



T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ ANABİLİM DALI

**YARALANMIŞ SİNDESMOZUN DİNAMİK TESPİTİNDE
İDEAL SÜTÜR-BUTON YÖNELİMİ
“SONLU ELEMAN ANALİZİ ÇALIŞMASI”**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Kazım TAŞAR

Antalya, 2018



T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ ANABİLİM DALI

**YARALANMIŞ SİNDESMOZUN DİNAMİK TESPİTİNDE
İDEAL SÜTÜR-BUTON YÖNELİMİ
“SONLU ELEMAN ANALİZİ ÇALIŞMASI”**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Kazım TAŞAR

Tez Danışmanı: Prof.Dr. Hakan ÖZDEMİR

“Kaynak gösterilerek tezimden yararlanılabilir”

Antalya, 2018

TEŞEKKÜR

Tez sürecimin her aşamasında değerli fikir ve görüşleriyle desteğini esirgemeyen, cerrahi yetilerimin ve güvenimin gelişmesi için el veren, kendisinden çok şey öğrendiğim ve öğrenmeye devam edeceğim tez danışmanım Prof. Dr. Hakan ÖZDEMİR'e büyük saygı ve şükranlarımı sunarım.

Uzmanlık eğitimim sürecinde bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, bilgi ve tecrübeleri ile yol gösteren, sabır ve hoşgörülerini ile yanımda olan değerli hocalarım Prof. Dr. Serdar TÜZÜNER, Prof. Dr. Mustafa ÜRGÜDEN, Prof. Dr. Yetkin SÖYÜNCÜ, Prof. Dr. Haluk ÖZCANLI, Doç.Dr. Tayyar Kürşat DABAK, Doç. Dr. Mehmet Serhan ER'e teşekkür eder, saygı ve şükranlarımı sunarım.

Asistanlık dönemimin ilk yarısında çalışma fırsatı bulabildiğim değerli hocalarım Prof. Dr. Fikri Feyyaz AKYILDIZ, Prof. Dr. Alpay Merter ÖZENCİ ve gerektiğinde desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Ahmet Turan AYDIN'a teşekkürü bir borç bilirim.

Yıllarca gece gündüz birlikte çalıştığımız, tüm zorluklarla birlikte mücadele ettiğimiz, yoğun asistanlık hayatını daha yaşanabilir kılan ve eğitimime katkıda bulunan bütün kıdemli ve alt dönem asistan arkadaşlarım ve serviste, poliklinikte, ameliyathanede birlikte çalışma imkanı bulduğum tüm hemşire, personel, teknisyen ve sekreter arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Bugünlere gelmemde emeği olan, maddi manevi desteklerini esirgemeyen, babam Nadir TAŞAR, annem Selma TAŞAR başta olmak üzere; tez sürecimde bana yoldaş olan, beni daima yapabileceğime inandıran, maddi-manevi desteklerini esirgemeyen kayınvalidem Zeynep CENKÇİ ve kayınpederim Mehmet CENKÇİ'ye teşekkürü bir borç bilirim.

Tanıştığımız süreçten itibaren bana destek olan, beni daima cesaretlendiren, yoğun iş temposu içerisinde çoğu zaman kendisini ihmal etmiş olsam da; bu süreçte harika bir eş, mükemmel bir anne ve başarılı bir kariyer sahibi olmayı başarak; beni hiç yalnız bırakmayan, benim biricik hayat arkadaşım, Eşim Mümine CENKÇİ TAŞAR'a ve 1.5 Yıldır varlığı ile neşemize neşe katan, baba deyişi ile bana dünyaları veren bir tanecik boncuk gözlü kızım Alya TAŞAR'a teşekkür ederim.



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Ayak Bileğinin Embriyolojisi.....	5
2.2. Ayak Bileğinin Anatomisi	6
2.2.1. Ayak Bileği Kemikleri	6
2.2.2. Distal Tibiofibular Sindesmoz.....	9
2.2.3. Ayak Bileği Ligamentleri.....	12
2.2.4. Eklem Kapsülü	19
2.2.5. Ayak Bileği Çevresindeki Yapılar	20
2.3. Ayak Bileğinin Biyomekaniği	22
2.3.1. Ayak Bileğinin Stabilesi	26
2.4. Epidemiyoloji	29
2.5. Yaralanma Mekanizmaları	30
2.6. Sınıflandırma	35
2.6.1. Klinik sınıflandırma	36
2.6.2. Yaralanma süresine göre sınıflandırma.....	36
2.6.3. Yaralanmaya dahil olan dokulara göre sınıflandırma	37
2.7. Klinik.....	40
2.7.1. Özel Testler	41
2.8. Görüntüleme	49
2.8.1. Direkt Grafi	50
2.8.2. Stres Grafipleri	52
2.8.3. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	52
2.8.4. MRG	53

2.8.5. Sintigrafi.....	53
2.8.6. USG.....	54
2.8.7. Artroskopi.....	54
2.9. Tedavi.....	56
2.9.1 Konservatif Tedavi.....	57
2.9.2 Cerrahi Tedavi.....	58
3. GEREÇ VE YÖNTEM	70
3.1. Üç Boyutlu Modelin Hazırlanması	70
3.2. Ligamentlerin Modellenmesi.....	71
3.3. Ağ Yapısı ve Malzeme Özellikleri.....	72
3.4. Yaralanma Modeli ve Fiksasyon	74
3.4.1. Fiksasyon Modelleri.....	76
3.5. Anatomik Koordinat Sisteminin Tanımlanması	83
3.6. Yüklenme	83
4. BULGULAR.....	86
4.1. Fibulanın Anatomik Koordinat Sistemine Göre Anteroposterior Plandaki Yer Değiştirmesi.....	86
4.2. Fibulanın anatomik koordinat sistemine göre mediolateral plandaki yer değiştirmesi	88
4.3. Fibulanın rotasyonel yer değiştirmesi	90
4.4. TFCS	90
5. TARTIŞMA.....	92
6. SONUÇLAR.....	99
ÖZET.....	101
ABSTRACT	103
KAYNAKLAR.....	105

SİMGELER VE KISALTMALAR

AİTFL	Anteroinferior Tibiofibular Ligament
PİTFL	Posteroinferior Tibiofibular Ligament
TTFL	Transvers Tibiofibular Ligament
İOL	İnterosseöz Ligament
İOM	İnterosseöz Membran
ATFL	Anterior Talofibular Ligament
PTFL	Posterior Talofibular Ligament
KFL	Kalkaneofibular Ligament
SER	Supinasyon Eksternal Rotasyon
PER	Pronasyon Eksternal Rotasyon
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
BT	Bilgisayarlı Tomografi
USG	Ultrasonografi
TFCS	Tibiofibuler Clear Space
TFO	Tibiofibuler Overlap
A-TFCS	Anterior Tibiofibuler Clear Space
P-TFCS	Posterior Tibiofibuler Clear Space
RICE	Dinlenme, Buz, Kompresyon, Elevasyon
PGA	Poliglikolik asid
PLA	Polilaktik asid
PPLA	Polilevolaktik asid
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
MIMICS	Materialise's Interactive Medical Image Control System
STL	Stereolithography
NURBS	Non-Uniform Rational B-Splines

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1 Otuzikinci gün insan embriyosu. Üst ve alt ekstremité tomurcukları palet şeklinde ve belirgin.	5
Şekil 2.2 Talusun üstten ve alttan görünümü	7
Şekil 2.3 Ayak bileği eklemının önden ve arkadan görünümü.	8
Şekil 2.4 Distal tibiofibular eklem seviyesinde proksimalinden distale aksiyel BT görüntüleri: 1) Tibial ve fibular lateral çıkıntı, 2) Crista interossea tibianın oluşturduğu anterior ve posterior tüberkül, 3) Incisura tibialis, 4) Tibiotalar eklem seviyesinde, fibular incisuranın anterior yönü yine antero-medial sınırında düz olan fibula ile temas alanını oluşturacak şekilde düzleşir.....	10
Şekil 2.5 İnce bir kıkırdak tabakası: (1) tibiofibular temas bölgesi seviyesinde lateral tibia ve medial fibulayı kapsar. Arasında ise AİTFL'nin posterior marjına (3) bitişik olan sindesmotik resessus (2) bulunur (yeşil renkli reçine ile doldurulmuş alan). Resessusun ortasında ve sadece PİTFL'nin (4) ön tarafında, interosseous ligamentin (5) bazı lifleri görülebilir. F, fibula; T, tibia	11
Şekil 2.6 MR Artrogram - Recessus tibiofibularis	12
Şekil 2.7 Sindezmotik ligament kompleksi.....	13
Şekil 2.8 AİTFL ve fasiküllerin yapışma noktaları	14
Şekil 2.9 PİTFL	15
Şekil 2.10 TTFL	16
Şekil 2.11 Medial kollateral ligament kompleksi (deltoid ligament)	18
Şekil 2.12 Lateral kollateral ligament kompleksi.....	18
Şekil 2.13 Ayak bileğinin lateralden görünümü.....	20
Şekil 2.14 Ayak bileğinin medialden görünümü.	21
Şekil 2.15 Ayak bileğinin anteriordan görünümü	22
Şekil 2.16 Ayak bileğinde talokrural açı, mekanik aks ve tibia plafond aksı	23
Şekil 2.17 Inman'ın tariflediği ayak bilek koni modeli.....	24
Şekil 2.18 Ayak bileğinin hareket eksenindeki oblisite.....	24
Şekil 2.19 Plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon sırasında talusun hareketi.....	25

Şekil 2.20 Ayak bileği stabilitesinde kemik ve bağlardan oluşan izafi halka şematik görünüm. Halka stabil (a); tek noktadan bozulmasına rağmen stabil (b); birden çok noktadan noktadan bozulmuş, instabil (c)	27
Şekil 2.21 Ayağın aşırı dış rotasyonu (solda) ve ayağın hiperdorsifleksiyonu (sağda) ile yaralanma mekanizması.....	31
Şekil 2.22 Amerikan futbolunda sindesmoz yaralanma mekanizması	32
Şekil 2.23 Kayakçılarda sindesmoz yaralanma mekanizması.....	33
Şekil 2.24 SER evre 1-4.....	34
Şekil 2.25 PER evre 1-4.....	35
Şekil 2.26 Danis-Weber Tip A (solda), Lauge-Hansen supinasyon-adduksiyon evre 1-2 (sağda)	38
Şekil 2.27 Danis-Weber Tip B (solda), Lauge-Hansen supinasyon-dış rotasyon evre 1-4 ve pronasyon-abduksiyon evre 1-3 (sağda).....	38
Şekil 2.28 Danis-Weber Tip C (solda), Lauge-Hansen pronasyon-dış rotasyon evre 1-4 (sağda)	39
Şekil 2.29 Dış rotasyon stres testi (Kleiger testi)	41
Şekil 2.30 Squeeze (sıkıştırma) testi.....	42
Şekil 2.31 Point (palpasyon) testi.....	43
Şekil 2.32 Dorsifleksiyon testi (manevrası)	44
Şekil 2.33 Cross-leg (çapraz bacak) testi.....	45
Şekil 2.34 Heel thumb (topuğa vurma) testi	46
Şekil 2.35 Cotton testi.....	47
Şekil 2.36 Fibular translasyon testi.....	48
Şekil 2.37 Ottawa ayak bileği kurallarının şematik çizimi: a) medial, b) lateral görünüm (Hassasiyetin aranacağı bölgeler kırmızı ile boyanmıştır)	50
Şekil 2.38 Harper ve Keller tarafından belirlenen radyografik parametreler A) Posterior malleol'ün lateral sınırı, B) Fibula'nın medial sınırı, C) Anterior tibial tüberkül'ün lateral sınırı, D) Fibula'nın lateral sınırı, E) Talus'un medial sınırı, F) Medial malleol'ün lateral sınırı, AB) TFCS, BC) TFO, EF) Medial clear space.....	51

Şekil 2.39 Tibiofibular sindesmoz eklemin 3 boyutlu hacim görüntüsü: a) önden, b) üstten, c) alttan görünüm.....	53
Şekil 2.40 Yirmi yaşında kadın hastanın USG görüntüleri: F) fibula, T) tibia, 1) AİTFL, Solda) Plantar fleksiyonda AİTFL gevşektir, Sağda) Dorsifleksiyonda talus fibulayı dışarı doğru iter ve sonuçta AİTFL'nin gerilmesi ile sonuçlanır	54
Şekil 2.41 Sindesmozun artroskopik görüntülenmesi: A) Normal sindesmoz, B) Stabil, C) İnstabil yaralanma	55
Şekil 2.42 Ameliyat sırasında sindesmozun değerlendirilmesi (Cotton testi).	56
Şekil 2.43 Vidanın yönelimi	60
Şekil 2.44 Biyoemilebilir vida	63
Şekil 2.45 Sütür-buton (TightRope)	64
Şekil 2.46 Sütüre-buton ile yapılan dinamik tespitte suprafizyolojik posterior translasyon ve rotasyonun şematik çizimi.....	66
Şekil 2.47 Sindesmotik fiksasyon için staple kullanımı	67
Şekil 2.48 Sindesmoz redüksiyonu için ilizarov ve zeytinli tel kullanımı.....	68
Şekil 2.49 ANK çivisi.....	68
Şekil 2.50 Sindesmotik hook.....	69
Şekil 3.1 MIMICS programında verilerden 3 boyutlu model oluşturulması	70
Şekil 3.2 Ayak bileğinin 3 boyutlu katı modeli	71
Şekil 3.3 Ayak bileğini oluşturan ligamentler ve interosseöz membran	72
Şekil 3.4 Üç boyutlu modelin ağ yapısı.....	73
Şekil 3.5 Evre 4 izole sindesmoz yaralanma modeli	75
Şekil 3.6 Model 1	76
Şekil 3.7 Model 2	77
Şekil 3.8 Model 3	78
Şekil 3.9 Model 4	80
Şekil 3.10 Model 5.....	81
Şekil 3.11 Fiksasyon modellerinin koronal (A-P), lateral, transvers planlardaki görüntüleri; 1. sütür-butonların yönelimi sarı, 2. sütür-butonların yönelimi kırmızı renkle gösterilmiştir	82
Şekil 3.12 Anatomik koordinat sistemin tanımlanması.....	83

Şekil 3.13 Stance fazın evreleri.....	84
Şekil 3.14 Yüklenme modeli.....	85
Şekil 4.1 Yüklenme sonrası fibulanın anterior - posterior plandaki translasyonu	87
Şekil 4.2 Yüklenme sonrasında fibulanın medial- lateral plandaki translasyonu .	89
Şekil 4.3 A-TFCS ve P-TFCS ölçümü	91
Şekil 5.1 Parker ve arkadaşlarının sindesmotik fiksasyon yöntemleri: A) Geleneksel, B) İki adet paralel, C) Diverjans.....	96



ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 3.1 Kemik ve sütür-butonun mekanik zellikleri	73
Çizelge 3.2 Ligamentlerin mekanik zellikleri	74
Çizelge 3.3 Stance fazın evrelerindeki kompresif ve tanjansiyel kuvvetler	84
Çizelge 4.1 Fibulann anteroposterior plandaki translasyonu; (+) anterior, (-) posterior translasyon	86
Çizelge 4.2 Fibulann mediolateral plandaki translasyonu; (+) medial, (-) lateral translasyon.....	88
Çizelge 4.3 Fibulann dorsifleksiyonda yüklenme srasndaki rotasyon değerleri	90
Çizelge 4.4 A-TFCS ve P-TFCS değerleri.....	91

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Inferior tibiofibular sindesmoz, tibia ve fibulanın güçlü bir membran ve çok sayıda ligamentle birbirine bağlandığı fibröz bir eklem olarak tanımlanır. Distal fibula konveks yüzü ile distal tibia konkav yüzü tarafından oluşturulan kemiksel yapı anteroinferior tibiofibular ligament (AİTFL), posteroinferior tibiofibular ligament (PİTFL), transvers tibiofibular ligament (TTFL) ve interosseöz ligament (İOL) tarafından oluşturulan sindesmotik ligament kompleksi tarafından desteklenir. Güçlü ligamentöz desteğe sahip bu osseöz yapının yani sindesmozun primer fonksiyonu, tibiotalar eklem uyumunun devamlılığını sağlamaktır (1).

