaklanmaktadır. Bu çoğunlukla medial femoral kondilin lateral femoral kondilden uzun olmasından olmaktadır.

Valgus (Dış yan-abduksiyon) ve Varus (İç yan-adduksiyon) Dönme Hareketi

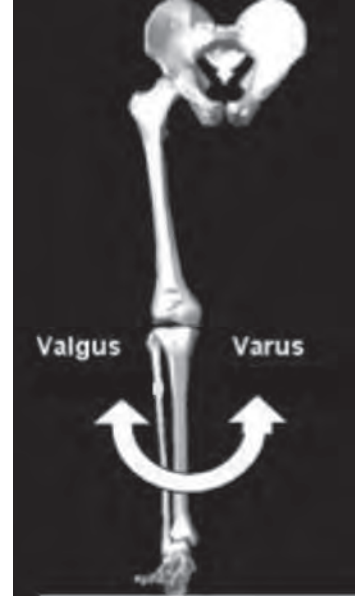
İç-dış rotasyona benzer olarak diz tam ekstansiyonda iken abduksiyon (valgus) ve adduksiyon (varus) hareketi neredeyse yoktur. 30° fleksiyonda abduksiyon hareket açıklığı yaklaşık 5°'dir.

Valgus-varus hareketi Şekil 20'de gösterilmiştir. 30°'nin üzerinde yine medio-lateral hareket açıklığı azalır (1).

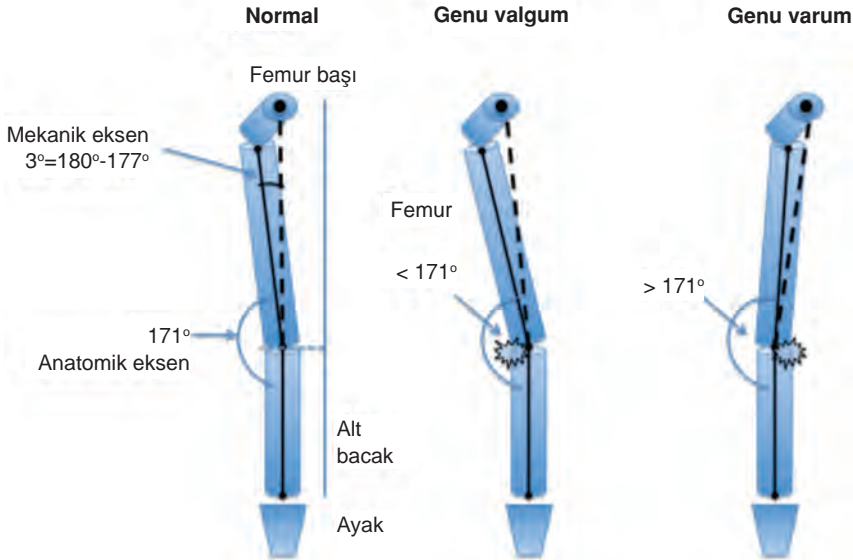
Femur ile tibia arasında lateralde 171°'lik (9°) bir açı bulunur. Femurun boynu ile shaftı arasındaki açılardan pelvis genişliğinden oluşan bu açılardan, normal koşullarda femurun oblikliğinden kaynaklanır. Tibia neredeyse yere tam diktir. Eğer mekanik eksen (aks) göz önüne alınır (femur başı merkezinden diz eklem merkezine arasındaki eksen), dizin frontal plandaki açılması 177° civarlarına geriler (3°, 180°'ye yaklaşıyor). Bu açının 180°'den uzaklaşmasına Genu Valgum, 180°'ye yaklaşmasına hatta onu geçmesine Genu Varum denir. Genu varumda mekanik eksen mediale yer değiştirir ve dizin medial kompartmanına daha çok yük biner. Tam tersi bir mekanizma genu valgumda gözlenir. Mekanik eksen laterale kayar ve dizin lateral kompartmanına fazla yük biner (Şekil 21)(17).

Dizin Fizyolojik Gelişimi

Yeni doğanda tibia varusu artmıştır (17). Bu nedenle mekanik eksen dizin medialine kaymıştır. Sagittal planda diz



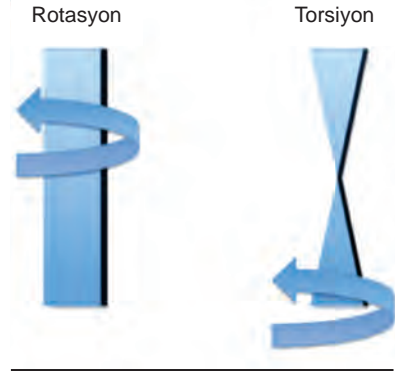
Şekil 20. Dizin iç yan ve dış yan dönme hareketi.



Şekil 21. Mekanik (kesikli çizgi: femur başı merkezinden ayak bileği merkezine olan aks) ve anatomik (femur shaftı, tibia ile oluşan aks) eksenler. Genu valgumda lateral, genu varumda medial kompartmanın eklem reaksiyon kuvvetleri artar.

hafif fleksiyondadır ve femurun ön konveksitesi gelişmiştir. Femurun internal torsiyonundan dolayı, femur hafif internal torsiyona yönelmişken, tibia, femura göre eksternal torsiyondadır (17). Kişi büyüdükçe tibial retroversiyon (eksternal torsiyon), diz fleksiyonu azalır ve ön tarafın konveksitesi giderek artar. 1 yaşında uyluk ve bacak frontal planda doğal lateral konveksitesi oluşmaya başlar. 2 yaşında ayakta dururken dizlerin medial kondilleri birbirine değer. Tam olarak frontal plan diz eksenleri 6 yaş civarında oluşur. Femurun anteversiyonu yaklaşık 60° 'den $10-12^\circ$ 'ye iner. Erişkinde tibial torsiyon yaklaşık $23-25^\circ$ 'ye ulaşır. Bu torsiyonun kazanılmasında ayağın abduktör kasları (peronealler), dorsifleksörler ile tibial internal rotator kaslar (sartorius, vastus intermedius, semitendinosus ve popliteus) arasındaki kuvvet dengesi önemlidir (17).

Torsiyon ve rotasyon birbirinden farklı iki kavramdır. Bu farklılığı en iyi makarna tarifi ile verebiliriz. Rotasyonu bir erişte makarna gibi düşününüz. Bu makarnayı henüz pişmemişken istediğiniz gibi uzun eksen etrafında döndürebilirsiniz. İşte formu bozulmadan içe ve dışa dönme, rotasyon olarak tanımlanır. Torsiyonu ise pişmiş erişteyi burğu makarna haline getirmeyi deneyebilirsiniz. Eriştenin bir ucundan tutun ve diğer ucunu içe veya dışa döndürün. Bu durumda makarnaya torsiyonel bir hareket yaptırmış olursunuz. Bu iki rotasyonun mekanik özellikleri tamamıyla farklıdır. Çünkü iki hareketin dönme eksenleri farklıdır (Şekil 22).



Şekil 22. Torsiyon ve rotasyon.

Eklem Kinematığı

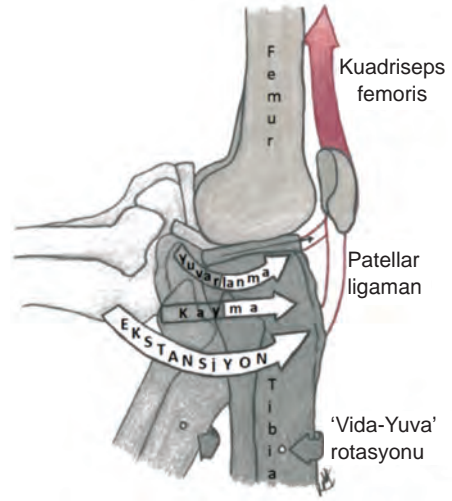
Aktif Diz Ekstansiyonu

Şekil 2.17 90° 'deki aktif diz ekstansiyon hareketini göstermektedir. Ekstansiyon sırasında kemikler kayar ve döner (Şekil 23).

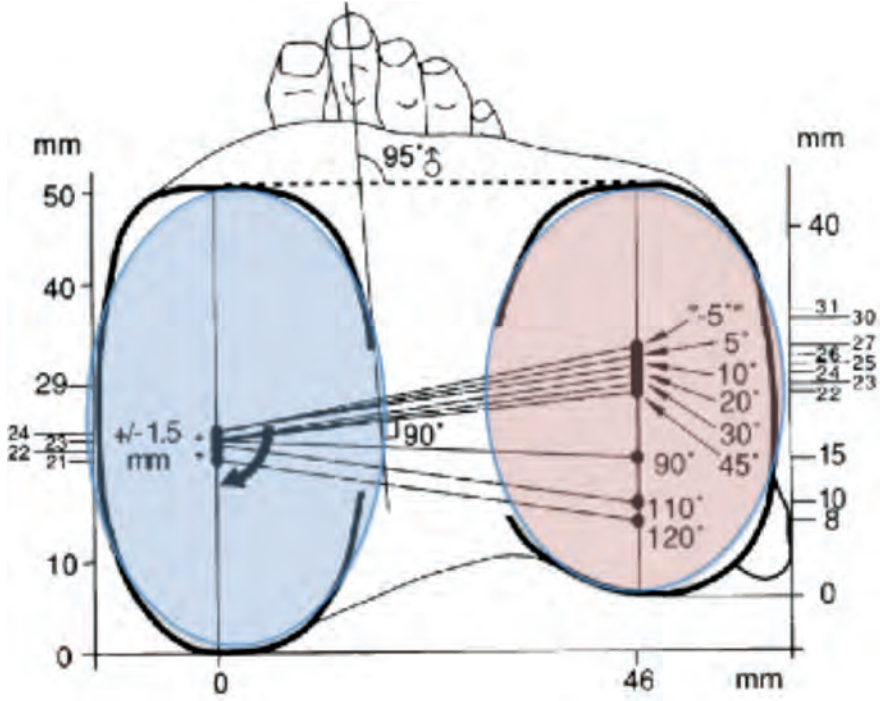
Tibio-femoral eklem aktif ekstansiyonu sırasında, femur kondillerinin tibial plato üzerinde, lateral tarafta çok, medial tarafta az hareket ettiği gözlenmektedir (Şekil 24)(23).

“Vida-Yuva Hareketi” ve Dizin Dönme Hareketleri

Dizin aktif ekstansiyonu, 10° 'lik bir dışa dönme hareketini içerir. Bu dönme hareketine vida-yuva (screw-home) hareketi denir. Bu dönme son 30° 'lik ekstansiyon sırasında gerçekleşir (Şekil 25). Bağlar (İYB, ÖÇB, AÇB) ve medial-lateral kondillerde oluşan kompresyon kuvveti vida-yuva hareketin biçimlenmesinde birincil rol oynar (Şekil 25)(7).

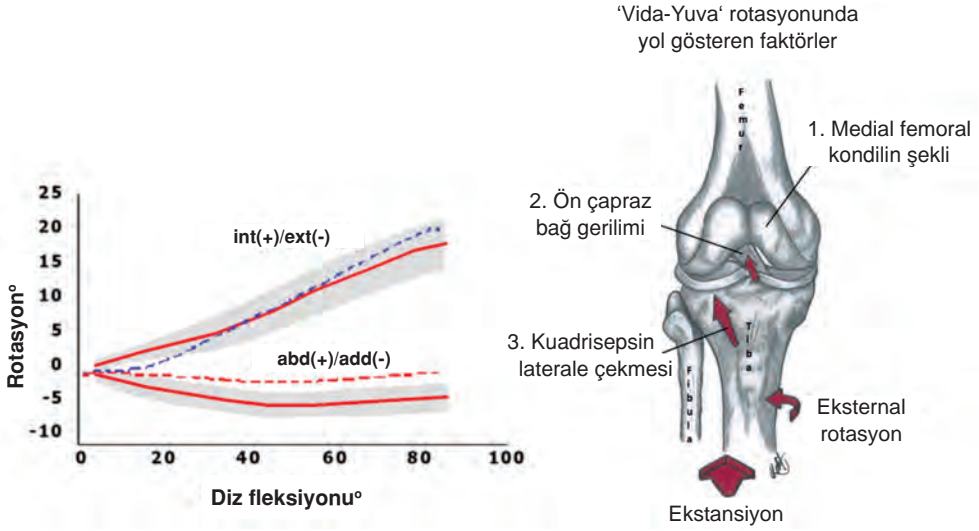


Şekil 23. Dizin ekstansiyonunda aktif kayma ve yuvarlanma hareketi. Neumann, D.A (2002)'dan adapte edilmiştir (7).



Şekil 24. Tibianın aktif fleksiyon-ekstansiyonu sırasında, tibial plato üzerindeki temas noktalarının, dizin 5-10, 20, 30, 45, 90, 110, 120° fleksiyondaki ön-arka hareketi. Freeman ve Pinskerava (2005)'dan adapte edilmiştir (23).

Dizin vida hareketi "Helfet testi" ile rahatlıkla gözlemlenebilir. Bu testte sandalyede kalça 90° fleksiyonda iken patellanın medial ve lateral kenarları işaretlenir ve bunun ortasına patellayı tam ortadan ikiye ayıracak şekilde düz-düsey bir çizgi çekilir. Benzer bir çizgide tuberositas tibiaya çizilir. Tuberositas tibiadaki çizgi ayağın aşağıya sarkıtılmış pozisyonda otururken patella ortasındaki çizgi ile aynı hizadadır. Tibiadaki bu çizginin, diz aktif olarak tam ekstansiyona geldiğinde patelladaki çizginin lateraline hareket eder. Bu, tibanın femur altında ekstansiyona doğru hareket ederken, eksternal rotasyona gelmesinden (vida-yuva hareketi) oluşmaktadır (1). Diz eklem yaralanmalarında, tibanın eksternal rotasyon hareketi çoğunlukla bloke olur. Eklem hareketi sırasında tibia ve femurun temas yüzeyleri değiştiğinden, dizin zorlu ekstansiyonu sırasında, tibio-femoral eklemde anormal kompresyon kuvveti oluşur. Bu da dizin eklem yüzeyinde hasarlara yol açar. Bu nedenle dizin vida-yuva hareketi bozulduğunda zorlu diz ekstansiyonu içeren egzersizlerden kaçınılmalıdır.



Şekil 25. Tibio-femoral eklem fleksiyonu sırasında oluşan rotasyonlar (a), ve görseli (b). “Vida-yuva hareketi” Dizin kilitleme mekanizması. Diz düzelirken dışa döner. B şekli Neumann, D.A (2002)’dan adapte edilmiştir (7).

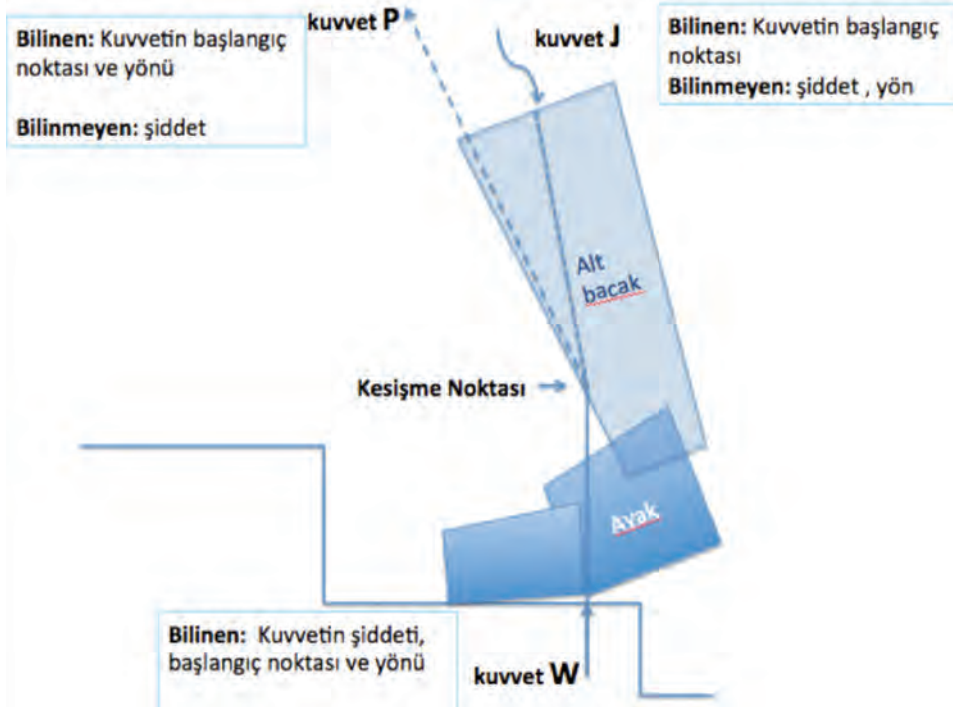
Diz Eklem Kinetiği

Bu eklemkin kinetiği (hareketi oluşturan gözle görülmeyen parametreler: kuvvet, güç vs.) statik ve dinamik olarak incelenmelidir.

Statik ve dinamik analizi anlatmanın en anlaşılır yolu basit segmentler göstererek örnek vermektir. Bunun için merdiven çıkma güzel bir örnek olabilir. Merdiven üzerindeki (diğer ayak havada iken) tibio-femoral eklem üzerine binen minimum eklem reaksiyon kuvvetini hesaplayalım. Hesaplamak kolay olsun diye iki boyutlu düşünelim ve iki vücut segmentini ele alalım (ayak ve alt bacak). Burada ele alınacak üç kuvvet bulunur; 1) Yer reaksiyon kuvveti vücut ağırlığı kadardır, 2) Patellar tendondaki gerilme kuvveti (kuadrisepsin kasılmasıyla oluşur), 3) Eklem yüzeyleri arasında oluşan temas kuvveti (eklem reaksiyon kuvveti)

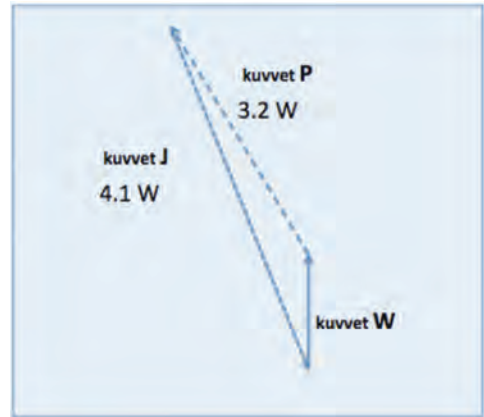
- Yer reaksiyon kuvveti (W): Vektördür ve bilinen bir şiddeti (vücut ağırlığı - alt bacak ağırlığı). Ancak alt bacak ağırlığı toplam vücut ağırlığının 1/10'undan az olduğunda ihmal edilebilir, başlangıç noktası (ayağın merdivene temas ettiği yer) ve yönü mevcuttur.
- Patellar tendon kuvveti (P): Bilinen bir yönü (patellar tendon boyunca), başlangıç noktası (tuberositas tibiaya yapışma noktası), ancak bilinmeyen bir şiddeti vardır.
- Eklem reaksiyon kuvveti (J): Bilinen başlangıç noktası (röntgenogramdan elde edilen femur ve tibia'nın o açıdaki temas noktası), ancak bilinmeyen şiddeti, yönü bulunur (Şekil 26).

Statik analizde tüm kuvvetlerin toplamının sıfıra eşit olduğu farz edilir ve bu kuvvetler kesişmek zorundadır. Bu durumda sistem bir denge halindedir. Bu prensiple, iki kuvvetin yönleri belli olduğundan (P ve W), P ve W'nin kuvvetleri diyagramda uzatılarak J ile kesişene kadar uzatılabilir. Böylece J'nin kuvvet yönü başlangıcından (tibia yüzeyi) kesişme noktasına kadar belli olmuş olur. Yönü belirlenen J'nin bir başka bilinmeyen olan “şiddeti” ise, vektörel



Şekil 26. Statik analiz; merdiven çıkma

üçgen çizimi ile çözülebilir. Burada önce W kuvvet vektörü çizilir, P , W 'nin başından patellar tendon boyunca olan yönü çizilebilir. Ancak P vektörü çizilemez çünkü uzunluğu (şiddeti) bilinmiyor. Fakat sistem dengede olduğu için, J eklendiğinde üçgen tam olarak kapanmalıdır (P 'nin başı J 'nin başlangıcı ile birleşmeli). Bu nedenle J vektörü W 'nin başlangıcından itibaren çizilir. J 'nin P ile kesiştiği nokta P 'nin başı ve J vektörünün başlangıcıdır. Böylece P ve J 'nin vektörlerinin şiddeti uzunlukları ile doğru orantılı olduğundan oranlanabilir (Şekil 27). Bu hesaba göre Patellar tendon kuvveti (P) vücut ağırlığının 3,2 katı olduğu ve eklem reaksiyon kuvveti (J) vücut ağırlığının 4,1 katı olduğu görülür. Bu hesaplamaların klinik anlamı, patellar tendondaki bu kuvveti oluşturan kasların vücut ağırlığından çok daha fazla kuvvetler üretmek zorunda olduklarını belirtmesidir. Bilinmelidir ki bu minimum kuvvet hesaplamasıdır ve antagonist kasların eklem stabilitesini sağlamak için kasıldığı düşünürsek (hamstringler), bu kuvvet hesap edilenden çok daha fazladır (1).



Şekil 27. Kuvvet üçgeni çizimi.

Günlük yaşam aktiviteleri düşünüldüğünde, diz hareketleri statikten daha çok dinamik-tir. Dinamik analizde statikten farklı olarak iki faktör göz önündedir: 1) Vücut segmentinin ivmelenmesi (akselerasyonu), 2) Segmentin eylemsizlik momenti (moment of inertia: segment şekline bağlı olarak ivmelenmesine neden olan tork (moment) anlamına gelir).

Eklemlerde oluşan minimum dinamik kuvvet hesabında altı basamak vardır:

1. Anatomik yapıların oluşturduğu kuvvet bileşenleri belirlenir.
2. Hareket eden segmentin ivmelenmesi belirlenir.
3. Hareket eden segmentin eylemsizlik momenti belirlenir.
4. Ekleme etkileyen tork belirlenir.
5. Primer kasların vücut segmentine verdiği ivmelenme hesaplanır.
6. Her bir an için hareket sırasındaki eklem reaksiyon kuvveti hesaplanır.

Aslında dinamik analiz sırasında biyomekanikçilerin yaptığı en önemli yaklaşım, dinamik analiz yaparken devam eden sıralı bir hareketi, statik analizlere bölerek hesaplanmalarınıdır. Yani yürüme sırasında bir diz fleksiyonu oluyorsa, analizin tamamını bir kerede değil, bunu yürüme değerlendirmesi için kullanılan kameranın çekim hızına bağlı olarak (genellikle 30-240 kare/sn) her bir kare için (100 kare/sn için kare 0,1 sn'ye denk gelir) bir statik hesaplama yapıp, bunu grafiğe dökerek yaparlar (1).

İlk olarak bir eklem hareketini incelerken, anatomiye hakim olmak gereklidir. İncelenen hareketler sırasında primer kasların ve yardımcıların bilinmesi ve bu kasların, incelenen eklem açısındaki görevleri iyi bilinmelidir. Bir vücut segmentinin ivmelenmesinin hesap edilebilmesi için çoğunlukla kamera kaydı (sinematografi) kullanılır. Eylemsizlik momenti, antropometrik ölçümlerle belirlenebilir. Bu ölçümler ortalama olarak insanların bir vücut segmentinin tüm vücut kütlelerine göre oranlayarak bulunurlar ve literatürde bulunması kolaydır (1, 24).

Böylece Newton'un 2. kanunu ile tork bulunabilir;

$$(1) T = I\alpha$$

Burada I eylemsizlik momenti (Nm/sn²) ve α açısal raydan cinsinden ivmelenmedir (r/sn²). Ancak bu tork (moment), kuvvet (F) ve eklem merkezine dik uzaklığını (d) bilerek de bulunabilir. Bu durumda tork;

$$(2) T = Fd$$

"T" bir segmentin eylemsizlik momenti ve açısal ivmesini bularak, "d" ise yine antropometrik ölçümlerle bulunabilir. "F", aynı statik değerlendirmede yaptığımız gibi bulunabilir.

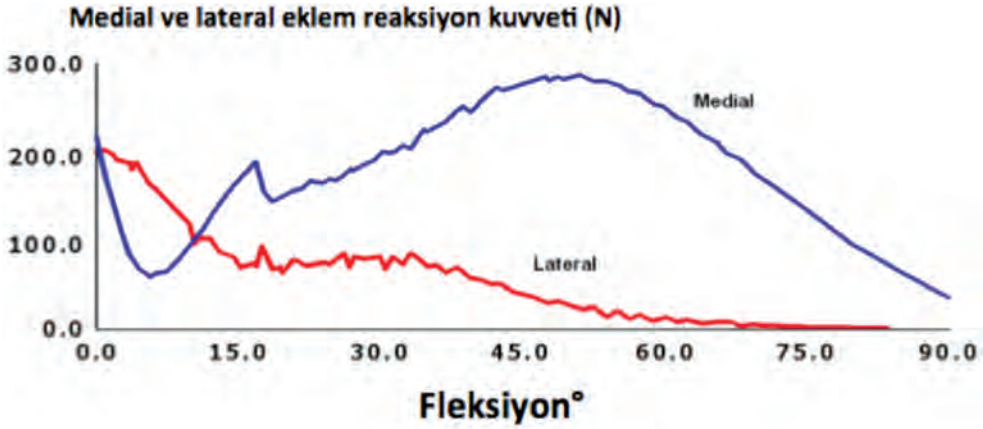
Burada en uygun örnek duran topa ayakla vuruş olacaktır. Diz ve alt bacak vücudun hareket eden segmentleri olsun ve hareketin sinematografi ile kaydedildiğini düşünün. Bu sinema görüntüsünden parmak ucunun topa dokunduğu anda tibianın yere tam dik olduğu an olsun. Video kaydından (sinematografi) bu anda alt vücut segmentinin maksimum ivmesi 453 r/sn² olduğunu bulmuş olalım. Eylemsizlik moment tablosundan da alt bacağın 0,35 Nm/sn² olduğunu kaydedelim. Bunu birinci formüle koyduğumuzda;

$$0,35 \text{ Nm/sn}^2 \times 453 \text{ r/sn}^2 = 158,5 \text{ Nm çıkar.}$$

Antropometrik ölçümlerde topa vurma anında patellar tendon ile tibio-femoral eklem merkezinin dik uzaklığı 0,05 m olduğunu bulalım. Kas kuvveti patellar tendon boyunca etkiyeceğinden ikinci formül yardımıyla F;

$$158,5 \text{ Nm} = F \times 0,05 \text{ m olur}$$

$$F = 158,5 / 0,05 = 3170 \text{ N çıkar}$$



Şekil 28. Dizin fleksiyon-ekstansiyonu sırasında, kuadrisepsin ort: (60, 100, 140 N) ile kasılması sırasında diz ekleminin medial ve lateral yüzeyinde oluşan reaksiyon kuvvetleri (15).

Böylece 3170 N topa vurmak için üretilen kuadriseps maksimum kuvveti olmuş olur (1). Burada diz eklem yüzeyinde oluşan eklem reaksiyon kuvvetini hesaplamak için vücut segmentinin açılma ivmesini ve eylemsizlik momentinin bilinmesi gereklidir. Açılma ivmesinin artışı aynı oranda torkun artışına neden olur. Ancak eylemsizlik momenti değişken olabilir. Mesela rehabilitasyonda kullanılan ve ayak bileğine takılan kum torbaları eylemsizlik momentini artırır. Ayrıca alt bacakta gözlenen yoğun ödem eylemsizlik momentini değiştirebilir. Normalde diz 90° fleksiyondan ekstansiyona gelirken eklem reaksiyon kuvveti vücut ağırlığının yarısı kadardır. Yani 70 kg birinin diz eklem reaksiyon kuvveti 350N dur. Eğer 10 kg kum torbası takarsa, 100N'luk ekstra bir yerçekimi kuvveti eklenir. Buda eklem reaksiyon kuvvetini 1000N a çıkarır. Bu kuvvet boş ayakla yapılanın nerdeyse dört katıdır.

Dizin yüzeyinde oluşan reaksiyon kuvveti aktif ekstansiyon sırasında Şekil 28'deki gibidir.

Buradan anlaşılıyor ki kuadriseps 60 N'luk bir kontraksiyon yaparsa da eklem medial yüzeyinde 300N'un üzerinde bir reaksiyon kuvveti oluşturmaktadır (26).

Yürüme sırasında topuk temasında hamstringler diz stabilitesini sağlamak için kasıldığında, eklem reaksiyon kuvveti vücut ağırlığının iki, üç katına çıkarmaktadır (1). Basma fazı sırasında oluşan diz fleksiyonu sırasında, kuadriseps dizin fazla fleksiyonunu önlemek için kasıldığında, diz ekleminin reaksiyon kuvveti vücut ağırlığının yaklaşık 2 katıdır. Basma fazı sonunda gastroknemiusun kasılmasıyla oluşan eklem reaksiyon kuvveti, vücut ağırlığının iki ile dört katına kadar çıkar. Salınım fazı sonunda hamstringlerin kasılmasıyla yavaşlayan bacadaki diz eklem reaksiyon kuvveti vücut ağırlığına eşittir (1). Yürümenin basma fazı sırasında eklem reaksiyon kuvveti genelde dizin medial tarafındadır, salınım fazında ise lateral taraftadır. Medial tarafın temas yüzeyi lateral tarafın %50'si kadar fazlasıdır. Ayrıca medial tarafta kıkırdak, lateral tarafın üç katı kadar kalındır. Kalın kıkırdak ve büyük temas yüzeyi medial tarafa dizde yüksek kuvvetlere karşı koyma fırsatı verir.

Yürüme sırasında ligamanlara binen uzama kuvveti eklem reaksiyon kuvvetinden daha azdır. AÇB basma fazında en fazla vücut ağırlığının yarısı kadar kuvvet görülür.

Yürüme sırasında, basma fazında genel olarak yer reaksiyon kuvveti ve bağlar üzerindeki uzama kuvveti salınım fazında göre çok daha fazladır. Akalan ve ark.(2008)'nin üç boyutlu diz

modelini içeren tam insan simülasyonu, bu durumu fark etmeye yardım edebilir (Video 1). Simülasyon ilk bakışta karmaşık gelebilir. Gözlenen her bir kırmızı ok bir temas veya ligaman uzama kuvvetini göstermektedir. Bu kuvvetlerin şiddeti okların uzunluğu ile orantılıdır. Ne kadar çok ok o kadar fazla yapıda oluşan kuvveti, ne kadar uzun ok, o kadar fazla şiddeti göstermektedir (6).