Mortise yerleşmiş olan talusun üç tarafının kemiklerle çevrelenmiş olması nedeniyle ayak bileğinin primer hareketi, sagittal plandaki dorsaldan plantara devam eden fleksiyon hareketidir ve normal ayak bileği yaklaşık 13-33° dorsifleksiyon ile 23-56° plantar fleksiyona izin verir (2). Bu hareket aksı yürümenin gerçekleşmesi açısından son derece önemlidir. Ayak bileği, yürüyüşün stance fazında, sagittal planda yaklaşık 24°'lik harekete ihtiyaç duyar ki bu 24°'lik hareketin 10°'si dorsifleksiyon, 14°'si ise plantar fleksiyon tarzındadır (3). Talusun eklem yüzü olan trochleanın anteriorunun posteriorundan $2,4 \pm 1,3$ mm daha geniş (4) olması talusun arkaya doğru hareketini engeller. Bu nedenle ayak bileğinin dorsifleksiyona getirilebilmesi için fibulanın tibiadan uzaklaşması ve mortisin genişlemesi gereklidir. Bunu sağlayan da tibia ve fibula distal eklem yüzlerini birbirine bağlayan sindesmotik ligamentlerdir. Sağlam sindesmotik ligamentöz yapı sayesinde talusun 5°'lik eksternal rotasyonu, fibulanın 3-5° eksternal rotasyonu ile 1 mm posterolateral deplasmanı mortisin 1-2 mm genişlemesiyle sonuçlanır ve yürüme için gerekli olan ayak bilek dorsifleksiyon hareketi gerçekleşir (5).

Sindesmozun stabilize eden ligamentler, fibulanın üç plandaki (anterior-posterior translasyon, lateral translasyon, iç-dış rotasyon) aşırı hareketini kısıtlarlar. AİTFL; fibulanın posteriora translasyonunu ve eksternal rotasyonunu

önlerken, PİTFL; iç rotasyona karşı direnci oluşturur. Transvers plandaki ana stabilizatör olan İOL; aksiyel yükün tibia ile fibula arasındaki dağılımına katkıda bulunurken, TTFL; talusun posteriora translasyonunu kısıtlar (6-10). Diastaza dirençte ise AİTFL'in %35, İOL'in %22, yüzeysel PİTFL'in %9 ve derin PİTFL (TTFL)'nin %33 oranında rol oynadıkları gösterilmiştir (11).

Sindesmozda soruna neden olan yaralanma mekanizmaları oldukça karışıktır. Bunun nedeni, bölgedeki çok sayıdaki anatomik yapının hareket sırasında farklı planlardan köken alan streslere maruz kalmasıdır. Bununla birlikte en sık karşılaşılan yaralanma mekanizmaları, ayak bileğinin dış rotasyon ve dorsifleksiyon zorlamalarıdır.

Dış rotasyon yaralanmaları ayak bileği supinasyonda ve pronasyonda iken gelişebilir. Bu saptama son derece önemlidir çünkü, ayak bileğinin dorsalden plantara fleksiyon aksı boyunca talus, mortisle sıkı temas halindedir. Bu sıkı temas ayak bileğine ulaşan yükün dengeli olarak dağıtılması açısından gereklidir. Ancak biomekanik çalışma sonuçları, dorsal fleksiyon ve plantar fleksiyonun tibia ile talus arasındaki menteşe hareketinden çok, talusun kayma ve dönme hareketi ile fibulanın kayma hareketinin birlikteliğinden kaynaklandığını göstermiştir (12). Ayak bileğinin dorsifleksiyonu sırasında talusta dış rotasyon ve superior deplasman, fibulada da dış rotasyon ve posterolateral deplasman gözlenmektedir. Bu hareketlerin güce karşı yapılması sindesmozun diastazına neden olur. Bu harekete eklenecek olan dış rotasyon ise mortisi daha da genişleterek talusun, bazen takla atacak boyuta ulaşan, dış rotasyonu neden olur ki bu durum mortisin biraz daha genişlemesi ile sonuçlanır.

Ayak bilek fonksiyonlarını tamamlayıcı rol oynayan ve ayak bilek eklemının sekonder stabilizatörü olan sindesmoz, deltoid ligament ile birlikte ayak bilek eklemının uyumunu sağlar. Talus'un laterale doğru 1 mm yer değiştirmesi tibiotalar eklem temas yüzünün %42 oranında azalmasına neden olmakta ve olay ayak bilek artriti ile sonuçlanmaktadır (13). Bu nedenle de yaralanmış tibiofibular sindesmozun anatomik redüksiyonu ve mortis stabilitesinin rekonstrükte edilmesi şarttır.

Günümüzde sindesmoz yaralanmalarının cerrahi tedavisinde en sık kullanılan implant olan vidalarla sağlanan rijit fiksasyon altın standart olmasına

rağmen bu yöntemin; vida gevşemesi, kırılması, reoperasyon gerekliliği, erken implant çıkarımı nedeni ile redüksiyon kaybı gibi dezavantajları da bünyesinde barındırdığı göz ardı edilemeyecek bir gerçektir (14-16). Vida ile tespitin olası sorunlarından uzak kalabilmek adına farklı fiksasyon yöntem ve materyallerinin kullanımına ait çalışmalar son yıllarda ivme kazanmıştır ve bu materyallerden birisi de düğme-dikiş implantlardır. Sütür-buton (TightRope) olarak da adlandırılan bu implant tibia ve fibula dış kortekslerine yerleştirilip gerginleştirilerek emniyete alındığında ayak bileği mortisinin dinamik stabilizasyonunu sağlayan, No. 5 fiber-wire loop'tan oluşan düşük profilli bir sistemdir (17).

Diastaza uğramış sindesmozun vida ile rijit tespiti; ayak bileğinin dorsifleksiyonu için gerekli olan fibular hareketi engellemek ve uygun sahaya yerleştirilmemesi durumunda da sindesmotik ligamentlerde fibrozise neden olmak gibi ciddi sorunlara açık bir girişimdir. Buna karşın düğme-dikiş implantlar, sağladıkları dinamik stabilite ile;

- a. Fizyolojik ligamentöz iyileşme sağlamak,
- b. Erken kontrollü harekete izin vermek,
- c. İmmobilizasyon süresini kısaltmak,
- d. Uzun dönemde, normale yakın ayak bilek hareketini olanaklı kılmak,
- e. İmplantın çıkartılması için yapılacak ikincil operasyon ihtiyacını ortadan

kaldırmak gibi avantajlara sahiptirler (18-20).

Yapılan çeşitli çalışmalarla; sütür-buton fiksasyonunun koronal düzlemdeki sindesmotik diastazı yeterince kısıtlayabildiği (21-23) ancak sagittal plandaki posterior fibular translasyonu önlemek konusunda aynı başarıyı gösteremediği (24-25) belirlenmiştir.

Sindesmotik malredüksiyonun fonksiyonel sonuçları kötü yönde etkilediği bilinmekle birlikte (26), hangi plandaki patolojik hareketin kötü fonksiyonel sonuçlara daha çok katkısı olduğu ciddi bir tartışma alanıdır. İngilizce literatürde sütür-buton ile yapılan dinamik tespitin uzun dönem sonuçlarını irdeleyen klinik çalışma bulunmamakla birlikte bu implantın; koronal ve sagittal düzlemdeki suprafizyolojik translasyon ve aksiyel plandaki rotasyonel hareketin sınırlandırması gerekliliği bu tartışmanın dışında tutulmaktadır. Bu gerekliliğe

rağmen günlük pratikte, sıklıkla, koronal planda ekleme paralel ve transvers planda 30° anteromedial yönelim ile uygulanan tek bir sütür-butonun her üç düzlemdeki fibular hareketi kısıtlayamayacağı aşıkardır. Gerek hasta gerekse de hekim adına birçok avantaja sahip olan sütür-buton fiksasyonunda sorunsuz iyileşmenin temini ancak implantın uygun yönelim ve gerginlikte yerleştirilmesiyle sağlanabilecektir.

Sindesmozla ilişkili yaralanma mekanizmaları ve tedavi yöntemlerinin etkinlikleri kadavra deneyleri, kinematik çalışmalar ve bilgisayar destekli modellemeler gibi çeşitli yaklaşımlarla incelenebilir.

Kadavra testlerinin avantajı; ayak bilek eklemine etkileyen kuvvetlerin ve hareketlerin büyük bir hassasiyetle kontrol edilip ölçülebilmesi yanında testlerden sonra yapılacak diseksiyonlar ile ligament ve kemik yaralanmalarının derinlemesine incelenmesine olanak sağlamalarıdır. Fakat, kadavra örnekleri genellikle büyük bireysel farklılıklar gösterir ve fizyolojik fonksiyon sergileyemezler.

Sonlu eleman analiz çalışmaları ise dokuların, organların ve eklemlerin biyomekanik performanslarının kantitatif olarak değerlendirilmesi için tamamlayıcı araçlar olarak kabul edilmektedirler. Dinamik üç boyutlu simülasyonlar; ayak bileği kemiklerinin çeşitli hareketlerini tanımlamak, harekete dayalı mekaniği hızlı bir şekilde çözmek, fizyolojik ve patolojik hareketler sırasında ligamentlerin gerilimlerini belirlemek gibi oldukça önemli avantajlara sahiptirler (27-28).

Bu çalışmada, yukarıda özetlenmeye çalışılan bilgilerden hareketle, sonlu eleman analizi yöntemi kullanılarak; sütür-buton ile yapılan dinamik tespit, özellikle sindesmotik eklemde sagittal plandaki suprafizyolojik anterior-posterior translasyon ve aksiyel plandaki rotasyon hareketini kısıtlayarak fizyolojik ligamentöz iyileşmeyi mümkün kılacak, ideal sütür-buton yönelimini belirlemek amaçlanmıştır.

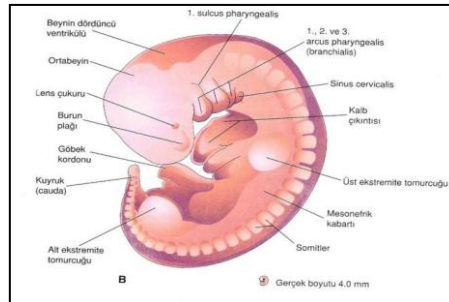
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ayak Bileğinin Embriyolojisi

İntrauterin hayat; başlangıç, embriyolojik ve fetal dönem olmak üzere 3 bölüme ayrılmıştır. Başlangıç dönemi, fertilizasyondan sonraki iki hafta içinde ovumun endometriuma implante olduğu dönem (ovüler faz) olarak bilinen dönemdir. Embriyolojik dönem ise ikinci haftadan sekizinci hafta sonuna kadar olan dönemdir. Bu dönemde farklılaşmış olan yapılar büyüme ve olgunlaşma ile özellik kazanırlar.

Alt ekstremité gelişimine ait ilk ipucu üç haftalık embriyonun ventrolateral yüzünde oluşan şişkinliktir. Üst ekstremité tomurcuğunun oluşmasından birkaç gün sonra, dördüncü postovulatuvar haftada, gerçek alt ekstremité tomurcuğu ventrolateral duvarın elevasyonu şeklinde ortaya çıkar. Alt ekstremité tomurcuğu beşinci lumbar ve birinci sakral somit düzeyinde yer alır. Dördüncü haftanın sonunda 3 bölge gelişir. Bunlar; uyluk, bacak ve ayaktır.

Büyüme beşinci haftada devam eder. Bu haftada palet benzeri tomurcuk gövdeye paralel ve kaudale doğrudur (Şekil 2.1). Düz, yuvarlak ayak diski gelişir. Plantar veya ventral yüz, baş kısmına bakacak şekilde transvers plandadır. Mezenkimal kondensasyon adı verilen ossifikasyon başlangıcı ilk başta talusta, ardından sırasıyla kalkaneus, navikula, kuboid, küneiformlar, metatarslar ve falankslarda olur. Yine bu haftada vasküler invazyon görülür (29-30).



Şekil 2.1 Otuzikinci gün insan embriyosu.

Üst ve alt ekstremité tomurcukları palet şeklinde ve belirgin.

Altıncı haftada ekstremitte tomurcukları kısa kürek şeklindedir. Ayak, tibia segmenti ile aynı hizada, ekin ve inversiyon postüründedir. Ayak parmakları şekillenmeye başlar. Altıncı hafta ortasında ilerde kemiği oluşturacak kartilaj model, uzayan taslak tomurcuğunun ortasında yoğunlaşan somatomezoderm dokudan gelişir (31). Alt ekstremitte kas sistemi, proksimalden distale doğru ekstremitte tomurcuğunun mezenşimal çekirdeği tarafından oluşturulur. Altıncı haftadan itibaren kemik gelişim bölgeleri arasındaki mezenşim aralıklarından eklemler farklılaşır.

Yedinci haftada talus ilk pozisyonundan ayrılarak tibia ile eklemleşmeye çalışır. Küçük kalkaneus fibula ile düz çizgide ve talusa paraleldir. Yedinci haftadan sekizinci haftaya geçerken, yük taşıma pozisyonunu oluşturmak için alt ekstremitte rotasyon ve torsiyon gelişir. Dokuzuncu haftada tüm ayak parmakları tam gelişmiştir. Kalkaneus talusa göre paralel pozisyondan plantar pozisyona geçerek subtalar eklemi oluşturur. Tibia ve fibula sadece talusla eklem yapmaktadır. Distal tibia ve fibula eklemleşerek ayak bileği mortisini oluşturur (30). 10-12. haftalarda peroneus longus, peroneus brevis, tibialis anterior ve parmak ekstensörlerinin inervasyonu ile ayak orjinal ekin postüründen dorsifleksiyona doğru yer değiştirmeye başlar, ancak halen inversiyondadır. Tibia ve fibula malleolli birbirine paraleldir. Ancak fibular malleol, bu periyodun sonunda distale büyümeye başlar (Erişkin lateral malleolü medial malleolden 1,77 cm daha distaldedir). 12. haftadan sonra ayak pronasyona doğru yönelerek midsupinasyon postürü alır ve fetal dönemin sonuna kadar pronasyon devam eder. Ayak bileği mortis açısı, ilk başta 36° iken doğumda 22°'ye kadar düşer.

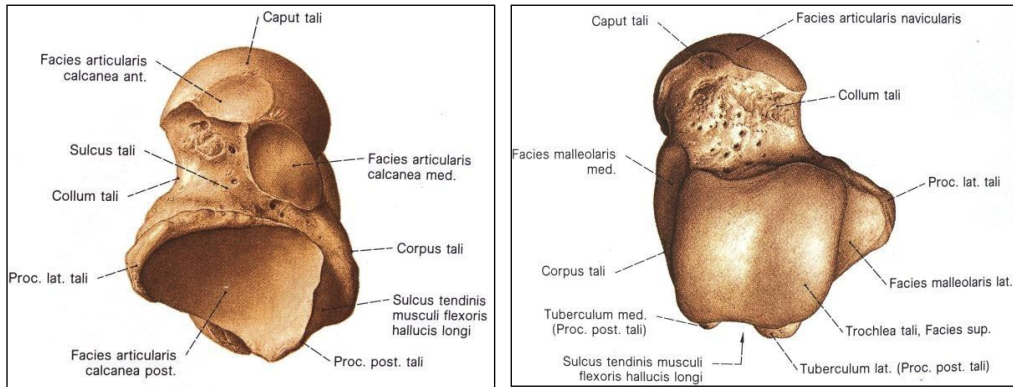
2.2. Ayak Bileğinin Anatomisi

2.2.1. Ayak Bileği Kemikleri

Ayak bileği eklemi, diğer adıyla tibiotalar eklem; tibia, fibula ve talus olmak üzere 3 kemikten oluşan menteşe tipi sinoviyal eklemdir. Eklem yüzeyleri hyalin kıkırdak ile kaplıdır. Tibia ve fibulanın distal uçları PİTFL'nin inferior transvers kısmı ile birlikte tibiofibuler aralığı (mortis) oluşturur. Mortise makara

şeklindeki talusun üst trokleası oturur (32). Eklem esas olarak tibia alt eklem yüzü ile talus kubbesi arasındadır. Medial malleol talusun medial yüzü ile, lateral malleolün iç yüzü talusun dış yüzü ile eklem yapar. Malleoller, ayak bileği hareketlerinde mortis içinde talusu sıkıca kavrarlar.

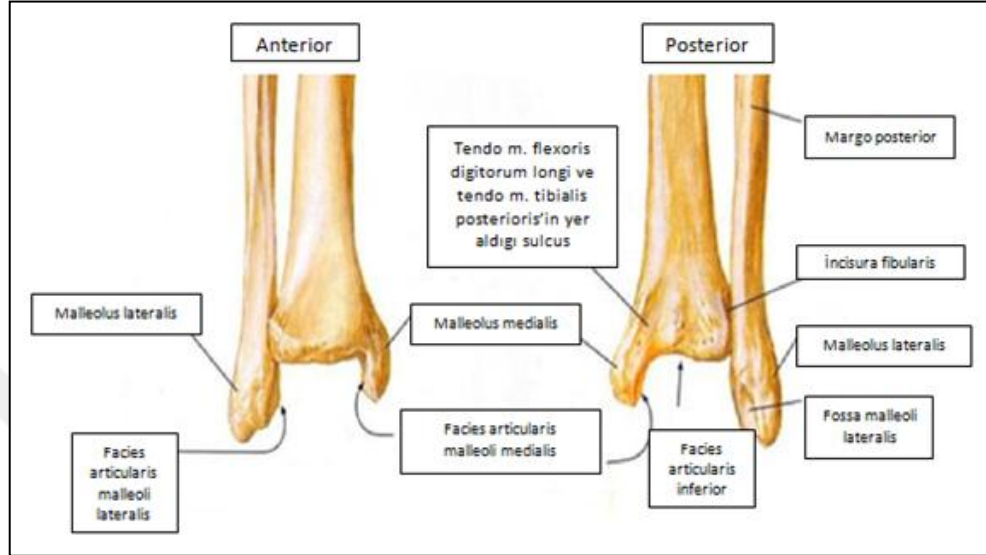
Talus, baş, boyun ve cisim olmak üzere 3 bölümden oluşmuştur. Talus başı distal yüzde naviküler kemik ile eklem yapar. Talusun inferior yüzünün ön bölümü kalkaneus medialinde sustentakulum tali üzerine oturur. Talus başının arkasındaki dar kısım talus boynu olup, üst yüzeyine bağlar tutunur. Talus boyununun herhangi bir eklem yüzü yoktur. Alt yüzünde bulunan sulkus, kan damarlarının kemiğe girdiği bölümdür. Talokalkaneal bağ buraya yapışır. Talus cismi küp şekline benzer. Üst yüzü (talar kubbe) trapezoidal şekildedir. Tamamına yakını kırkırdakla kaplıdır. Arka yüzünde iki tane tüberkül ve fleksör hallusis longus kas kirişinin bulunduğu oluk vardır. Ön yüzeyi, arka yüzeyinden ortalama $2,4 \pm 1,3$ mm daha geniştir (Şekil 2.2). Plantar fleksiyonda, küçük olan arka kısım tibia altına gelerek mortisi daraltır. Dorsifleksiyonda ise büyük olan ön kısım mortisi genişletir. Talusa hiç kas yapışmazken birçok bağ yapışır.



Şekil 2.2 Talusun üstten ve alttan görünümü

Pilon, ayak bileği eklemi seviyesinde tibia distalinin genişleyerek oluşturduğu yapıdır. Bu bölgede kemik yapı, tübüler kortikal özellikten metafizyel spongiozaya dönüşür. Tibia alt eklem yüzü plafond olarak adlandırılır. Önde daha geniş, lateralde de medial kenardan daha uzundur (32). Medial tarafta tibia alt eklem yüzü, medial malleolün eklem yüzeyi ile devam ederek talusla eklem yapar. Medial malleolün arkasında “sulcus malleolaris” adı verilen oluk şeklinde

yapı bulunur ve içinden tibialis posterior ve fleksör digitorum longus tendonları geçer (33). Tibianın lateralinde fibula eklem yüzü olan “incisura fibularis tibia” bulunur (Şekil 2.3).



Şekil 2.3 Ayak bileği eklemine ön ve arka görünümü.

Dar ve yetersiz olan medial malleolün ön kısmında bulunan, tibia alt eklem yüzü sınırının hemen altından dışarı çıkan ve medial malleol eklem yüzeyinin ana parçasını şekillendirerek talusu destekleyen yapı anterior kollikulustur. Deltoid bağın yüzeyel kısmı, anterior kollikulusun konveks olan eklem dışı iç yüzeyine yapışır (34). Medial malleolün arkada interkolliküler oluktan sonraki en geniş yeri posterior kollikulustur. Burası derin deltoid bağın yapışma yeridir (35). Tibianın anterior proçesine anterior eklem kapsülü yapışır. Lateralinde AİTFL'nin yapıştığı anterior tibial tüberkül (Chaput tüberkülü) bulunur. Tibianın arka ucunda tibianın posterior proçesi bulunur. Posterior tibial tüberkül (Volkman Tüberkülü) posterior proçesin lateral parçasına verilen isimdir ve PİTFL buraya yapışır (31,35).

Distal fibula lateral malleolü oluşturur ve ayak bileğinin lateral desteğini sağlar. Lateral malleol, medial malleole göre 1 cm aşağıda ve 2 cm arkadadır. Distal fibula geniş ve konveks eklem yüzeyine sahiptir. Lateral malleolün eklem yüzeyi yukarda tibia, aşağıda ise talusla eklem yapar (31,33). Anterior ve posterior fibular tüberküller, tibia distal eklem yüzü sınırının hemen altındadır. Triangüler alan eklem yüzeyinin hemen üzerindedir. Distal tibia ve fibula

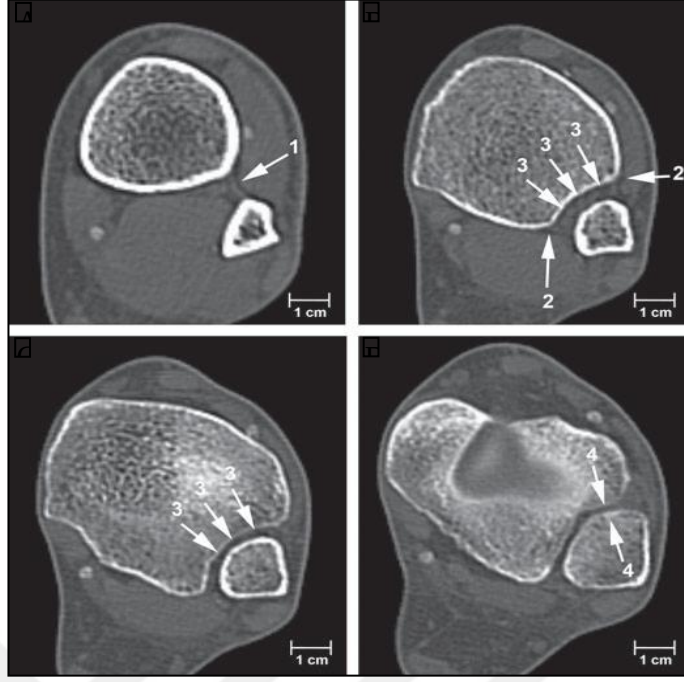
arasındaki eklem sindezmotiktir ve eklem kıkırdağı yoktur. Tam anlamıyla bir eklem olmasa da yine de bu iki kemik arasında bir miktar hareket mevcuttur. Fibula distal ucu giderek incelir , içinden peroneus longus ve peroneus brevis tendonlarının geçtiği posterior oluğu oluşturur (36).

2.2.2. Distal Tibiofibular Sindesmoz

Sindesmoz, iki bitişik kemiğin güçlü bir membran veya bağ ile bağlandığı fibröz bir eklem olarak tanımlanır. Bu tanım aynı zamanda iki kemik ve dört bağın oluşturduğu bir sindesmotik eklem olan distal tibiofibular sindesmoz için de geçerlidir. Distal tibia ve fibula, sindesmozun osseöz kısmını oluşturur ve distal anterior tibiofibular ligament, distal posterior tibiofibular ligament, transvers ligament ve interosseous ligament ile bağlanır. Sindesmoz bir eklem olmasına rağmen, literatürde sindesmotik yaralanma terimi, sindesmotik ligamentlerin hasarını tanımlamak için kullanılır.

Sindesmozun apeksinde tibianın lateral çıkıntısı (crista interossea tibia), anterior ve posteriorda sınır oluşturacak şekilde ikiye ayrılır. Anterior sınır, tibial plafondun antero-lateral tarafında bulunan anterior tüberküldür (Chaput tüberküli). Posterior sınır ise posterior tüberkül adı verilen tibial plafondun posterolateralidir. Distal tibianın anterior ve posterior kenarları, apeksi talokrural eklem seviyesinin 6–8 cm yukarısında olan bir içbükey üçgeni oluşturur. Üçgenin tabanı ise, tibianın anterior ve posterior tüberküli ile aralarındaki incisura tibialis ile oluşturur. Anterior tüberkül, posterior tüberkülden daha belirgindir ve fibula supramalleolar şaftının medial üçte ikisini örter (Şekil 2.4) (8).

Distal fibula'nın dışbükey şekli içbükey incisura fibularis tibia ile eşleşir. Incisura tibialis düzleştirdiğinde, yani daha az içbükey olduğunda, distal fibula daha az dışbükey hale gelir. İnısura tibialisin derinliği 1,0 ile 7,5 mm arasında değişir ve proksimalden distale doğru artar ve kadınlarda erkeklerden biraz daha azdır (37-40).



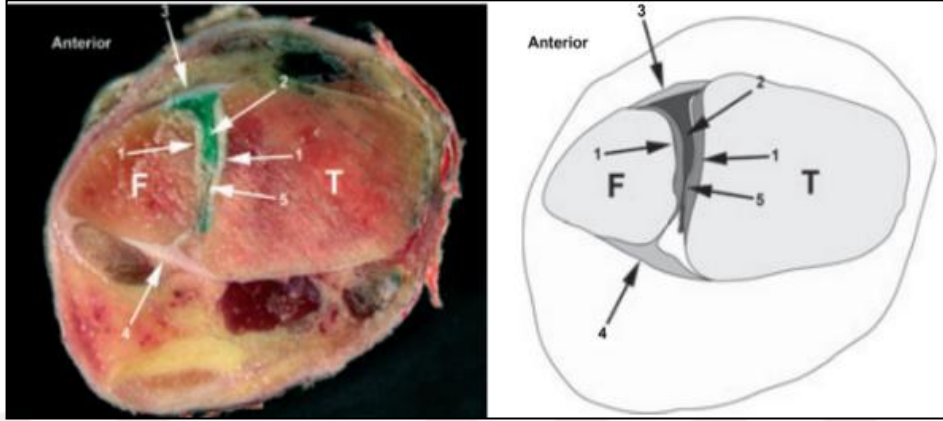
Şekil 2.4 Distal tibiofibular eklem seviyesinde proksimalinden distale aksiyel BT görüntüleri: 1) Tibial ve fibular lateral çıkıntı, 2) Crista interossea tibiae'nin oluşturduğu anterior ve posterior tüberkül, 3) Incisura tibialis, 4) Tibiotalar eklem seviyesinde, fibular incisuranın anterior yönü yine antero-medial sınırında düz olan fibula ile temas alanını oluşturacak şekilde düzleşir (Hermans'tan, 41)

Anterior tibial tüberkül, posterior tüberkülden daha büyüktür ve distal fibulanın anteriora kaymasını önler. Posterior tüberkül ise, distal fibulanın posteriora çıkmasına izin verir. Dış rotasyonun neden olduğu fibula kırıklarında, posterior tüberkül bir dayanak noktası olarak işlev görür ve distal fibula lateral yönde uzunlamasına eksen etrafında döner. Sığ incisura tibialis tekrarlayan ayak bileği burkulmalarına ya da kırıklı sindesmotik yaralanmalara yatkınlık sağlayabilir (8, 42-43).

Tibiofibular Temas Bölgesi

Sindesmozun tabanında, tibia ve fibula'nın doğrudan temas halinde olduğu küçük bir alan vardır. Bu alana tibiofibular kontakt bölgesi denir. Fasetleri yaklaşık 0,5–1 mm kalınlığında küçük bir hyalin kıkırdak şeridi ile kaplıdır (Şekil 2.5). Tibial kıkırdak tabaka, tibial plafonu kaplayan kıkırdakın devamıdır ve 3–9 mm uzunluğunda ve yaklaşık 2–5 mm yüksekliğindedir. Fibular kıkırdak tabakası,

lateral malleolün artiküler faseti ile devam eder. Fakat, temas bölgesi her zaman mevcut değildir (7-8, 44-45).



Şekil 2.5 İnce bir kıkırdak tabakası: (1) tibiofibular temas bölgesi seviyesinde lateral tibia ve medial fibulayı kapsar. Arasında ise AITFL'nin posterior marjına (3) bitişik olan sindesmotik resessus (2) bulunur (yeşil renkli reçine ile doldurulmuş alan). Resessunun ortasında ve sadece PİTFL'nin (4) ön tarafında, interosseous ligamentin (5) bazı lifleri görülebilir. F, fibula; T, tibia (Hermans'tan, 41)

Sindesmotik Resessus (Recessus tibiofibularis)

Bu sinovya döşeli plika tibiotalar eklemden uzanır ve değişken büyüklüktedir. Kranial olarak, interosseöz ligamanın distali ile sınırlanmıştır. Medialde ise az miktarda bağ dokusu ile birlikte doğrudan distal tibiaya bağlanır. Lateralde sinovya ile fibula arasında, bol miktarda damar ve bazen de bazı küçük sinirler içeren gevşek bağ dokusu bulunduran yağlı bir sinoviyal katlantı yer alır ve lateral malleolar artiküler yüzeyin en üst sınırına yakın bölgede fibulaya bağlanır. Posteriorde transvers ligamanın tüm posterior kenarı ile diffüz bağlantı kurar (Şekil 2.6) (7, 46-48).



Şekil 2.6 MR Artrogram - Recessus tibiofibularis (Hermans'tan, 41)

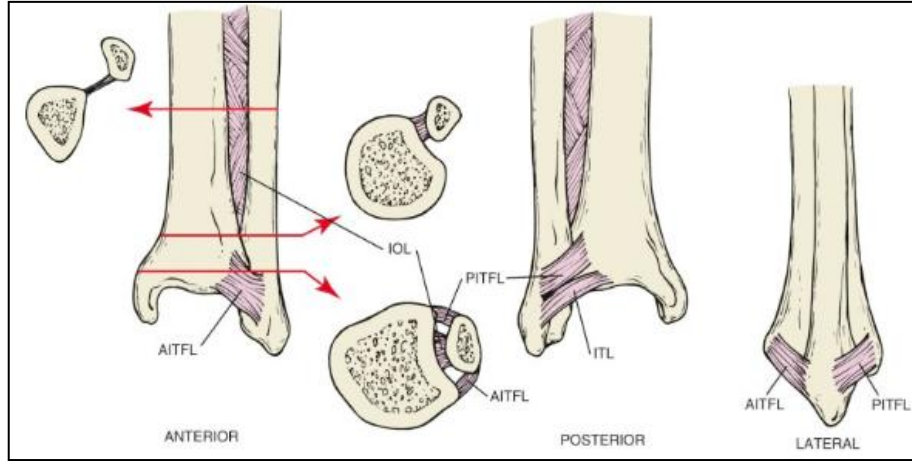
Sindesmotik recessusun antero-posterior sınırları değişkendir. Anteriorda tibiofibular kontak alanının, posteriorda ise sinovyal katlantı veya yağ yastıkçığının varlığına bağlıdır. Tibiofibular temas alanı olmadığında plika AİTFL'nin posterior yüzüne kadar uzanır. Posteriorda yağ yastığı küçük olduğunda veya olmadığında, PİTFL'nin anterior yüzü plikayı sınırlar. Antero-posterior uzunluğu 10 ile 15 mm arasında değişir (7-8, 48-49).

2.2.3. Ayak Bileği Ligamentleri

Ayak bileğinin stabilitesini 3 ligament grubu sağlar.

A) Tibiofibuler Sindezmotik Ligament Kompleksi

Ayak bileğinde, tibia ve fibula arasında yer alır. Sindezmotik ligamentler; anterior, posterior, transvers tibiofibular ve interosseöz ligament olmak üzere 4 gruptan oluşur (Şekil 2.7).