Patello-Femoral Eklem

Patella-femoral kemik eklem, patella (diz kapağı) alt yüzü ile femur (uyluk kemiği) patikasından oluşur. Kuadriseps kası, eklem yüzeyi ve retinaküler fibriller hareketi kontrol ederler (Şekil 29).

Patello-Femoral Eklem Kinematığı

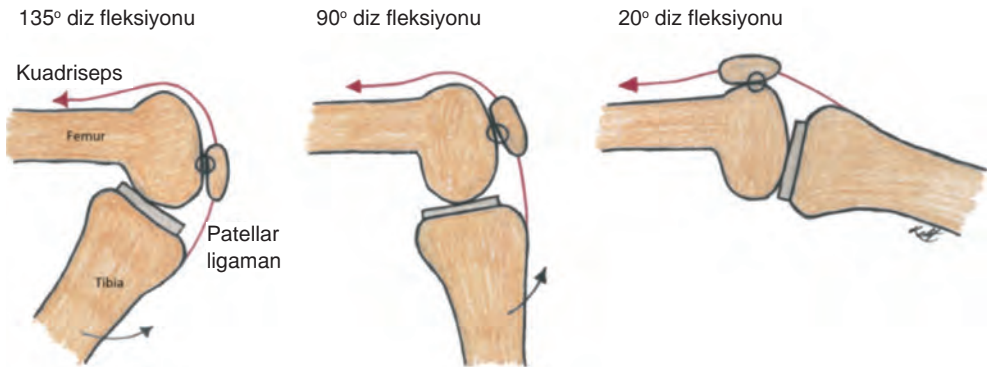
Radyolojik incelemeler sonucunda bu eklem hareketi Şekil 29'da gösterilmiştir.

135°'de diz fleksiyonunda

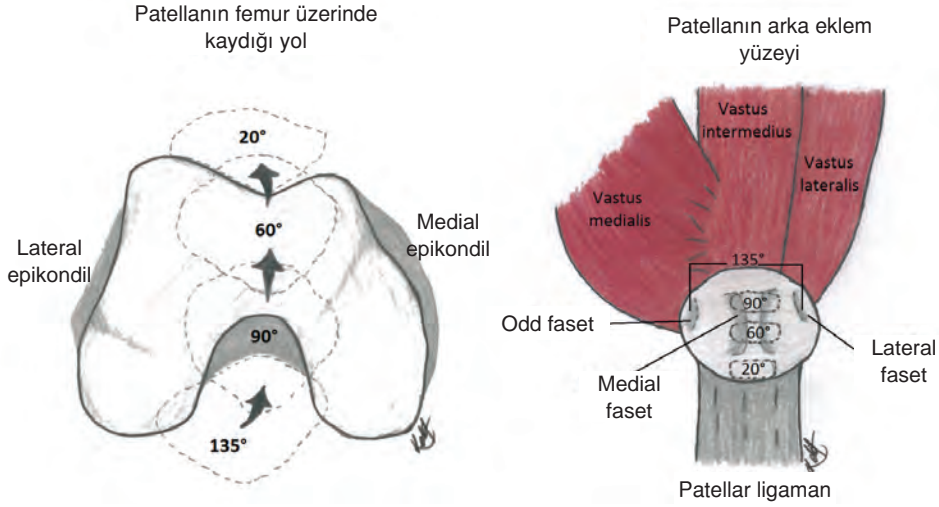
1. Patellanın üst kutbu femura temas eder
2. Patella interkondiler aralıkta femurun köprüsü davranır
3. Lateral fasetin lateral kenarı ve patellanın fasetleri femurla temas eder.

90° üzeri diz fleksiyonunda temas noktası içeri doğru hareket eder. 90-60° arası en büyük temas alanına sahip olur (Şekil 30).

Diz 90°'ye doğru ekstansiyona geldikçe patellanın temas noktası aşağıya doğru kayar. 90° ile 60° fleksiyon arasında patello-femoral eklem en büyük temas alanına ulaşır. Ancak maksimum alan dahi, patellanın toplam eklem yüzeyinin %30'unu geçmez. Dize son 20° ekstansiyonunda, patellanın temas noktası aşağıya doğru kayar. Tam ekstansiyonda patella interkondiler alanın üzerine geçer ve suprapatellar yağ yatağının üzerinde kalır (26).



Şekil 29. Aktif diz bükülme düzelmesi sırasında diz kapağı-uyluk kemik eklem hareketi. Resimler üzerindeki yuvarlaklar en fazla yük alınan yerleri göstermektedir. Diz düzeldikçe diz kapağı yukarı kayar. Neumann (2002)'den adapte edilmiştir (7).



Şekil 30. Patika (ortalama temas yüzeyi) (B). Dizin 135°, 90°, 60°, 20° bükülme sırasında. Neumann, D.A (2002)'dan adapte edilmiştir (7).

Bu eklem hareketi tamamen kayma hareketi dayanır. 1,80 m.'lik birinin patellası femur kondilleri arasında, dizin tam ekstansiyonu ile fleksiyonu arasında 7 cm. aşağıya hareket eder. Diz 0°'den 90°'ye geldiğinde femurun medial ve lateral kondilleri tamamen patella ile temas etmiş olur. 90°'den sonra patella eksternal rotasyona döner ve sadece medial kondil fasetine temas eder. Tam diz fleksiyonunda patella, patella interkondiler patikaya gömülür. Dizin, bir kuadriseps kas güçlendirme egzersizi sırasındaki ekstansiyonunun simülasyonunun görülmesi, patellanın hareketini daha iyi anlamamızı sağlayabilir (Video 2). Simülasyon diz ekleminin aktif ekstansiyonunu tamamen temsil ettiği kanıtlanmıştır (26). Simülasyonda gözlenen yaylar tendonun, kırmızı oklar anatomik yapılar üzerinde oluşan reaksiyon kuvvetlerini ve gerilmeleri göstermektedir ve temsil edilen yapıların fiziksel özellikleri gerçek dokularla aynıdır. Kırmızı küreler kuadriseps tendonu femur üzerinde doğal olarak dolanması için oluşturulmuştur ve gerçekte olduğu gibi 72° diz fleksiyonunda femurla temasa başlarlar (Video 2).

Patellar Hareketin Terminolojisi

Patella Shift (kayması): Patellanın femoral medio-lateral eksen boyunca kaymasıdır.

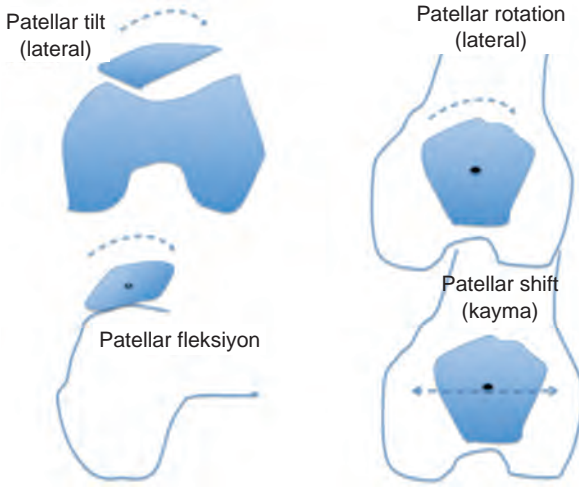
Patellar rotasyon: Patellanın, kendi antero-posterior eksen etrafında dönmesidir.

Patellar tilt: Patellanın, kendi uzun ekseni etrafında dönmesidir.

Patella fleksiyonu: Patellanın, kendi medio-lateral ekseni etrafında dönmesidir (Şekil 31).

Patella Ne İşe Yarar?

Aslında patellanın iki ana biyomekanik özelliği bulunur. Birinci özelliği; dizin ekstansiyonu sırasında kuadrisepsi tibio-femoral eklem merkezinden uzaklaştırarak moment kolu kazanmasıdır. Böylece kuadriseps kuvveti eklem merkezinden uzaktan geçerek ekstansiyon torku oluşturur. Patella derin diz fleksiyonunda, giderek interkondiler groove'a (oluk) gömüldüğün-



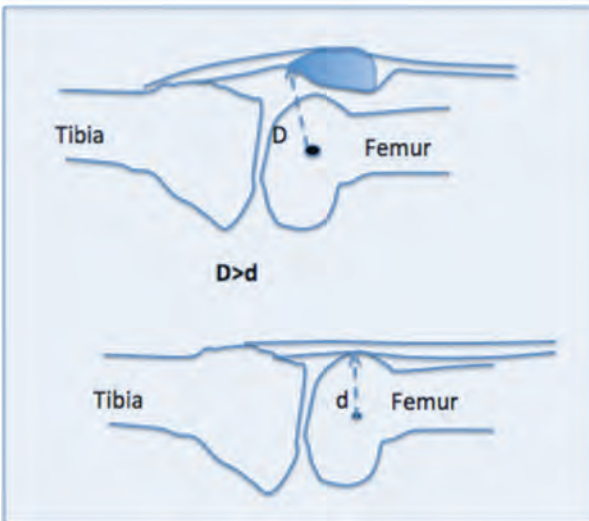
Şekil 31. Patellar hareket terminolojisi.

laşır ve dizin ekstansiyonu için yeterli tork üretmekte güçlük çekerti (kuadriseps maksimum kuvvet üretse dahi, bu kuvvet eklem merkezine çok yakın olduğundan eklem üzerinde oluşturacağı tork normale göre oldukça düşerdi). Böylece dizi ekstansiyona getirmekte güçlük çekileceği için fleksiyonda yürürdük diye düşünebilirsiniz. Aslında bu büyük bir yanılgı olur. Çünkü yürümenin basma fazında kuadriseps yeterli ekstansiyon momenti üretmezse, diz kollabe olur (yani boşalır). Bu tür bir durum hasta için kabul edilemez. Bu nedenle dizin interlocking özelliğinden yararlanmak için hasta, ya eliyle dizi ekstansiyona itecek, ya da gövdesini fleksiyona getirerek yer reaksiyon kuvvetini dizin önünden geçirecek ve oluşturduğu momentle dizi ekstansiyonda kilitleyecektir. Bu durum kuadriseps paralizilerinde çok sık

den, kuadrisepsin kaldıraç kolu oldukça azalır ve ekstansiyon torku (momenti) giderek düşer. İkinci özelliği; normalde patellar tendon 72° fleksiyon civarında femura temas etmeye ve femur kondilleri üzerine dolanmaya başlar. Patella, patellar tendonun enine kalınlaşmasını sağlayarak patellar tendonun femur üzerine yaptığı stresin alanını genişletir ve bu stresi dağıtır. Böylece bu kuvvet ne tendona ne de femura zarar vermez.

O zaman büyük bir soru işareti kalıyor. Patella olmasaydı ne olurdu? (Şekil 32)

Patella olmasaydı patellar tendon diz eklem merkezine çok yak-



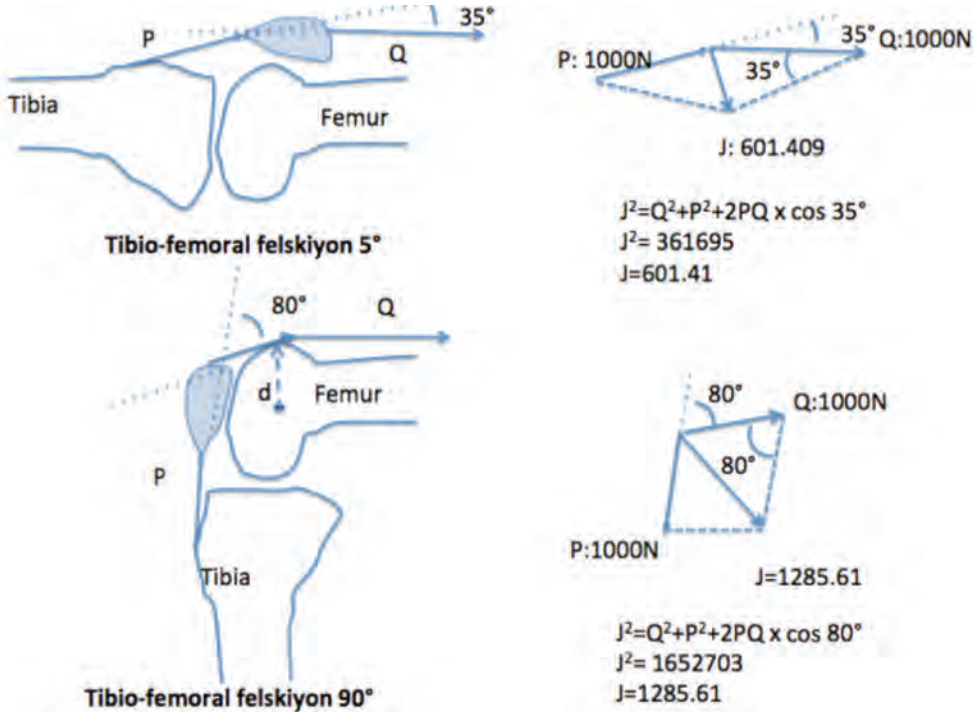
Şekil 32. Patella olmasaydı kuadriseps tendonu eklem merkezine çok yaklaşırdı (D: patella varken tendonun eklem merkezine diz uzaklığı, d: patella yokken, tendonun eklem merkezine dik uzaklığı).

gözlenir. Burada kuadrisepsin ve tendonun boyunun normal olduğu göz önünde bulundurulmuştur. Patella yokken kuadrisepsin boyunun kısılması tamamen bir başka senaryodur.

Diz fleksiyona geldikçe patellanın femurla yaptığı eklem reaksiyon kuvveti artar (1). Fazla diz fleksiyonu içeren her günlük yaşam aktivitesinde patello-femoral eklem reaksiyon kuvveti artar. 90° diz fleksiyonu gerektiren kapalı kinetik zincir hareketlerinde (basitçe ve çoğunlukla ayak yerdeyken veya duvar gibi bir yere tam dayanırken yapılan leg-press gibi diz fleksiyon-ekstansiyonu içeren hareketler) bu eklem reaksiyon kuvveti vücut ağırlığının 2,5-3 katına çıkar (1). Eğer ilio-tibial bant gerginse, patella laterale shift olur (kayar), ve patello femoral eklem kinematığının ve yüklenme davranışını bozar (27). Olağanüstü bir örnek vermek gerekirse, bir sporcu müsabaka sırasında 175 kg'lık bir halter kaldırırken, patellar tendonunu yırttı (28). Yırtılma, diz 90° fleksiyondayken oldu ve bu açıda dizin ekstansiyon torku 550 Nm ve kuadrisepsin oluşturduğu kuvvet 10,330N idi (28). Çok fazla yük altında olduğundan patello-femoral eklem problemleri sıkıdır. Bu durum diz fleksiyonu fazla olan aktivitelerde ağrı oluşturur. Bu nedenle günlük yaşamda fazla diz fleksiyon gerektiren aktivitelerden kaçınılmalıdır (1).

Patello Femoral Kinetiği

Patello-femoral eklem reaksiyon kuvvetinin hesaplanmasında Matthews *ve ark.*'nın (1977) verdiği örnek yararlı olabilir (29). Patellar tendon (P) ve kuadriseps tendonu (Q) arasındaki açı 35° olsun. Dizin 5°'den 90° fleksiyona geldiğini düşünelim. Patello-femoral reaksiyon kuvveti (J), iki eşit kuvvetin (P ve Q) bileşkesinden ibarettir. Diz fleksiyonu arttıkça bileşke kuvvet de büyür (Şekil 33).



Şekil 33. Patello-femoral reaksiyon kuvveti.

Diz ve Yürüme

Dizin yürüme sırasındaki hareket açıklığı 5° ile yaklaşık 75° (ort: 60°) arasında değişir. Dizin en büyük ekstansiyonunun ilk temas fazında, en yüksek fleksiyonunun ise salınım fazının ortasında olduğu gözlenir. Perry *ve ark.* (1977) yaptıkları çalışmada yürümenin normal hızlı ve yavaş yürüme sırasındaki dizin basma fazındaki hareket açıklıklarına bakmışlar ve yavaş yürürken $0-6^\circ$, normal yürürken $6-12^\circ$, hızlı yürürken $12-18^\circ$, koşarken de $18-30^\circ$ arasında bir fleksiyonda olduğunu görmüşlerdir (1). Kettelkamp *ve ark.* (1970) bu oranların bacağın uzunluğu ile arttığını göstermişlerdir. Burada anlaşılması gereken, yavaş yürümeden koşmaya doğru dizin hareket açıklığı giderek artması ve normal hızda yürürken tam diz 0° ekstansiyonuna erişmek için rehabilitasyona veya ortotik tedaviyi modifiye etmenin yersiz olduğu anlaşılmaktadır (22).

Yürüme sırasında tibianın femura göre toplam rotasyonunun $4,1^\circ$ ile $13,3^\circ$ arasında değişir (ort: $12,6^\circ$) (1). Dizin eksternal rotasyonu basma fazında başlamakta ve salınım fazının sonunda maksimuma gelmektedir. Maksimum kalça eksternal rotasyonu topuk vuruşundan hemen öncedir. İnternal rotasyon salınım fazında gerçekleşir. Kettelkamp *ve ark.* (1970) tibianın maksimum abduksiyonun ekstansiyonla birlikte ilk temasta, maksimum adduksiyonu ise salınım fazında dizin fleksiyona geldiğinde olmaktadır. Bu total diz abduksiyon ve adduksiyonu yürüme sırasında 11° kadardır (21, 22).

Yürüme sırasında patellanın femurla olan eklem reaksiyon kuvveti, diz fleksiyon açısı çok yükselmediğinden, oldukça azdır. En yüksek basma fazı ortasında gerçekleşir ve vücut ağırlığının yarısını geçmez.

Örnek 1:

Çömelerek yürüme şekli ve patella alta (PA) gelişmekte olan beyindeki lezyon sonucu oluşan serebral paralizli (SP) çocuklarda oldukça sık gözlenmektedir (30). Patella alta, patellanın femura göre normalde bulunması gereken yerden daha yukarıda olması ve patellar tendonun uzaması olarak tanımlanır (1). Genellikle kuadriseps kasına germe egzersizleri veya Tibial Tüberkülün Distale Transver Operasyonu (TTDT) ile tedavi edilmeye çalışılmaktadır. Bu tedavinin diz eklemi üzerine olan etkisini incelediğimizde, patella alta dizin çömelmeden ayağa kalma sırasında son 30 derecede ekstansiyon mekanizmasını büyük ölçüde değiştirmekte ve dizi medio-lateral stabilitesini bozmakta olduğu anlaşılmaktadır (31). TTDT sonrası patellar tendon kuvvetinin arttığı ve patellar eklem reaksiyon kuvvetinin azaldığı gözlenebilir. Patellar tendon ile tibia arasındaki açı (a) azalmış olması patello-femoral kontakt kuvvetini azaltmış olabilir (Şekil 34).

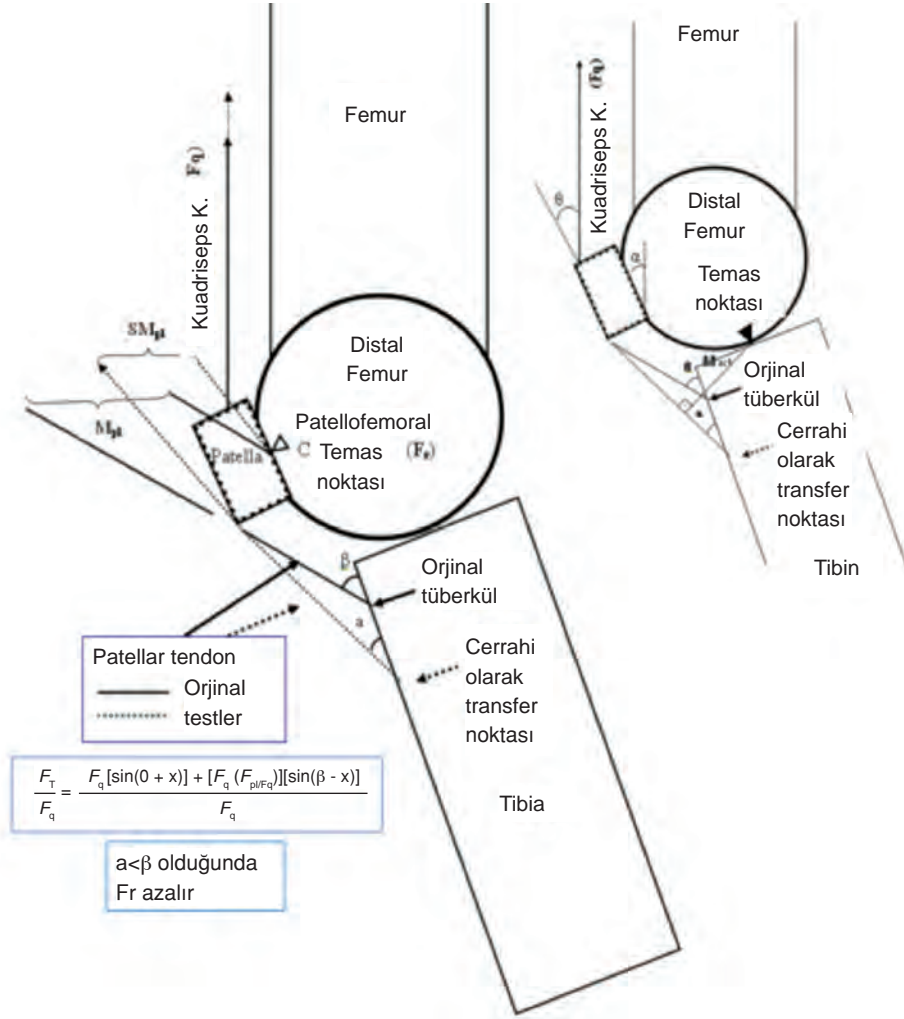
$$Fq = Fr + Fpt$$

$$a < \beta \Leftrightarrow Fr \downarrow$$

$$Fq \Leftrightarrow = Fr \downarrow + Fpt \uparrow$$

Formülde: Fq: Kuadriseps kuvveti, Fr: patello-femoral reaksiyon kuvveti, Fpt: Patellar tendon kuvveti, a: patellar tendon açısı (transfer sonrası), β : patellar tendon açısı (Normal), \downarrow : azalmış, \uparrow : artmış, \Leftrightarrow : aynı)

Patella altanın ve çömelerek yürümenin tedaviye rağmen nüksetmesine kuadrisepsin bu kompensatuvar mekanizmaya zamanla tekrar ihtiyaç duyması ve bağ parçalındaki uzun süreli anormal yüklenmenin katkısı olabilir. Klinikte kullanılan tedavi yaklaşımlarının yanında kuadriseps ve diğer kapalı zincir diz ekstansörlerinin kuvvetlendirilmesine ve etkili ve kont-



Şekil 34. Patellar tendonun tibiya göre olan açısındaki değişiklik

rollü kullanımlarına yönelik çalışmaların vurgulanması patella altının ve çömelerek yürümenin nüksetmesini önlemede etkili olabilir.

Örnek 2: ÖÇB yaranması

ÖÇB yırtığı eklem stabilitesini bozan, kinematığını değiştiren büyük bir problemdir. Birincil olarak öne döngüsel hareketlerde stabilite bozukluğuna yol açar (32). Ön arka ve içe dışa dönme stabilite bozukluğu yürüme sırasında kinetik ve kinematik değişiklikler oluşturur.

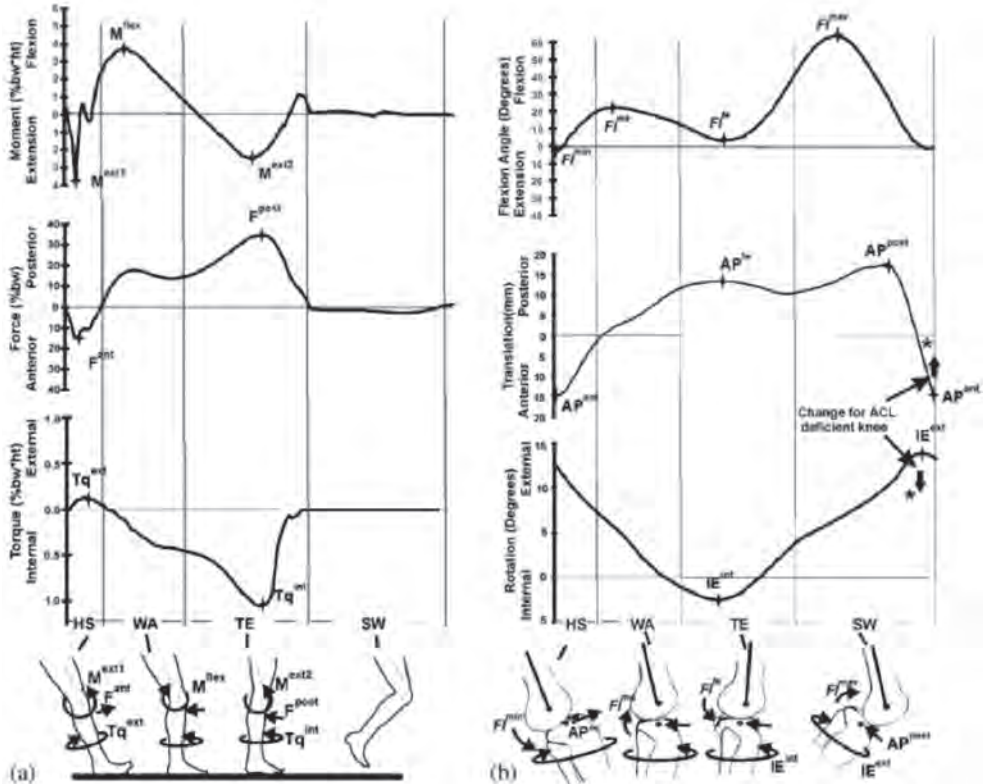
Ön arka ve iç dış dönme hareketleri kontrolsüzlüğü bu hareketleri kontrol eden iç menisküs gibi diğer yapılarda da harabiyet oluşturabilir. Klinik raporlar ÖÇB yaranması sonrası oluşan bu stabilite bozukluklarının ilerde osteoartroz oluşturduğunu göstermektedir (32).

Andriacchi *ve ark.* ÖÇB yırtılması sonrası en önemli değişikliklerin salınım fazı sonunda gerçekleştiğini ve bu değişikliklerin de tibia dış rotasyonunda ve öne kayma hareketlerindeki azalma olduğunu göstermişlerdir (Şekil 35). Bu durumun, vida hareketindeki bozukluğa bağlı olabileceğini belirtmişlerdir (33).

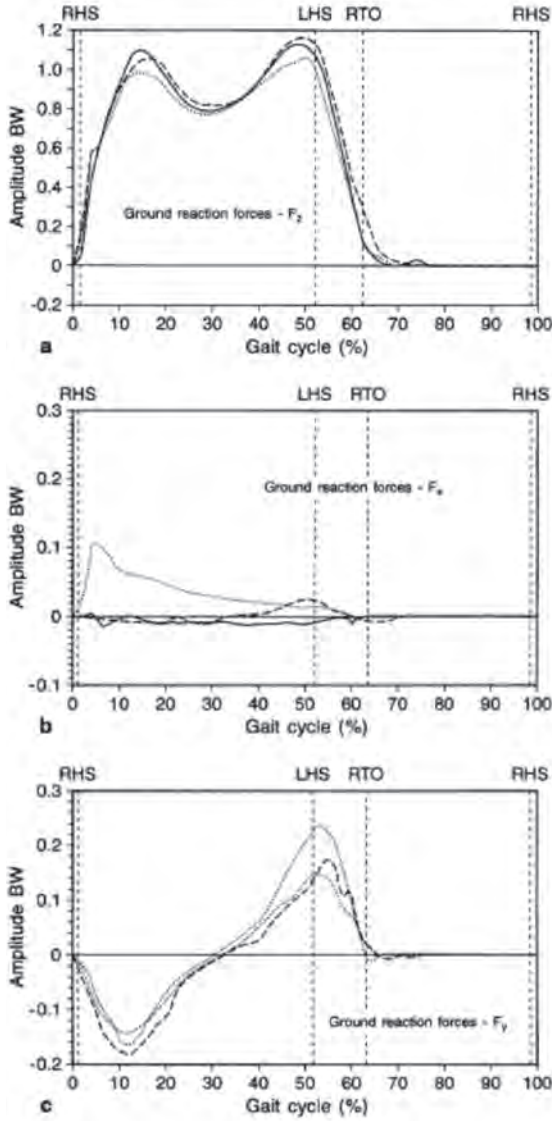
Bulgheroni *ve ark.* (1977) (34) diz düzelme hareketi sırasında düzeltici momentte ilk temas fazında oldukça arttığına belirtmişlerdir. Bu hastaların yüklenme fazında, diz fleksiyon momentinde azalmanın, kalça fleksiyon moment artışı ile telafi edilmeye çalışıldığını vurgulamışlardır. Tüm yürüme sırasında kalça ve diz iç yan dönme momentinde normale göre azalmaya rastlamışlardır (34).

Andriacchi *ve ark.* (2005) anormal dönme hareketi diz fleksiyon moment artışıyla ilgili olduğunu saptamışlardır. Bu adaptif kas kasılma şekli dizdeki ÖÇB yaralanması nedeniyle oluşan kinematik bozuklukları telafi etmek içindir.

Bunun yanında ÖÇB yaralanmalı hastalarda Yer Tepkime Kuvveti (Şekil 36) tepe değerlerinde de azalma göstermiştir (34).



Şekil 35. (a ve b), Yürüme siklusu 4'e ayrılmıştır (HS, WA, TE ve SW). Basma fazında artmış ön ve arka kuvvet (F_{ant} , F_{post}), öteleme ile aynı doğrultuda (AP_{ant} ve AP_{te}). Artmış iç dış dönme momentleri (Tq_{ext} ve Tq_{int}) dönme hareketleri ile aynı doğrultuda (IE_{ext} ve IE_{int}). Ok işareti ÖÇB yaralanması sonrası oluşan anlamlı değişikliğin yönünü göstermektedir. Andriacchi, T. Dyby, C.O. (2005)'dan adapte edilmiştir (33).



Şekil 36. (Ortalama yer tepkime kuvveti (— normal olgular, ÖÇB hasarlı olgular, --- ÖÇB tamirli olgular). Bulghe-roni, P. (1997)'den adapte edilmiştir (34).

Örnek 3: Valgus ayak dizde ne yapar.

Ayakta valgus artışı, yani medial longitudinal ark çökmesi, subtalar eklemin mediale yönelmesine neden olacaktır. Bu durum ligaman laksitesi veya aşırı kilo alımı, femoral antever- sion artışı gibi durumlarla birlikte görülebilir. Talusu izleyen tibia, internal rotasyona döner. Bu dönme dizin stabilitesini bozar. Bu durumda hareketler sırasında vida-yuva ilişkisiyle beraber dizde fleksiyon artışı ve dizin internal rotasyona yönelmesi gerçekleşir (35). Bu du- rum ilerde ön-diz patolojileri oluşturabilir. Statik dururken hastalar çoğunlukla dizin inter- locking özelliğinden yararlanarak bu durumu kompanse ederler. Ayrıca pes-valgus plantar

fleksör kasların yapışma yerlerini yakınlıştırdığından zamanla kısalmalarına neden olur. Bu durumda ön diz ağrısını hazırlayan bir başka faktördür. Bu nedenle motor kontrol paternler değişikliğe uğrar ve ikincil bir sakatlanmaya neden olabilir (35).

Peki, pes planusu düzeltirsek ne olur? Buna eşlik eden femoral anteversiyon artışı ve ligaman laksitesi mevcutsa ayakta dururken dizi hiper-ekstansiyonda kilitleyen bir hasta Şekil 37'de görülebilir. Topuğu biraz yüksek bir tabanlığın ne yapacağını görmek için medial longitudinal ark ve diz hiper-ekstansiyonunu azaltıldığında patellanın içe dönmeden nasıl kurtulduğu rahatlıkla izlenebilir (Şekil 37). İşte subtalar eklemi düzelten ve dizin hiper-ekstansiyonunu düzelten bir tabanlık patellanın lateral yüzeyi ile femurun aşırı yıpranmasını önleyebilir.

Sonuç olarak; diz tibiofemoral ve patellofemoral eklemleri içeren iki eklemlilik bir yapıdır. Dizin en büyük hareket açıklığı sagittal plandadır. Eklem merkezi anlık değişir bu yüzden menteşe eklem değildir. Vida-yuva hareketi sayesinde tibia fleksiyona gelirken internal rotasyona ve ekstansiyona gelirken eksternal rotasyona döner. Diz, günlük yaşamda vücut ağırlığının kat kat fazlasına karşı koyan bir eklemdir. Derin fleksiyonlarda patella-femoral eklemine yük daha da artar. Tibial platoda ligamanlar, meniskler kırıkardak en çok yüklenen bölgelerdir ve meniskler yükü dağıtırlar. Patella diz ekstansör kaslarının moment kolunu arttırarak ekstansör mekanizmasının işlemlerini sağlarlar.



Şekil 37. A: Ayakta duruşta dizde hiper-ekstansiyon, B: Sadece STE (subtalar eklem) düzelirse patellaların şişikliği bir miktar düzelir, C: Hem STE hem diz hiper-ekstansiyonu birlikte düzelirse patelladaki şişiklik iyice düzelir.

Kaynaklar

1. Nordin M, Frankel VH. Biomechanics of the knee. In: Nordin M, Frankel VH. *Basis Biomechanics of the skeletal system*, Philadelphia: Lea&Febigerpg, 3rd ed.2001.
2. Randale Sechrest, 2006. Body1 Inc., Cambridge MA, Available in:www.knee1.com/reference/previewcategory.cfm/11.
3. Weber, W.E., Weber, EFW. *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge*. in der Dietrichschen Buchhandlung, Gottingen, 1836.
4. Abdel-Rahman, EM, Hefzy, MS, Three-dimensional dynamic behavior of the human knee joint under impact loading. *Journal of Biomechanics*. 1998; 20, 276-90.
5. Stuart Schneller,. *Knee anatomy*, Montana Spine & Pain Center, Missoula MT, 2001; 67, Available at <http://www.eorthopod.com>.
6. Frankel VH, Burstein AH, Brooks DB. *Orthopaedic biomechanics*. Philadelphia, Lea & Febiger, 1970.
7. Neumann, DA. *Knee*. In Neumann, D.A. *Kinesiology of the musculoskeletal systems*. Mosby Inc., St. Louis, 1st ed., 2002.
8. Adachi N Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Ryoke K, Kuriwaka M. Mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament contribute to the joint position sense. *Acta Orthop Scand* 2002;73:330-334.
9. Hogervorst T, Brand RA. Mechanoreceptors in joint function. *J Bone Joint Surg Am*. 1998; 80(9): 1365-1378.
10. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system. Part I. The physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train*. 2002; 37(1): 71-79,.
11. Riemann BL Lephart SM. The sensorimotor system. Part II. The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train*. 2002; 37(1): 80-84.
12. Hart HF Collins NJ Ackland DC, Cowan SM, Crossley KM. Gait characteristics of people with lateral knee osteoarthritis after ACL reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*. 2015; 47(11): 2406-2415.
13. Trent, P.S., Walker, P.S., Wolf, B., Ligament length patterns, strength and rotational axes of the knee joint. *Clinical Orthopaedics*. 1976; 117, 263-270..
14. Wilson, D. R., Feikes, J.D., Zavatsky, A.B., O'Connor J.J., The components of passive movement are coupled to flexion angle. *Journal of Biomechanics*. 2000; 33, 465-73.
15. Akalan NE, Ozkan M, Temelli Y. Three-dimensional knee model: constrained by isometric ligament bundles and experimentally obtained tibio-femoral contacts. *J Biomech*. 2008;41(4):890-6.
16. Williams M.Lissner H. *Biomechanics of the human motion*. LeVeau, 2nd ed. Philadelphia, W.B Saunders Co.,1977.
17. Steindler A. *Kinesiology of the human body*. Charles C Thomas Publiher. Springfield, USA. 1955.
18. Does adductor weakness contribute stiff knee gait pattern for healthy individuals? Plot study. 10.1016/j.gaitpost.2016.07.306. ESMAC kongre sözlü sunumu 2016.
19. Palastanga N, Soames R. *Anatomy and Human Movement. Structure and Function*. Churchill Livingstone, Elseviere. 6th ed. 2012.
20. Haywood L, Walsh DA. Vasculature of the normal and arthritic synovial joint. *Histol Histopathol*. 2001 Jan;16(1):277-84.
21. Kettelkamp DB and Jacobs AW. Tibiofemoral contact are-determination and implcations. *J. Bone Joint Surg*. 54A:349, 1972.
22. Kettelkamp DB, Johnson R, Smidt GL, Chao EYS, Walker M: An electromagnetic study in knee motion in normal gait. *J. Bone Joint Surg*. 1970;52A:775.
23. Freeman, M.A.R., Pinskerava, V.The movement of the normal tibio-femoral joint. *Journal of Biomechanics*. 2005;38(2), 197-208.
24. Dirlis R, Contini, Bluestein M. Body segment paramters. A survey of measurement tecniques. *Artif Limbs*, 8,44, 1964
25. Caruntu, DI ,Hefzy MS. 3-D anatomically dynamic modeling of the human knee to include tibio-femoral and patello-femoral joints. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2004; 126 (1), 44-53.

26. Akalan N.E. The prediction of the 3D knee motion by ligament bundles and articular contacts. Boğaziçi Üniversitesi, Biyomedikal Müh. Enst. Doktora tezi. 2008.
27. Kwak SD, Ahmad CS, Gardner TR ve ark. Hamstring and iliotibial forces affect knee ligaments and contact pattern. *J Orthop Res*,2000; 18,1001-1008.
28. Zernicke RF, Gaarhammer J, Jobe FW. Human patellar tendon rupture. *J Bone Joint Surg*. 1977;59A,179-183.
29. Matthews LS, Sonstegard DA, Hene JA. Load bearing characteristics of the patellofemoral joint. *Acta Orthob Scand*. 1977; 48,511.
30. J.R. Gage, *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*, Mac Keith Press, London, UK 2004.
31. N.E. Akalan, Y. Temelli, M. Özkan, Treatment approaches to flexion contractures of the knee, Volume 28, Supplement 2, September 2008, Pages S39-S40. Doi: 10.1016/S0966-6362(08)70057-2
32. Huson A. Biomechanische probleme des kniegelenks, *Orthopaede*, 3, 119- 126,1974.
33. Andriacchi T, Dyby CO. Interactions between kinematics during walking for the normal and ACL deficient knee. *J Biomech*. 2005; 38, 293-298
34. Bulgheroni, P, Bulgheroni, MV, Andrini L, Guffanti P, Giughello A. Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthroscopy*. 1997; 5,14-21
35. Petersen W, Ellermann A, Gösele-Koppenburg A, Best R, Rembitzki IV, Brüggemann GP, Liebau C. Patellofemoral pain syndrome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014 Oct;22(10):2264-74.

Ayak Bileği ve Ayak Kompleksi

Salih Anım

Dokuz Eylül Üniversitesi,

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu, Protez-Ortez Anabilim Dalı

Ayak Bileği ve Ayağın Kemik Yapısı

Ayak ve ayak bileği kompleksi distal tibia ve fibula ile 7 tarsal, 5 metatarsal ve 14 falangeal kemikten oluşmuş statik ve dinamik durumda yük taşıma fonksiyonu ile spesifik bir yapıdır.

Tibia

Tibia shaftı distalde medial yönde genişleyerek medial malleolde son bulur (**Şekil 1**). Medial malleolün lateral yüzü, talusun medial yüzü ile karşı karşıya gelerek tibio-talar eklem bir bölümünü oluşturur. Bu eklem yüzleri hemen hemen düz ve vertikal pozisyonda olduğu için çok az yük taşır. Medial malleolün lateral eklem yüzü tibiannın distal eklem yüzü ile devam ederek talusun proksimal eklem yüzü ile eklenir. Tibia distal yüzü eyer şeklindedir ve antero-posterior yönde konkav, medio-lateral yönde konvektir. Vücut ağırlığının %90 - 94'ü bu eklemden taşınır (1-3).

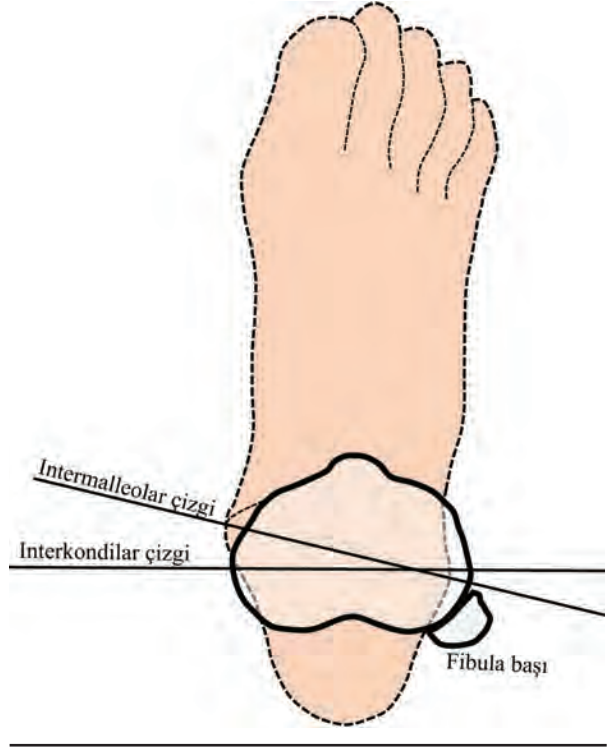
Tibiannın distal lateral kısmı fibula distali ile eklenir. Tibia distalinin posterior kısmı ise fibula ile ekleniştir bölgeden medial malleole kadar devam eder. Burada tibialis posterior kasının medial malleolün inferiorundan geçen tendon yatağı bulunur. Distal tibiannın posterior sınırı talusun posterior kenarını aşağı doğru geçer ve bazı kaynaklar tarafından 3. malleol olarak adlandırılır (**Şekil 1**) (4-6). Bu yapı ayak bileği stabilizasyonunda önemli rol oynar.

Yetişkinlerde tibia distali, proksimaline göre dış rotasyondadır ve normal eksternal tibial torsiyon olarak adlandırılır (7-9). Tibia distalinin eksternal rotasyona dönmesi medial malleolün biraz daha anteriorda lokalize olmasına neden olurken ayağın alt ekstremiteye göre pozisyonunu ve yürüme sırasındaki dinamik davranışını etkiler.

Tibial torsiyonun ölçüm yöntemlerinden biri tibial platolar arasındaki çizgi ile medial ve lateral malleoler çizgi arasındaki açışmanın belirlenmesidir (**Şekil 2**) (7, 9, 10). Doğum sıra-



Şekil 1. Tibia ve Fibula.



Şekil 2. Tibial torsiyon.

sında hafif lateral torsiyonda, hatta medial torsiyonda olan tibia yetişkin dönemde 20° - 40° 'lik eksternal torsiyon pozisyonunu alır (8, 9, 11-14).

Fibula

Fibula tibiyanın lateralinde lateral tibial platodan fibula başı ile başlayıp aşağı iner ve lateral malleol ile biter (Şekil 1). Ayak bileğini kontrol eden kaslara orijin sağlarken ayak bileği ekleminin lateral bölümünü meydana getirerek kompleks hareketlerin yapılmasına katkıda bulunur (15). Fibula başı tibia ile eklem yapan medial artiküler yüz ile birlikte biraz daha geniştir. Biceps femoris tendon ile dizin kollateral ligamentinin fibula başına yapışması, fibula başının diz hareketlerinde önemli rol oynadığını göstermektedir. Peroneal sinirin fibula başının posteriorundan geçmesi nedeniyle dışarıdan uygulanan bir kuvvet veya basıncın bu siniri fibula başına doğru sıkıştırması nörolojik tabloya yol açabilir. Fibula shaftının üç yüzü vardır. Anterior yüz ayağın ekstansör kaslarına orijin sağlarken, lateral yüzü peroneal kasların bir kısmı için orijin oluşturur (16).

Fibula aşağı doğru seyredirken bir miktar da posteriora doğru pozisyonlanmıştır. Supero-inferior yönde konveks olan medial yüzü talus laterali ile eklenişir. Lateral malleol medial malleole göre daha distalde ve posteriordadır. Ayak bileği üzerindeki yüklerin %6'sı fibula tarafından transfer edilir (2, 3, 15, 17).

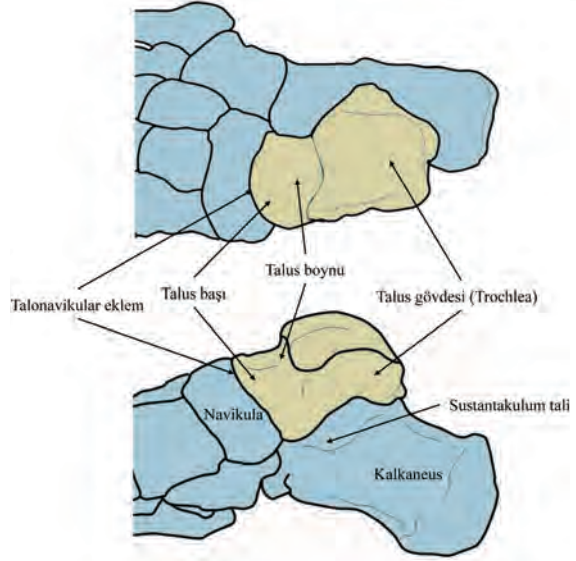
Tarsal Kemikler

Tarsal kemikler ayak ile alt ekstremité arasındaki bağlantıyı sağlayan mobil olduğu kadar vücut ağırlığını taşımak üzere stabil bir yapıya sahip olan kemiklerdir.

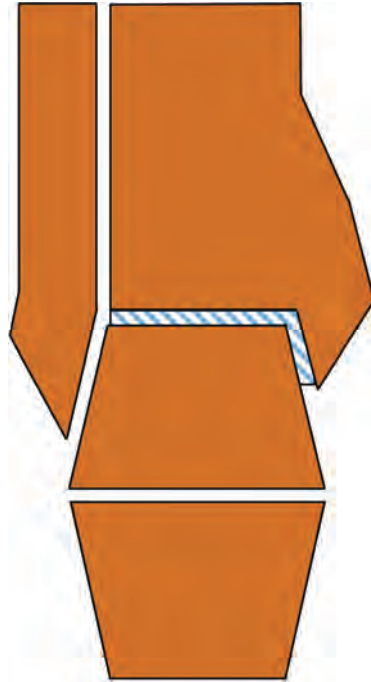
Talus

Ayak ile alt ekstremité arasındaki bağlantıyı sağlar. Bu kemik üzerinde herhangi bir kas orijini veya insertiyosu yoktur (18, 19). Artikular kartilaj bu kemiğin yarısından fazlasını inferior, superior, medial ve lateralden kaplamaktadır. Talus hareketi proksimalden tibia ve fibula vasıtası ile iletilen kuvvetlerle sağlanır ve kontrol edilir (20).

Talus proksimalde talus gövdesi (troklea), distalde talus başı ile bu iki bölümü birbirine bağlayan talus boynundan oluşur (Şekil 3). Gövde proksimalde ve medialde tibia ile eklemleşirken lateralde fibula, inferiorde ise kalkaneus ile eklemleşir. Talus gövdesinin superior ya da dorsal yüzü talar kubbe veya troklea olarak adlandırılır. Troklea antero-posterior yönde konveks, medio-lateral yönde konkav olması nedeniyle tibia distaline çok iyi uyum sağlar (Şekil 4). Superior yüz anteriora doğru daha geniştir. Talusun lateral kenarı mediale göre daha geniştir (21, 22). Bu asimetri ayak bileği hareketlerinin santral düzleme yakın oblik bir eksen etrafında yapılmasını sağlar (Şekil 5). Talusun medial ve lateral yüzü proksimal eklem yüzünün devamı olarak medialde medial malleol, lateralde ise lateral malleol ile eklemleşir. Bu eklem yüzleri hemen hemen birbirine paraleldir (21). Talus gövdesinin inferior yüzü posteriora doğru kalkaneu-



Şekil 3. Talar kubbe, talus boynu ve talus başı ile talusun eklemleştiği komşu yapılar.



Şekil 4. Mortis

sun superior yüzü ile eklemleşen geniş bir eklem yüzüne sahiptir. Talus gövdesinde fleksör hallucis longus tendonunun posteromedial yönde oluşturduğu oluk bulunur.

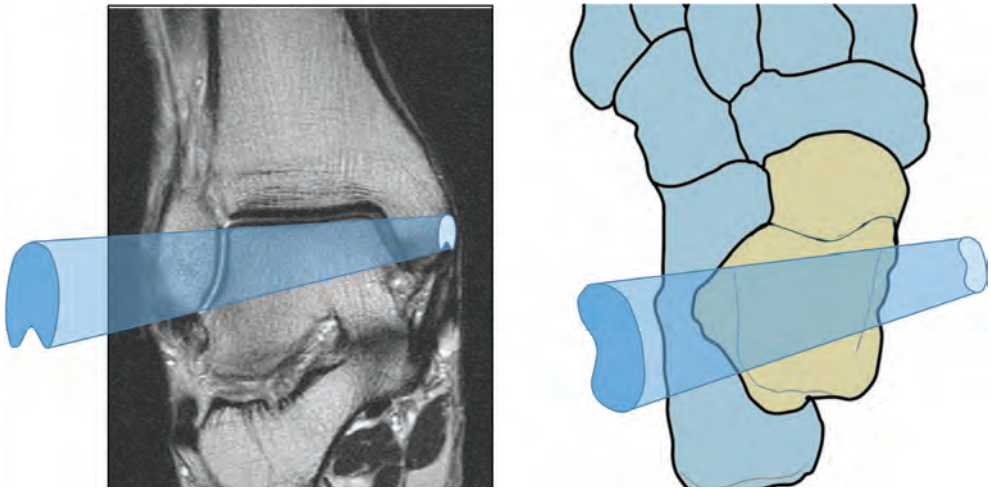
Talus başı konveks bir yüze sahiptir ve distalde navikula ile eklemleşir (Şekil 3). Hemen bütünüyle eklem kapsülü tarafından kaplanmıştır. Talus başının plantar bölgesinde üç eklem yüzü bulunur. En geniş olan posterior yüz sustentakulum tali ile eklemleşir. Diğeri anterolateralde kalkaneus ile eklemleşirken, medialdeki yüz ise kalkaneonavikular ligamentin yapışma yerini oluşturur.

Talus boynu talus başı ile birlikte inferomediale dönüktür ve bu pozisyonu ile medial longitudinal arkın (MLA) şeklinin korunmasında önemli rol oynar (23). Dorsal ve plantar yüzlerinde ligamentlerin yapışma yerleri bulunur. Plantar yüzün medial kısmında sulkus tali bulunur ve kalkaneus ile birlikte sinüs tarsiyi oluşturur. Talus başı ayak bileğinin ön kısmında palpe edilebilir. Medialden ve lateralde eşit derecede palpasyonu subtalar eklem için nötral pozisyonda olduğuna işaret eder. Başın medialde daha çok hissedilmesi subtalar eklem için pronasyonda lateralde hissedilmesi subtalar eklem için supinasyonda olduğunu gösterir (24).

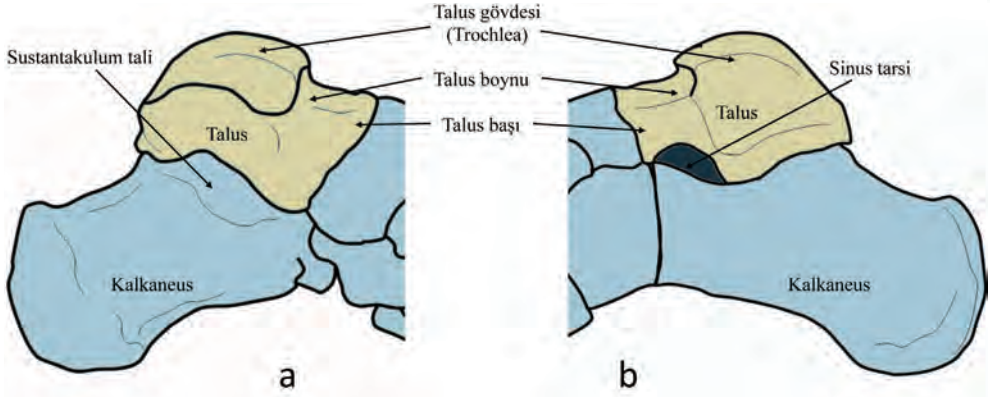
Kalkaneus

Kalkaneus en büyük tarsal kemiktir. Ayakta duruşta, özellikle yürümenin topuk vuruşu sırasında yüksek oranda yer reaksiyon kuvvetlerine maruz kalır. Ayrıca aşil tendonu için moment kolu oluşturarak tendonda yeterli gerilim stresi ortaya çıkarırken vücut ağırlığının arka ayakta ön ayağa aktarılmasını sağlar (Şekil 6).

Kalkaneus posterior, orta ve anterior olmak üzere üç bölüme ayrılır. Geniş posterior yüz talusun posterior yüzü ile eklemleşir. Talusun posterior yüzü aynı zamanda kalkaneusun orta kısmı ile eklem meydanı getirir. Kalkaneusun anterior kısmında superior yüzde orta ve anterior eklem yüzleri vardır. Orta eklem kalkaneusta bulunan ve talus başını destekleyen sustentakulum tali ile eklem oluşturur. Daha büyük olan anterior yüz de talus başını destekler. Superior yüzde sulkus kalkanei, posterior ve orta eklem yüzlerini birbirinden ayırırken talusun plantar yüzündeki sulkus ile birlikte sinüs tarsiyi meydana getirir.



Şekil 5. Talusun eklem yüzlerinin geometrik özellikleri nedeniyle ayakbileği eksenine obliktir.



Şekil 6. Talus, a) medial görünüm, b) lateral görünüm

Kalkaneusun posterior kısmı aşil tendonunun moment kolunu oluşturur. Posterior plantar yüzde kalkaneusun yüklenme sırasında zeminle temas eden kısmı kalkaneal tüberkül olarak adlandırılır. Plantar fasya ile birlikte ayağın plantar intrinsik kaslarının çoğu kalkaneal tüberkülden orijin alır. Kalkaneusun posterior kısmında medial ve lateral yüzler palpe edilerek normal pozisyon içinde olup olmadığı anlaşılabilir. Kalkaneusun ön kısmı eyer şeklindedir ve küboid kemik ile eklemleşir.

Kalkaneus yük taşıması ve yer reaksiyon kuvvetleri ile birlikte diğer yönlerden gelen eksternal kuvvetlere karşı koyan trabeküler sisteme sahiptir ve bu yapısı nedeniyle içinde bulunduğu bol miktarda kan hidrodinamik olarak şok absorbe edici bir yapı meydana getirir (Şekil 7) (25). Kalkaneusun bu özellikleri ile birlikte topuk yastığı da yürüme sırasında yer reaksiyon kuvvetlerini absorbe eden diğer önemli bir yapıdır (26).

Navikula

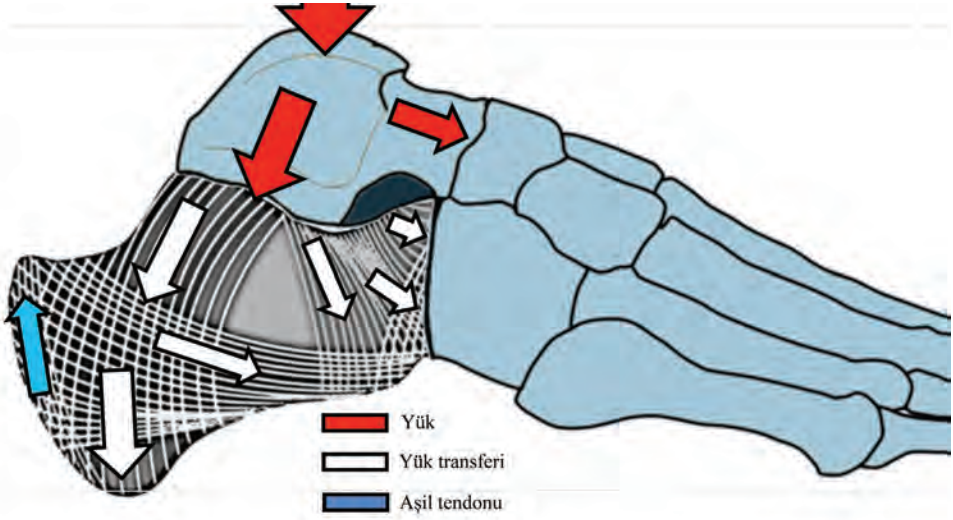
Posteriorda talus başı ile eklemleşmesi için konkav eklem yüzü vardır. Anteriorda üç eklem yüzü distaldeki üç küneiform kemikle eklem yapar (Şekil 8) (27). Navikulanın medial yüzünde klinik açıdan önemli bir kriter olan iç tüberkül bulunmaktadır (28). Navikulanın iç tüberkülü medial malleolün 2-3 cm altında ve sustentakulum talinin anteriorunda palpe edilebilir. Ayağın supinasyonu palpasyonu kolaylaştırır. Navikulanın lateral yüzü bazen boşta olmakla birlikte genellikle küboid kemik ile eklemleşir (27). Plantar ve dorsal yüzlerde ligamentlerin yapışma yerleri bulunur.

Küboid Kemik

Küboid kemik posteriorda kalkaneusun anterior bölgesindeki eyer şeklindeki eklem şekline uyum sağlar ve kalkaneo-küboid eklemi oluşturur (Şekil 8) (27). Anteriorda 4 ve 5. metatarsal kemikleri proksimal yüzleri ile eklemleşir. Medialde ise 3. küneiform kemik ve navikulanın laterali ile eklemleşir. Lateral plantar bölgede peroneus longus tendonunun geçtiği bir oluk bulunur. Küboid tüberkülü ayağın lateral plantar yüzünden kontrol edilir.

Küneiform Kemikler

Küneiform kemik üç tanedir ve MLA yapısında önemli rolü vardır. Medial küneiform en geniş olanıdır. Plantar kısmı dorsal kısmından daha geniştir. Orta ve lateral küneiform kemikler



Şekil 7. Kalkaneusun trabekuler sistemi ve yük transfer yolları.

dar kısmı aşağı bakan kama şeklindedir. Bu şekliyle orta ve lateral küneiform kemikler transvers arkın oluşmasında ve şeklinin korunmasında son derece önemli rol oynar. Proksimalde navikula, distalde ise ilk 3 metatarsın proksimali ile eklemleşir (Şekil 8). Medial ve lateral küneiform kemikler orta küneiform kemiğe göre distale göre daha uzundur. Bu durum ikinci metatarsal kemik için yuva oluşturur. Orta küneiform medialde 1. küneiform, lateralde 3. küneiform kemiklerle eklemleşirken 3. küneiform kemik ise lateralde küboid kemik ile eklem yapar (16).

Metatarsal Kemikler

Bipedal yürüme sırasında yükler daha çok 1. metatars üzerine binmesi nedeniyle Wolf kanununa göre daha kalındır. Diğer taraftan yürüme sırasında yüklerin daha çok ayağın medial tarafına binmesi de 1. metatarsın kalınlaşmasına neden olur. İkinci metatars en ince ve en uzun olan metatarsal kemiktir. Distalde 1. ve 3. metatarsal kemiklerle aynı hizada olmasına karşın proksimalde daha geridedir, 1. ve 3. küneiform kemikler arasına yerleşmiştir. Beşinci metatarsal kemik de diğerlerine göre daha proksimalden başlar ve ayak lateralinden palpe edilebilir. Bazı kişilerde 1. metatars normalden kısa ya da 2. metatars normalden uzun olabilir (29) ve bu metatars başlarındaki yüklenmeyi değiştirir. Son zamanlarda metatars uzunluğunun yük dağılımı üzerinde etkili olmadığını savunan çalışmalar da bulunmaktadır (30, 31).

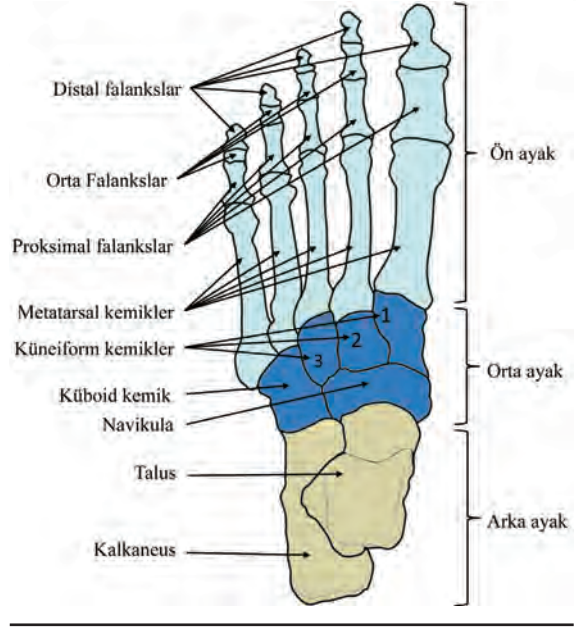
Metatarsal kemikler proksimal kısımlarından küneiform kemikler, küboid kemik ve kendi aralarında eklem yaparlar (Şekil 8). Metatars başları birbirine benzemekle birlikte 1. metatars başı lateral ve plantar yöne sesamoid kemikler vasıtası ile genişler. Sesamoid kemikler metatars başını korurken başparmakla ilişkili plantar kasların mekanik avantajlarını artırmaktadır. Normal dik duruşta bütün metatars başları zemin ile temas halindedir.