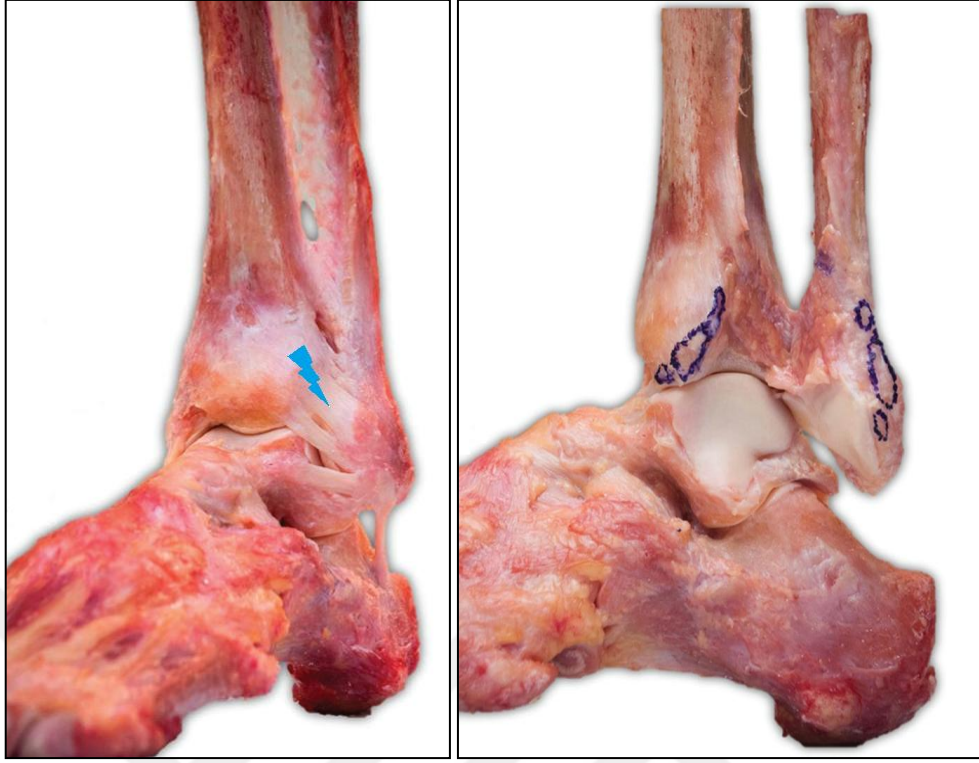


Şekil 2.7 Sindezmotik Ligament kompleksi

- **AİTFL :**

Distal tibia'nın anterolateral (**Tillaux-Chaput**) tüberkülünden başlayıp, tallusun antero-lateral köşesini çaprazlayarak distal fibula anteromedial (**Wagstaffe**) tüberkülüne yapışır. Tibial plafd ile koronal planda 30-50°, sagital planda 65° açı oluşturarak oblik şekilde uzanır.

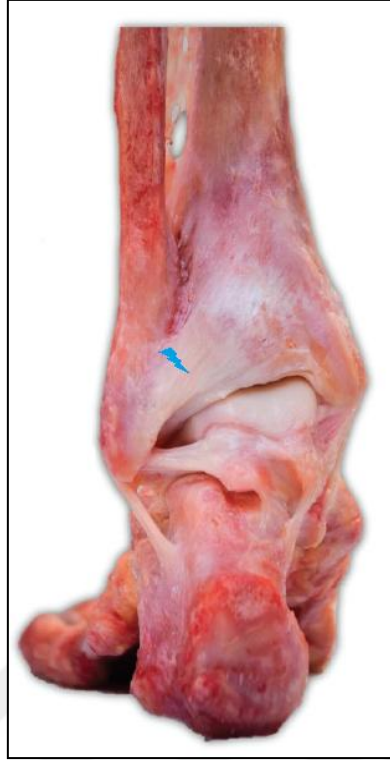
AİTFL, multiple kollajen demetleri arasında bulunan yağlı dokudan kaynaklanan multifasicular bir görünüme sahiptir ve koronal düzlemde 2 mm genişliğindeki aralıklar ile ayrılan üç demetten oluşur. En kısa olan üst kısmın (6 – 8,9 mm), genişliği 4 – 4,9 mm ve kalınlığı 1,8 – 3 mm'dir. Tibia ön tüberkülünün hemen üstündedir ve fibula ön tüberkülünün hemen üstüne bağlanır. Bazen iki güçlü fasiküle ayrılır. Orta ve en güçlü kısım, tibia ve fibula ön tüberkülü arasındadır. 12 – 15,5 mm uzunluğunda, 8,3 - 10 mm genişliğinde ve 2,6–4,0 mm kalınlığındadır. Bazen üç veya dört küçük ligamante ayrılır. En uzun olan alt kısım anterior tüberküllerin hemen altından uzanır ve 17 –20,6 mm uzunluğunda, 3,8 - 4 mm genişliğinde ve 2 – 2,2 mm kalınlığındadır (Şekil 2.8) (7, 45).



Şekil 2.8 AİTFL ve fasiküllerin yapışma noktaları (Williams'tan, 50)

- **PİTFL :**

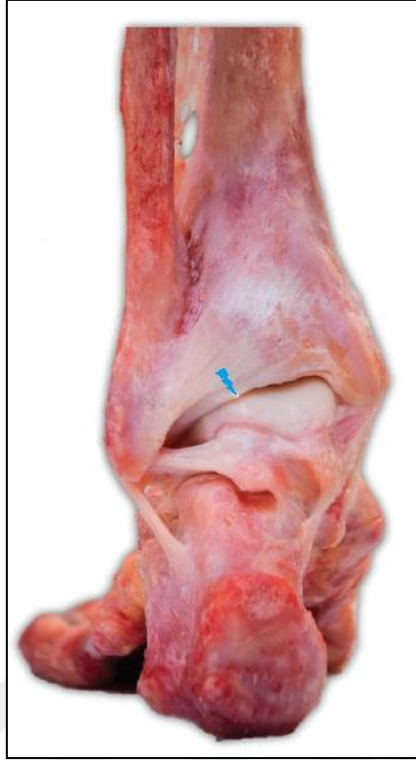
Posterior tibial malleolden başlayıp fibula posterior tüberkülüne yapışan ve proksimal-medialden distal-lateral doğrultuda uzanan güçlü bir ligamenttir. Yatay düzlemle 20–40° ve sagittal düzlemle ise 60-85° bir açı oluşturur (37,45). PİTFL, AİTFL ile benzer bir şekle ve yapıya sahiptir. Tibial yapışma noktasında geniş bir tabana sahip üçgen şeklindedir. Proksimal liflerin uzunluğu distal liflerden daha kısadır ve sırasıyla $9,7 \pm 6,9$ mm ve $21,8 \pm 7,5$ mm'dir. AİTFL gibi PİTFL, multifasikülerdir ve yağ doku ile karışık multiple kollajen demetlerinden oluşur. En distal lifleri transvers ligament ile yakın temas halindedir ve fibula insersiyondan gelen lifler bazen bununla devam eder görünümündedir (Şekil 2.9) (45, 51).



Şekil 2.9 PİTFL (Williams'tan, 50)

- **TTFL :**

Sıklıkla posterior tibiofibular bağ kompleksinin derin ve kuvvetli bir parçası olarak değerlendirilen bu bağ fibrokartilaginöz yapıdadır Posterior fibular tüberkülden ve lateral fibular fossanın üst kısmından başlayarak, tibial eklem yüzünün arkasına, medial malleole ulaşacak şekilde yapışır. Uzunluğu 22 ile 43 mm arasında değişir. Tibia'nın postero-inferior kenarında derinleşen ve bir labrum analogu oluşturan kalın, yuvarlak bir ligamenttir. Posterior talofibular ligamanın bazı lifleri transvers ligamanın en distal lifleri ile birleşir ve tibial slip veya intermalleolar ligament olarak adlandırılır (Şekil 2.10) (45, 51).



Şekil 2.10 TTFL (Williams'tan, 50)

- **İOL:**

İnterosseöz membran (İOM), tibia ve fibula arasında uzanır ve en alt ucunda kalınlaşarak piramidal şekilde bir ağ meydana getirir. Bu ağ, yağ doku içerir ve kesişen fasiküller oluşturarak İOL'i meydana getirir. Çoğu lif, tibiadan fibulaya lateral-distal ve anterior yönde ilerlese de ön yüzdeki bazı lifler ters yönde ilerler. En distal lifler tibiaya anterior tüberkül seviyesinde tutunur ve doğrudan talocrural eklem seviyesinin üzerinde fibulaya inerler. En proksimal lifler ise, incisura tibialis'in tepe noktasında tibiaya tutunur. Liflerin uzunluğu proksimalden distale doğru giderek artar ve proksimal uzunluğu $6,6 \pm 1,3$ mm, distal uzunluğu ise $10,4 \pm 3,1$ mm'dir. İOL kalınlığı ise 3,8-5,3 mm arasında değişmektedir. İnterosseöz ligamanın varlığı değişkendir ve bazı bireylerde görülmeyebilir. Ancak, özellikle tibia ve fibulanın incisurası düzleşmiş olan kişilerde oldukça belirgin bir şekilde bulunur. İOL altındaki alan genellikle tibiotalar ekleme kadar sinovyal plika ile doludur (7, 45).

B) Medial Kollateral Ligament Kompleksi (Deltoid Ligament)

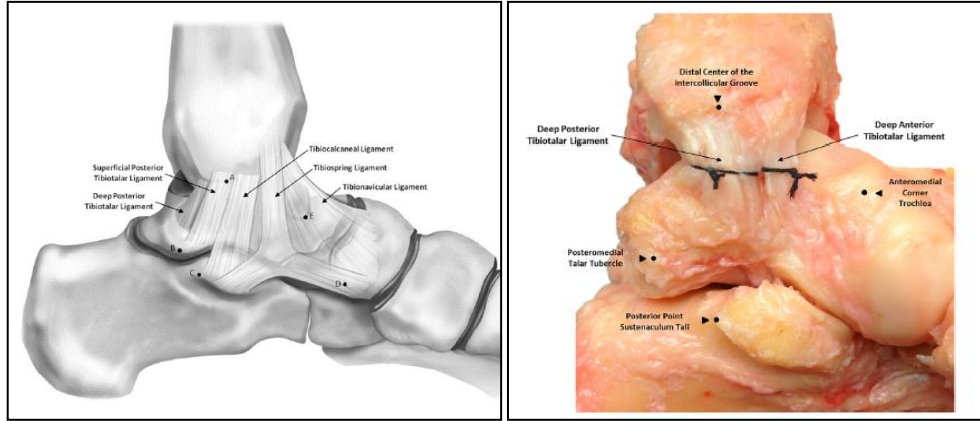
Ayak bileğinin medial bağ desteğini yüzeysel ve derin deltoid bağlar sağlar.

- **Yüzeysel Deltoid Ligament:**

Medial malleol anterior kollikulusundan başlar ve üç bant halinde devam eder. Tibionaviküler lifler anteriora, en güçlü yapıda olan tibiokalkaneal lifler mediale, tibiotalar lifler ise posteriora doğru ilerler. Tibionaviküler lifler üçgen bir bant şeklinde olup, navikulanın dorsomedial yüzeyine ve kalkaneonaviküler ligamana (spring) yapışarak talus başının içe deplasmanını engeller. Tibiokalkaneal bağ daima vertikal olarak anterior kollikulustan sustentakulum taliye uzanır. Böylelikle valgus deplasmanını önler. Posterior tibiotalar bağ ise anterior kollikulusun arkasından talusun medial tüberkülünün ön kısmına doğru uzanır. Yüzeysel deltoid ligament, kruris fasyası ve tendon kılıfları tarafından kısmi olarak desteklenir (Şekil 2.11) (31, 33).

- **Derin Deltoid Ligament:**

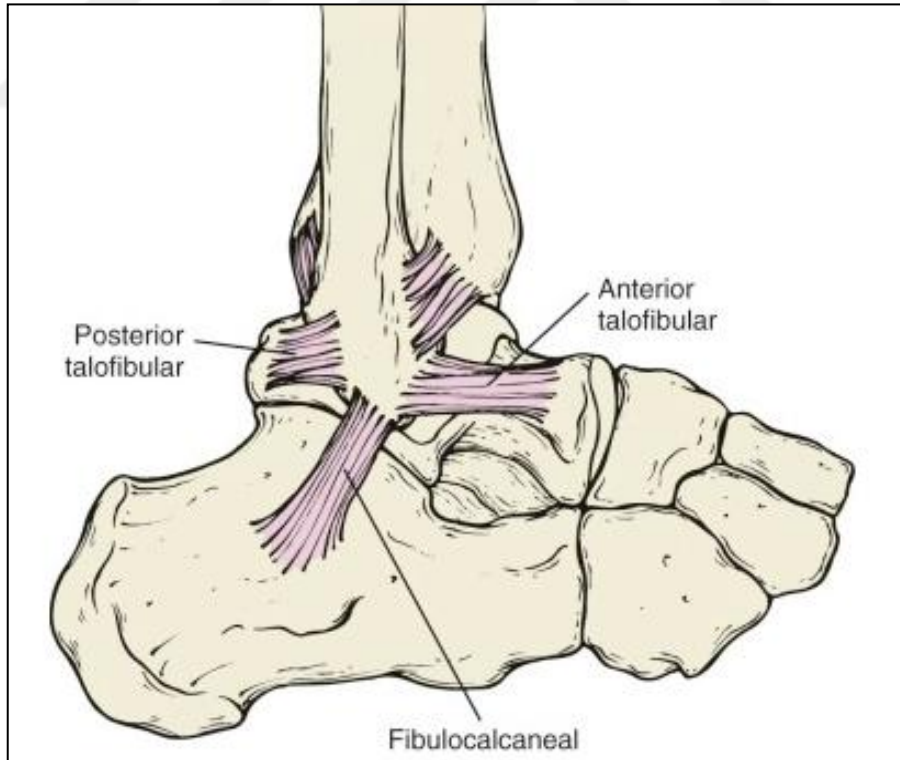
Medial malleol anterior kollikulus arka kenarı, interkolliküler çentik ve posterior kollikulustan başlar ve derin anterior ve derin posterior olmak üzere, iki grup halinde talusunun medial tarafında eklem yüzü içermeyen kısmına yapışır. Medial tarafta talusun en önemli satabilizatörüdür (31, 52). Deltoid ligamentin fonksiyonu talusun mortiste dış rotasyonunu kısıtlamaktır. Biyomekanik çalışmalar bu fonksiyonun %57'sini yapabildiğini göstermiştir (Şekil 2.11) (53).



Şekil 2.11 Medial kollateral ligament kompleksi (deltoid ligament) (Campbell'dan, 54)

C) Lateral Kollateral Ligament Kompleksi

Ayak bileğinde talusun lateral ve ön-arka planda stabilitesini sağlar ve anterior talofibular, posterior talofibular ve kalkaneofibular bağ olmak üzere üç gruptan oluşur (Şekil 2.12).



Şekil 2.12 Lateral kollateral ligament kompleksi

- **Anterior Talofibular Ligament (ATFL):**

Fibula distaliyle talusun boynu arasındadır. Lateral malleolün ön kenarından başlar. Çapraz yönde öne ve içe doğru ilerleyerek talusun artiküler fasetin önüne yapışır. Düz bir bağ olup ayak bileği plantar fleksiyondayken talusun anterior subluksasyonuna engel olur. Bu bağın orta kısımları, ayak bileği kapsülü ile birleşir. En zayıf olan ve en sık yaralanan bağdır.

- **Kalkaneofibular Ligament (KFL):**

Dış taraftaki bağların en geniş olanıdır. Lateral malleolün posteriorundan başlayıp kalkaneusun lateralinde arka faset eklem distalinde bulunan küçük bir tüberküle yapışır. Ayak bileği kapsülü veya peroneal tendon kılıfı ile yapışıklığı yoktur. Kalkaneusun valgusa yönlenmesi nedeniyle ayakta dururken gevşek haldedir. Ayağın inversiyonunu kısıtlayan, subtalar eklem en önemli stabilizatörüdür.