Falankslar

Başparmakta 2, diğer parmaklarda 3'er adet falanks bulunur (Şekil 8). Proksimal falanksların proksimal eklem yüzleri metatars başlarına uyum sağlamak için konkav şeklindedir. Orta ve distal falanksların proksimal eklem yüzleri proksimal ve orta falanksların distal troklear eklem yüzlerine uyum sağlar.

Ayak Bileği ve Ayak Eklemleri

Ayak, ön, orta ve arka olmak üzere üç fonksiyonel üniteden oluşmuştur (Şekil 8). Arka ayak talus ve kalkaneus kemikleri ile oluşturulurken, tarsal kemikler orta ayağı, metatarslar ve falankslar ise ön ayağı meydana getirir (32). Ön ayakta 1. küneiform kemik 1. fonksiyonel uzantıyı meydana getirir. 2. metatars ve 2. küneiform kemik 2. fonksiyonel uzantıyı, 3. metatars ve 3. küneiform kemikler ise 3. fonksiyonel uzantıyı oluşturur. Dördüncü ve beşinci fonksiyonel uzantılar ise sadece 4. ve 5. metatarsal kemikler tarafından oluşturulmuştur (27, 33).



Şekil 8. Ayağın ön, orta ve arka fonksiyonel üniteleri.

Proksimal Tibiofibular Eklem

Proksimal tibiofibular eklem kayma hareketi yapan sinovyal bir yapıya sahiptir. Eklem kapsülü ile birlikte anterior ve posterior tibio-fibular ligamentler tarafından desteklenmektedir. Fibula ve tibia arasındaki interosseöz membran proksimal tibiofibular eklemle birlikte distal tibiofibular eklemi de kontrol eder. Proksimal tibiofibular eklemde hareket kısıtlı iken diz eklemine veya ayak-ayak bileği hareketine bağlı olarak daha çok distal tibiofibular eklemde rotasyon meydana gelir (34). Fibula başı rezeksiyonu ile proksimal tibiofibular eklem bütünlüğünün ortadan kalkması ayakta hafif fonksiyonel problemlere yol açabilmektedir (35).

Distal Tibiofibular Eklem

Distal tibiofibular eklem sindezmoz tipi bir eklemdir. İnterosseöz membran tarafından kontrol edilirken anterior distal ve posterior distal tibiofibular ligamentler tarafından desteklenir. Medial kollateral ligament ise bu eklemi destekleyen diğer bir yapıdır (36).

Tibia ve fibula arasındaki hareketler oldukça limitlidir. Fibulada hafif rotasyonla birlikte proksimo-distal ve medio-lateral yönde translasyon hareket ortaya çıkar (17, 34). Talusun

eklem yüzünün ön tarafta geniş olması (Şekil 9) ayak bileğinin dorsifleksiyonu sırasında fibulanın laterale hareket ederek tibiadan uzaklaşmasına neden olur. Buradan, tibiofibular eklem limitlendiği durumlarda ayak bileği dorsifleksiyonunda kısıtlanma ortaya çıkabileceği sonucuna varılabilir (37). Ayrıca distal tibiofibular eklem immobilitesinde tibia ve talusun birbirine değen eklem yüzlerindeki temas alanlarında azalma olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle, limitli distal tibiofibular eklem tibiotalar eklem üzerine binen streslerin artmasına neden olduğu bildirilmiştir (37, 38).

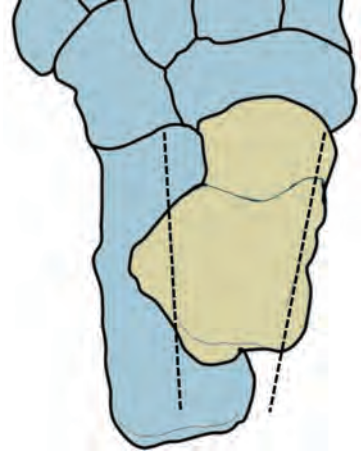
Ayak Bileği Eklemi

Ayak bileği eklemi tibiotalar, fibulotalar ve distal tibiofibular eklemlerden meydana gelmiş kompleks bir yapıdır. Tibia ve fibula distali talus için bir yuva oluşturur. Eklem yüzlerinin pozisyonu yüklenme sırasında ayak bileğinin mediolateral stabilizasyonunu sağlayan en önemli özelliklerden biridir. Ayak bileği eklem yüzleri birbirine tam olarak uyum sağlar (21, 39). Buna karşın ayak bileği eklemi nötral pozisyonda iken yüklenme talusun superiorunda meydana gelir. 490 N yüklenmede temas alanı %10, 980 N yüklenmede ise %15 artmaktadır. Yük arttıkça eklem kartilajında deformasyon daha çok görülmektedir (1). Temas alanı dorsifleksiyonla birlikte anteriora doğru yer değiştirirken plantar fleksiyonda ise posteriora doğru kayar. Benzer şekilde inversiyonda temas alanı mediale, eversiyonda ise talusun lateraline kayar (1, 40). Ayak bileği eklem kartilajı kalça ve diz ekleminde bulunan kartilaja göre daha serttir ve incedir (41, 42). Ayak bileğini oluşturan eklem yüzlerinin birbirine çok iyi uyum sağlaması nedeniyle daha ince, ancak sert olmasının eklem yüzlerinin korunması için yeterli olduğu savunulmaktadır.

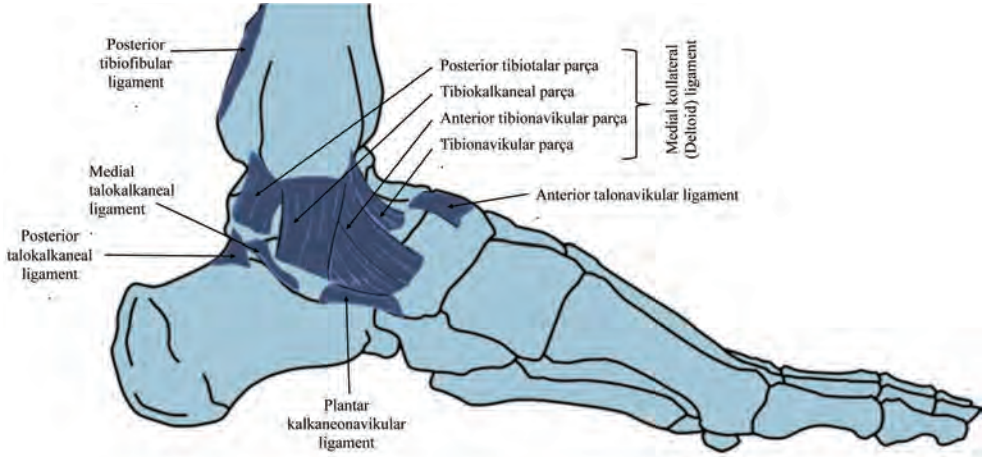
Sinovyal kapsül ve kollateral ligamentler ayak bileğinin non-kontraktıl destekleyicileridir. Eklem kapsülü anterior ve posteriora doğru birçok katmandan oluşmuştur. Bu kısımlar dorsi-plantar fleksiyon hareketlerine izin vermek için katlanır ve açılırlar (43, 44). Medial ve lateral kollateral ligamentler de eklem kapsülünü destekler.

Medial ve lateral kollateral ligamentler üç bölümden oluşmuştur (44-46). Deltoid ligament olarak da bilinen medial kollateral ligament lateral kollateral ligamentten daha geniştir (Şekil 10), ayrıca derin ve yüzeysel olmak üzere iki bölümdür. Derin (posterior tibiotalar) lifler tibiadan talusa devam eder ve tibiotalar eklemının kuvvetli bir ligamentidir. Tibionavikular ligament olarak da adlandırılan yüzeysel lifler ise tibiadan navikulaya ve kalkaneusa uzanır, dolayısı ile subtalar eklemi ve ayak bileğini destekler. Lateral kollateral ligamenti oluşturan anterior ve posterior talofibular ligamentler doğrudan ayak bileğini desteklerken, kalkaneofibular ligament hem ayak bileğini hem de subtalar eklemi destekler (Şekil 11).

Kollateral ligamentler, eklem yüzlerinin yapısı ile birlikte ayak bileği ve subtalar eklemi stabilize ederken bu eklemlerde ortaya çıkan hareketleri kontrol eder (47). Deltoid ligament ayak bileği ve subtalar eklemının üzerine lateralden mediale doğru gelen (valgus) streslere karşı koyarken lateral kollateral ligament ise medialden laterale (varus) doğru etki eden kuvvet-



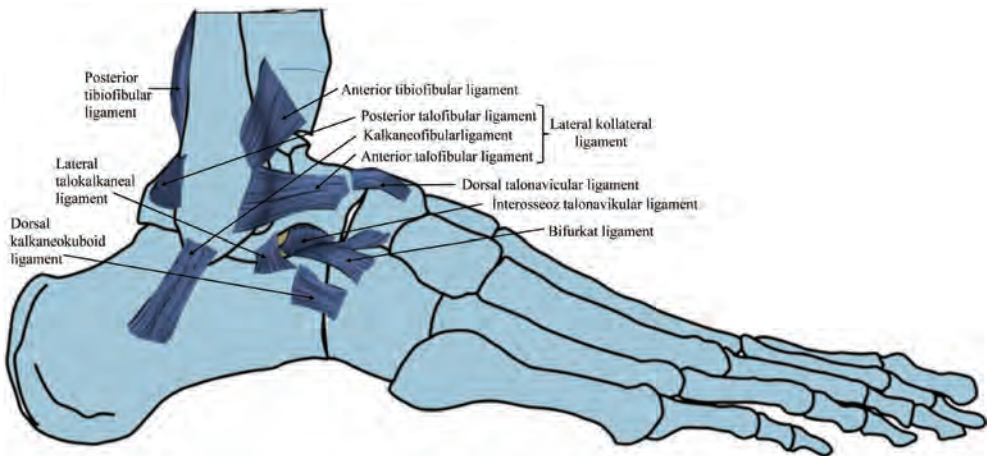
Şekil 9. Talus'un tibia distali ile eklem yapan yüzü anteriora daha geniştir.



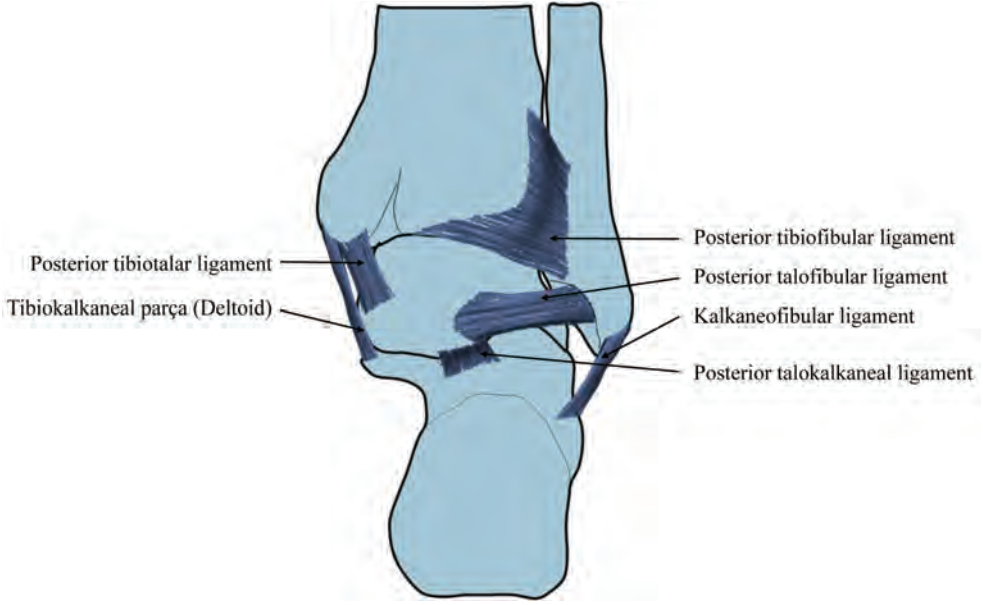
Şekil 10. Ayakbileğinin medial ligamentleri. Medial deltoid ligament kompleksi vücuttaki en kuvvetli ligamentlerden biridir.

leri karşılar ve bu eklemleri korur (**Şekil 12**). Ligamentlerin etkinliği ayak bileği ve subtalar eklemin spesifik pozisyonlarına göre değişiklik gösterir (48-50).

Deltoid ligament talusun lateral tiltini engeller, yapılan çalışmalarda deltoid ligament keşildiğinde talusun lateral tiltinin önemli ölçüde arttığı belirlenmiştir (51, 52). Lateral malleol de talusun lateral tiltini önlemede önemli rol oynamaktadır (51, 53). Lateral kollateral ligamentin özellikle anterior talofibular ve anterior kalkaneofibular ligamentler talusun aşırı medial tiltini engeller (54-56). Talusun anteriora kayması lateral malleol, kollateral ligament ve deltoid ligament tarafından limitlenir ki bu limitlemede lateral yapılar daha önemli rol oynar (57, 58). Talusun posteriora kayması ise posterior talofibular ve kalkaneofibular ligamentler tarafından limitlenir (59).



Şekil 11. Ayakbileği lateral ve midtarsal eklem ligamentleri.



Şekil 12. Ayakbileğinin ligamentleri: Posterior görünüm.

Plantar ve dorsi fleksiyon, medial ve lateral kollateral ligamentlerin gerginliğini değiştirir. Talusun anteriora kayması en fazla ayak bileği eklemi nötral pozisyonda veya bu pozisyona yakın olduğunda meydana gelirken, ayak bileği dorsifleksiyonda veya plantar fleksiyonda daha limitlidir (57, 60). Plantar fleksiyon hareketi lateral kollateral ligamentin anterior talofibular parçası ile deltoid ligamentin anterior tibiotalar ve tibionaviküler parçalarının gerilmesine yol açarken, dorsifleksiyonda bu ligament gevşer (48-50, 61-63). Plantar fleksiyonla birlikte gevşeyen kalkaneofibular ligament ise dorsi fleksiyonda gerilir (49, 50, 61, 62). Klinik olarak ayak bileğinin stabilitesi ve mobilitesi ile çevre yumuşak dokular değerlendirilirken ayak bileğinin aynı pozisyonda tutulması değerlendirme sonuçlarının doğruluğu bakımından önemlidir.

Ayak Bileği Eklemine Hareket

Alt ekstremitte ile karşılaştırıldığında ayağın hareketi tibia, fibula, tarsal ve metatarsal kemikler arasında meydana gelen hareketlerin toplamıdır. Her bir eklem bu toplam harekete katkısının bilinmesi ayağın hareket yeteneklerine ilişkin önemli ipuçları verir.

Ayak ve ayak bileği hareketlerini tanımlayan terminolojiler genellikle yanlış kullanılmakta ve karıştırılmaktadır. Örneğin dorsi – plantar fleksiyon sagittal düzlem ve frontal eksen üzerinde tanımlanırken, supinasyon – pronasyon hareketi ayağın uzun eksenine ile frontal düzlemde, abduksiyon – adduksiyon hareketi ise vertikal eksen ve horizontal düzlem üzerinde tanımlanmaktadır. Ayak ve ayak bileği hareketlerinin vücudun kardinal düzlemlerinde olduğu kabul edilmekte ise de bu durum gerçek hareket eksenini ve düzlemlerini tanımlamaktan uzaktır. Ayak ve ayak bileği hareket eksenleri kardinal düzlemlere oblik pozisyonda olduğundan, üç kardinal düzlemi de içine alan hareket ortaya çıkar (64). Ayak-ayak bileğinin

de hiçbir hareket yalın olarak bir düzlem üzerinde ve eksen etrafında meydana gelmeyeceğinden herhangi bir hareketin tanımlanmasında üç düzlemi de içine alan kombine bir hareket terminolojisi kullanılmalıdır. Ayak bileği dorsi fleksiyonuna abduksiyon ve eversiyon hareketleri, plantar fleksiyona ise inversiyon ve adduksiyon hareketleri eşlik eder.

Ayak bileği kısmen hareket eksenini malleollerden geçen menteşe tipi bir eklemdir (65). Talusun tibia ile eklem yapan üst yüzeyi yarıçapı 2 cm olan bir silindirik şeklindedir. Talusun eklem yüzü silindirin 140°'lik alanını kapsar. Tibianın eklem yüzü ise talus eklem yüzünün ancak 70°'lik alanı ile temas halindedir (Şekil 13). Eklem yüzlerindeki bu açısal farklılık tibiotalar eklem hareket genişliğini belirler. Kapalı kinematik sistemde dorsifleksiyonla birlikte tibia talus üzerinde öne doğru yer değiştirirken plantar fleksiyonda arkaya doğru yer değiştirir. Bu yer değiştirme sırasında tibia ve talus arasındaki temas alanı da değişmektedir (1). Bütün bu değişiklikler dorsifleksiyonda hareket merkezinin öne, plantar fleksiyonda ise arkaya kaymasına yol açar. Hareket merkezi inversiyon sırasında mediale, eversiyonla birlikte laterale kayar.

Ayak bileğinin dorsi-plantar fleksiyonuna talusun rotasyonu ile fibular kayma ve rotasyon eşlik eder (47, 66-68). Dorsifleksiyonla birlikte talus ve fibulada tibiaya göre dış rotasyon meydana gelir. Bu hareket talusun lateral yüzünün medialden daha geniş olması nedeniyle ortaya çıkar. Bütün bu hareketler ayak bileği eklemine basit bir menteşe tipi eklem gibi görünmesine karşın aslında çok kompleks hareketlere sahip olduğunu göstermektedir. Diğer taraftan talus tibia ve fibula distali arasında (mortis) medial-lateral yönde hareket ederek pronasyon-supinasyon hareketinin 1/3 bölümünü ortaya çıkarır (69, 70).

Geçerli tanımlamalara göre ayak bileği eklemi 6 serbestlik dereceli ve 3 düzlemde rotasyon, medio-lateral, antero-posterior ve longitudinal eksende translasyon hareketlerine sahiptir (71, 72). Bu kompleks yapı ve hareketler kısmen artroplasti cerrahisi ile internal protez tasarımında ortaya çıkan başarısızlığın nedenlerini açıklamaktadır. Değişen hareket eksenleri ve kompleks hareketlere karşın klinik olarak ayak bileğinin hareketlerinin ölçülmesinde malleollerden geçen hat eklem hareket eksenini kabul edilir ve ölçüm kısmen basitleştirilir. Bu eksen obliktir ve hareketin olduğu düzlem vücudun kardinal düzleminden çok bu eksene dik olan düzlemde gerçekleştirilir (64, 73). Ayak bileği bu oblik eksen etrafında dorsifleksiyona gelirken aynı zamanda abduksiyona ve eversiyona döner. Bu nedenle ayak bileği dorsifleksiyonu daima abduksiyon ve eversiyonla birlikte gerçekleşir. Ayak bileği eklemine meydana gelen hareketlerin açısal genişlikleri eklem yüklenmesi ile değişiklik gösterir (74).



Şekil 13. Tibiotalar eklemde talusun eklem yüzü 140°, tibianın eklem yüzü ise 70°'dir.

Dorsifleksiyon hareketi diz eklemi fleksiyon pozisyonunda iken 20° , plantar fleksiyon ise 50° 'dir. Hareket genişliği çocuklar ve kadınlarda daha fazla iken yaş ilerledikçe azalmaktadır (75-78).

Subtalar Eklem

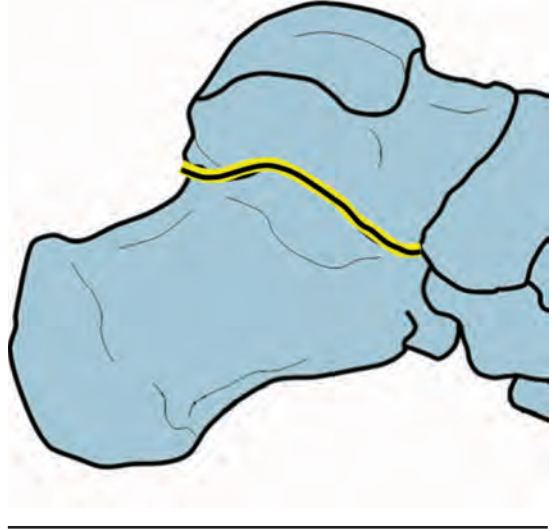
Fonksiyonel olarak subtalar eklem talusun inferiorundaki 3 eklem yüzünün kalkaneusun superiorundaki üç eklem yüzü ile eklemleşmesinden oluşur (Şekil 14) (32, 73, 79). Subtalar eklem yürüme sırasında tibiadaki hareketleri ayağa veya ayaktaki hareketleri tibiaya aktararak ayağın farklı zeminlere uyumunu ve ani yön değiştirmelerde ayağın pivot rol oynamasını sağlar. Bu önemli özelliği yerine getirmek için subtalar eklem gerektiği kadar harekete izin verirken

aynı zamanda yük taşıyabilmek için stabil olmak durumundadır. Diğerlerine göre daha geniş olan posterior eklem yüzü kısmen eyer şeklindedir ve üç düzlemlilikte sahiptir. Anterior eklem yüzleri ise düz olması nedeniyle kayma hareketi meydana getirir. Kemik yapısı ve dizilimin yanı sıra subtalar eklem stabilizasyonunu sağlayan kuvvetli ligamentler mevcuttur. Posterior, orta ve anterior eklem kapsülleri stabiliteye önemli katkılar sağlarken orta ve anterior eklem kapsülü talonaviküler eklemi de içine alır. Medial ve lateral talokalkaneal ligamentler de kapsülü destekler (79). Subtalar eklem iki eklem kapsülü sinüs tarside birleşir ve kalın interosseöz ligamenti meydana getirir (Şekil 11). Servikal ligament sinüs tarsinin lateralinde kalkaneus ve talus arasındadır. İnterosseöz ligament subtalar eklem stabilizasyonunu sağlayan en önemli yapılardan biridir ve subtalar eklem pozisyonundan ya da hareketinden dolayı stabilizatör etkisinde herhangi bir değişiklik meydana gelmez (48, 80). Bu ligament pronasyondan çok supinasyonu kontrol etmektedir (81). Servikal ligament ise aşırı supinasyon hareketlerini limitler (80).

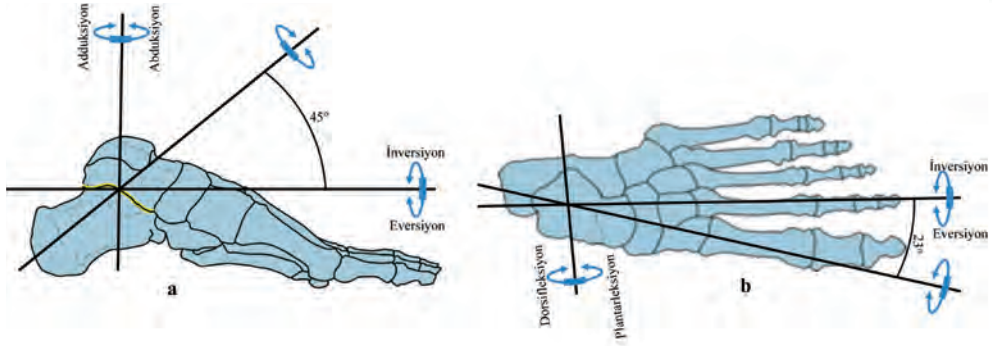
Ayak bileği eklemine kontrol eden kollateral ligamentler aynı zamanda subtalar eklem de kontrolünü sağlar. Deltoid ligament subtalar eklem eversiyonunu kontrol ederken lateral kollateral ligament subtalar eklem inversiyonunu kontrol altında tutar (48, 50, 80, 82, 83). Lateral kollateral ligamentin kalkaneofibular parçası bütün dorsi-plantar fleksiyon hareketi boyunca supinasyon hareketini limitleyen en önemli yapılardan biridir. Anterior talofibular parça ise ayak bileği plantar fleksiyonda iken subtalar eklem inversiyonunu kontrol eder (84, 85). Anterior talofibular ligamentin dayanıklılığı 140 - 297 N arasında bulunurken, kalkaneofibular ligamentin 205 - 598 N'luk yüke dayanabildiği belirtilmiştir (86, 87).

Subtalar Eklemde Hareket

Subtalar eklem hareket özelliklerine ilişkin tartışmalar hala devam etmektedir. Bazı çalışmalarda hareket eksenini oblik olan menteşe tipi eklem olarak tanımlanırken (70, 73), diğer



Şekil 14. Subtalar eklem.



Şekil 15. Subtalar eklemi hareket eksenini; a) medial görünüm, b) dorsal görünüm.

çalışmalarda bu eklemi çoklu hareket eksenine sahip olduğu öne sürülmektedir (71, 72, 88, 89). Gerçek hareket eksenindeki tartışmalara karşın bu eklemi primer hareketi ile ekseninin pozisyonu ve lokalizasyonuna ilişkin fikir birliği vardır. Hareket eksenini hemen hemen kalkaneusun eksenine paralel ve horizontal düzlemle 43° - 45° 'lik bir açılış yaparken (Şekil 15a), ayağın uzun eksenine göre 23° - 25° medial pozisyonda yerleşmiştir (Şekil 15b) (88, 90). Bu açısal değerlerde kişiler arası varyasyonlar olmakla birlikte eklem üç düzlemli harekete sahiptir. Hareket eksenini ayağın uzun eksenine yakın olduğunda bu eklemde inversiyon – eversiyon meydana gelirken eksen tibia uzun eksenine yaklaştığında subtalar eklemde abduksiyon – adduksiyon hareketi görülür (91). Buradan da anlaşılacağı üzere bu eklemde çok az miktarda dorsi plantar fleksiyon hareketi de ortaya çıkar (67, 71, 88, 92-94). Subtalar eklemde meydana gelen pronasyon hareketi eversiyon – abduksiyon - dorsifleksiyon hareketlerinin kombinasyonu; supinasyon hareketi ise inversiyon – adduksiyon - plantar fleksiyon hareketlerinin sonucudur.

Kaynaklara göre farklı hareket genişlikleri tanımlansa da ortalama olarak 20° inversiyon, 10° eversiyon hareketi bulunmaktadır. Subtalar eklemi klinik olarak ölçülme yöntemlerinin geçerlilik ve güvenilirliğinin oldukça düşük olduğu ve eklemi gerçek hareketlerini belirlemekten uzak olduğu bildirilmiştir (95).

Subtalar Nötral Pozisyon

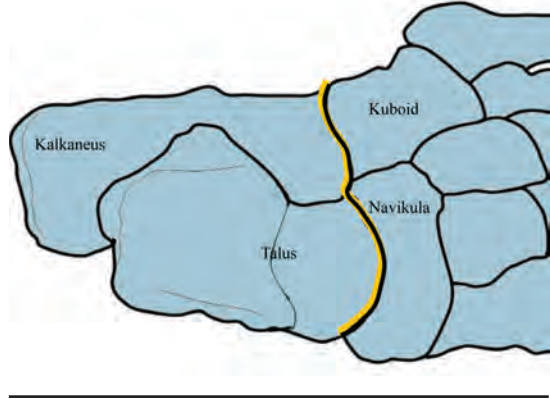
SNP ayağın pronasyon veya supinasyonda olmadığını, tamamen nötral pozisyonda olduğunu gösterir (96). SNP kalkaneus ile talus arasındaki temas alanının en geniş olduğu durumdur (1, 40). Medialde ve lateralde talus başı eşit miktarda palpe edilir (97). Ayak üzerine ağırlık verilmeden veya ağırlık vererek test edilir. Diğer taraftan bacağın uzun eksenini ile kalkaneusun posteriorunda dikey eksenin aynı doğrultuda olması SNP'yi işaret eder (98-100). Kalkaneusun medial deviasyonu varus, lateral deviasyonu ise valgus deformitesine işaret eder (101). Yeni çalışmalar SNP'nin ön ve arka ayağın pozisyonel ilişkisini değerlendirmede sanıldığı kadar önemli olmadığını göstermektedir (24, 102).

Midtarsal Eklem

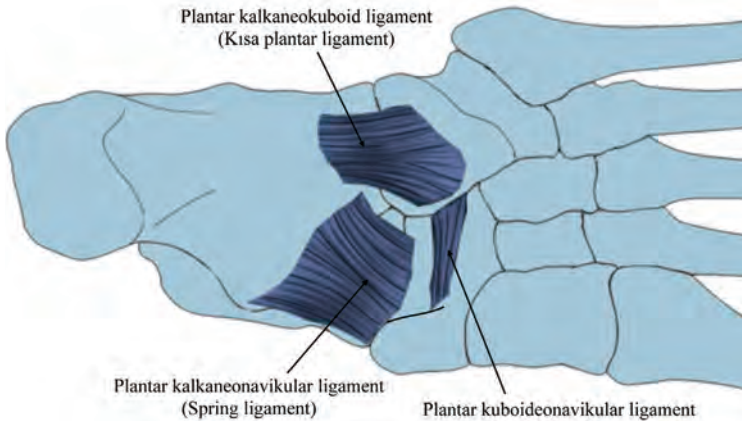
Talonavikular Eklem

Transvers tarsal eklem talonaviküler ve kalkaneoküboid eklemlerden oluşan Chopart eklemi de denilen bir komplekstir (Şekil 16). Talonaviküler eklem konveks talus başı ve navikulanın konkav posterior yüzü arasında meydana gelir. Anterior talokalkaneal eklem kapsülü aynı zamanda talonaviküler eklemi de içine alır. Diğer taraftan talonaviküler ligament de bu eklem dorsalinden geçerek destek sağlar. Ayrıca bifurkat ligamentin navikular parçası olan dorsal kalkaneonavikular ligamentin (Şekil 11) yanı sıra plantar kalkaneonavikular (spring) ligament (Şekil 17) bu eklemi kontrol eden en önemli ligamanttir. Spring ligament fibrokartilajinöz eklem yüzüne sahiptir ve talus başı için bir askı görevi yapmaktadır (103).

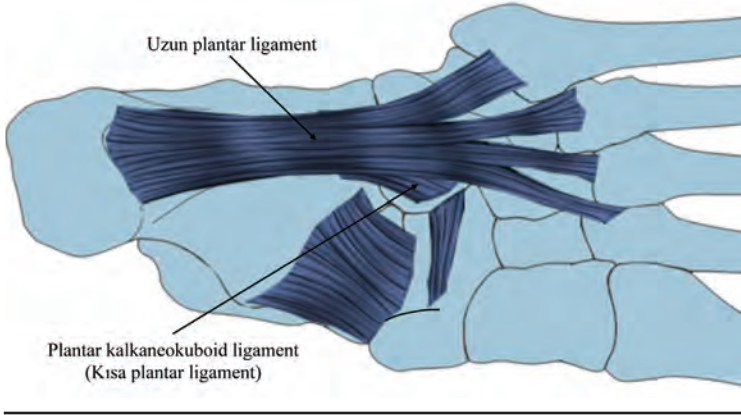
Talus ve navikulanın konveksite ve konkavitesi talonaviküler eklem hareket olanağı sağlar. Ayağın diğer eklemlerinde olduğu gibi supinasyon ve pronasyonu da içeren üç düzlemlilikte hareket eder ve alt ekstremitate hareketleri ile birlikte daha çok ayağın plantar fleksiyonuna katkıda bulunur (67, 104, 105). Yapılan çalışmalar ilk 30°'lik ayak plantar fleksiyonunun %12'lik kısmının talonaviküler eklem tarafından gerçekleştirildiği belirtilmiştir (67). Ayrıca pronasyon ve supinasyon ile birlikte abduksiyon /eversiyon veya adduksiyon / inversiyon hareketi de ortaya çıkarır (92, 94, 104, 105). Bu özellikleri ile talonaviküler eklem subtalar eklemine benzerdir (67).



Şekil 16. Midtarsal eklem.



Şekil 17. Midtarsal eklem plantar ligamentleri.



Şekil 18. Kalkaneoküboid eklemin plantar ligamentleri.

Kalkaneoküboid Eklem

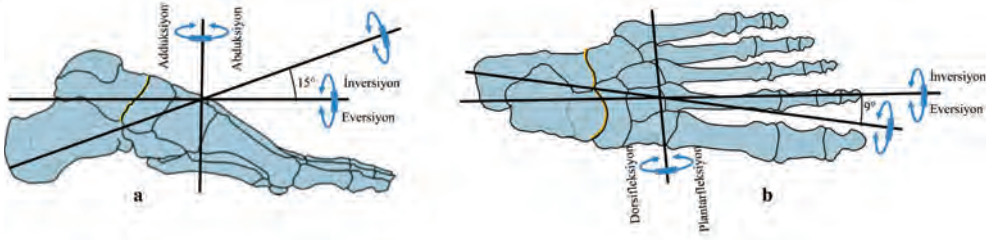
Kalkaneoküboid eklem sinovyal eklem kapsülü ve ligamentle desteklenmiş eyer tipi bir eklemdir. Dorsalde dorsal kalkaneonavikular ve dorsal kalkaneoküboid ligamentlerden oluşan bifurkat ligament (**Şekil 11**) tarafından desteklenirken plantar yüzde ise kısa ve uzun plantar ligamentler (**Şekil 18**) tarafından desteklenir. Plantar kalkaneoküboid ligament olarak da bilinen kısa plantar ligament daha derinde kalkaneusun ön kısmından küboid kemiğin plantar yüzüne doğru seyrederek lateral longitudinal arka destekleyen kuvvetli bir ligamenttir (82). Uzun plantar ligament ise kalkaneusun plantar yüzünden başlayıp küboid kemiğin plantar yüzüne, buradan da 2-4 veya 5. metatarsal kemiklerin proksimaline yapışır (106). Bu ligament de lateral longitudinal arka destek verir. Kadavra çalışmaları kalkaneoküboid eklemden ortaya çıkan hareket miktarının talonaviküler eklemde göre daha az olduğunu göstermiştir. Bu eklemden ortaya çıkan pronasyon supinasyon hareketi talonaviküler eklemde yarısı, dorsi-plantar fleksiyon ise talonaviküler eklemde $1/3$ 'ü kadardır (105).

Midtarsal Eklemlerde Hareket

Talonaviküler eklem ve kalkaneoküboid eklemler bir ünite olarak hareket eder (73, 107, 108). İki ekseninden biri subtalar eklem eksenine, diğeri de ayak bileği eklemine hareket eksenine benzer (108, 109). Bu özelliği ile orta ayağıdaki pronasyon ve supinasyon hareketlerine katılırken, ayak bileği ve arka ayak hareketlerine katkıda bulunur. Longitudinal ekseninde (**Şekil 19**) subtalar eklemde inversiyon – eversiyon hareketini artırırken, oblik eksenindeki (**Şekil 20**) hareketleri ise ayak bileğinin dorsi-plantar fleksiyon hareketlerini artırır. Talonaviküler ve kalkaneoküboid eklemlerin hareket eksenleri ayak üzerine yük verilmediği durumda veya ayak pronasyonda iken birbirine paraleldir. Subtalar eklemde meydana gelen supinasyon bu hareket eksenlerinin paralellikini bozar ve midtarsal eklemde kilitlenir. Bu durum yürüyüşün itme fazı için gereken kaldıraç kolunu oluşturur.

Distal Intertarsal Eklemler

Distal intertarsal eklemler naviküloküneiform eklemlerle birlikte lateral küneiform ve küboid kemikler arasındadır. Ayrıca küneiform kemiklerin kendi aralarında meydana getirdikleri



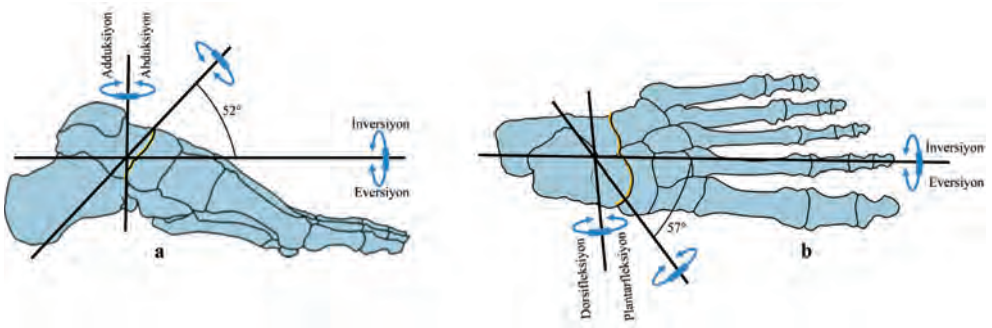
Şekil 19. Midtarsal eklem longitudinal hareket eksenleri; a) medial görünüm, b) dorsal görünüm.

eklemler de bu gruptadır. Bu eklemler eklem kapsülü ile dorsal (Şekil 21) ve plantar yüzlerdeki ligamentler tarafından desteklenir. Hareketler oldukça limitlidir ve sadece birkaç derece ile ayağın pronasyon-supinasyon hareketine katkıda bulunur (105, 110).

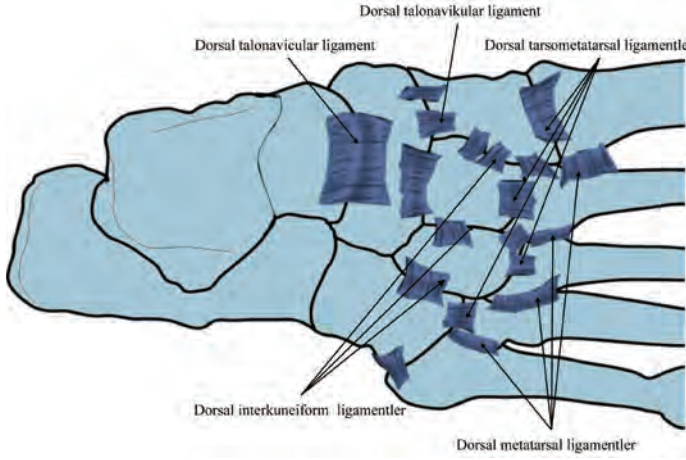
Tarsometatarsal ve İntermetatarsal Eklemler

Tarsometatarsal (TMT) eklemler Lisfranc'ın eklemi olarak da bilinir (111). Bu eklemi destekleyen eklem kapsülü üç sinovyal bölüm halindedir. Birincisi medial küneiform kemikle 1. metatarsal kemik arasındaki eklem, ikincisi 2. ve 3. metatarsal kemikler ile orta ve lateral küneiform kemikler arasındaki eklemler, üçüncüsü de küboid kemik ile 4. ve 5. metatarsal kemikler arasındaki eklemleri kapsamaktadır. Sinovyal aralıklar intermetatarsal (IMT) eklem aralıklarına kadar uzanır. Dorsal (Şekil 21) ve daha kuvvetli plantar ligamentler ayak arklarına ve eklem kapsüllerine destek olur. 1. ve 2. metatarsal kemiklerin küneometatarsal ligamentleri oldukça kuvvetlidir ve bu eklemlerin esas destekleyicileridir (112).

TMT eklemlerin hareketi birbirinden farklıdır. 1. TMT ekleminde sagittal düzlemde 0-4° hareket ortaya çıkar (105, 113-115). Eklem yüzleri sagittal düzlemde yaklaşık 15 mm yer değiştirir (116). Bu hareketin dorsal yönde artmış olmasının halluks valgus veya bir ön ayak deformitesi ile ilişkili olabileceği savunulmaktadır (117-119). Bazı kaynaklarda bu eklem frontal ve transvers düzlemde de hareket ortaya çıkardığı, ancak hareket genişliğinin frontal düzlemde 5°'den az olduğu belirtilmiştir (105, 115, 120, 121). Bu kısıtlı eklem hareketi başparmağın sagittal düzlemdeki hareketleri ile birlikte ortaya çıkar. 1. metatarsal kemik ve



Şekil 20. Midtarsal eklem oblik hareket eksenleri; a) medial görünüm, b) dorsal görünüm.



Şekil 21. İntertarsal, tarsometatarsal ve intermetatarsal ligamentler.

başparmak, eversiyon ve abduksiyonla birlikte plantar fleksiyon yaparken pronasyon ve supinasyon hareketleri meydana getirmez (69, 119). 2. TMT eklem hareketi 1. TMT ekleme göre daha limitlidir. Bunun nedeni 2. metatarsal kemiğin proksimal kısmının 1. ve 3. küneiform kemikler ile 1. metatarsal kemik arasında yerleşmiş olmasıdır (Şekil 8) (105). 3, 4 ve 5. TMT eklemler daha mobildir. Ayağın medial tarafındaki kemik dizilimi ile birlikte kuvvetli ligamentler tarafından desteklenerek daha rijit hale gelmesi yürüme, koşma ve zıplama aktivitelerinin itme fazı sırasında ayak stabilizasyonu sağlaması bakımından önemlidir.

Metatarsofalangeal Eklemler

Metatarsofalangeal (MTP) eklemler yapısal olarak eldeki MKP eklemlere benzemektedir. İki hareket eksenine sahip bu eklemler sinovyal kapsül, kollateral ligamentler ve fibröz plantar yastık ile kaplanmıştır (122, 123). Eklem kapsülü dorsalde ekstansör tendonlarla desteklenirken metatars başlarının medial ve lateralinden başlayıp proksimal falankların plantara yakın medial ve lateral kısımlarına yapışan kollateral ligamentler tarafından kontrol edilirler (Şekil 22a). Yüklenme sırasında MTP ve interfalangeal (IP) eklemlerin plantar yüzündeki yastıklar özellikle MTP eklemlerin dorsi fleksiyonu sırasında eklem yüzlerinin korunmasında önemli rol oynarlar (Şekil 22b). Dorsifleksiyon sırasında bu yastıklar distale doğru yer değiştirerek eklem yüzünü aşırı yüklenmelerden korur. Bu fonksiyonlar özellikle itme fazında eklem yüzlerinin korunması bakımından son derece önemlidir (122, 124).

Birinci metatars başının altında plantar yastığa bağlı iki sesamoid kemik bulunmaktadır. Sesamoid kemikler metatars başını korurken aynı zamanda MTP ekleminde yürümenin itme fazında gerekli olan başparmak dorsifleksiyon hareketinin genişliğini artırmaktadır (Şekil 23) (124-126). 1. MTP eklemin hiperekstansiyon yaralanmalarında sesamoid kemiklerde kırıklar meydana gelmektedir (127). Buna ilave olarak kapsül ve kollateral ligamentlerde yırtılmalar görülebilir (126, 128).

Metatarsofalangeal Eklemlerde Hareket

MTP eklemler iki eksenli olmakla birlikte primer olarak sagittal düzlemde hareket etmektedir. Hareket eksenini sabit değildir. Fleksiyon ekstansiyon hareketi sırasında eksen etrafında rotasyon hareketi meydana gelirken hareket ekseninin yerini değiştiren translasyon da ortaya çıkmaktadır (122). Halluks valgus deformitesi olan başparmakta transvers düzlemde lateral deviasyonla beraber frontal düzlemde rotasyon meydana gelir (129, 130). Bazı kişilerde ise parmakların abduksiyon hareketi görülebilir, ancak bunun klinik olarak anlamlı olup olmadığına ilişkin bir veri yoktur.

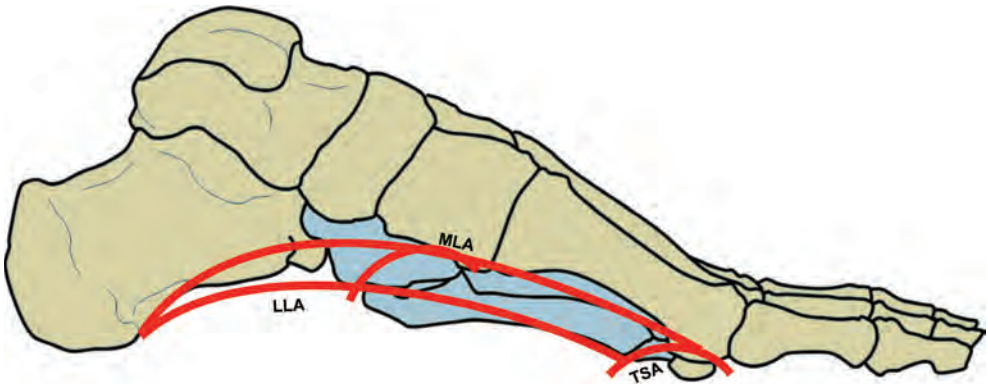
Başparmak hiperekstansiyonu maksimum 55° - 96° olduğu (131-135), plantar fleksiyonun ise 17° - 34° olduğu belirtilmiştir (131, 135). Çalışmalar 2-5 MTP eklemlerin dorsifleksiyon hareket genişliklerinin 60° - 100° arasında değiştiği, laterale doğru hareket genişliğinin azaldığını belirtmişlerdir (136, 137). Plantar fleksiyon ise 15° - 35° arasında değişmektedir. Hiperekstansiyon hareketi yürümenin itme fazında roll-over mekanizması için önemlidir ve gerekli hareket genişliği 40° - 90° civarındadır (134, 138, 139).

İnterfalangeal Eklemler

IP eklemler basit birer menteşe tipi eklemlerdir. Eklem kapsülü, kollateral ligamentler ve plantar yastık tarafından desteklenir (Şekil 22). Plantar yastık eklem yüzünün korunmasında rol oynar (122). PIP eklemlerin plantar fleksiyonu 90° 'den azdır ve dorsifleksiyon hareketi yoktur (137, 140). Plantar fleksiyon hareketi lateral PIP'lere doğru azalmaktadır. Lateral 2-4 IP eklemler bir miktar hiperekstansiyon hareketine sahiptir, ancak bununla ilgili normatif veri bulunmamaktadır.

Ayak Arkları

Ayakta medial longitudinal ark (MLA), lateral longitudinal ark (LLA) ve transvers ark (TSA) olmak üzere üç ark bulunmaktadır (Şekil 24). MLA kalkaneus, talus, navikula, üç küneiform ve medial 3 metatarsal kemiklerden oluşur. LLA ise kalkaneus, talus, küboid ve lateral 2

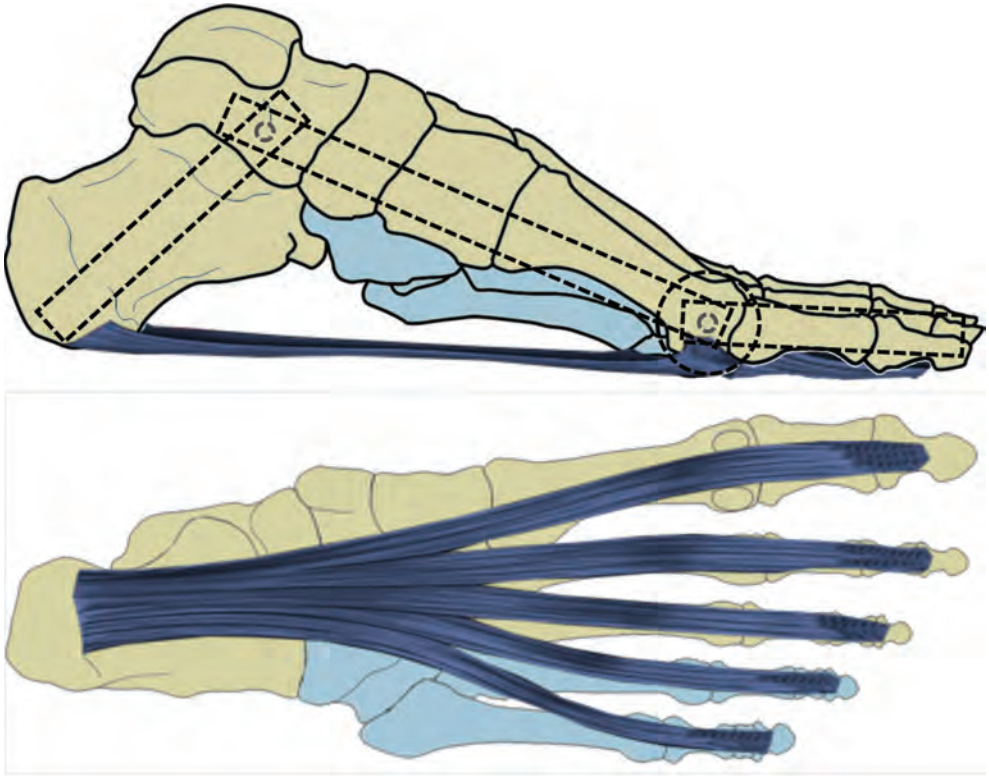


Şekil 24. Medial longitudinal ark (MLA), lateral longitudinal ark (LLA), transvers ark (TSA).

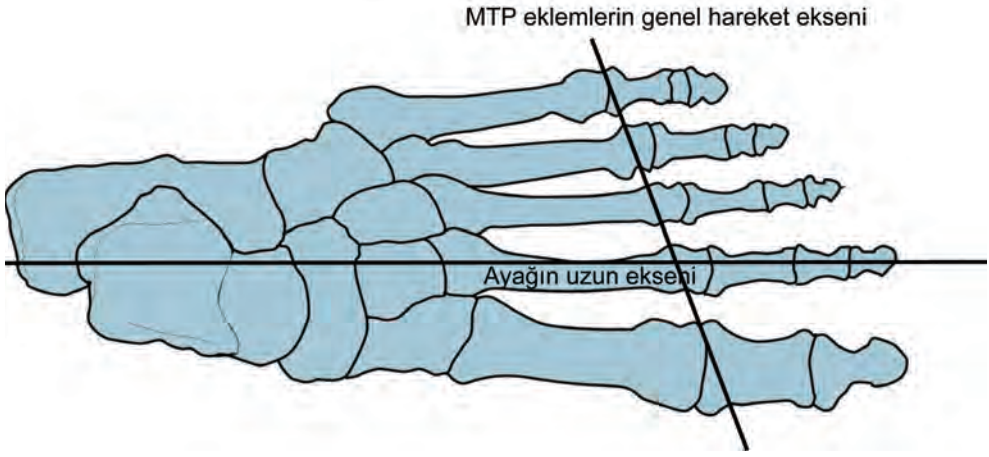
metatarsal kemiklerden meydana gelir. TSA proksimalde küboid ve küneiform kemiklerden başlayıp distalde metatars başlarına kadar devam eder. Yüklenme sırasında metatars başlarının meydana getirdiği distal TSA kaybolur.

Arkların temel fonksiyonları plantar yüzdeki bütün yumuşak dokuların doğrudan yüklenmesini engellemek ve korumak, aynı zamanda yer reaksiyon kuvvetini absorbe etmektir. Bununla birlikte yürüme sırasında mekanik enerji depolar ve bu enerjiyi yine yürüme sırasında kullanır (73, 96, 141, 142). Ayak arkları 8-10 yaşında normal formuna ulaşır (143, 144). Bu form primer olarak ligamentler, kemik dizilimleri ve kaslar tarafından korunur (145-147). Orta ve lateral küneiform kemiklerin kama şeklindeki yapısı transvers arkın şeklini almasında ve korunmasında önemli rol oynarken (73), uzun ve kısa plantar ligamentler, spring ligament, ayak bileği kollateral ligamentleri, subtalar eklemin interosseöz ligamenti ve plantar fasya arkın şeklinin korunmasında hayati öneme sahiptir. Bu yapılar eksperimental olarak kesildiğinde ark yüksekliğinin azaldığı gösterilmiştir (145, 148-151).

Plantar fasya (PF) ayağın tümünü birden destekler ve şeklini korurken, ayağın fonksiyonlarını doğrudan etkiler (152). PF (Şekil 25) kalkaneustan başlayıp metatars ve falankslarla birlikte diğer ligamentlere bağlantı yapar. Kalın ve derin bölümü olan plantar aponöz (PA) 1000 - 1500 N gibi yüksek bir gerilim kuvvetine sahiptir (153). Bu haliyle ayak bileğinin



Şekil 25. Plantar fasya, kalkaneus ile metatarsal kemikler ve parmaklar arasındaki dinamik bağlantıyı sağlar.



Şekil 27. MTP eklemlerin genel hareket eksenini ayağın uzun eksenine oblik pozisyonundadır.

maları, ligament hasarları MLA'nın çeşitli derecelerde problemlerine neden olur. Bu durumu kompanse eden diğer yumuşak dokularda patoloji riski artar.

Ayak Bileği ve Ayak Kasları

Dorsifleksör Kaslar

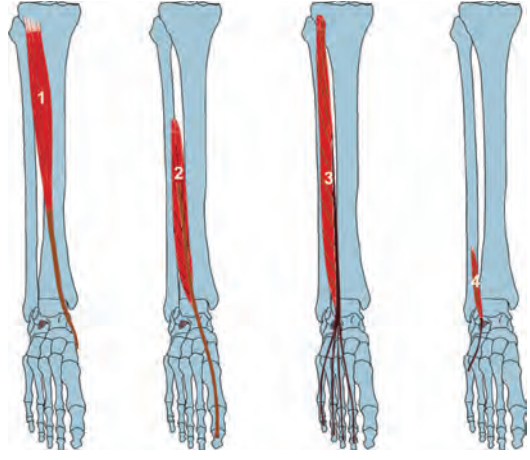
Ayak bileği dorsifleksörleri tibialis anterior (TA), ekstansör hallucis longus (EHL), ekstansör digitorum longus (EDL) ve peroneus tertius (PT) ayak bileği hareket ekseninin anterior bölgesinde yer almaktadır (43, 166). Ayak bileği dorsifleksörlerinin iki önemli fonksiyonlarından biri yürümenin sallanma fazında ayak bileğini dorsifleksiyona getirerek yerden yükselmesini sağlamak, diğeri ise topuk vuruşu sırasında ortaya çıkan plantar fleksiyon momentine karşı koyarak ayağı yavaşça yere temasını sağlamak böylece ortaya çıkan yer reaksiyon kuvvetini absorbe ederek etkisini azaltmaktır. Sallanma fazında plantar fleksörler konsantrik ve izometrik kontraksiyon yaparken, topuk vuruşu ve taban teması fazında eksantrik kontraksiyon yaparlar. Dorsifleksör kasların tendonları ekstansör retinakulum tarafından kontrol edilerek kontraksiyon sırasında bowstring denilen tendonların eklem merkezinden uzaklaşmaları önlenmiş olur.

Tibialis Anterior

Tibianın lateral kondili, tibianın üst yarısı, tibia shaftının 2/3 lateralinden ve interosseöz membranın anterioru ile derin fasya ve EDL arasındaki intermusküler septumdan başlar. Distalde medial küneiform kemiğin mediali ve inferior ile 1. metatarsal kemiğin proksimaline yapışır (Şekil 28). Derin peroneal sinir (L4-5) tarafından innerve edilir (16). Tibialis anterior (TA) kası en geniş dorsifleksör kاست. Anatomik kesit alanı diğer dorsifleksör kasların toplamından iki kat daha fazladır (167, 168). Aynı zamanda en kuvvetli dorsifleksör olan TA kasının moment kolu 30-70 mm arasında değişmektedir (169-174). Tendonu subtalar ekleminden geçtiği için aynı zamanda ayağın supinasyon ve inversiyon hareketine katkıda bulunur. TA kasının invertör moment kolu 10 mm'dir ve tibialis posterior ve fleksör hallucis longus

kaslarının moment kollarından daha kısadır (171). Yürümede ayak bileği taban temasına gelirken eksantrik olarak kasılan tibialis anteriorun fonksiyonu ayağı inversiyonda tutarak aşırı pronasyonu önlemektedir. Sonuç olarak esas fonksiyonu dorsifleksiyon olan TA fonksiyonel olarak dorsifleksiyon-inversiyon hareketini ortaya çıkarır. TA'nın aktif inversiyon hareketine katılması aynı zamanda MLA için dinamik destek sağlamaktadır. Statik durumda daha çok ligament ve kemik yapılarla desteklenen MLA yüksekliği azaldığında TA ve diğer kaslarda artan aktivitenin gözlenmesi ayak stabilizasyonunun sağlanması için aktif kas kuvvetine ihtiyaç olduğunu göstermektedir (175).

TA kası diğer dorsifleksörler arasında en büyük ve mekanik avantajı en yüksek olan kاستır. Total dorsifleksiyon torkunun %42'si bu kas tarafından üretilmektedir (176). Bu nedenle TA zayıfladığında dorsifleksiyon hareketi tam olarak kaybolmasa da ciddi anlamda zayıflar, özellikle topuk vuruşundan sonra plantar fleksiyon hareketi kontrol edilemez ve yürümede bozulmalar görülür. Diğer dorsifleksörlerle birlikte zayıflığında drop-foot meydana gelir ve ortaya çıkan yürüme probleminde "steppaj gait" denir. TA zayıflığı peroneal kasların 1. metatars üzerindeki plantar fleksör etkisini artırır (171). TA kasının kısılalığında yeterli plantar fleksiyon hareketi ortaya çıkmaz, ayağın medial kenarı yukarı doğru çekilerek pes kavus meydana getirir.



Şekil 28. Anterior kaslar: 1) Tibialis anterior, 2) Ekstansör digitorum longus, 3) Ekstansör hallucis longus, 4) Peroneus tertius.

Ekstansör Hallucis Longus

EHL başparmakta IP eklemlerin ve primer olarak 1. MTP eklem hiper-ekstansiyonundan sorumludur. Proksimalde tibianın medial yüzünün ortasından ve interosseöz membranın anteriorundan başlar. Distalde başparmakta distal falanksın proksimal dorsaline yapışır (Şekil 28). Derin peroneal sinir (L5-S1) tarafından innerve edilir (16).

Bu kasın ayak bileği dorsifleksiyonu için moment kolu oldukça kısadır. Tendonun subtalar eklem çok yakın geçmesi nedeniyle bu eklem supinasyonuna yardımcı olup olmadığı çok açık değildir. Yapılan EMG çalışmalarında ayak bütün olarak supinasyona getirildiğinde bu kasta aktivite gözlenmiştir (177).

EHL kasının zayıflığında yetersiz MTP ve IP eklem hiper-ekstansiyonu görülür. IP eklem tek ekstansörü olduğu için zayıf olup olmadığı dirençli IP hiper-ekstansiyon hareketine bakılarak test edilebilir. Yürümenin topuk vuruşundan sonra başparmak kontrol edilemez ve aniden yere çarpar.

EHL kasının kısılalığında 1. MTP eklem hiper-ekstansiyona gelir. Bu pozisyon FHL kasının gerilmesine bağlı olarak IP eklemde fleksiyona neden olur ve pençe el deformitesi gelişir. Hiper-ekstansiyon pozisyonu 1. MTP eklem altındaki plantar yastığı distale doğru çekerek eklem yüzünü yüklenmelere açık hale getirir. IP eklem fleksiyonu ise dorsalde ayakkabının meydana getirdiği baskı nedeniyle ağrı ve nasırlaşmaya neden olur.

Ekstansör Digitorum Longus

Ekstansör digitorum longus (EDL) kasının fizyolojik kesit alanı EHL'den daha geniş, ancak TA'nın yarısı kadardır. Proksimalde lateral tibial kondilin lateralinden, fibulanın 2/3 proksimalinden ve medial yüzünden, derin fasya, interosseöz membranın anteriorundan başlar. Distalde lateral 4 parmakta MTP ve PIP eklemlerin ekstansör mekanizmalarına yapışır. Orta parça orta falanksı proksimaline, kollateral parçalar ise distal falankların proksimaline yapışır (**Şekil 28**). Derin peroneal sinir (L5-S1) tarafından innerve edilir. Lateral 4 MTP, PIP ve IP eklemlerin dorsifleksiyonu ile ayak bileği eklemının dorsifleksiyonu ve eversiyonuna katkıda bulunur (16). EDL kası subtalar eklemnin hareket merkezinin lateralinde yer alması nedeniyle bu eklemnin eversiyon hareketine aktif olarak katılmaktadır (73).

EDL kasının zayıflığında lateral 4 parmağın hiperekstansiyonu bozulur ve tamamlanamaz. Özellikle yürüme sırasında parmakların yerle temasının kesilmesi zorlaşır. Bu kasın kısalığında veya kontraktüründe EHL kasında olduğu gibi pençe parmak deformitesi gelişir. MTP eklemlerin hiperekstansiyonu ile FDL kası gerilerek DIP ve DIP eklemleri fleksiyona çeker ve böylece pençe parmak deformitesi meydana gelir.

Peroneus Tertius

Fibulanın 1/3 distal medialinden ve interosseöz membrandan başlar. Bu kasın kısmen EDL kasından ayrılan bir parça olduğu belirtilmiştir (178). 5. Metatarsal kemiğin proksimal dorsaline ve medialine yapışır (**Şekil 28**). Derin peroneal sinir (L5-S1) tarafından innerve edilir. PT kası ayak bileği dorsifleksiyonu ve ayağın eversiyonuna yardım eder (178).