- **Posterior Talofibular Ligament (PTFL):**

Fibulanın eklem dışında kalan posteromedial yüzünden başlar. Horizontal seyrederek talusun posterioruna, fleksör hallucis longus tendonunun lateralindeki bir tüberküle yapışır. İntrakapsüler ve ekstrasinoviyal yerleşimlidir. Talusun rotasyonel stabilitesine katkıda bulunarak, posteriora subluksasyonunu engeller. Dıştaki bağların en güçlü ve en derin yerleşimli olanıdır. Yalnızca zorlu dorsifleksiyon ile PTFL lifleri gerilir (31, 33, 55).

2.2.4. Eklem Kapsülü

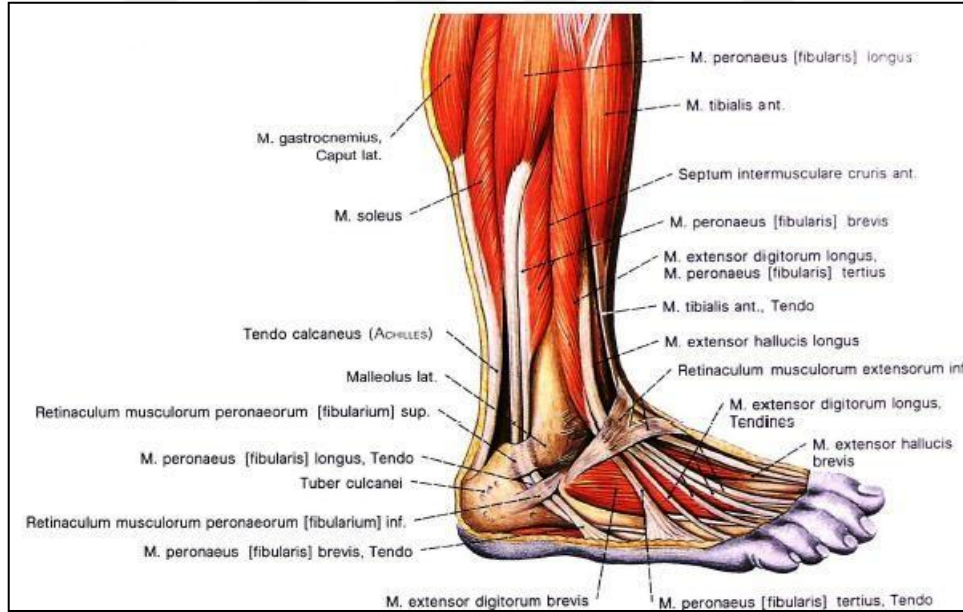
Ayak bileği eklem kapsülü, anterosuperiorda tibia ve fibula arasındaki eklem çevresine ve tibia plafondun yaklaşık 1,5 cm üzerine tutunur. Önde daha aşağıya uzanarak ATFL'nin üzerini örter, kalkaneofibular bağın altından geçerek talusun troklear yüzüne ve talus boynuna yapışır. Dışta ve içte malleollerin üzerini örtmez. Anteriorda eklem kapsülü geniş ve ince olup, buradan geçen tendon kılıfları ile kaynaşmıştır. Böylece ayağın dorsifleksiyonu sırasında kapsülün eklem aralığında sıkışması önlenir. Posteriora ise kapsül, anteriora göre daha

ince ve zayıftır. Lifleri transvers olarak öne uzanarak tibia ve fibula arasında bulunan transvers bağlarla devam eder. Eklem kapsülü dışta sert fibröz dokudan, içte ise kanlanması fazla olan sinoviyal membrandan oluşmuştur (32).

2.2.5. Ayak Bileği Çevresindeki Yapılar

Cilt ile krural fasya arasında, içinde üç önemli sinirin bulunduğu cilt altı tabakası bulunur. Ayak dorsumunun duyusunu sağlayan yüzeysel peroneal sinir, ayak lateralinin ve topuğun duyusunu sağlayan sural sinir ve ayağın medial duyusunu sağlayan safen sinir, bu aralıkta yer alır (56).

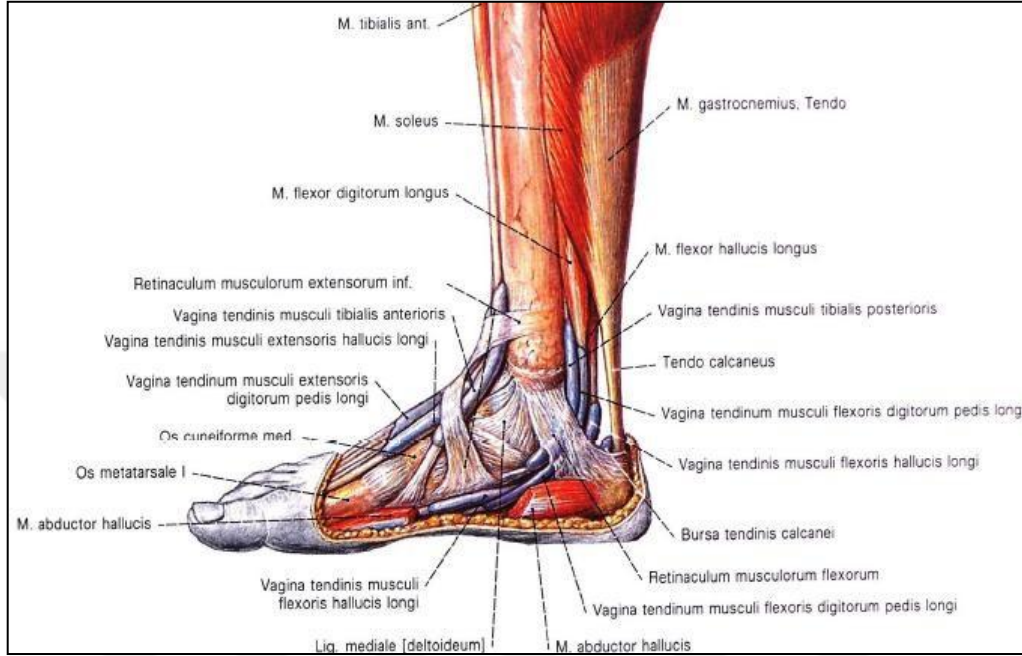
Ayak bileği lateralinde, lateral malleol ile kalkaneus arasında superior ve inferior retinakulum bir kanal oluşturur. Bu kanaldan peroneus longus ve peroneus brevis kasları geçer. Bu kasların innervasyonu yüzeysel peroneal sinir tarafından sağlanır. Superior retinakulumun fibrokartilajinöz olarak fibuladan ayrılması sonucunda, bu tendonlar anteriora disloke olabilir (Şekil 2.13).



Şekil 2.13 Ayak bileğinin lateralinden görünümü

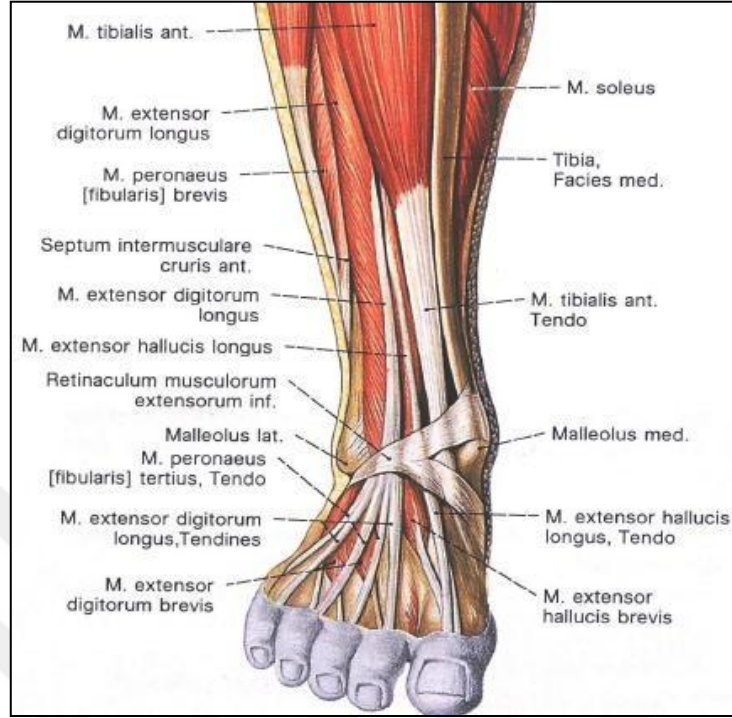
Ayak bileği posteromedialinde, medial malleolden kalkaneusa uzanan fleksör retinakulumun altında bir kanal bulunur. Bu kanala tarsal tünel adı verilir. Tarsal tünelinden geçen önemli yapılar önden arkaya doğru tibialis posterior tendonu, fleksör digitorum longus tendonu, posterior tibial arter, posterior tibial

ven, tibial sinir ve fleksör hallucis longus tendonudur (Şekil 2.14). Posterior tibial arter ve tibial sinir, tarsal tünelden çıktıktan sonra medial ve lateral plantar uç dallarına ayrılır (52).



Şekil 2.14 Ayak bileğinin medialden görünümü

Ayak bileği anteriorunda yer alan ekstansör retinakulumun görevi, ekstansör tendonları, anterior tibial damarları ve derin peroneal siniri sınırlamaktır. Superior ve inferior ekstansör retinakulum olmak üzere iki tiptir. Superior ekstansör retinakulum transvers ligaman, inferior ekstansör retinakulum ise çapraz bağ olarak da isimlendirilir. Ekstansör retinakulumun altından içten dışa doğru; tibialis anterior tendonu, ekstansör hallucis longus tendonu, anterior tibial arter, derin peroneal sinir ve ekstansör digitorum longus tendonu geçer (Şekil 2.15) (52). Anterior tibial arter, popliteal arterin uç dallarından biri olup ayak bileği eklemi seviyesinde, eklem anterioruna geçerek dorsalis pedis adını alır.



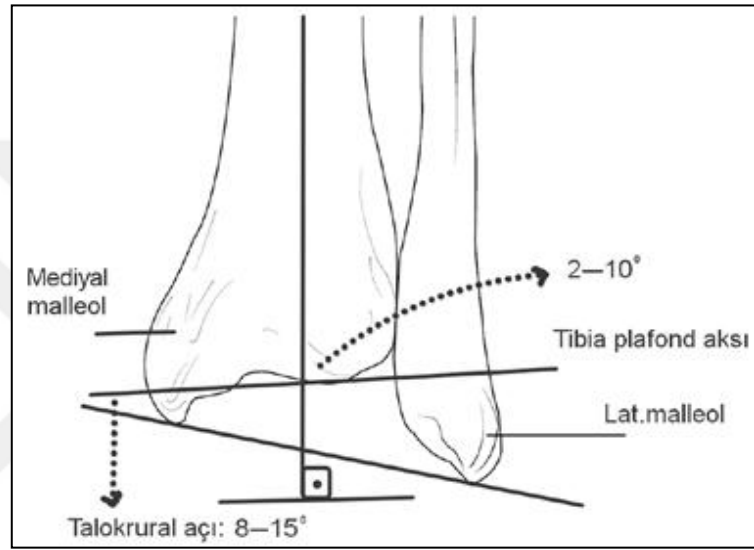
Şekil 2.15 Ayak bileğinin anteriordan görünümü

Ayak bileğinin posteriorunda, cildin hemen altında, ayak bileğinin güçlü plantar fleksörü olan aşıl tendonu ince bir tendon kılıfı içerisinde subkutan dokuda bulunur. Plantaris tendonu, aşıl tendonunun medial sınırı boyunca uzanarak, kalkaneusta aşıl yapışma yerinin hemen medialine yapışır. Aşıl ve plantaris tendonu ayak bileğinin arka yüzeysel tabakasında yer alır.

2.3. Ayak Bileğinin Biyomekaniği

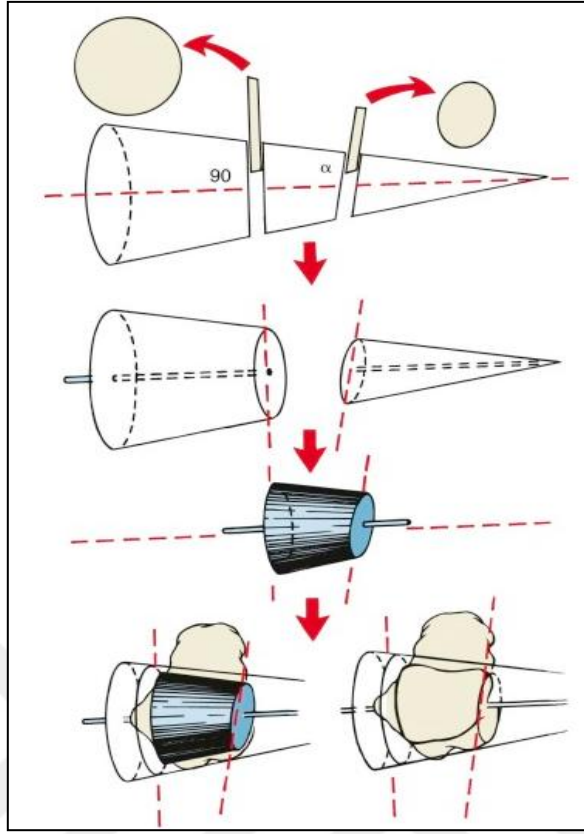
Ayak, vücudun dış zemin ile olan bağlantısıdır. Ayak bileği eklemi, alt ekstremité distalinde bulunan, transvers planda hareket eksenine sahip menteşe tipinde bir eklemdir. Ayak ve ayak bileği, vücudun en etkin şekilde ve en az enerji harcayarak hareket ettirilebilmesi için diğer alt ekstremité eklemleri ile uyumlu şekilde çalışır. Yürümenin duruş (stance) fazında, alt ekstremitenin kompresif, tensil, makaslama ve rotasyonel güçlerini dağıtması önemlidir. Bu güçlerin uygunsuz dağıtılması anormal stress oluşturarak konnektif doku ve kasların hasarlanmasına yol açar (57).

Ayak bileği kinematiği, eklem yüzeylerinin geometrisine ve kemik yapıların özellikle tibial plafondun talusla olan anatomik ilişkisine dayanmaktadır. Tibia plafond eklem yüzeyi tibia uzun aksına göre yaklaşık 3° ($2-10^\circ$) valgus pozisyonunda açılanma yapmaktadır. Malleollerin uç noktalarından geçen ayak bilek eksenini ile tibia plafond eklem yüzeyi arasındaki açı (talokrural açı) yaklaşık olarak $8-15^\circ$ 'dir ve eklem dizilimi açısından önemlidir (Şekil 2.16) (34, 53, 58).

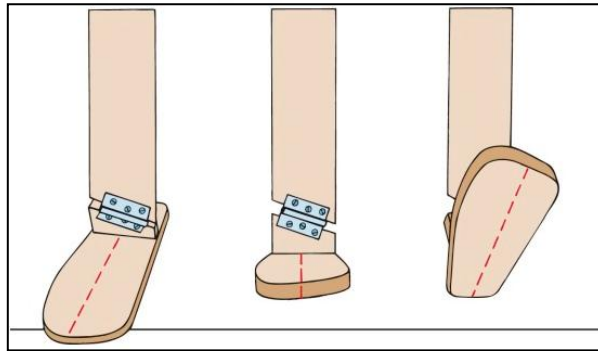


Şekil 2.16 Ayak bileğinde talokrural açı, mekanik aks ve tibia plafond aksı (Akdoğan'dan, 59)

Inman, ayak bileğinde anatomi ve işlevselliği beraber düşünerek, apeksi lateralde tabanı medialde olan koni modelini tanımlamıştır (Şekil 2.17). Tanımlanan koninin ekseni, mekanik eksendir ve tibia'nın uzun eksenine göre koronal planda 82° 'lik ($74-94^\circ$) bir açı yapar. Ayak bilek hareketleri bu eksen etrafındaki rotasyon hareketleri olarak adlandırılabilir. Hareket eksenindeki obliklik nedeniyle, ayak bileğinin pozisyonuna göre, fleksiyonda iç rotasyon, ekstansiyonda ise dış rotasyon oluşmaktadır (Şekil 2.18) (53, 60, 61).



Şekil 2.17 Inman'ın tariflediği ayak bilek koni modeli (Inman'dan, 4)

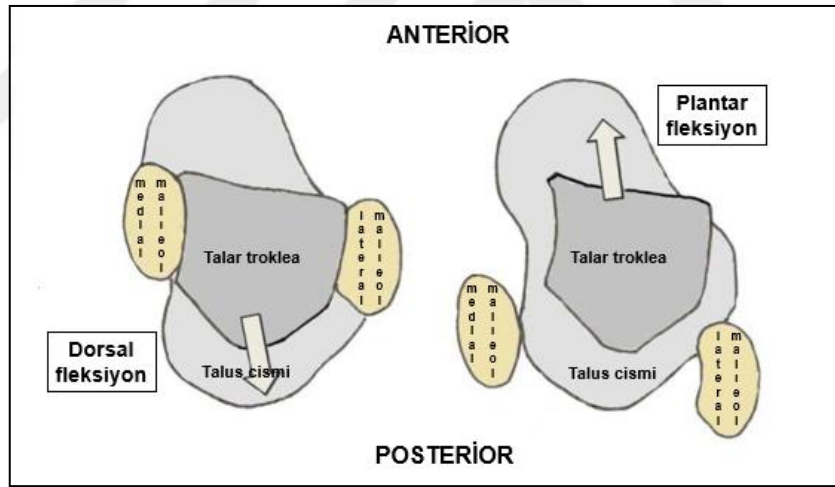


Şekil 2.18 Ayak bileğinin hareket eksenindeki oblisite (Mann'dan, 62)

Ayak bilek hareketleri çoğunlukla tibiotalar ve subtalar eklem hareketlerini beraber ifade etmektedir. Ayak bileğinin primer hareketi sagital planda dorsifleksiyon ve plantar fleksiyondur. Primer hareketler arasında rotasyon yoktur. Ayak bilek mekanik eksenini oblik konumda olması nedeniyle fleksiyon ve ekstansiyon sırasında ayakta sekonder olarak rotasyon hareketi gerçekleşir. Normal ayak bileği yaklaşık $13-33^\circ$ dorsifleksiyon ve $23-56^\circ$ plantar fleksiyona izin verir. Yürüyüşün stance fazında ise sagital planda yaklaşık 24° hareket

mevcuttur. Bunun yaklaşık 10° ni dorsifleksiyon oluştururken, 14° ni plantar fleksiyon oluşturur. Ayaktaki rotasyon genişliği ise fleksiyon derecesine bağlı olarak 19–20°'dir (2, 3, 61).

Ayak bileğinin üç boyutlu hareketi, talusun asimetrik şekli ve tibia ile fibula arasında harekete izin veren sindesmozun elastik yapısı sayesinde oluşur (63). Talus ve malleollerin eklem yüzeyleri, ayak bileği dorsifleksiyondan plantar fleksiyona geçerken temas halinde kalır. Dorsifleksiyon sırasında, talusun daha geniş olan ön bölümü malleoller arasına yerleşerek mortisin büyük bir kısmını doldurur ve intermalleolar mesafe ortalama 1-2 mm artar (Talar trochleanın anterior bölümü posteriordan $2,4 \pm 1,3$ mm daha geniştir(4)). Bu pozisyonda kemik ve eklem yüzeylerinin temasının artışına bağlı olarak eklem daha stabil bir hale gelir ve ayak bileği için en güvenilir pozisyon olarak kabul edilir. Plantar fleksiyonda ise talusun daha geniş olan anterior bölümünün mortisten uzaklaşması ile ayak bileğinin kemik stabilitesi azalır (Şekil 2.19) (64-66).



Şekil 2.19 Plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon sırasında talusun hareketi (Mulligan'dan, 67)

Tam plantar fleksiyonda azalmış kemik stabilitesine rağmen, talar trochleanın posterior 2/3'ü rotasyona bağlı olarak mortiste kalır. Close ve arkadaşları hem aktif hemde pasif dorsifleksiyon sırasında talusta 5-6° eksternal rotasyon olduğunu göstermişlerdir. Plantar fleksiyonda ise talus konik ve kama şeklinin bir sonucu olarak internal rotasyona uğrar. Ayrıca, plantar fleksiyon sırasında talusta supinasyon gerçekleşir ve bunun sonucu olarak talar trochleada posterolateral kayma hareketi gerçekleşir. Dorsifleksiyon sırasında ise talusta

pronasyon hareketi oluşur (3, 68-69). Plantar fleksiyon sırasında talusun internal rotasyonunu takiben fibula anteroinferior yönde yer değiştirir ve iç rotasyon yapar. Dorsifleksiyon sırasında ise posterosuperior yönde yer değiştirirken dış rotasyona uğrar (67).

İnversiyon ve eversiyon hareketleri subtalar eklemin hareketidir. İnversiyon topuğun orta hat yönünde hareketi olup 10-15° kadardır. Diğer eklemlerin harekete katılmasıyla 25-30°'ye kadar artar. Bu harekette en önemli rolü tibialis posterior, fleksör digitorum longus ve fleksör hallucis longus kasları oynar. Eversiyon ise inversiyon hareketinin tam tersidir. Peroneus longus ve peroneus brevis kasları eversiyonda önemli rol oynar. Abduksiyon ve adduksiyon hareketleri talonaviküler ve kalkaneokuboid eklemlerle gerçekleştirilir. Adduksiyon ve abduksiyon hareket açıklığı 25° kadardır (31).

2.3.1. Ayak Bileğinin Stabilitesi

McCullough'un tanımladığı gibi, ayak bileğinin pasif stabilitesi eklem yüzlerinin konturu, kollateral ve alt tibiofibuler ligamentler tarafından sağlanır. Dinamik stabiliteyi ise yerçekimi ve kas kuvveti sağlar. Bu stabilizan etkiler dorsal fleksiyonda en büyüktür (61).

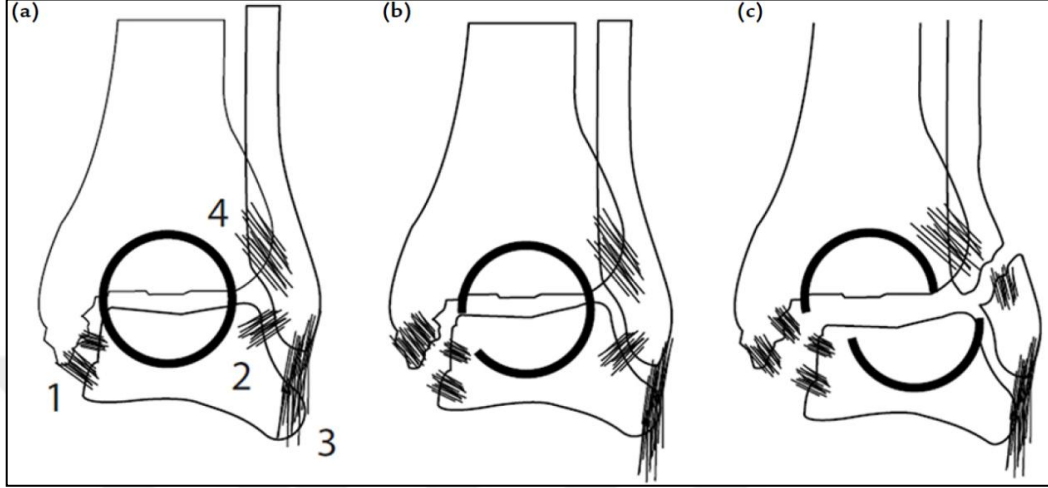
Ayak bileğinin stabilitesi primer olarak 4 grup kemik ve 4 bağ yapıya bağlıdır: (59)

1. Medial malleol ve medial kollateral bağ
2. Lateral malleol ve lateral kollateral bağ
3. Anterior sindezmotik bağlar ve bunların tibia ve fibuladaki yapışma yerleri
4. Posterior sindezmotik bağ ve posterior malleol

Deltoid ligament kompleksi, kollateral ligament komplekslerinin en güçlüsüdür ve ayak bileği mortisinin major stabilizatörüdür. Derin deltoid ligament talusun eksternal rotasyonunu sınırlar ve laterale translasyonunu önler. Kırık olmadan mortiste diastaz oluşması için, medial veya lateral kollateral ligamentlerin, interosseöz membranın bir kısmının ve aynı zamanda sindesmotik ligamentlerin yaralanması gerekmektedir (68, 70).

Ayak bileğinde stabilite, mevcut kemik ve bağ kompleksleri ile (halka şeklinde) sağlanmaktadır. Bu halkanın tek bir yerden kırılması, talusun ayak

bileğinde ön-arka veya lateral-mediyal yönde yer değiştirmesine neden olmamaktadır. İnstabilitenin gelişmesi için, halkanın en az iki noktadan bozulması gerekmektedir (Şekil 2.20) (59).



Şekil 2.20 Ayak bileği stabilitesinde kemik ve bağlardan oluşan izafi halka şematik görünüm. Halka stabil (a); tek noktadan bozulmasına rağmen stabil (b); birden çok noktadan noktadan bozulmuş, instabil (c) (Akdoğan'dan, 59)

Fibulanın Fonksiyonu

Fibula, uzun ince bir kemik olup plantar fleksör ve ekstensörlerin bir kısmının proksimal yapışma yerini oluşturur. Mortisin stabilitesinin korunmasında önemli bir dinamik fonksiyona sahiptir ve yüklenme sırasında yaklaşık 2,4 mm inferior yönde migrasyona uğrar. Bu distal hareket, fibula üzerine yapışan plantar fleksörlerin kontraksiyonu sonucu oluşur. Distale doğru olan fibula hareketi mortisin derinleşmesine ve interosseöz membranın liflerinin gerilmesine neden olur. Derinleşen mortis ve gergin interosseöz membran, yürüyüşün hem stance hem de push off sırasında ayak bileğine ek lateral destek sağlar (3, 71-72).

Sindesmotik Stabilité

Sindesmotik kompleks, fibulanın peroneal incisura içinde kalmasını ve tibia ile fibulayı ayırmaya çalışan aksiyel, rotasyonel ve transvers kuvvetlere karşı koyar. Distal tibia ve fibula arasında kemik uyumu olmasına rağmen, sindesmozdaki stabilitenin büyük bir kısmını ligamentöz yapı sağlar.

❖ **Kemik stabite:**

Sindesmozun kemik stabilitesi incusura fibularis derinliğinden kaynaklanır ve bu normal olarak bireyler arasında büyük ölçüde değişiklik gösterir. Nüfusun yaklaşık %40'nda sindesmoz instabilitesine yatkınlık yaratan sığ bir incisura (< 4 mm derinlik) vardır. İncisuranın derinliği esas olarak anterior tibial tüberkülün büyüklüğünü yansıtır. Bu anterior kemik tamponlama etkisi, fibulanın sindesmoz bağlarının yaralanmasıyla posteriora doğru olan yer değiştirmesi eğilimine katkıda bulunur (68, 73).

❖ **Ligamentöz stabilite:**

Uygun fibular pozisyon ve kontrollü hareket, sindesmotik fonksiyon ve stabil ayak bileği hareketi için gerekli olsa da, sindesmoz çevresindeki ligamentler aşırı fibular hareketi önlemek için birlikte çalışırlar (74). Talus'un inversiyon, iç rotasyon ve anterior deplasmanına direnç gösteren AİTFL, sindesmotik ligament kompleksinin en zayıf ve dolayısıyla da en sık yaralanan parçasıdır. Dorsifleksiyon anında ayak bileğinin iç rotasyonunu sınırlayan PİTFL ise son derece sağlam ve elastik olması sayesinde travma anında en son zedelenen, dolayısıyla da sindesmotik ligament kompleksinin en az yaralanan parçasıdır. TTFL olarak adlandırılan PİTFL'nin derin lifleri ise plafondun posterioruna transvers seyrederek talusun posteriora translasyonunu önlerler. Sindesmozun yapısına katılan en kısa ligament olan İOL, transvers plandaki ana stabilizatördür. İOM'nın distal kısmıyla olan devamlılığı sayesinde de aksiyel yükün tibia ile fibula arasındaki dağılımına katkıda bulunur (7-10).

Sindesmotik ligamentlerin ayak bileği stabilitesine katkıları, deneysel ligament diseksiyonları ile bir çok çalışmada gösterilmiştir. Ogilvie – Haris ve arkadaşları tarafından yapılan biomekanik çalışmada; sindesmozun görevini yerine getirmesinde, daha basit bir tanımlamayla diastaza direncinde, AİTFL'in %35, İOL'in %22, yüzeysel PİTFL'in %9 ve derin PİTFL (TTFL)'nin %33 oranında sorumlu olduğunu ortaya koymuştur. Bu analize dayanarak üç ana ligamentten ikisinin yaralanması önemli derecede instabiliteye yol açacaktır (11). Aynı amaçla gerçekleştirilen diğer bir kadavra çalışmasında ise AİTFL'nin kesilmesi ile 2,3 mm diastaz olduğu gösterilmiştir. Distal 8 cm'lik İOM

kesildiğinde ise diastazda ilave 2,2 mm bir artış görülmüş ve PİTFL eklendiğinde ise total 7,3 mm'lik bir diastaz saptanmıştır (75).

Rotasyon ile ilgili bulgular ise diastaz ile ilgili olanlara paraleldir. AİTFL kesilmesinden sonra rotasyon ortalama $2,7^{\circ}$ artarken tüm ligamentler kesildiğinde $10,2^{\circ}$ ye yükselir. Burada unutulmaması gereken dış rotayonla birlikte anterior-posterior yöndeki translasyonun arttığıdır (68, 76).

Dinamik ayak bilek eklem hareketi ve talusun mortis içindeki hareket ve uyumunun bozulması eklem temas yüzündeki basınç dengesinin bozulmasına neden olur ki bu tablonun sonucunda ayak bilek artriti gelişir. Bir çok çalışmada eklemdaki önemli değişimleri önlemek için, mortis uyumunun ve tibiotalar temasın sürdürülmesinin önemi gösterilmiştir. Burns ve arkadaşları tarafından yapılan aksiyel yüklenmedeki pronasyon ve eksternal rotasyon yaralanmalarını temsil eden bir çalışmada, sindesmotik ligamentlerin kesilmesi ile tibiotalar temas alanı ve pik basınçlarında göz ardı edilebilir farklılıklar ve sindesmozda hafif bir diastaz (ortalama 0,24 mm) olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte deltoid ligament kesilmesi ile diastaz 0,73 mm'ye çıkmış ve tibiotalar temas alanı %39'a düşerek pik basınçta %42'lik bir artış olmuştur (77). Talusun 1 mm lateralizasyonu temas yüzeyini %40, 3 mm'lik yer değiştirme ise % 60 oranında azaltır (13, 78).

2.4. Epidemiyoloji

Sindesmoz yaralanmalarının ilk olgusu, 1907'de bir ligamentöz yaralanmadan sonra tibioperoneal diastaz olarak Quenu tarafından tanımlanmış ve daha sonra bu konu derinlemesine incelenmeye başlamıştır (79).

Klasik olarak, lateral ayak bileği yaralanmalarından daha az sıklıkta görülmekte ve ayak bileği ligamentöz lezyonlarının % 1-18'ni oluşturmaktadır (80). Yılda sadece 100.000 kişide 2,09 insidansına rağmen yanlış tedavi protokolü uygulanırsa önemli bir morbidite sebebidir ve dejeneratif ayak bileği hastalığına sebep olmaktadır. En sık 18-34 yaş grubunu etkilemektedir (81).

Ayak bileği kırıklarına eşlik eden sindesmoz yaralanmaları, tüm ayak bileği yaralanmalarının %8,5'u oluşturur. Operatif fiksasyon gerektiren ayak

bileği kırıklarında ise bu oran %25'e kadar çıkmakta ve en sık olarak Weber tip C yaralanmalarda görülmektedir (82).