PT kasının izole olarak zayıflığı görülmez. Özellikle EDL kası ile birlikte olan zayıflıklarına rastlanabilir. İzole zayıflığında herhangi bir fonksiyonel yetersizlik meydana getirmeyeceği savunulmaktadır. EDL kasının izole olarak kısalığına veya kontraktürüne rastlanmamaktadır.

Posterior Yüzeyel Kaslar

Gastroknemius (GCM), Soleus (SL) ve Plantaris (PL) kasları bu gruptadır. Bu kasların hepsi bir arada bacağa topografik şekli verir. Ayak bileği plantar fleksiyon torkunun %60-87'si bu kaslar tarafından üretilir (179-181). GCM ile SL bir arada aşıl tendon vasıtası ile kalkaneusun posterior yüzüne yapışır ve triseps surae kas grubunu oluşturur. PERT kası da aşıl tendonuna katılır. Bu üç kasın primer fonksiyonu ayak bileğine plantar fleksiyon yaptırmaktır. Klinikte bu kasların değerlendirilmesi aynı zamanda aşıl tendon hakkında bilgiler verir. Aşıl tendon değerlendirilirken de bu kasların fonksiyonlarından yararlanılır.

Aşıl Tendonu

Vücuttaki en kalın ve en kuvvetli tendondur (**Şekil 29**) (182). Kalkaneusun posterior yüzüne yapışması triseps surae kas grubuna geniş bir moment kolu ve mekanik avantaj sağlar (171, 174, 183, 184). Moment kolu uzunluğu ortalama 5-6'cm dir. Moment kolunun en uzun olduğu pozisyon ayak bileğinin nötral pozisyonu olduğu savunulsa da (174, 185) bazı kaynaklar plantar fleksiyonla birlikte moment kolunu uzadığını ileri sürmektedir (171, 180, 184). Ayak bileği hareket ekseninin oblik olması nedeniyle bu kaslar plantar fleksiyonla birlikte arka ayağa bir miktar inversiyon hareketi de yaptırırlar (171, 177, 186).

GCM, SL ve PL kaslarının kuvveti ile aşıl tendonunun gerilerek enerji depolanması yürüme sırasında mekanik avantaj sağlar (96, 187, 188). Plantar fleksörlerin kontraksiyonu ile

aşıl tendonunda %5-6 oranında uzama meydana geldiği belirlenmiştir (189, 190). Aşıl tendonunun elastik özelliği yürüme, koşma ve zıplama gibi aktivitelerde pasif enerji ile önemli mekanik avantajlar sağlar. Tendon üzerindeki kuvvetin 4600 N olduğu, yüklenme arttıkça bu kuvvetin de arttığı gösterilmiştir (191). En büyük ve en kuvvetli tendon olmasına karşın en çok kopmalar bu tendonda meydana gelmektedir (191, 192). Buna neden olarak tendonun orta kısmında beslenmenin yetersiz olmasıdır (193).

Gastroknemius Kası

Medial başı proksimalde medial femoral kondilin posterior üst kısmına yapışır. Lateral başı ise lateral femoral kondilin lateral yüzünde posterior üst kısma yapışır. Distalde aşıl tendonu vasıtası ile kalkaneusun posterioruna yapışır (Şekil 29). Tibial sinir tarafından (S1-2) innerve edilir. GCM ayak bileğinin primer plantar fleksörüdür (16). Parmak ucuna yükselme SL ile birlikte GCM kasının aktivitesi ile mümkündür (177). Yürümenin duruş fazı boyunca vücut ağırlığının kontrolü bir şekilde arka ayakta ön ayağa aktarılmasını (roll over) ve itme fazının gerçekleşmesini sağlar (194-196). GCM kısa da olsa inversiyon moment kolu vasıtası ile subtalar eklemin inversiyon hareketine yardımcı olur.

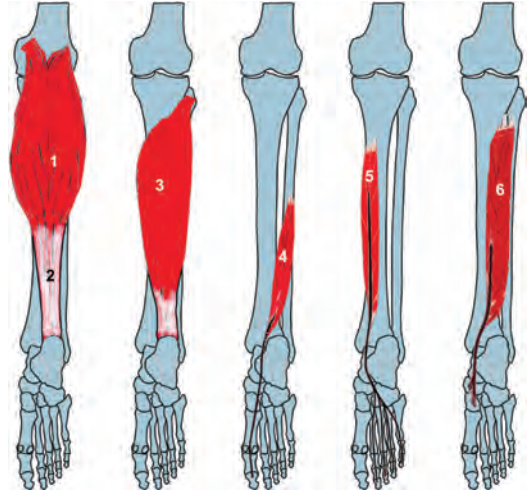
GCM sadece ayak bileği değil, aynı zamanda diz eklemi üzerinde önemli oranda fleksiyon momenti ortaya çıkarır. Diz eklemi ekstansiyon pozisyonunda hemen hemen sıfır olan moment kolu, diz eklemi 90 derece fleksiyona geldiğinde 3 cm'ye ulaşır (171, 197). Bu da diz eklemi ekstansiyondan fleksiyona giderken GCM'nin fleksör etkisinin arttığını göstermektedir.

GCM zayıflığında plantar fleksiyon hareketi kuvvet kaybının derecesine bağlı olarak azalır, plantar fleksiyon gerektiren bütün aktivitelerde bozulma meydana gelir. Metatars başları üzerinde durma zorlaşır veya hiç yapılamaz. Yokuş yukarı yürüme ve merdiven çıkma gibi aktivitelerde zorlanma görülür.

GCM kısılığında veya kontraktüründe ayak bileği dorsifleksiyonu limitlenir. Bu limitlenme daha çok diz eklemi ekstansiyon pozisyonunda kendisini gösterir (181). Klinik testlerde GCM kısığını test etmek için diz eklemi ekstansiyon pozisyonunda olmalıdır. Normal olarak diz eklemi ekstansiyon pozisyonunda ayak bileği dorsifleksiyonu 10°-18°dir (74, 198, 199). Normal yürümede diz ekstansiyonu ile birlikte 5°'lik ayak bileği dorsifleksiyonu yeterli olmaktadır. GCM kısılığı duruş fazının ikinci yarısında normal roll-over mekanizmasını bozarak erken topuk kalkışına neden olurken diz ekleminde de erken fleksiyon meydana gelir (200-203).

Soleus Kası

SL kası GCM altında seyreden, diz altında en geniş fizyolojik kesit alanına sahip kastır (167, 168). Proksimalde fibulanın 1/4 proksimal ve fibula başının posteriorundan; tibianın orta 1/3



Şekil 29. Posterior kaslar: 1) Gastroknemius, 2) Aşıl tendonu, 3) Soleus, 4) Fleksör hallucis longus, 5) Fleksör digitorum longus, 6) Tibialis posterior.

medialı ile interosseöz membrandan başlar. Distalde aşıl tendon vasıtası ile kalkaneusun posterior kısmına yapışır (**Şekil 29**). Tibial sinir tarafından (S1-2) innerve edilir.

SL kası ayak bileğinin diğer primer plantar fleksörüdür (16). Plantar fleksiyon hareketine etkisi sadece ayak bileği ekleminden üzerinden geçtiği için diz ekleminden pozisyonundan bağımsızdır. SL çoğunlukla tip I liflerden meydana gelirken GCM hem tip I hem de tip II lifler ihtiva eder (181, 204-206). SL düşük dirençle plantar fleksiyon yaptırırken GCM diz ekleminden ekstansiyona gittiği aktivitelerde SL kasından daha aktiftir (207). Diğer taraftan bisiklet üzerinde pedal çevirme hızı arttığında SL aktivitesinde önemli bir değişiklik gözlenmezken GCM kasının aktivitesinde artış olduğu gözlenmiştir (208). Bu durum SL ve GCM kaslarının ortaya çıkardığı hareketlerin çok yakından ilişkili olduğunu, ancak tamamen farklı fonksiyonel rollere sahip olduklarını göstermektedir (209).

Her iki kas yürümenin duruş fazında aktiftir. SL aktivitesi daha erken başlar, ancak GCM aktivitesi daha uzun sürer (194, 195). Bu kaslar aynı zamanda tibianın talus üzerindeki öne doğru rotasyonunu kontrol eder. Orta duruştan sonra tibianın talus üzerinde daha fazla öne rotasyon yapmasını önlemek için tibia ve fibulanın öne hareketini azaltır. Böylece topuk kalkışı sağlanmış olur. SL de GCM gibi arka ayaktaki inversiyona aşıl tendon vasıtası ile katkıda bulunur (171, 177).

SL zayıflığında plantar fleksiyon hareketi zorlaşır yürümede itme fazı bozulur. Tibianın talus üzerinde öne hareketi kontrol edilemediği için duruş fazının ikinci yarısında aşırı dorsifleksiyon görülür ve topuk kalkışı gecikir.

SL kasının kısılalığında veya kontraktüründe dorsifleksiyon hareketi kısıtlanır. Diz ekleminden pozisyonundan bağımsız olarak plantar fleksiyon kontraktürü meydana gelir. SL ile diz eklemi arasında anatomik bir bağlantı olmasa da bu kasın kısılalığı veya kontraktürü diz fonksiyonunu önemli oranda etkiler. Orta duruş fazından sonra tibianın talus üzerinde öne doğru rotasyonu kısıalmış SL tarafından engellense de uyluk, pelvis ve gövde daha önce kazandığı momentum nedeniyle diz eklemi üzerinde öne doğru hareketine devam eder ve diz eklemine hiper-ekstansiyona zorlar. Bu durum daha sonra genu rekurvatum deformitesine neden olur (202, 210). Normal dik duruş pozisyonunda ayak bileğinin nötral veya çok az dorsifleksiyonda olduğu düşünülürse SL kısılalığında nötral pozisyon ortaya çıkmaz ve diz eklemi geride kalır. Dengenin sağlanması için vücut ağırlık merkezinin destek yüzeyi üzerine düşürülmesi ancak diz hiperekstansiyonu ya da kalçanın bir miktar fleksiyonu ile mümkün olur.

Plantaris Kası

PL kası SL ve GCM arasına yerleşmiş küçük bir kastır. Toplumun %5-10'unda bu kas yoktur (211). Aşıl tendonu kopması olan kişilerin çoğunda konjenital olarak bu kasın gelişmediği belirlenmiştir (212). Proksimalde lateral suprakondiler bölgenin alt kısmı, femurun popliteal yüzü ve oblik popliteal ligamentlerden başlayıp distalde aşıl tendonu vasıtası ile kalkaneusun posterioruna yapışır. Medial GCM ile birlikte diz eklemi ve ayak bileğini kat eden PL kasın spesifik bir fonksiyonunun olmadığı sanılmaktadır. Klinik olarak PL kasının izole zayıflığı veya kısılalığının ya da kontraktürü belirlenememiştir.

Posterior Derin Kaslar

Bu kaslar tibialis posterior (TP), fleksör hallucis longus (FHL) ve fleksör digitorum longus (FDL) kaslarıdır. Tendonları ayak bileğinin medialinden deltoid ligament ve fleksör retinakulumun oluşturduğu ve içinden nöro-vasküler yapıların da bulunduğu tarsal tünelden geçer-

ler (16). Bu yapılar tarsal tünelin girişinde veya çıkışında baskı altında olabilir. Nöral yapıların bu bölgede baskı altında olması tarsal tünel sendromu olarak adlandırılır.

Tibialis Posterior

Posterior kompartmandaki en derin kasıdır (16). Fizyolojik kesit alanı diğer iki kasın toplamından fazladır (167, 168). Medial parçası proksimalde interosseöz membranın posterioru, tibianın posterior yüzü ile tibianın orta alt kısmından başlar. Lateral parçası ise tibianın 2/3 alt kısmından, fibulanın posterior yüzünden, derin transvers fasya ve intermusküler septumdan başlar. Distalde ise navikula tüberkülü, medial küneiform kemiğin plantar yüzü, sustentakulum talinin distal kenarı (16), talus dışındaki bütün tarsal kemikler ile ortadaki üç metatarsal kemiğin proksimaline yapışır (**Şekil 29**). Tibial sinir tarafından (L4-5) innerve edilir.

TP kasının subtalar eklem üzerindeki moment kolu yaklaşık 3 cm ile TA kasının moment kolundan yaklaşık üç kat daha büyüktür. Bu haliyle subtalar eklem primar invertör kasıdır (177). Distalde ayak medialinde birçok kemiğe yapışması nedeniyle ayağın bütününe inversiyon yaptırır (213). TP kasının plantar fleksiyon moment kolu yaklaşık 1 cm'dir ve tam plantar fleksiyonda sifıra yaklaşır (174).

TP kası dinamik durumda MLA'yı destekler (74, 214). Özellikle yürüme sırasında yüklenme sonucu azalan MLA yüksekliğinin tekrar normal pozisyona gelmesinde TP kasının önemli rolü vardır (195, 215).

TP kasının zayıflığında ayak inversiyonunun en az %50 oranında zayıfladığı belirtilmiştir (216). Ayrıca itme fazının sonunda yeterli plantar fleksiyon torku üretilemez ve yürüme bozulur. TP kasının zayıflığında evertör kasların baskın olması stabilizasyonu bozarak ayağın eversiyona, abduksiyona ve pronasyona gitmesine yol açar (213, 217, 218). TP tendon disfonksiyonunda ayaktaki artmış pronasyon bu kasın ayağı destekleme rolüne ilişkin önemli kanıt olarak görülmektedir (218).

TP tendon disfonksiyonu edinsel pes planusun temel nedenlerinden biridir ve tarsal kemiklerin yürüme sırasında yük altındaki normal hareketlerini değiştirmektedir (215, 219). Daha önceden yerleşen pes planus sonradan TP tendon yetmezliğine neden olabilir (214). Pes planusta medial malleol yanından geçen TP tendonunun friksiyonunda artış bulunmuş ve bunun tendon disfonksiyonuna neden olduğu ileri sürülmüştür (220).

TP kasının kısıllığı veya kontraktüründe eversiyonun kısıtlanması nedeniyle ayağın inversiyon pozisyonu hakim olur. İnversiyonla birlikte ön ayakta adduksiyon ve bir miktar plantar fleksiyon görülür. Bu pozisyonda pes varus veya ekinovarus deformitesi gelişir. Bu deformite genellikle TP spastisitesi veya TP ve ayağın evertörler kasları arasındaki kuvvet dengesizliği nedeniyle ortaya çıkmaktadır (221).

Fleksör Digitorum Longus

Proksimalde tibianın posterior yüzünün medialinden, TP fasyasından ve soleal çizgiden başlar. Distalde lateral dört distal falanksın proksimaline yapışır (**Şekil 29**). Tibial sinir tarafından (L5, S1-2) innerve edilir (16).

FDL kasının kesit alanı FHL kasının yarısı kadardır. Açık kinetik sistemde lateral dört parmağın fleksiyonu bu kas tarafından sağlanırken kapalı kinetik sistemde parmakları hiper-ekstansiyona zorlayan yer reaksiyon kuvvetine karşı parmakları stabilize eder. FDL kasının plantar fleksiyon moment kolu TP kasından daha büyüktür. Buna karşın kasın kesit alanının nispeten küçük olması plantar fleksiyona olan katkısını limitlemektedir.

FDL kasının zayıflığında yürümenin duruş fazında parmaklar yer reaksiyon kuvvetine karşı stabilize edilemez ve topuk kalkışı gecikir. Bu kasın kontraktüründe, parmakların hiper-ekstansiyonu limitlenir ve pençe parmak deformitesi gelişir.

Fleksör Hallucis Longus

FHL kası derinde TP tendonunun ve FDL kasının posteriorunda yer alır. Proksimalde fibulanın 2/3 distalinde posterior yüzden ve interosseöz membrandan ve TP fasyasından başlar. Distalde başparmağın distal falanksının proksimaline yapışır (**Şekil 29**). Tibial sinir tarafından (L5, S1-2) innerve edilir. FHL kası başparmağın primer fleksördür (16). Ayrıca başparmağın IP eklemini fleksiyona getiren tek kastır. EHL kasında olduğu gibi bu kasın zayıflığı başparmak fleksiyonunun aldığı dirence göre test edilir. Plantar fleksiyon moment kolu TP ve FDL kaslarından daha büyüktür (171, 174). Aşıl tendon patolojilerinde FHL kasının submaksimal düzeyde aktif olduğu gösterilmiştir ve bu kasın gerçek bir plantar fleksör olduğu belirlenmiştir (16).

İtme fazında ayak bileğinin plantar fleksiyonu ile kısalan FHL kası başparmağın hiper-ekstansiyonu ile kısmen orijinal uzunluğunu kazanır. Bu özelliği nedeniyle FHL kası bütün aktivitesi boyunca optimal uzunluğunu koruyarak itme fazının sonunda başparmağın stabilizasyonunu sağlar (222).

FHL kasının zayıflığında başparmak fleksiyonu ve ayak bileği plantar fleksiyonunda zayıflık meydana gelir. İnversiyonda da hafif zayıflık görülür. Kontraktür geliştiğinde başparmak ekstansiyonu limitlenir. Özellikle ayak bileğinin dorsi fleksiyonu ile FHL kasının gerilmesi bu durumu daha da artırır. Ayak bileğinin plantar fleksiyonunda FHL kası gevşer ve başparmağın hiper-ekstansiyonuna kontraktürün derecesine göre izin verir (223).

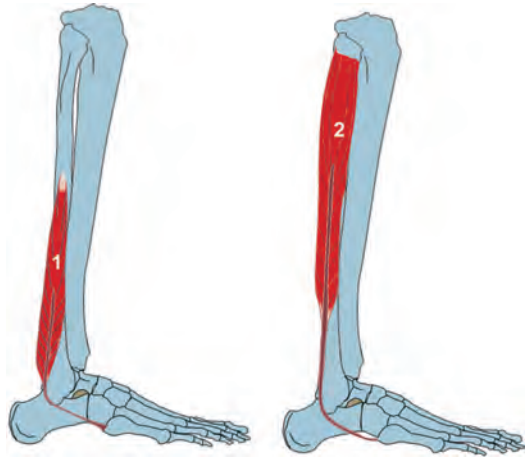
Lateral Kaslar

Lateralde Peroneus longus (PL) ve peroneus brevis (PB) kasları bulunur. Ayağın primer evertörleridir. Eversiyon kapasitesinin %65'ini meydana getirirler (224).

Peroneus Longus

Proksimalde tibianın lateral kondilinden, fibula başı ile fibulanın lateral yüzünden, anterior ve posterior intermusküler septumdan başlar. 1. metatarsın proksimalinin lateral ve medial küneiform kemiğe, bazen de 2. metatarsın proksimaline yapışır (**Şekil 30**) (147). Yüzeysel peroneal sinir tarafından (L5, S1) innerve edilir (16).

PL kasının eversiyon moment kolu 1-3 cm arasındadır ve kesit alanı PB'den büyüktür (167, 168, 171). Plantar fleksiyon hareketine sekonder olarak yardımcı eder. PL kası 1. metatarsal kemiği plantar



Şekil 30. Lateral kaslar: 1) Peroneus brevis, 2) Peroneus longus.

fleksiyona çekerek ön ayağın stabilizasyonunu sağlar (225, 226). Bu fonksiyon yürüme sırasında ayağın yüklenmeye başlaması ile orta duruş fazında belirginleşir (194, 195, 222, 227). PL kasının zayıflığında eversiyon hareketi zayıflar ve özellikle TP kası ayağı inversiyonla birlikte plantar fleksiyona çekerek pes varus deformitesine neden olur (221, 228).

PL kontraktüründe özellikle ön ayak etkilenir. İnversiyon hareketi limitlenir ve 1. metatarsal kemik plantar fleksiyona çekilir (226). Yürüme sırasında 1. metatars başının ve başparmağın aşırı yüklenmesine ve plantar yüzde ağrı ile kallus gelişmesine neden olur. 1. metatarsal kemiğin plantar fleksiyona çekilmesi duruş fazında ön ayakta supinasyona yol açar (226, 229). Duruş fazında görülen bu supinasyon PL kasının kontraktüründe veya kısalığında görülebileceği gibi bu kasın zayıflığında da meydana gelebilir.

Peroneus Brevis

PL kasının önünde yerleşmiştir. Proksimalde fibulanın 2/3 distalinde ve lateral yüzünden, anterior ve posterior intermusküler septumdan başlar. 5. metatarsal kemiğin proksimalinde lateral tüberküle yapışır (147). PB kası ayağa eversiyon yaptıran diğer bir kasıdır (**Şekil 30**). Özellikle subtalar ve transtarsal eklemler üzerine etkilidir (213, 221, 226). Eversiyon moment kolu PL'den biraz daha büyüktür ve plantar fleksiyon hareketine de katkıda bulunur.

PB kasının zayıflığında eversiyon hareketi zorlaşır, invertör kasların kuvveti nedeniyle kuvvet dengesizliği meydana gelir ve arka ayakta varusa neden olur (217, 221, 226). PB kasının kontraktüründe ayakta valgus deformitesi görülür. Bununla birlikte EDL kasının aşırı aktivitesi ve TP kasının zayıflığında da valgus deformitesi ortaya çıkar.

Intrinsik Kaslar

Intrinsik kaslar özellikle ayağın taşıdığı durumlarda grup olarak aktivite gösterirler ve dört katman halinde bulunurlar.

Fleksör Digitorum Brevis

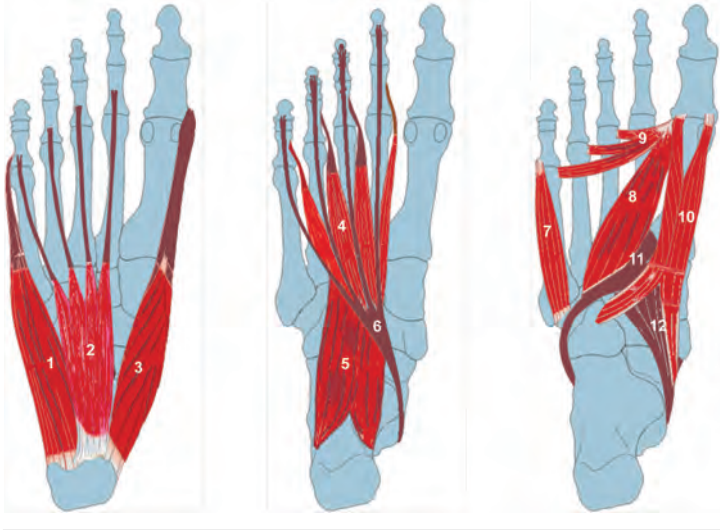
Proksimalde kalkaneus tüberkülünün medialinden, plantar aponörozun ortası ve intermusküler septumdan başlar. Distalde FDL tendon ile ikiye ayrılan tendon 2-5 parmakların orta falanklarının her iki tarafına yapışır (**Şekil 31**) (147). Medial plantar sinir (S1-2) tarafından innerve edilir. Lateral dört MTP ve PIP eklemlere fleksiyon hareketi yaptırır (16).

Abduktor Hallucis

Proksimalde fleksör retinakulum kalkaneal tüberkülünün medialinden, plantar aponöroz ve intermusküler septumdan başlar. Distalde başparmakta proksimal falanksın medial proksimaline yapışır (**Şekil 31**) (147). Medial plantar sinir (S1-2) tarafından innerve edilir. 1 MTP eklemin fleksiyon ve abduksiyon hareketini sağlar (16).

Abduktor Digiti Minimi

Kalkaneal tüberkül, plantar aponörozun lateralinden ve intermusküler septumdan başlar. Distalde 5. metatarsın lateral proksimaline yapışır (**Şekil 31**) (147). Lateral plantar sinir (S1-2-3) tarafından innerve edilir. MTP ekleme kısıtlı olarak fleksiyon ve abduksiyon yaptırır (16).



Şekil 31. Plantar intrinsik kaslar: 1) Abduktor digiti minimi, 2) Fleksör digitorum brevis, 3) Abduktor hallucis, 4) lumbrikal kaslar, 5) Quadratus plantae, 6) Fleksör digitorum longus tendonu, 7) Fleksör digiti minimi brevis, 8) Adduktor hallucis (oblik parça), 9) Adduktor hallucis (transvers parça), 10) Fleksör hallucis brevis, 11) peroneus longus tendonu, 12) Tibialis posterior tendonu.

Quadratus Plantae

Proksimalde medial başı kalkaneusta FHL tendonunun geçtiği sulkusun hemen altında medial konkav yüzden başlar. Lateral başı ise kalkaneal tüberkülün medial ve lateral çıkıntısından ve uzun plantar ligamentten başlar. Distalde FDL tendonunun lateraline yapışır (Şekil 31). Lateral plantar sinir (S1-2-3) tarafından innerve edilir (16, 230).

QP kası bipedal yürümenin gelişmesi için son derece önemlidir. FDL kasının ayağın medialinden distale parmaklara ulaştığı düşünüldüğünde bu kas parmakları daha çok mediale çeker. FDL tendonunun lateraline yapışan QP kası parmakları mediale doğru çeken FDL kasının kuvvet yönünü düzelterek parmakların fleksiyon hareketinin sagittal düzlemde meydana gelmesini sağlar. Bu kas ayrıca PL, FHL ve FDL kasları ile bir arada çalışır ve duruş fazının sonuna doğru subtalar eklemin supinasyonuna karşı koyarak bu eklemin stabilizasyonunu artırır (230, 231). Bu durum vektörel hesaplamaların klinik uygulamalarına en iyi örneklerden biridir.

Lumbrikal Kaslar

Lumbrikal kaslar FDL tendonunun her iki tarafına yapışır. Sadece 1. lumbrikal kas ilk tendonun medialine yapışır (Şekil 31). Distalde lateral dört proksimal falanksa, ayrıca PIP ve DIP eklemlerin ekstansör mekanizmalarına yapışır (16, 19). Birinci lumbrikal kas medial plantar sinir tarafından (S1-2), diğer üç lumbrikal kas ise lateral plantar sinir (S2-3) ve bu sinirin derin dalı tarafından innerve edilir (16). Lumbrikal kaslar MTP eklemler fleksiyon pozisyonunda iken PIP ve DIP eklemleri ekstansiyonda tutar. Ayrıca, FDL kasının DIP eklemleri fleksiyona çeken kuvvetini ayarlar.

Fleksör Hallucis Brevis

FHB proksimalde küboid kemiğin medial plantar kısmından, lateral küneiform kemikten, TP tendonundan ve medial intermusküler septumdan başlar. Distalde başparmağın proksimal falanksının proksimaline yapışır (**Şekil 31**). Medial plantar sinir (S1-2) tarafından innerve edilir (16, 19).

FHL tendon proksimal falanksın her iki tarafına sesamoid kemiklerle birlikte yapışır. Sesamoid kemikler FHL tendonlarının moment kolunu uzatarak fleksiyon hareketini daha etkin meydana gelmesini sağlar. Sesamoid kemikler metatars başını bir miktar yükselterek MTP ekleme hiper-ekstansiyonunu azaltır. Bu azalma itme fazı için gereken hiperekstansiyon genişliğini artırır (124-126).

Adduktor Hallucis

AdH kasının transvers ve oblik parçaları vardır. Oblik parça transvers parçadan daha büyüktür ve teorik olarak daha kuvvetlidir. Oblik parça proksimalde 2. 3. ve 4. metatarsal kemiklerin proksimal plantar yüzünden ve PL tendonunun fibröz kılıfından başlar. Transvers başı ise 3. 4. ve 5. parmakların metatarsofalangeal ligamentleri ile bunların arasındaki transvers metatarsal ligamentlerden başlar. Distalde lateral sesamoid kemik ile başparmağın proksimal falanksının lateral proksimaline yapışır (**Şekil 31**). 1. MTP ekleme adduksiyon ve fleksiyon yaptırır. Halluks valgus cerrahisinde bu kas gevşetilerek deformitenin düzeltilmesi sağlanır (16, 147).

Fleksör Digiti Minimi Brevis

Bu kas 5. MTP ekleme fleksiyon hareketi yaptırır. Proksimalde beşinci metatarsal kemiğin proksimalinde medial plantar bölgeden ve PL tendon kılıfından başlar. Distalde 5. parmağın proksimal falanksının lateraline yapışır (**Şekil 31**) (16, 147). Lateral plantar sinirin yüzeyel dalı (S2-3) tarafından innerve edilir (16).

Plantar İnterosseal Kaslar

Proksimalde 3. 4. ve 5. metatarsal kemiklerin proksimalinden ve medialinden başlar. Distalde ise aynı parmaklarda proksimal falanks medial proksimalindeki dorsal ekstansör mekanizmaya yapışır (**Şekil 32**). Bu kaslar lateraldeki üç parmağın proksimal falankslarının medial kısmına yapıştığı için MTP eklemleri 2. parmağa doğru adduksiyona getirir. Ayrıca ekstansör mekanizmaya katılması sonucu MTP eklemin fleksiyonu ile PIP ve DIP eklemlerin ekstansiyonuna katkıda bulunur (16, 147).

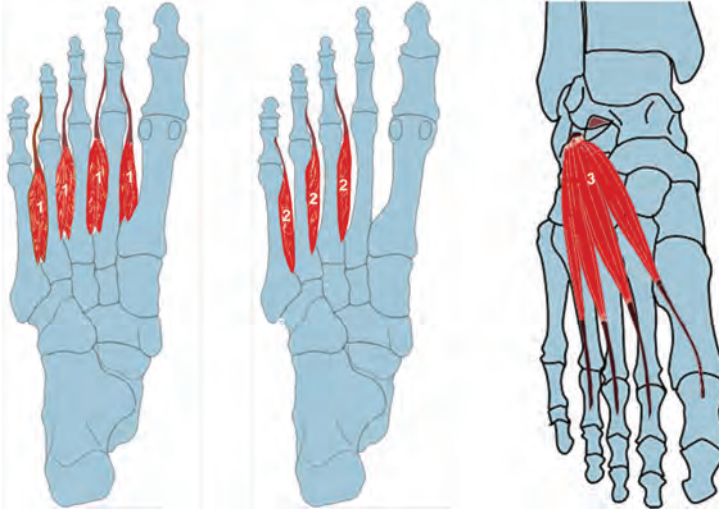
Dorsal İnterosseal Kaslar

Bu dört kas medialdeki metatarsal kemiğin lateral yüzünden ve lateraldeki metatarsal kemiğin medial yüzünden olmak üzere iki baş halinde başlar. Distalde proksimal falanksların proksimaline ve dorsal digital ekspansiyona yapışır (**Şekil 32**). Birinci kas 2. metatarsal kemiğin lateraline, 3. ve 4. kaslar ise 3. ve 4. metatarsal kemiklerin lateraline yapışır (16, 147). Lateral plantar sinirin derin dalı (S2-3) tarafından innerve edilir (16).

Dorsal interosseal kaslar 2. MTP eklemin medial ve lateral abduksiyonu ile 3. ve 4. MTP eklemlere abduksiyon yaptırır. Bu kaslar MTP eklemlerde fleksiyona ve IP eklemlerde ekstansiyon hareketi meydana getirirler.

Ekstansör Digitorum Brevis

Proksimalde kalkaneusun anterior superolateral yüzünden, interosseöz talokalkaneal ligamentten ve inferior ekstansör retinakulumdan başlar. Distalde başparmağın proksimal fa-



Şekil 32. İntrensik kaslar: 1) Dorsal interosseal kaslar, 2) Plantar interosseal kaslar, 3) Ekstansör digitorum brevis.

lanksının proksimaline EDL tendonunun laterale yapışır (Şekil 32). Derin peroneal sinir (L5, S1) tarafından innerve edilir (16).

EDB tendonları medialdeki dört parmağa yapışır. Başparmağa giden bölüm ekstansör hallucis brevis olarak da adlandırılır ve sadece 1. MTP eklemi kat ederek bu eklemde ekstansiyon yaptırır (232). Diğer üç tendon ise EDL tendonuna karışarak bu kasın fonksiyonuna yardım eder.

Kapalı Kinematik Sistemde Bir Ünite Olarak Ayak Hareketi

Bütün olarak ayak bileği ve ayak hareketlerine bakıldığında, ayaktaki eklemlerin çoğunun birbirine benzediği ve üç düzlemlile harekete sahip olduğu görülür. Eklemler aynı yönde hareket ettiklerinde ayakta ortaya çıkan total hareket miktarı artmaktadır. Diğer taraftan bir eklemdede meydana gelen hareket kısıtlılığı komşu eklemdede ilave hareket artışına yol açmaktadır. Arka ayaktaki pronasyon ön ayağın pasif mobilitesini artırırken, supinasyonu ön ayağın hareketlerini kısıtlamaktadır (107). Pronasyon hareketi yürümenin taban teması fazında ayağın zeminle uyumunu sağlarken, itme fazında ortaya çıkan supinasyon vücut ağırlığını taşımak için ayağı rijit hale getirerek stabilizasyonunu sağlar (64, 158, 233).

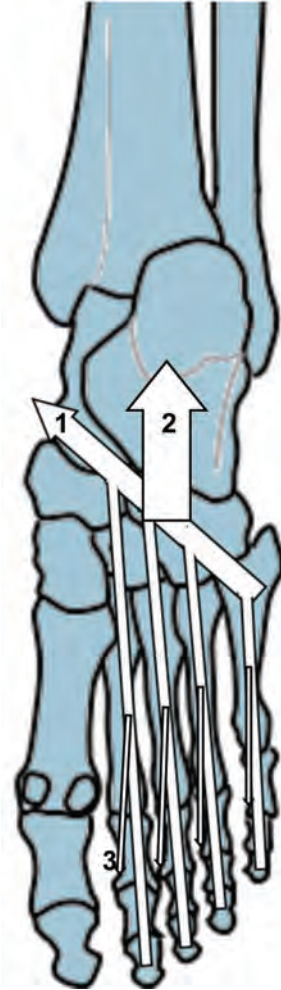
Yapılan çalışmalarda ayak alt ekstremitenin distalinde açık sistem olarak düşünülse de fonksiyonel olduğu bütün durumlarda kapalı zincir sistemi içinde hareket eder. Kapalı kinematik sistemde subtalar eklem ayak hareketlerini bacağına veya bacadan ayağa aktarır (18). Ayak, zemin üzerinde sabit durduğunda tibianın dış rotasyonu subtalar eklem vasıtası ile ayağa supinasyon olarak aktarılır. Aynı şekilde tibia iç rotasyonu subtalar eklem üzerinden ayağa pronasyon olarak aktarılır ve talus başı mediale döner. Kalkaneus valgus pozisyonuna gelirken navikula ve küboid kemiği abduksiyonla birlikte eversiyona getirir (32, 69, 234).

Yürüme sırasında taban teması fazında ayak pronasyona gelirken tibia iç rotasyona döner, itme fazında ise tibiannın dış rotasyonu ayağı supinasyona getirir. Tibia ve ayakta meydana gelen bu hareketlerin miktarı ve zamanlaması tibiada meydana gelen hareketlerle paralel değildir (235). Bu durum meydana gelen hareketlerin bir kısmının ayakta absorbe edildiğini gösterir. Koşmada ise ayak ve tibia arasındaki hareketlerin korelasyonu daha yüksektir (235, 236). Bunun nedeni hareketi absorbe etmek için yeterli zaman olmamasıdır. Diğer taraftan iç rotasyonunun diz fleksiyonu ile birlikte olduğu düşünülürse ayak pronasyonunun diz fleksiyonunu fasilite ettiği söylenebilir (77, 237). Serebral palsili çocuklarda ilerlemiş ayak pronasyonunun diz fleksiyonu ile birlikte görülme nedeni bu durum olabilir. Ayak pronasyonu alt ekstremitenin daha fleksibl ve daha fazla şok absorbe etmesini sağlarken, supinasyondaki ayak ise alt ekstremitenin daha rijit olmasına yol açar (77, 234, 237). Tibia dış rotasyona giderken diz ekstansiyonu fasilite edilir. Aşırı pronasyon veya supinasyon dizde ve kalçada, hatta omurgada bazı problemlere yol açabilir (91, 238-240).

Yapılan çalışmalar intrinsik kasların grup olarak aktivite gösterdikleri belirtilmiştir (16, 146, 147). Özellikle yürümenin duruş fazında vücut ağırlığının topuktan parmaklara aktarıldığı roll-over sırasında ayağın stabilizasyonunu sağlarlar (147, 241). Aşırı pronasyondaki ayakta artan plantar intrinsik kas aktivitesi yeterince stabil olmayan ayağa ilave destek olduğunu göstermektedir. Normal dik duruş pozisyonunda intrinsik kasların aktif olmadığı, ayak stabilizasyonunun ligament, eklem kapsülü ve fasya tarafından desteklendiği belirtilmiştir (242, 243). Plantar intrinsik kasların zayıflığında kas kuvveti dengesi ekstrinsik kaslar lehine bozulur ve FDL tendon gerginliğini düzenleyen mekanizma ortadan kalkar (Şekil 33). Bu durum MLA yüksekliğinde artışa ve pençe parmak deformitesine yol açar (217, 229).

Klinik ortamda ayak ve ayak bileği kas kuvveti değerlendirilirken genellikle plantar ve dorsifleksörler göz önüne alınır. Yapılan çalışmalarda plantar fleksiyon torkunun 117 Nm, dorsifleksiyon torkunun ise 32 Nm olduğu bulunmuştur (244). Bu farklılık iki kas grubunun kesit alanlarında da ortaya çıkmakta, plantar fleksörlerin toplam kesit alanının dorsifleksörlere göre 3-4 kat daha geniş olduğu belirtilmektedir. Bu durum aynı zamanda kuvvet ve kesit alanının çok yakından ilişkili olduğunu göstermektedir (244, 245). Diz ekleminin ekstansiyon pozisyonunda plantar fleksör torku %10-20 oranında artmaktadır (246).

Plantar ve dorsifleksör momentleri erkeklerde kadınlardan daha fazladır, ancak her iki cinstede yaşla birlikte azalır. Diğer taraftan eklem pozisyonu da kas boyunu ve kuvvet kolunu etkilediği için üretilen momenti de etkilemektedir. Maksimum izometrik plantar fleksiyon momenti



Şekil 33. Fleksör digitorum longus (1), quadratus plantae (2) ve lumbrikal kasların (3) dinamik ilişkisi.

ayak bileğinin maksimum dorsifleksiyon pozisyonunda ortaya çıkarken (181, 247, 248) en fazla dorsifleksiyon momenti de ayak bileği yaklaşık 10 derece plantar fleksiyon pozisyonunda meydana gelir (176, 249). Dorsifleksiyon moment kolunun en uzun olduğu pozisyon ayak bileğinin nötral veya çok az dorsifleksiyon pozisyonudur. En kısa olduğu pozisyon ise ayak bileğinin plantar fleksiyon pozisyonudur (171, 172, 174, 184). Kas uzunluğuna bakıldığında dorsifleksörlerin en kısa olduğu pozisyon dorsifleksiyon pozisyonu iken yeterli kontraksiyon meydana getiremez. Bu nedenle maksimum tork üretilmesi hem eklem pozisyonuna hem de kasın uzunluğuna bağlıdır. Kas boyunun ve eklem pozisyonunun maksimum tork üretilmesi için optimal durumda olması gerekir (246).

İnversiyon ve eversiyon hareketi ortaya çıkaran kasların kuvvetine ilişkin bazı çalışmalar yapılmış ve inversiyon torku 75 Nm, eversiyon torku ise 74 Nm olarak bulunmuştur. Bu veriler ayak bileği eklemi nötral pozisyonda iken alınmıştır (250). Eklem hareketinin açısal hızı da üretilen torku etkilemektedir (246, 251). $60^\circ/\text{sn}$ hızda inversiyon 27 Nm, eversiyon ise 24 Nm olarak ölçülürken, $120^\circ/\text{sn}$ hızda inversiyon ve eversiyon torkları 16 Nm bulunmuştur (252, 253).

Tibialis posteriorun primer invertör olduğu düşünüldüğünde antagonistler PL ve PB'dir. Tibialis posteriorun fizyolojik kesit alanı antagonistlerden daha az olmasına karşın TP kasının moment kolunun daha uzun olması nedeniyle her iki kas grubunun ürettiği torkların dengeli olduğu belirtilmiştir (254). Aktivite sırasında ilave inversiyon veya eversiyon hareketi için gereken torku diğer kaslar üretir.

Vücut ağırlığını kaldırarak metatars başları üzerine durmak için plantar fleksörler gereken kuvveti sağlarken kalkaneus plantar fleksörler için uzun bir kuvvet kolu meydana getirerek mekanik avantaj sağlar. Yer reaksiyon kuvveti (YRK) ayak bileğini dorsi fleksiyona zorlar. YRK nötralize etmek için plantar fleksörlerin 74 Nm tork üretmesi gerekir. Her bir ayak üzerine vücut ağırlığının yarısı kadar yük düştüğüne göre metatarslar üzerinde durulduğunda her ayak yaklaşık vücut ağırlığının 1,2 katı kadar kuvvet üretir. Daha kısa moment kolu olan plantar fleksörlerin daha fazla kuvvet üretmesi gerekse de metatarslar üzerinde durulduğunda YRK moment kolu da kısalmakta ve bunu nötralize etmek için daha az internal kuvvete ihtiyaç duyulmaktadır (255). Buna karşın eklem üzerindeki reaksiyon kuvveti vücut ağırlığının 2 katına çıkmaktadır. Eklem reaksiyon kuvvetinin büyüklüğü internal ve eksternal kuvvetlerin moment kolları arasındaki farka bağlıdır. Bu fark eksternal kuvvet lehine büyüdüğünde eklem reaksiyon kuvveti de artmaktadır.

Ayakta yapılan herhangi bir aktivite ayakta dik duruşta olduğundan daha çok YRK ortaya çıkarır. Ayakta dik duruş pozisyonunda her iki ayak bileği üzerine düşen toplam yük vücut ağırlığına eşit iken bu yürüme sırasında vücut ağırlığının 3-5 katına kadar çıkabilmektedir (22, 256, 257). Burada yürünen zemin ve giyilen ayakkabının özelliği dikkate alınmalıdır. Yumuşak zemin veya tabanı şok absorbe edici malzemeden yapılmış yürüyüş ayakkabıları ile bu yük kısmen azaltılarak osteoartrit gibi ayak bileği problem olanların daha rahat yürümesi sağlanabilir. Koşma sırasında eklem reaksiyon kuvvetinin ayak bileğinde vücut ağırlığının 10 katına kadar çıktığı belirlenmiştir (258). Ayak bileği eklemi normal şartlarda bütün bu reaksiyon kuvvetlerine karşı koyabilecek biyomekanik özelliklere sahiptir. Özellikle talokrural eklem yüzlerinin yük altında en geniş temas alanına sahip olması, birim yüzeye düşen yük miktarının dejenerasyon yaratacak düzeyde olmadığını göstermektedir (1, 259). Yapılan kadavra çalışmalarında subtalar eklem yüzünde yürüme sırasında vücut ağırlığının 4 katı kadar yüklendiği, kalkaneoküboid ve talonaviküler eklem yüzünde ise vücut ağırlığının 1-2 katı kadar yüke maruz kaldığı gösterilmiştir (260-262).

Yürüme sırasında itme fazının sonuna doğru vücut ağırlığı ve YRK'nin karşı karşıya geldiği bölge başparmaktır. Normal yürümede 1. MTP ekleminde meydana gelen yüklenmenin vücut ağırlığına oranı %30-100 arasındadır (263-265). Bu yüklenme kişisel farklılıklara, yaşa ve yürüme hızına göre değişiklik göstermektedir (266).

Kaynaklar

1. Calhoun JH, Li F, Ledbetter BR, Viegas SF. A comprehensive study of pressure distribution in the ankle joint with inversion and eversion. *Foot & ankle international*. 1994;15(3):125-33.
2. Takebe K, Nakagawa A, Minami H, Kanazawa H, Hirohata K. Role of the fibula in weight-bearing. *Clinical orthopaedics and related research*. 1984(184):289-92.
3. McNeil CJ, Raymer GH, Doherty TJ, Marsh GD, Rice CL. Geometry of a weight-bearing and non-weight-bearing bone in the legs of young, old, and very old men. *Calcified tissue international*. 2009;85(1):22-30.
4. Boraiah S, Gardner MJ, Helfet DL, Lorich DG. High association of posterior malleolus fractures with spiral distal tibial fractures. *Clinical orthopaedics and related research*. 2008;466(7):1692-8.
5. Miller JM, Svoboda SJ, Gerber JP. Diagnosis of an isolated posterior malleolar fracture in a young female military cadet: a resident case report. *International journal of sports physical therapy*. 2012;7(2):167-72.
6. Abdelgawad AA, Kadous A, Kanlic E. Posterolateral approach for treatment of posterior malleolus fracture of the ankle. *The Journal of foot and ankle surgery* 2011;50(5):607-11.
7. Kling TF, Jr., Hensinger RN. Angular and torsional deformities of the lower limbs in children. *Clinical orthopaedics and related research*. 1983(176):136-47.
8. Schneider B, Laubenberger J, Jemlich S, Groene K, Weber HM, Langer M. Measurement of femoral antetorsion and tibial torsion by magnetic resonance imaging. *The British journal of radiology*. 1997;70(834):575-9.
9. Staheli LT. Rotational problems of the lower extremities. *The Orthopedic clinics of North America*. 1987;18(4):503-12.
10. Eckhoff DG, Johnson KK. Three-dimensional computed tomography reconstruction of tibial torsion. *Clinical orthopaedics and related research*. 1994(302):42-6.
11. Sayli U, Bolukbasi S, Atik OS, Gundogdu S. Determination of tibial torsion by computed tomography. *The Journal of foot and ankle surgery* 1994;33(2):144-7.
12. Seber S, Hazer B, Kose N, Gokturk E, Gunal I, Turgut A. Rotational profile of the lower extremity and foot progression angle: computerized tomographic examination of 50 male adults. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2000;120(5-6):255-8.
13. Yoshioka Y, Siu DW, Scudamore RA, Cooke TD. Tibial anatomy and functional axes. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 1989;7(1):132-7.
14. Milner CE, Soames RW. A comparison of four in vivo methods of measuring tibial torsion. *Journal of anatomy*. 1998;193 (Pt 1):139-44.
15. Bozkurt M, Yavuzer G, Tonuk E, Kentel B. Dynamic function of the fibula. Gait analysis evaluation of three different parts of the shank after fibulectomy: proximal, middle and distal. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2005;125(10):713-20.
16. Standring S. *Grays Anatomy: Anatomical Basis of Clinical Practice*. 41th. ed. London: Elsevier; 2016. 1400-48 p.
17. Scranton PE, Jr., McMaster JG, Kelly E. Dynamic fibular function: a new concept. *Clinical orthopaedics and related research*. 1976(118):76-81.
18. Rockar PA, Jr. The subtalar joint: anatomy and joint motion. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1995;21(6):361-72.
19. Houglum P, Bertoti D. *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. Philadelphia: F. A. Davis Company; 2012. 745 p.

20. Lepojarvi S, Niinimäki J, Pakarinen H, Koskela L, Leskela HV. Rotational Dynamics of the Talus in a Normal Tibiotalar Joint as Shown by Weight-Bearing Computed Tomography. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2016;98(7):568-75.
21. Isman R, Inman V. Anthropometric studies of the human foot. *Bulletin of Prosthetics Research*. 1969;Spring:97-129.
22. Brockett CL, Chapman GJ. Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and trauma*. 2016;30(3):232-8.
23. Kido M, Ikoma K, Imai K, Tokunaga D, Inoue N, Kubo T. Load response of the medial longitudinal arch in patients with flatfoot deformity: in vivo 3D study. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2013;28(5):568-73.
24. Lee WC, Lee CK, Leung AK, Hutchins SW. Is it important to position foot in subtalar joint neutral position during non-weight-bearing molding for foot orthoses? *Journal of rehabilitation research and development*. 2012;49(3):459-66.
25. Grimm MJ, Williams JL. Measurements of permeability in human calcaneal trabecular bone. *Journal of biomechanics*. 1997;30(7):743-5.
26. Campanelli V, Fantini M, Faccioli N, Cangemi A, Pozzo A, Sbarbati A. Three-dimensional morphology of heel fat pad: an in vivo computed tomography study. *Journal of anatomy*. 2011;219(5):622-31.
27. Wolf P, Stacoff A, Liu A, Nester C, Arndt A, Lundberg A, et al. Functional units of the human foot. *Gait & posture*. 2008;28(3):434-41.
28. Nurzynska D, Di Meglio F, Castaldo C, Latino F, Romano V, Miraglia R, et al. Flatfoot in children: anatomy of decision making. *Italian journal of anatomy and embryology = Archivio italiano di anatomia ed embriologia*. 2012;117(2):98-106.
29. Barroco R, Nery C, Favero G, Mombach R, Nascimento O, Jorge S, et al. Evaluation of metatarsal relationships in the biomechanics of 332 normal feet using the method of measuring relative lengths. *Revista brasileira de ortopedia*. 2011;46(4):431-8.
30. Kaipel M, Krampf D, Wyss C. Metatarsal length does not correlate with maximal peak pressure and maximal force. *Clinical orthopaedics and related research*. 2011;469(4):1161-6.
31. Menz HB, Fotoohabadi MR, Munteanu SE, Zammit GV, Gilheany MF. Plantar pressures and relative lesser metatarsal lengths in older people with and without forefoot pain. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 2013;31(3):427-33.
32. Perry J. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clinical orthopaedics and related research*. 1983(177):9-15.
33. Arndt A, Wolf P, Liu A, Nester C, Stacoff A, Jones R, et al. Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running. *Journal of biomechanics*. 2007;40(12):2672-8.
34. Radakovich M, Malone TR. The superior tibiofibular joint: the forgotten joint. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1982;3(3):129-32.
35. Agarwal DK, Saseendar S, Patro DK, Menon J. Outcomes and complications of fibular head resection. *Strategies in trauma and limb reconstruction (Strategies Trauma Limb Reconstr)*. 2012;7(1):27-32.
36. Hermans JJ, Beumer A, de Jong TA, Kleinrensink GJ. Anatomy of the distal tibiofibular syndesmosis in adults: a pictorial essay with a multimodality approach. *Journal of anatomy*. 2010;217(6):633-45.
37. Fujii M, Suzuki D, Uchiyama E, Muraki T, Teramoto A, Aoki M, et al. Does distal tibiofibular joint mobilization decrease limitation of ankle dorsiflexion? *Manual therapy*. 2010;15(1):117-21.
38. Liu Q, Zhang K, Zhuang Y, Li Z, Yu B, Pei G. Analysis of the stress and displacement distribution of inferior tibiofibular syndesmosis injuries repaired with screw fixation: a finite element study. *PLoS one*. 2013;8(12):e80236.
39. Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, Giannini S. A geometric model of the human ankle joint. *Journal of biomechanics*. 1999;32(6):585-91.
40. Earll M, Wayne J, Brodrick C, Vokshoor A, Adelaar R. Contribution of the deltoid ligament to ankle joint contact characteristics: a cadaver study. *Foot & ankle international*. 1996;17(6):317-24.
41. Shepherd DE, Seedhom BB. The 'instantaneous' compressive modulus of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Rheumatology (Oxford, England)*. 1999;38(2):124-32.

42. Shepherd DE, Seedhom BB. Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Annals of the rheumatic diseases*. 1999;58(1):27-34.
43. Harty M. Ankle arthroscopy: anatomical features. *Orthopedics*. 1985;8(12):1538-40.
44. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*. 2012;37(4):11.
45. Milner CE, Soames RW. Anatomy of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot & ankle international*. 1998;19(11):757-60.
46. Milner CE, Soames RW. The medial collateral ligaments of the human ankle joint: anatomical variations. *Foot & ankle international*. 1998;19(5):289-92.
47. Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, Giannini S. Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system. *Journal of biomechanics*. 1999;32(2):111-8.
48. Luo ZP, Kitaoka HB, Hsu HC, Kura H, An KN. Physiological elongation of ligamentous complex surrounding the hindfoot joints: in vitro biomechanical study. *Foot & ankle international*. 1997;18(5):277-83.
49. Cawley PW, France EP. Biomechanics of the lateral ligaments of the ankle: an evaluation of the effects of axial load and single plane motions on ligament strain patterns. *Foot & ankle*. 1991;12(2):92-9.
50. Renstrom P, Wertz M, Incavo S, Pope M, Ostgaard HC, Arms S, et al. Strain in the lateral ligaments of the ankle. *Foot & ankle*. 1988;9(2):59-63.
51. Harper MC. Deltoid ligament: an anatomical evaluation of function. *Foot & ankle*. 1987;8(1):19-22.
52. Stormont DM, Morrey BF, An KN, Cass JR. Stability of the loaded ankle. Relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. *The American journal of sports medicine*. 1985;13(5):295-300.
53. Deland JT, Morris GD, Sung IH. Biomechanics of the ankle joint. A perspective on total ankle replacement. *Foot and ankle clinics*. 2000;5(4):747-59.
54. Bahr R, Pena F, Shine J, Lew WD, Lindquist C, Tyrdal S, et al. Mechanics of the anterior drawer and talar tilt tests. A cadaveric study of lateral ligament injuries of the ankle. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1997;68(5):435-41.
55. Boardman DL, Liu SH. Contribution of the anterolateral joint capsule to the mechanical stability of the ankle. *Clinical orthopaedics and related research*. 1997(341):224-32.
56. Fujii T, Luo ZP, Kitaoka HB, An KN. The manual stress test may not be sufficient to differentiate ankle ligament injuries. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2000;15(8):619-23.
57. Corazza F, Leardini A, O'Connor JJ, Parenti Castelli V. Mechanics of the anterior drawer test at the ankle: the effects of ligament viscoelasticity. *Journal of biomechanics*. 2005;38(10):2118-23.
58. Kerkhoffs GM, Blankevoort L, van Poll D, Marti RK, van Dijk CN. Anterior lateral ankle ligament damage and anterior talocrural-joint laxity: an overview of the in vitro reports in literature. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2001;16(8):635-43.
59. Harper MC. Posterior instability of the talus: an anatomic evaluation. *Foot & ankle*. 1989;10(1):36-9.
60. Corazza F, O'Connor JJ, Leardini A, Parenti Castelli V. Ligament fibre recruitment and forces for the anterior drawer test at the human ankle joint. *Journal of biomechanics*. 2003;36(3):363-72.
61. Bahr R, Pena F, Shine J, Lew WD, Engebretsen L. Ligament force and joint motion in the intact ankle: a cadaveric study. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*. 1998;6(2):115-21.
62. Nigg BM, Skarvan G, Frank CB, Yeadon MR. Elongation and forces of ankle ligaments in a physiological range of motion. *Foot & ankle*. 1990;11(1):30-40.
63. Stagni R, Leardini A, Ensini A. Ligament fibre recruitment at the human ankle joint complex in passive flexion. *Journal of biomechanics*. 2004;37(12):1823-9.
64. Wright DG, Desai SM, Henderson WH. Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1964;46:361-82.
65. Singh AK, Starkweather KD, Hollister AM, Jatana S, Lupichuk AG. Kinematics of the ankle: a hinge axis model. *Foot & ankle*. 1992;13(8):439-46.

66. Hintermann B, Nigg BM. In vitro kinematics of the axially loaded ankle complex in response to dorsiflexion and plantarflexion. *Foot & ankle international*. 1995;16(8):514-8.
67. Lundberg A, Goldie I, Kalin B, Selvik G. Kinematics of the ankle / foot complex: plantarflexion and dorsiflexion. *Foot & ankle*. 1989;9(4):194-200.
68. Michelson JD, Helgemo SL. Kinematics of the Axially Loaded Ankle. *Foot & ankle international*. 1995;16(9):577-82.
69. Hicks JH. The mechanics of the foot. I. The joints. *Journal of anatomy*. 1953;87(4):345-57.
70. Taylor KF, Bojeskul JA, Howard RS, Mizel MS, McHale KA. Measurement of isolated subtalar range of motion: a cadaver study. *Foot & ankle international*. 2001;22(5):426-32.
71. Siegler S, Udupa JK, Ringleb SI, Imhauser CW, Hirsch BE, Odhner D, et al. Mechanics of the ankle and subtalar joints revealed through a 3D quasi-static stress MRI technique. *Journal of biomechanics*. 2005;38(3):567-78.
72. Wong Y, Kim W, Ying N. Passive motion characteristics of the talocrural and the subtalar joint by dual Euler angles. *Journal of biomechanics*. 2005;38(12):2480-5.
73. Kapandji IA. *Physiology of the Joints Lower Limb*. 5 ed. California: Churchill Livingstone; 1987. 244 p.
74. Moseley AM, Crosbie J, Adams R. Normative data for passive ankle plantarflexion--dorsiflexion flexibility. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2001;16(6):514-21.
75. Boone DC, Azen SP. Normal range of motion of joints in male subjects. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1979;61(5):756-9.
76. Nigg BM, Fisher V, Allinger TL, Ronsky JR, Engelsberg JR. Range of motion of the foot as a function of age. *Foot & ankle*. 1992;13(6):336-43.
77. Sammarco GJ, Burstein AH, Frankel VH. Biomechanics of the ankle: a kinematic study. *The Orthopedic clinics of North America*. 1973;4(1):75-96.
78. Walker JM, Sue D, Miles-Elkousy N, Ford G, Trevelyan H. Active mobility of the extremities in older subjects. *Physical therapy*. 1984;64(6):919-23.
79. Viladot A, Lorenzo JC, Salazar J, Rodriguez A. The subtalar joint: embryology and morphology. *Foot & ankle*. 1984;5(2):54-66.
80. Stephens MM, Sammarco GJ. The stabilizing role of the lateral ligament complex around the ankle and subtalar joints. *Foot & ankle*. 1992;13(3):130-6.
81. Knudson GA, Kitaoka HB, Lu CL, Luo ZP, An KN. Subtalar joint stability. Talocalcaneal interosseous ligament function studied in cadaver specimens. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1997;68(5):442-6.
82. Golano P, Vega J, de Leeuw PA, Malagelada F, Manzanares MC, Gotzens V, et al. Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy* 2010;18(5):557-69.
83. Leardini A, O'Connor J, Giannini S. Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2014;7(8):16.
84. Heilman AE, Braly WG, Bishop JO, Noble PC, Tullos HS. An anatomic study of subtalar instability. *Foot & ankle*. 1990;10(4):224-8.
85. Martin LP, Wayne JS, Monahan TJ, Adelaar RS. Elongation behavior of calcaneofibular and cervical ligaments during inversion loads applied in an open kinetic chain. *Foot & ankle international*. 1998;19(4):232-9.
86. Attarian DE, McCrackin HJ, DeVito DP, McElhaney JH, Garrett WE, Jr. Biomechanical characteristics of human ankle ligaments. *Foot & ankle*. 1985;6(2):54-8.
87. Funk JR, Hall GW, Crandall JR, Pilkey WD. Linear and quasi-linear viscoelastic characterization of ankle ligaments. *Journal of biomechanical engineering*. 2000;122(1):15-22.
88. Leardini A, Stagni R, O'Connor JJ. Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex. *Journal of biomechanics*. 2001;34(6):805-9.
89. Siegler S, Chen J, Schneck CD. The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints--Part I: Kinematics. *Journal of biomechanical engineering*. 1988;110(4):364-73.

90. de Asla RJ, Wan L, Rubash HE, Li G. Six DOF in vivo kinematics of the ankle joint complex: Application of a combined dual-orthogonal fluoroscopic and magnetic resonance imaging technique. *Journal of orthopaedic research* 2006;24(5):1019-27.
91. Nawoczenski DA, Saltzman CL, Cook TM. The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Physical therapy*. 1998;78(4):404-16.
92. Lundberg A, Svensson OK, Bylund C, Goldie I, Selvik G. Kinematics of the ankle/foot complex--Part 2: Pronation and supination. *Foot & ankle*. 1989;9(5):248-53.
93. Lundberg A, Svensson OK, Bylund C, Selvik G. Kinematics of the ankle/foot complex--Part 3: Influence of leg rotation. *Foot & ankle*. 1989;9(6):304-9.
94. Mattingly B, Talwalkar V, Tylkowski C, Stevens DB, Hardy PA, Pienkowski D. Three-dimensional in vivo motion of adult hind foot bones. *Journal of biomechanics*. 2006;39(4):726-33.
95. Chen Wang MD, Geng X, Wang S, Xin Ma MD, Xu Wang MD, Jiazhang Huang MD, et al. In vivo kinematic study of the tarsal joints complex based on fluoroscopic 3D-2D registration technique. *Gait & posture*. 2016;49:54-60.
96. Salathe EP, Jr., Arangio GA, Salathe EP. The foot as a shock absorber. *Journal of biomechanics*. 1990;23(7):655-9.
97. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2006;21(1):89-98.
98. Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1993;18(4):553-8.
99. Powers CM, Maffucci R, Hampton S. Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1995;22(4):155-60.
100. Elveru RA, Rothstein JM, Lamb RL, Riddle DL. Methods for Taking Subtalar Joint Measurements. A Clinical Report. *Physical Therapy* 1988;68(5):678-82.
101. Garbalosa JC, McClure MH, Catlin PA, Wooden M. The frontal plane relationship of the forefoot to the rearfoot in an asymptomatic population. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1994;20(4):200-6.
102. Chen YX, Yu GR, Mei J, Zhou JQ, Wang W. Assessment of subtalar joint neutral position: a cadaveric study. *Chinese medical journal*. 2008;121(8):735-9.
103. Davis WH, Sobel M, DiCarlo EF, Torzilli PA, Deng X, Geppert MJ, et al. Gross, histological, and microvascular anatomy and biomechanical testing of the spring ligament complex. *Foot & ankle international*. 1996;17(2):95-102.
104. Kitaoka HB, Luo ZP, An KN. Three-dimensional analysis of normal ankle and foot mobility. *The American journal of sports medicine*. 1997;25(2):238-42.
105. Ouzounian TJ, Shreff MJ. In vitro determination of midfoot motion. *Foot & ankle*. 1989;10(3):140-6.
106. Ward KA, Soames RW. Morphology of the plantar calcaneocuboid ligaments. *Foot & ankle international*. 1997;18(10):649-53.
107. Blackwood CB, Yuen TJ, Sangeorzan BJ, Ledoux WR. The midtarsal joint locking mechanism. *Foot & ankle international*. 2005;26(12):1074-80.
108. Manter JT. Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *The Anatomical Record*. 1941;80(4):397-410.
109. Tweed JL, Campbell JA, Thompson RJ, Curran MJ. The function of the midtarsal joint: a review of the literature. *Foot (Edinburgh, Scotland)*. 2008;18(2):106-12.
110. Lundberg A. Kinematics of the ankle and foot. In vivo roentgen stereophotogrammetry. *Acta orthopaedica Scandinavica Supplementum*. 1989;233:1-24.
111. Peicha G, Labovitz J, Seibert FJ, Grechenig W, Weiglein A, Preidler KW, et al. The anatomy of the joint as a risk factor for Lisfranc dislocation and fracture-dislocation. An anatomical and radiological case control study. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 2002;84(7):981-5.