İzole sindesmoz yaralanmaları ise kırık olmaksızın, distal tibiofibular eklemden bozulmayı ifade etmektedir ve 'yüksek ayak bileği yaralanmaları' olarak adlandırılmaktadır. İnversiyon tipi ayak bileği burkulmalarından daha az yaygın olan yüksek ayak bileği yaralanmaları, tüm ayak bileği yaralanmalarının %12 si kadardır. Fakat, futbol, basketbol, Amerikan futbolu, rugby, hokey gibi yüksek hızda çarpışmalara, ayağın dorsifleksiyonu ve dış rotasyonuna neden olabilen yüksek torklu kuvvetlere sahip sporlarda bu oran %25 civarına çıkmaktadır (83). Bununla birlikte, son yapılan çalışmalarda, tanı ve yaralanma mekanizmalarının daha iyi anlaşılmasına bağlı olarak, tüm spor yaralanmalarında %17-76 arasında bir insidansa sahip olduğu gösterilmiştir (84).

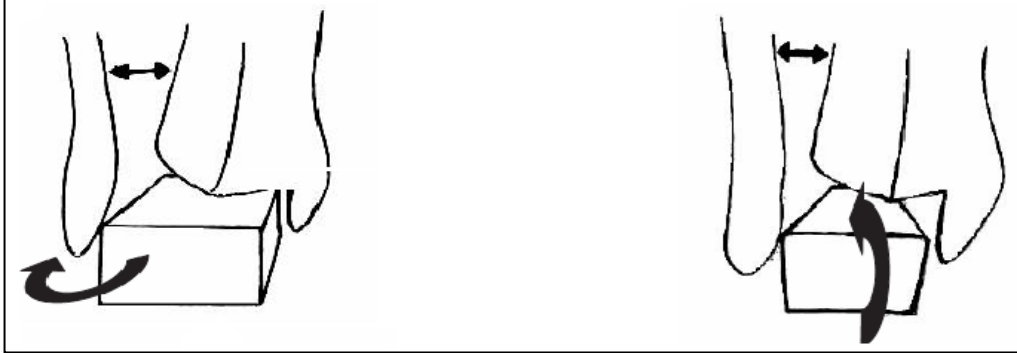
2.5. Yaralanma Mekanizmaları

Sindesmozda soruna neden olan yaralanma mekanizmaları oldukça karışıktır. Bunun nedeni, bölgedeki çok sayıdaki anatomik yapının hareket sırasında farklı planlardan köken alan streslere maruz kalmasıdır. Patolojik kuvvetler nedeni ile ayak bilek mortisinin uyumu bozulduğunda sindesmoz yaralanmaları ortaya çıkar. Sindesmozun komponentleri olan AİTFL, PİTFL, TTFL ve İOL'dan herhangi birinin veya tümünün yaralanması ile sonuçlanır (85).

Literatürde birden çok yaralanma mekanizması bildirilmiştir. Sindesmoza zarar veren mekanizmalar, ayak ve ayak bileğinin plantar fleksiyon ve inversiyonu sonucu oluşan lateral ayak bileği yaralanmalarından oldukça farklıdır. En sık olarak eksternal rotasyon ve hiper dorsifleksiyon mekanizması karşımıza çıkmaktadır. Diğer nedenler ise eversiyon, inversiyon, plantar fleksiyon, pronasyon ve internal rotasyondur (86).

Ayağın aşırı dış rotasyonu talusta eksternal rotasyon ve eversiyona neden olarak mortisin genişlemesi ile sonuçlanır (Şekil 2.21). Zorlamalı dorsifleksiyon sırasında ise talus kubbesinin daha geniş olan anterior kısmı eklem aralığına girerek mortisi genişletme eğilimindedir (Şekil 2.21). Her iki yaralanma mekanizmasında mortisteki aşırı genişleme sindesmotik ligamentlerin yaralanması

ile sonuçlanır ve fibula dış rotasyona uğrayarak posterolateral yönde deplase olur (87).

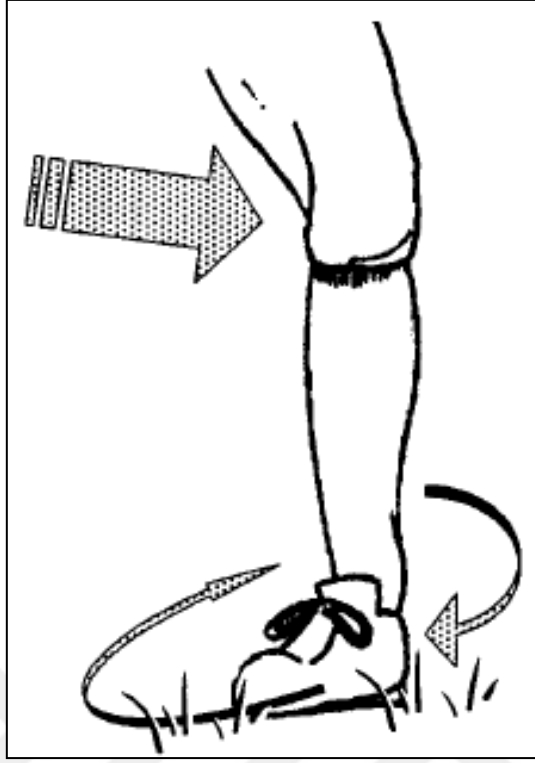


Şekil 2.21 Ayağın aşırı dış rotasyonu (solda) ve ayağın hiper dorsifleksiyonu (sağda) ile yaralanma mekanizması

Genel olarak, sindesmozda yaralanmaya neden olan temel hareketler; yüksekte düşme, burkulma, trafik kazası ve spor yaralanmalarıdır. Sportif faaliyet anında zıplamayı takiben yere inerken diğer sporcunun ayağı üzerine veya çukura basma ve düzgün olmayan zeminlerde koşma en sık karşılaşılan yaralanma şekilleridir. Bununla birlikte temel mekanizma aynı kalmak şartıyla yapılan spora bağlı bazı küçük farklılıklar söz konusu olabilir. Örneğin futbolcularda ayağın çime takılması, ayak hafif dış rotasyonda ve yerde sabitken ki bu pozisyonda gövde de içe dönmüş durumdadır, diz laterale uygulanan direkt darbe, kayakçının slalom sırasında kayağının kara batması, acemi askerlerin eğitim sırasında çamur havuzuna atlamaları en sık görülen yaralanma şekilleridir.

Sindesmoz yaralanmalarının en sık rapor edildiği iki spor aktivitesi Amerikan futbolu ve kayaktır. Bu yaralanmaların mekanizmaları net bir şekilde tanımlanmamış olmasına rağmen, ayağın dış rotasyonunun primer sorumlu olduğu düşünülmektedir.

Boytim ve arkadaşları tarafından Amerikan futbolunda tanımlanan mekanizmada, ayak dış rotasyonda yere basarken dize lateralinden darbe gelmesi ve gövdenin tam tersi yönde rotasyona uğramasıyla sindesmoz ligamentlerinde hasar oluşmaktadır (Şekil 2.22) (85).



Şekil 2.22 Amerikan futbolunda sindesmoz yaralanma mekanizması

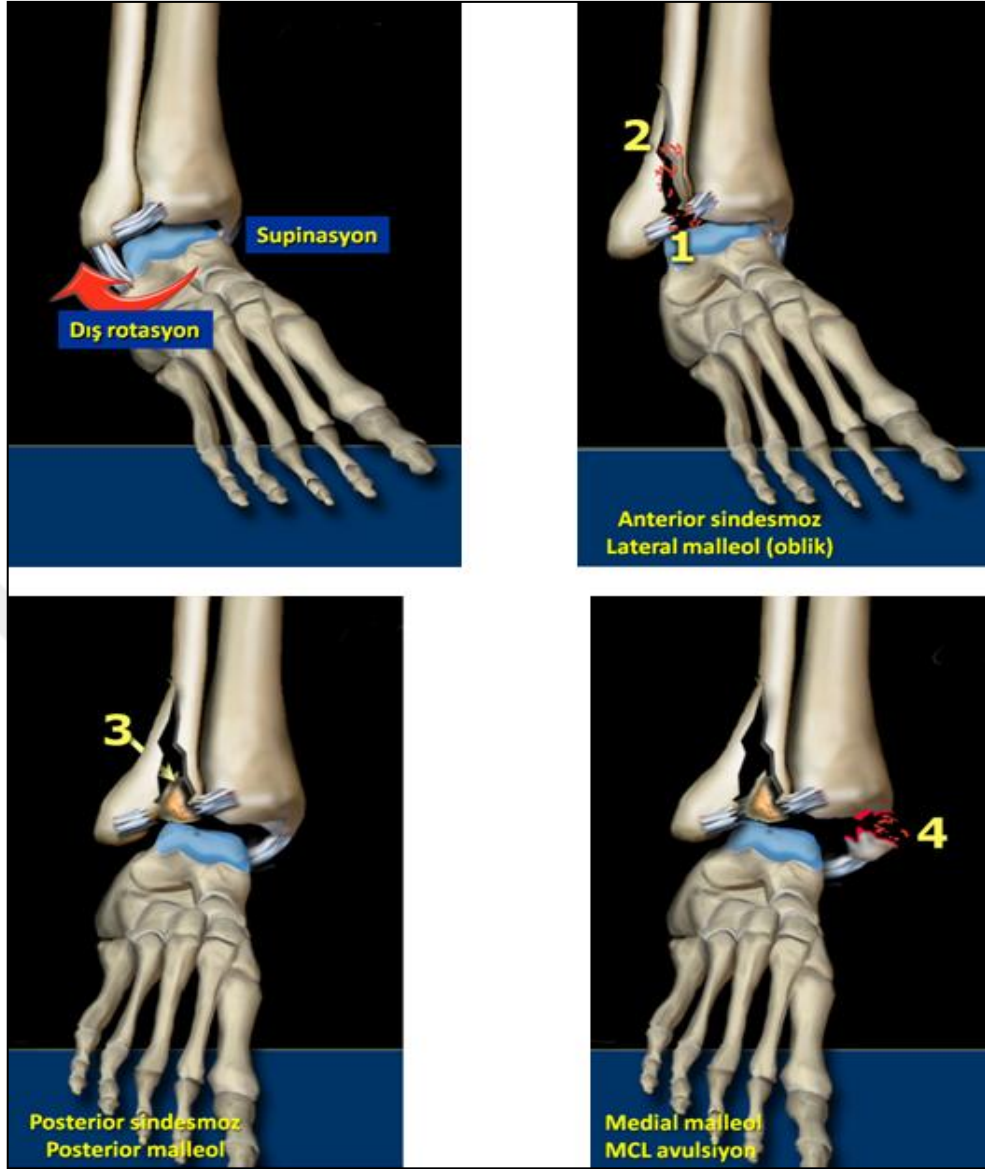
Fritschy, kayakçılardaki sindesmoz yaralanma mekanizmasını şu şekilde açıklar; Sindesmotik ligamentlerinin maksimum gerilim altında oldukları pozisyon, ayak bileğinin tam dorsifleksiyon veya plantar fleksiyon, ayağın dış rotasyonda olduğu ve talusun lateral malleole baskı yaptığı pozisyonudur. Bu rotasyon hareketi ilk önce AİTFL'ı etkiler. Dış rotasyon devam eder ise sırasıyla İOM ve PİTFL de yaralanır. Kayakta botlar herhangi bir sagital düzlem hareketine (dorsifleksiyon veya plantar fleksiyon) izin vermez. Bu nedenle zik zak yaparak kayma aşırı dış rotasyona neden olarak sindesmozun yaralanması ile sonuçlanır (Şekil 2.23) (88).



Şekil 2.23 Kayakçılarda sindesmoz yaralanma mekanizması

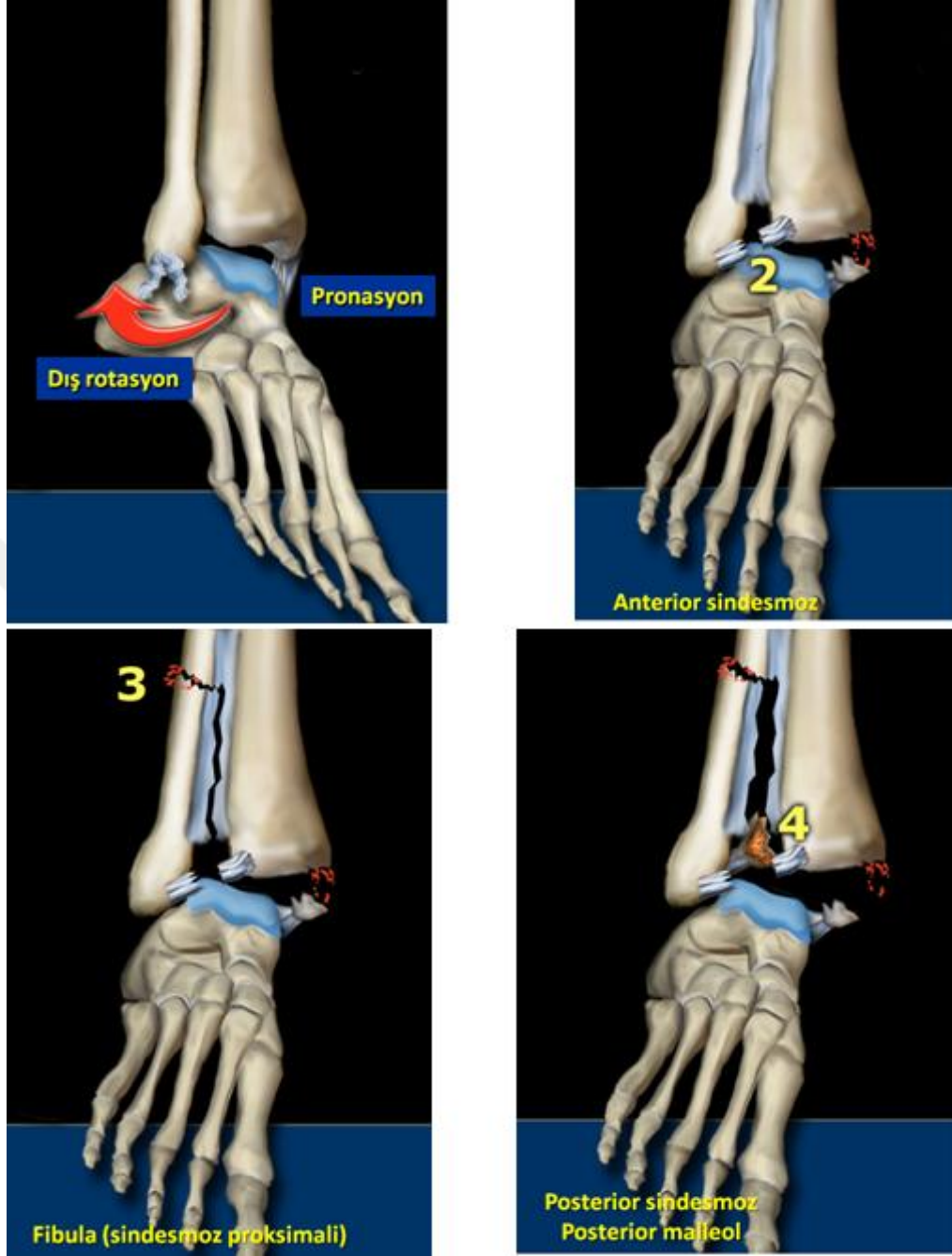
Hiper dorsifleksiyon mekanizması ile yaralanma ise genel olarak atlama ve koşma sporlarında görülür. Örneğin; bir atletin koşarken ani bir duruş yapmasıyla sporcunun sahip olduğu ivme vücudu öne doğru iterken ayağı dorsifleksiyona zorlayarak mortiste aşırı stres oluşturur ve ligament hasarı ortaya çıkar.

Ayak bileğini etkileyen kuvvetin şiddeti ve yönü kadar kuvvet etkisi altındaki ayağın pozisyonu da yaralanma tipini belirleyen önemli faktörlerdir. Ayağın kuvvete maruz kaldığı andaki pozisyonu hangi yapıların daha gergin olduğunu dolayısıyla da ilk olarak hangi anatomik yapıların yaralanacağını belirler. Travma anında ayak supinasyonda (inversiyon) ise medial yapılar gergin lateral yapılar gevşek, ayak pronasyonda (eversiyon) ise medial yapılar gergin lateral yapılar gevşektir. Supinasyon eksternal rotasyon (SER) tipi bir yaralanmada önce AİTFL yaralanır, sonra fibulada kısa oblik kırık meydana gelir, devamında PİTFL rüptürü ya da posterior malleolde avulsiyon kırığı oluşur ve en son medial malleolde transvers kırık ya da derin deltoid ligament rüptürü meydana gelir (Şekil 2.24) (89).