112. Mizel MS. The role of the plantar first metatarsal first cuneiform ligament in weightbearing on the first metatarsal. *Foot & ankle*. 1993;14(2):82-4.
113. Fritz GR, Prieskorn D. First metatarsocuneiform motion: a radiographic and statistical analysis. *Foot & ankle international*. 1995;16(3):117-23.
114. Prieskorn DW, Mann RA, Fritz G. Radiographic assessment of the second metatarsal: measure of first ray hypermobility. *Foot & ankle international*. 1996;17(6):331-3.
115. Wanivenhaus A, Pretterklieber M. First tarsometatarsal joint: anatomical biomechanical study. *Foot & ankle*. 1989;9(4):153-7.
116. Glasoe WM, Allen MK, Yack HJ. Measurement of dorsal mobility in the first ray: elimination of fat pad compression as a variable. *Foot & ankle international*. 1998;19(8):542-6.
117. Glasoe WM, Allen MK, Ludewig PM. Comparison of first ray dorsal mobility among different forefoot alignments. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2000;30(10):612-20; discussion 21-3.
118. Glasoe WM, Allen MK, Saltzman CL. First ray dorsal mobility in relation to hallux valgus deformity and first intermetatarsal angle. *Foot & ankle international*. 2001;22(2):98-101.
119. Johnson CH, Christensen JC. Biomechanics of the first ray. Part I. The effects of peroneus longus function: a three-dimensional kinematic study on a cadaver model. *The Journal of foot and ankle surgery: official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*. 1999;38(5):313-21.
120. Arangio GA, Chen C, Salathe EP. Effect of varying arch height with and without the plantar fascia on the mechanical properties of the foot. *Foot & ankle international*. 1998;19(10):705-9.
121. Saltzman CL, Brandser EA, Anderson CM, Berbaum KS, Brown TD. Coronal plane rotation of the first metatarsal. *Foot & ankle international*. 1996;17(3):157-61.
122. Maas NM, van der Grinten M, Bramer WM, Kleinrensink GJ. Metatarsophalangeal joint stability: a systematic review on the plantar plate of the lesser toes. *J Foot Ankle Res*. 2016;9:32.
123. Suero EM, Meyers KN, Bohne WH. Stability of the metatarsophalangeal joint of the lesser toes: a cadaveric study. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 2012;30(12):1995-8.
124. Lucas DE, Philbin T, Hatic S, 2nd. The plantar plate of the first metatarsophalangeal joint: an anatomical study. *Foot & ankle specialist*. 2014;7(2):108-12.
125. Richardson EG. Injuries to the hallucal sesamoids in the athlete. *Foot & ankle*. 1987;7(4):229-44.
126. Sims AL, Kurup HV. Painful sesamoid of the great toe. *World journal of orthopedics*. 2014;5(2):146-50.
127. Jamal B, Pillai A, Fogg Q, Kumar S. The metatarsosesamoid joint: an in vitro 3D quantitative assessment. *Foot and ankle surgery : official journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons*. 2015;21(1):22-5.
128. Prieskorn D, Graves S, Yen M, Ray J, Jr., Schultz R. Integrity of the first metatarsophalangeal joint: a biomechanical analysis. *Foot & ankle international*. 1995;16(6):357-62.
129. Mann RA. The great toe. *The Orthopedic clinics of North America*. 1989;20(4):519-33.
130. Glasoe WM, Pena FA, Phadke V. Cardan angle rotation sequence effects on first-metatarsophalangeal joint kinematics: implications for measuring hallux valgus deformity. *J Foot Ankle Res*. 2014;7:29.
131. Buell T, Green DR, Risser J. Measurement of the first metatarsophalangeal joint range of motion. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1988;78(9):439-48.
132. Halstead J, Redmond AC. Weight-bearing passive dorsiflexion of the hallux in standing is not related to hallux dorsiflexion during walking. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2006;36(8):550-6.
133. Hopson MM, McPoil TG, Cornwall MW. Motion of the first metatarsophalangeal joint. Reliability and validity of four measurement techniques. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1995;85(4):198-204.
134. Nawoczinski DA, Baumhauer JF, Umberger BR. Relationship between clinical measurements and motion of the first metatarsophalangeal joint during gait. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1999;81(3):370-6.

135. Shereff MJ, Bejjani FJ, Kummer FJ. Kinematics of the first metatarsophalangeal joint. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1986;68(3):392-8.
136. Loh JS, Lim BH, Wan CT, Tan SH. Second metatarsophalangeal joint: biomechanics and reconstruction potential. *Clinical orthopaedics and related research*. 2004(421):199-204.
137. Myerson MS, Shereff MJ. The pathological anatomy of claw and hammer toes. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1989;71(1):45-9.
138. Bojsen-Moller F, Lamoreux L. Significance of free-dorsiflexion of the toes in walking. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1979;50(4):471-9.
139. Mann RA, Hagy JL. The function of the toes in walking, jogging and running. *Clinical orthopaedics and related research*. 1979(142):24-9.
140. Waughlock N, Hsu CC, Lam WL, Lin YT, Wei FC. Improving the extensor lag and range of motion following free vascularized joint transfer to the proximal interphalangeal joint: Part 1. An observational and cadaveric study. *Plastic and reconstructive surgery*. 2013;132(2):263-70.
141. Ridola C, Palma A. Functional anatomy and imaging of the foot. *Italian journal of anatomy and embryology = Archivio italiano di anatomia ed embriologia*. 2001;106(2):85-98.
142. Stearne SM, McDonald KA, Alderson JA, North I, Oxnard CE, Rubenson J. The Foot's Arch and the Energetics of Human Locomotion. *Scientific reports*. 2016;6:19403.
143. Forriol F, Pascual J. Footprint analysis between three and seventeen years of age. *Foot & ankle*. 1990;11(2):101-4.
144. Hennig EM, Rosenbaum D. Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot & ankle*. 1991;11(5):306-11.
145. Huang CK, Kitaoka HB, An KN, Chao EY. Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot & ankle*. 1993;14(6):353-7.
146. Mann R, Inman VT. Phasic activity of intrinsic muscles of the foot. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1964;46:469-81.
147. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British journal of sports medicine*. 2015;49(5):290.
148. Kitaoka HB, Ahn T-K, Luo ZP, An K-N. Stability of the Arch of the Foot. *Foot & ankle international*. 1997;18(10):644-8.
149. Kitaoka HB, Luo ZP, An KN. Three-dimensional analysis of flatfoot deformity: cadaver study. *Foot & ankle international*. 1998;19(7):447-51.
150. Kitaoka HB, Luo ZP, An KN. Mechanical behavior of the foot and ankle after plantar fascia release in the unstable foot. *Foot & ankle international*. 1997;18(1):8-15.
151. Thordarson DB, Kumar PJ, Hedman TP, Ebramzadeh E. Effect of partial versus complete plantar fasciotomy on the windlass mechanism. *Foot & ankle international*. 1997;18(1):16-20.
152. Bolgla LA, Malone TR. Plantar fasciitis and the windlass mechanism: a biomechanical link to clinical practice. *J Athl Train*. 2004;39(1):77-82.
153. Kitaoka HB, Luo ZP, Growney ES, Berglund LJ, An KN. Material properties of the plantar aponeurosis. *Foot & ankle international*. 1994;15(10):557-60.
154. Sarrafian SK. Functional characteristics of the foot and plantar aponeurosis under tibiotalar loading. *Foot & ankle*. 1987;8(1):4-18.
155. Cheung JT, An KN, Zhang M. Consequences of partial and total plantar fascia release: a finite element study. *Foot & ankle international*. 2006;27(2):125-32.
156. Crary JL, Hollis JM, Manoli A, 2nd. The effect of plantar fascia release on strain in the spring and long plantar ligaments. *Foot & ankle international*. 2003;24(3):245-50.
157. Murphy GA, Pneumaticos SG, Kamaric E, Noble PC, Trevino SG, Baxter DE. Biomechanical consequences of sequential plantar fascia release. *Foot & ankle international*. 1998;19(3):149-52.
158. Sharkey NA, Ferris L, Donahue SW. Biomechanical consequences of plantar fascial release or rupture during gait: part I--disruptions in longitudinal arch conformation. *Foot & ankle international*. 1998;19(12):812-20.

159. Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Physical therapy*. 2000;80(9):864-71.
160. Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: a useful measure from footprints. *Journal of biomechanics*. 1987;20(5):547-51.
161. Williams DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2001;16(4):341-7.
162. Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan T. Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners With High and Low Arches With High and Low Arches. *J Appl Biomech*. 2001;17:11.
163. Cheung JT, Zhang M, An KN. Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2006;21(2):194-203.
164. Erdemir A, Hamel AJ, Fauth AR, Piazza SJ, Sharkey NA. Dynamic loading of the plantar aponeurosis in walking. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2004;86-a(3):546-52.
165. Hicks JH. The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *Journal of anatomy*. 1954;88(1):25-30.
166. Lowery RB, Calhoun JH. Fractures of the calcaneus. Part I: Anatomy, injury mechanism, and classification. *Foot & ankle international*. 1996;17(4):230-5.
167. Brand RA, Pedersen DR, Friederich JA. The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. *Journal of biomechanics*. 1986;19(8):589-96.
168. Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, Edgerton VR. Muscle architecture of the human lower limb. *Clinical orthopaedics and related research*. 1983(179):275-83.
169. Bonnefoy A, Doriot N, Senk M, Dohin B, Pradon D, Cheze L. A non-invasive protocol to determine the personalized moment arms of knee and ankle muscles. *Journal of biomechanics*. 2007;40(8):1776-85.
170. Ito M, Akima H, Fukunaga T. In vivo moment arm determination using B-mode ultrasonography. *Journal of biomechanics*. 2000;33(2):215-8.
171. Klein P, Mattys S, Rooze M. Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: an in vitro study. *Journal of biomechanics*. 1996;29(1):21-30.
172. Maganaris CN. In vivo measurement-based estimations of the moment arm in the human tibialis anterior muscle-tendon unit. *Journal of biomechanics*. 2000;33(3):375-9.
173. Menegaldo LL, de Toledo Fleury A, Weber HI. Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model. *Journal of biomechanics*. 2004;37(9):1447-53.
174. Spoor CW, van Leeuwen JL, Meskers CG, Titulaer AF, Huson A. Estimation of instantaneous moment arms of lower-leg muscles. *Journal of biomechanics*. 1990;23(12):1247-59.
175. Lee JH, Cynn HS, Yoon TL, Choi SA, Kang TW. Differences in the angle of the medial longitudinal arch and muscle activity of the abductor hallucis and tibialis anterior during sitting short-foot exercises between subjects with pes planus and subjects with neutral foot. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2016.
176. Marsh E, Sale D, McComas AJ, Quinlan J. Influence of joint position on ankle dorsiflexion in humans. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*. 1981;51(1):160-7.
177. Ambagtsheer JB. The function of the muscles of the lower leg in relation to movements of the tarsus. *Acta orthopaedica Scandinavica Supplementum*. 1978;172:1-196.
178. Ercikti N, Apaydin N, Kocabiyyik N, Yazar F. Insertional Characteristics of the Peroneus Tertius Tendon: Revisiting the Anatomy of an Underestimated Muscle. *The Journal of foot and ankle surgery: official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*. 2016;55(4):709-13.
179. Murray MP, Guten GN, Baldwin JM, Gardner GM. A comparison of plantar flexion torque with and without the triseps surae. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1976;47(1):122-4.
180. Gregor RJ, Komi PV, Browning RC, Jarvinen M. A comparison of the triseps surae and residual muscle moments at the ankle during cycling. *Journal of biomechanics*. 1991;24(5):287-97.
181. Sale D, Quinlan J, Marsh E, McComas AJ, Belanger AY. Influence of joint position on ankle plantarflexion in humans. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*. 1982;52(6):1636-42.

182. Maquirriain J. Achilles tendon rupture: avoiding tendon lengthening during surgical repair and rehabilitation. *The Yale journal of biology and medicine*. 2011;84(3):289-300.
183. Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. In vivo measurement-based estimations of the human Achilles tendon moment arm. *European journal of applied physiology*. 2000;83(4 -5):363-9.
184. Rugg SG, Gregor RJ, Mandelbaum BR, Chiu L. In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). *Journal of biomechanics*. 1990;23(5):495-501.
185. Miller JA, Gross MM. Locomotor advantages of Neandertal skeletal morphology at the knee and ankle. *Journal of biomechanics*. 1998;31(4):355-61.
186. Zifchock RA, Piazza SJ. Investigation of the validity of modeling the Achilles tendon as having a single insertion site. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2004;19(3):303-7.
187. Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukushima S, Kanehisa H, Maganaris CN. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proceedings Biological sciences / The Royal Society*. 2001;268(1464):229-33.
188. Svantesson U, Carlsson U, Takahashi H, Thomee R, Grimby G. Comparison of muscle and tendon stiffness, jumping ability, muscle strength and fatigue in the plantar flexors. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 1998;8(5 Pt 1):252-6.
189. Lichtwark GA, Wilson AM. Is Achilles tendon compliance optimised for maximum muscle efficiency during locomotion? *Journal of biomechanics*. 2007;40(8):1768-75.
190. Maganaris CN, Paul JP. Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon. *Journal of biomechanics*. 2002;35(12):1639-46.
191. Morrison SM, Dick TJ, Wakeling JM. Structural and mechanical properties of the human Achilles tendon: Sex and strength effects. *Journal of biomechanics*. 2015;48(12):3530-3.
192. Gravlee JR, Hatch RL, Galea AM. Achilles tendon rupture: a challenging diagnosis. *The Journal of the American Board of Family Practice / American Board of Family Practice*. 2000;13(5):371-3.
193. Carr AJ, Norris SH. The blood supply of the calcaneal tendon. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1989;71(1):100-1.
194. Hunt AE, Smith RM, Torode M. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. *Foot & ankle international*. 2001;22(1):31-41.
195. Shiavi R. Electromyographic patterns in adult locomotion: a comprehensive review. *Journal of rehabilitation research and development*. 1985;22(3):85-98.
196. Simon SR, Mann RA, Hagy JL, Larsen LJ. Role of the posterior calf muscles in normal gait. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1978;60(4):465-72.
197. Croce RV, Miller JP, St Pierre P. Effect of ankle position fixation on peak torque and electromyographic activity of the knee flexors and extensors. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 2000;40(6):365-73.
198. Mueller MJ, Minor SD, Schaaf JA, Strube MJ, Sahrman SA. Relationship of plantar-flexor peak torque and dorsiflexion range of motion to kinetic variables during walking. *Physical therapy*. 1995;75(8):684-93.
199. Riener R, Edrich T. Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *Journal of biomechanics*. 1999;32(5):539-44.
200. Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*. 1998;77(1):2-7.
201. Kuster M, Sakurai S, Wood GA. Kinematic and kinetic comparison of downhill and level walking. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 1995;10(2):79-84.
202. Matjacic Z, Olensek A, Bajd T. Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced toe-walking: differences between pure soleus, pure gastrocnemius and combination of soleus and gastrocnemius contractures. *Journal of biomechanics*. 2006;39(2):255-66.
203. Murray MP. Gait as a total pattern of movement. *American journal of physical medicine*. 1967;46(1):290-333.

204. Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *Journal of the neurological sciences*. 1973;18(1):111-29.
205. Monster AW, Chan H, O'Connor D. Activity patterns of human skeletal muscles: relation to muscle fiber type composition. *Science (New York, NY)*. 1978;200(4339):314-7.
206. Moss CL. Comparison of the histochemical and contractile properties of human gastrocnemius muscle. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1991;13(6):322-8.
207. Herman R. Function of the gastrocnemius and soleus muscles. A preliminary study in the normal human subject. *Physical therapy*. 1967;47(2):105-13.
208. Sanderson DJ, Martin PE, Honeyman G, Keefer J. Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2006;16(6):642-9.
209. Furlani J, Vitti M, Costacurta L. Electromyographic behavior of the gastrocnemius muscle. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 1978;18(1):29-34.
210. Higginson JS, Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA, Burgar CG, Delp SL. Effect of equinus foot placement and intrinsic muscle response on knee extension during stance. *Gait & posture*. 2006;23(1):32-6.
211. Vanderhooft E. The frequency of and relationship between the palmaris longus and plantaris tendons. *American journal of orthopedics (Belle Mead, NJ)*. 1996;25(1):38-41.
212. Incavo SJ, Alvarez RG, Trevino SG. Occurrence of the plantaris tendon in patients sustaining subtaneous rupture of the Achilles tendon. *Foot & ankle*. 1987;8(2):110-1.
213. Mann RA. Posterior tibial tendon dysfunction. Treatment by flexor digitorum longus transfer. *Foot and ankle clinics*. 2001;6(1):77-87, vi.
214. Dyal CM, Feder J, Deland JT, Thompson FM. Pes planus in patients with posterior tibial tendon insufficiency: asymptomatic versus symptomatic foot. *Foot & ankle international*. 1997;18(2):85-8.
215. Niki H, Ching RP, Kiser P, Sangeorzan BJ. The effect of posterior tibial tendon dysfunction on hind-foot kinematics. *Foot & ankle international*. 2001;22(4):292-300.
216. Kaye RA, Jahss MH. Tibialis posterior: a review of anatomy and biomechanics in relation to support of the medial longitudinal arch. *Foot & ankle*. 1991;11(4):244-7.
217. Guyton GP, Mann RA. The pathogenesis and surgical management of foot deformity in Charcot-Marie-Tooth disease. *Foot and ankle clinics*. 2000;5(2):317-26.
218. Tome J, Nawoczenski DA, Flemister A, Houck J. Comparison of foot kinematics between subjects with posterior tibialis tendon dysfunction and healthy controls. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2006;36(9):635-44.
219. Holmes GB, Jr., Mann RA. Possible epidemiological factors associated with rupture of the posterior tibial tendon. *Foot & ankle*. 1992;13(2):70-9.
220. Arai K, Ringleb SI, Zhao KD, Berglund LJ, Kitaoka HB, Kaufman KR. The effect of flatfoot deformity and tendon loading on the work of friction measured in the posterior tibial tendon. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2007;22(5):592-8.
221. Root L. Varus and valgus foot in cerebral palsy and its management. *Foot & ankle*. 1984;4(4):174-9.
222. Glasoe WM, Yack HJ, Saltzman CL. Anatomy and biomechanics of the first ray. *Physical therapy*. 1999;79(9):854-9.
223. Howard PD. Differential diagnosis of calf pain and weakness: flexor hallucis longus strain. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2000;30(2):78-84.
224. Roster B, Michelier P, Giza E. Peroneal Tendon Disorders. *Clinics in sports medicine*. 2015;34(4):625-41.
225. Tynan MC, Kleneman L, Helliwell TR, Edwards RH, Hayward M. Investigation of muscle imbalance in the leg in symptomatic forefoot pes cavus: a multidisciplinary study. *Foot & ankle*. 1992;13(9):489-501.
226. Mann RA, Missirian J. Pathophysiology of Charcot-Marie-Tooth Disease. *Clinical orthopaedics and related research*. 1988;234.
227. Bohne WH, Lee KT, Peterson MG. Action of the peroneus longus tendon on the first metatarsal against metatarsus primus varus force. *Foot & ankle international*. 1997;18(8):510-2.

228. Barnes MJ, Herring JA. Combined split anterior tibial-tendon transfer and intramuscular lengthening of the posterior tibial tendon. Results in patients who have a varus deformity of the foot due to spastic cerebral palsy. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1991;73(5):734-8.
229. Alexander IJ, Johnson KA. Assessment and management of pes cavus in Charcot-Marie-tooth disease. *Clinical orthopaedics and related research*. 1989(246):273-81.
230. Schroeder KL, Rosser BW, Kim SY. Fiber type composition of the human quadratus plantae muscle: a comparison of the lateral and medial heads. *J Foot Ankle Res*. 2014;7(1):54.
231. Sooriakumaran P, Sivananthan S. Why does man have a quadratus plantae? A review of its comparative anatomy. *Croatian medical journal*. 2005;46(1):30-5.
232. Sirasanagandla SR, Swamy RS, Nayak SB, Somayaji NS, Rao MK, Bhat KM. Analysis of the morphometry and variations in the extensor digitorum brevis muscle: an anatomic guide for muscle flap and tendon transfer surgical dissection. *Anat Cell Biol*. 2013;46(3):198-202.
233. Morris J. Biomechanics of the foot and ankle. *Clinical orthopaedics and related research*. 1977;122:8.
234. Huson A. Biomechanics of the tarsal mechanism. A key to the function of the normal human foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2000;90(1):12-7.
235. Pohl MB, Messenger N, Buckley JG. Forefoot, rearfoot and shank coupling: effect of variations in speed and mode of gait. *Gait & posture*. 2007;25(2):295-302.
236. Dierks TA, Davis I. Discrete and continuous joint coupling relationships in uninjured recreational runners. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2007;22(5):581-91.
237. Ying N, Kim W, Wong Y, Kam BH. Analysis of passive motion characteristics of the ankle joint complex using dual Euler angle parameters. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2004;19(2):153-60.
238. Hetsroni I, Finestone A, Milgrom C, Sira DB, Nyska M, Radeva-Petrova D, et al. A prospective biomechanical study of the association between foot pronation and the incidence of anterior knee pain among military recruits. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 2006;88(7):905-8.
239. Livingston LA, Mandigo JL. Bilateral rearfoot asymmetry and anterior knee pain syndrome. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2003;33(1):48-55.
240. Powers CM, Chen PY, Reischl SF, Perry J. Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot & ankle international*. 2002;23(7):634-40.
241. Soysa A, Hiller C, Refshauge K, Burns J. Importance and challenges of measuring intrinsic foot muscle strength. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2012;5:14.
242. Angin S, Crofts G, Mickle KJ, Nester CJ. Ultrasound evaluation of foot muscles and plantar fascia in pes planus. *Gait & posture*. 2014;40(1):48-52.
243. Wu L. Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous structure failures. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2007;22(2):221-9.
244. Gadeberg P, Andersen H, Jakobsen J. Volume of ankle dorsiflexors and plantar flexors determined with stereological techniques. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 1999;86(5):1670-5.
245. Jones EJ, Bishop PA, Woods AK, Green JM. Cross-sectional area and muscular strength: a brief review. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2008;38(12):987-94.
246. Arampatzis A, Karamanidis K, Stafilidis S, Morey-Klapsing G, DeMonte G, Bruggemann GP. Effect of different ankle- and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *Journal of biomechanics*. 2006;39(10):1891-902.
247. Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ. Isokinetic plantar flexion: experimental results and model calculations. *Journal of biomechanics*. 1990;23(2):105-19.
248. Out L, Vrijkotte TG, van Soest AJ, Bobbert MF. Influence of the parameters of a human triseps surae muscle model on the isometric torque-angle relationship. *Journal of biomechanical engineering*. 1996;118(1):17-25.
249. Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *Journal of biomechanics*. 1990;23(2):157-69.

250. Paris DL, Sullivan SJ. Isometric strength of rearfoot inversion and eversion in nonsupported, taped, and braced ankles assessed by a hand-held dynamometer. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1992;15(5):229-35.
251. Takahashi KZ, Gross MT, van Werkhoven H, Piazza SJ, Sawicki GS. Adding Stiffness to the Foot Modulates Soleus Force-Velocity Behaviour during Human Walking. *Scientific reports*. 2016;6:29870.
252. Amaral De Noronha M, Borges NG, Jr. Lateral ankle sprain: isokinetic test reliability and comparison between invertors and evertors. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2004;19(8):868-71.
253. Hartsell HD, Spaulding SJ. Eccentric/ concentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. *British journal of sports medicine*. 1999;33(4):255-8.
254. Ebig M, Lephart SM, Burdett RG, Miller MC, Pincivero DM. The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1997;26(2):73-7.
255. Kerrigan DC, Riley PO, Rogan S, Burke DT. Compensatory advantages of toe walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2000;81(1):38-44.
256. Simonsen EB, Dyhre-Poulsen P, Voigt M, Aagaard P, Sjogaard G, Bojsen-Moller F. Bone-on-bone forces during loaded and unloaded walking. *Acta anatomica*. 1995;152(2):133-42.
257. Stauffer RN, Chao EY, Brewster RC. Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clinical orthopaedics and related research*. 1977(127):189-96.
258. Scott SH, Winter DA. Internal forces of chronic running injury sites. *Medicine and science in sports and exercise*. 1990;22(3):357-69.
259. Michelson JD, Checcone M, Kuhn T, Varner K. Intra-articular load distribution in the human ankle joint during motion. *Foot & ankle international*. 2001;22(3):226-33.
260. Giddings VL, Beaupre GS, Whalen RT, Carter DR. Calcaneal loading during walking and running. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000;32(3):627-34.
261. Reeck J, Felten N, McCormack AP, Kiser P, Tencer AF, Sangeorzan BJ. Support of the talus: a biomechanical investigation of the contributions of the talonavicular and talocalcaneal joints, and the superomedial calcaneonavicular ligament. *Foot & ankle international*. 1998;19(10):674-82.
262. Wang CL, Cheng CK, Chen CW, Lu CM, Hang YS, Liu TK. Contact areas and pressure distributions in the subtalar joint. *Journal of biomechanics*. 1995;28(3):269-79.
263. Jacob HA. Forces acting in the forefoot during normal gait--an estimate. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2001;16(9):783-92.
264. McBride ID, Wyss UP, Cooke TD, Murphy L, Phillips J, Olney SJ. First metatarsophalangeal joint reaction forces during high-heel gait. *Foot & ankle*. 1991;11(5):282-8.
265. Stokes IA, Hutton WC, Stott JR. Forces acting on the metatarsals during normal walking. *Journal of anatomy*. 1979;129(Pt 3):579-90.
266. Wyss UP, McBride I, Murphy L, Cooke TD, Olney SJ. Joint reaction forces at the first MTP joint in a normal elderly population. *Journal of biomechanics*. 1990;23(10):977-84.

Bilinmeyen Kelimeler

Akondroplazi: Otozomal dominant geçişli, değişik derecelerde olmakla birlikte, tüm kemiklerde endokondral kemikleşme bozukluğu görülen kalıtsal bir cücelik tipi.

Amfiartrodial: Kıkırdaklı eklemle ilgili.

Apofiz: Bir kemiğin belirgin çıkıntı yapan kısmı; kemik çıkıntısı, uzantısı; kemik başı.

Aponöroz: Çizgili kas ile bağlandığı kısım arasındaki beyaz fibröz, dirençli membran.

Biped: İki ayağı olan, iki ayaklı.

Devinim: Hareket, hareketlenme.

Diarthrodial eklem: İki yönde kayma hareketini sağlayan eklem

Displazi: Doğum öncesi ya da sonrası malformasyonlara ya da deformasyonlara yol açan doku, organ ya da anatomik bir bölümün gelişimindeki bozukluk.

Ektomorfi: Ektodermden ileri gelen dokuların, diğer embriyolojik tabakalardan gelişen dokulara göre daha baskın ya da üstün olduğu yapılar ya da vücut bölümü.

Ektomorfik: Ektomorfi ile ilgili.

Fulkrum: Bazı kemiklerin eklenme noktası?

Hipoplazi: Bir doku ya da organın yetersiz gelişmesi.

İmmatür: Olgunlaşmamış, ham, gelişmesini tamamlamamış.

İnterval: Zaman, ısı, uzaklık, kesinti vb. gibi ölçülebilen parametrelerin iki noktasını ayıran aralık.

Kallus: Kırık iyileşmesi sürecinde ortaya çıkan ilk kemik

Malrotasyon: Anormal dönüş gösterme.

Mezomorf: Orta boylu, tıknaz görünümündeki kişi.

Migrasyon: Bazı hücrelerin ya da organizmadaki bazı organların yer değiştirmesi ya da göçü.

Nörojenik klaudikasyon: Ayakta veya yürürken oluşan, oturmak veya öne eğilmekle geçen intermittant ağrı veya parestezi.

Plagiyosefali: Özellikle koroner sütunun erken kapanmasına bağlı olarak, başın bir tarafının çarpık oluşu ile karakterize oval oblik deformasyonu; kraniyostenoz çeşididir.

Respirasyon: Oksijeni absorbe etme ve karbondioksiti dışarı atmaya yönelik fiziko-şimik organizma fenomenlerine verilen ad.

Retrolistezis: Bir diskopatiye bağlı olarak bir omurun geriye doğru kayması

Retroversiyon: Fleksiyon olmadan bir organın dikey eksenden arkaya doğru eğilmesi.

Simfiz: Anatomide bazı amfiartrozlara ya da iki kemik arasındaki kıkırdaksı kaynaşmalara verilen ad.

Trabekülasyon: Organ yüzeylerinde trabeküller (fibröz yapıda ince bölmecikler) oluşması.

Translasyon: Bir yerden başka bir yere geçme.

Unsinat: Kanca ya da çengel şeklinde.

Zigopofis: Omurga eklemine apofizinin embriyonel taslağı.