Şekil 2.24 SER evre 1-4

Pronasyon eksternal rotasyon (PER) yaralanma ise derin deltoid ligament rüptürü ya da medial malleolun transvers kırığı ile başlar, devamında AİTFL yaralanır, fibulada ayak bileği seviyesinin proksimalinde kısa oblik ya da spiral kırık meydana gelir ve PİTFL rüptürü ya da posterior malleolde avulsiyon kırığı ile sonlanır (Şekil 2.25) (89).



Şekil 2.25 PER evre 1-4

2.6. Sınıflandırma

Sindesmoz yaralanmaları, yaralanmaya neden olan kuvvetin şiddeti ve yönü, travma anında ayağın pozisyonu, yaralanmaya eşlik eden dokular, klinik bulgular ve travma zamanına göre çok farklı şekillerde sınıflandırılırlar.

2.6.1. Klinik sınıflandırma

Ayak bilek yaralanmaları; ligamentöz gerilme ile instabilite yaratan tam rüptür arasında değişen çeşitli morfolojik ve patolojik durumları ifade eder ve yaralanmanın şiddetine bağlı olarak 3 dereceye ayrılırlar. Bu derecelendirme, yaralanma şiddetini ve doğru tedaviyi belirlemede yardımcı olur (90).

Grade 1: Bu hastalarda lateral ligamentlerde inkomplet bir yaralanma vardır. Klinik olarak hassas ama stabil bir sindesmoz ve normal radyografiler mevcuttur. Eksternal rotasyon ve squeeze testleri negatif olabilir. Fakat; Gerber ve arkadaşları bu iki testen birinin pozitif olması gerektiğini belirtmişlerdir (91).

Grade 2: İkinci derece yaralanmalar genellikle tam kat AİTFL ve İOM yaralanması ile ilişkilidir. Radyografiler normal, eksternal rotasyon ve squeeze testleri pozitifdir. Bununla birlikte eklem stabilitesi konusunda görüş birliği yoktur. Scranton instabil olduğunu, Wolf ve Amendola ise stabil veya instabil olabileceğini belirtmişlerdir (92).

Grade 3: AİTFL, İOL, PİTFL ve deltoid ligamentte yaralanmayı ifade eder. Eklem instabil ve radyografilerde diastaz saptanır. Tüm klinik testler pozitifdir.

2.6.2. Yaralanma süresine göre sınıflandırma (93)

1. Akut sindesmoz yaralanmaları (0-3 hafta)
 - a. Diastaz yok (sprain)
 - b. Latent diastaz (direkt grafi normaldir, tanı stres grafisi ile konur)
 - c. Frank diastaz (direkt grafide diastaz mevcut)
 - I. Fibulanın lateral deplasmanı
 - II. Fibulanın plastik deformasyonu ile birlikte lateral deplasmanı
 - III. Fibulanın posterior ve lateral deplasmanı
 - IV. Fibula deplasmanı ile birlikte talusun superior deplasmanı
2. Subakut sindesmoz yaralanmaları (3 hafta 3 ay arası)
 - a. Tibiotalar artritinin bulunmadığı olgular
 - b. Tibiotalar artritinin bulunduğu olgular
3. Kronik sindesmoz yaralanmaları (3 aydan eski olgular)
 - a. Tibiotalar artritinin bulunmadığı olgular

- I. Sinostoz gelişmemiş olgular
- II. Sinostoz gelişmiş olgular
- b. Tibiotalar artritin bulunduğu olgular

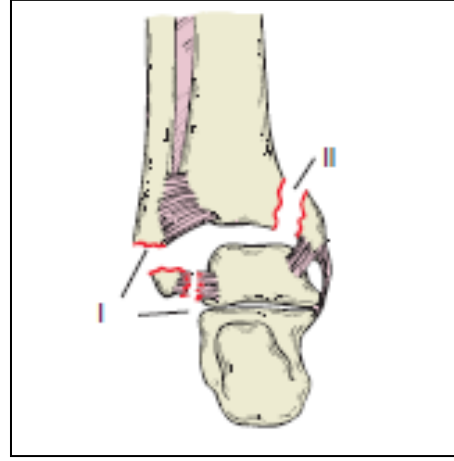
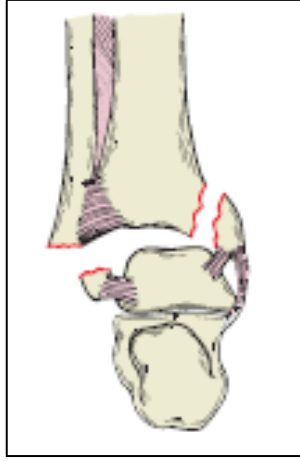
2.6.3. Yaralanmaya dahil olan dokulara göre sınıflandırma

Kırıkla birlikte olan sindezmoz yaralanmaları

Weber, 1972 yılında Danis'in sınıflandırmasını esas alarak geliştirdiği yeni bir sınıflandırma ortaya atmıştır. Weber'in amacı yaralanmanın nasıl oluştuğunu belirlemek değil, radyolojik görüntüden yola çıkarak bağ lezyonları ile birlikte yaralanmayı tüm detayları ile anlamaktır. Fibula ve sindezmoz ilginin odağını oluşturur. Weber'e göre fibula lezyonunun yüksekliği sindezmozun durumuna işaret eder. Bu yeni sınıflandırma Danis- Weber sınıflandırması olarak adlandırılmıştır ve fibula kırığının lokalizasyonunu temel alarak 3 gruba ayrılır (94-95).

a) Danis-Weber Tip A:

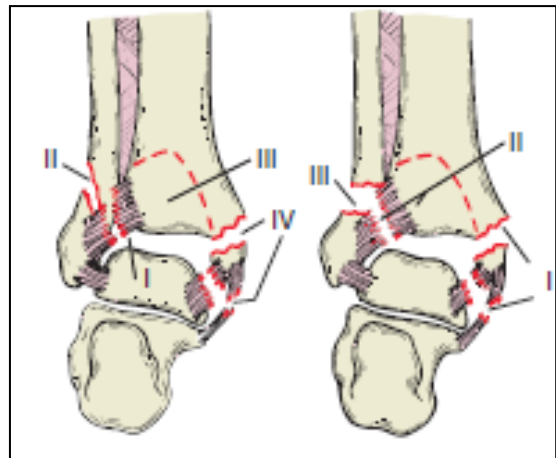
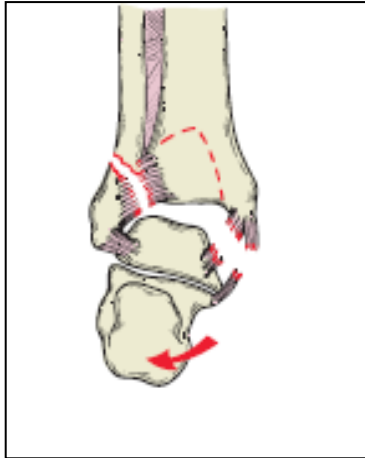
İç rotasyon ve adduksiyon sonucunda; tibia distal eklem yüzü seviyesinde veya daha alt seviyede fibulada transvers kırık oluşur. Sindezmozda yaralanma yoktur. Kuvvet devam ederse medial malleolde oblik veya vertikal bir kırık oluşabilir. Bu kırıklar Lauge-Hansen'in supinasyon-adduksiyon kırıklarına uyar. (Şekil 2.26). Bu grupta supinasyon-dış rotasyon sonucu, AİTFL'nin sağlam kalması neticesinde anterior fibuler tüberkülde oluşan kopma kırığı (Wagstaffe kırığı) ve supinasyon-adduksiyon zorlamasının oluşturduğu kırıklar vardır. Yine bu grupta supinasyon-dış rotasyon zorlaması ile AİTFL'nin çekmesi sonucu oluşan anterolateral tibial kenarın kopma kırığı (Tillaux-Chaput kırığı) bulunur (31, 96).



Şekil 2.26 Danis-Weber Tip A (solda), Lauge-Hansen supinasyon-adduksiyon evre 1-2 (sağda)

b) Danis-Weber Tip B:

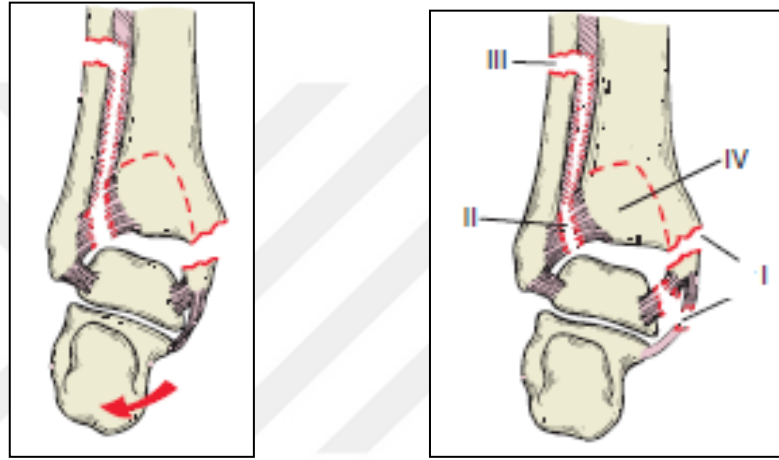
Dış rotasyon sonucunda fibulada, eklem seviyesinde anteromedial yüzden başlayıp posterolateral yüze uzanan spiral veya oblik bir kırık vardır. Lateral malleol kırıklarının %80-90'ı Danis-Weber tip B kategorisine girer. Medial malleol kırığı veya deltoid bağ yırtığı lateral malleol kırığına eşlik edebilir. Sindezmozda kısmi hasar vardır. AİTFL, tip B kırıkların %50'sinde tamamen veya kısmen yırtıktır. Buna karşın arka sindezmotik bağ sağlamdır. Lauge-Hansen sınıflandırmasında supinasyon-dış rotasyon ve pronasyon-abduksiyon zorlamasına karşılık gelir (Şekil 2.27) (53, 96).



Şekil 2.27 Danis-Weber Tip B (solda), Lauge-Hansen supinasyon-dış rotasyon evre 1-4 ve pronasyon-abduksiyon evre 1-3 (sağda)

c) Danis-Weber Tip C:

Sindezmoz seviyesinin proksimalindeki fibula kırığıdır. Sindezmoz yırtılmıştır ve daima medial malleol kopma kırığı veya deltoid bağ yırtığı vardır. Lauge-Hansen sınıflandırmasının pronasyon-dış rotasyon zorlamasının 3. evresine karşılık gelir (Şekil 2.28). Tibiofibuler bağların proksimalindeki, oblik fibula kırığının görüldüğü abduksiyon yaralanmaları ve interosseöz membran yırtığı ile daha proksimal fibula kırıklarının görüldüğü abduksiyon- dış rotasyon yaralanmaları olmak üzere iki gruba ayrılır (53, 96).



Şekil 2.28 Danis-Weber Tip C (solda), Lauge-Hansen pronasyon-dış rotasyon evre 1-4 (sağda)

İzole sindesmoz yaralanmaları (Sikka sınıflandırması) (97)

Evre I: izole AİTFL lezyonu

Evre II: AİTFL, İOL lezyonu

Evre III: AİTFL, İOL, PİTFL lezyonu

Evre IV: AİTFL, İOL, PİTFL, Deltoid ligament lezyon

2.7. Klinik

Sistematik şekilde uygulanan fizik muayene hem tanıyı koymak hem de tedaviyi planlamak açısından son derece önemlidir. Klinisyenlerin ilk muayeneyi tamamlayabilmeleri için hastanın yaralanma hakkındaki doğru bilgisi önemlidir. Bir sindesmotik yaralanma çeşitli yaralanma mekanizmalarına sahip olsa da, ayağın dış rotasyonu çoğunlukla hastalar tarafından tarif edilir (98).

Sindesmoz yaralanmasının tipik semptomları; ayak bileğinde ekimoz, palpasyonda hassasiyet ve AITFL üzerinde ağrıdır. Ayağın aktif ve pasif dorsifleksiyonunda ağrı artar. Ağrı bazen proksimale yayılım sergileyebilir. Bu yayılım muhtemel bir İOM hasarının göstergesidir. Sindesmoz yaralanmalı hastalarda önemli bir şişliğe rastlanmaz. Tam tersine ciddi şişlik, ek patolojinin varlığını araştırmak açısından önemli bir bulgu olarak düşünülmelidir (99-100).

Bu hastalarda normal yürüyüş paterni olan heel-toe yürüyüşü bozulur ve heel-raise yürüyüşü gözlenir. Bu yürüyüş biçimi ayak bileğinin dorsifleksiyonun önlendiği ve bu sayede itme anındaki (push-off fazı) ağrının azaltılmaya çalışıldığı bir yürüyüş biçimidir. Antalgik yürüyüş de denen bu yürüyüş biçimi ile hasta, sorunlu ayağının yere temas anını (stance faz) kısaltır ve dolayısıyla sorunlu taraftaki yük miktarını azaltır (99, 101).

Deltoid ligament yaralanması sindesmotik yaralanmalara en sık eşlik eden yaralanma olduğu için muayene sırasında değerlendirilmesi önem arz etmektedir. Deltoid ligament yaralanma mekanizmaları sindesmoz yaralanma mekanizmalarına benzerlik gösterir. Sindesmoz yaralanmasında olduğu gibi, ayağın dış rotasyonu ve talusun mortis içindeki eversiyonu en sık karşılaşılan deltoid ligament yaralanma mekanizmasıdır. Bu soruna ait belirti ve bulgular ise, ayak bilek medialinde şişlik, hassasiyet, ekimoz ve direkt grafide 4 mm'yi geçen diastazdır (73). Ayak bilek medialindeki ağrının valgus stresi ile artışı ve arka ayağa lokalize oluşu deltoid yaralanmasının diğer bulgularıdır. Deltoid ligamentin kısmi yırtığı genellikle medial ayak bileği yaralanmalarında görülürken, tam kat bir yırtık nadirdir ve ayak bilek kırıkları ile ilişkilidir (102).

2.7.1. Özel Testler

Sindesmoz yaralanmalarının saptanmasındaki zorluk nedeni ile; sıkıştırma testi, dış rotasyon stres testi, palpasyon testi, çapraz bacak testi, zorlamalı dorsifleksiyon testi, fibular transasyon testi ve Cotton testi gibi klinik stres testleri geliştirilmiştir. Bu testlerin tanısal değerleri konusunda tartışmalar olmakla birlikte görüntüleme yöntemleri ile birleştirildiklerinde sindesmoz yaralanması tespitinde önemli rol oynarlar.

Dış rotasyon stres testi (Kleiger testi)

Hastanın bacağı bir elle tespit edilir, diğer elle de ayak bileği nötral pozisyonda olan ayak dış rotasyona zorlanır (Şekil 2.29). Bu hareket talusu dış rotasyona zorlarken, fibulanın laterale deplase olmasını ve sindesmozun ayrılmasını sağlar. Bu hareket kombinasyonu ile ayak bileği lateralinde ve sindesmoz üzerinde ağrının artışı sindesmoz yaralanmasını gösteren pozitif bulgu olarak yorumlanır.

Aynı testin ayak bileği plantar fleksiyonda iken yapılması durumunda ayak bilek medialinde ortaya çıkan ağrı ise deltoid ligament rüptürü bulgusudur (85, 103-104).



Şekil 2.29 Dış rotasyon stres testi (Kleiger testi)

Squeeze (sıkıştırma) testi

Muayene masasına ayağını sarkıtacak şekilde oturan hastanın baldır, ayak bileğinin 10-15 cm kadar proksimalinden, tibia ve fibulası kavranacak şekilde iki elle sıkılır. Bu işlem yavaş yavaş ayak bileğine yaklaşılabacak şekilde progressif olarak sürdürülür (Şekil 2.30). Bu aşamada sindesmoz bölgesinde ağrı duyulması testin pozitifliği anlamına gelir. Testin proksimalden distale doğru kademe kademe inilerek yapılmasının sebebi ise hastanın aniden ortaya çıkacak şiddetli ağrıya maruz kalmasının ve kas spazmının engellenmesidir (104-105).



Şekil 2.30 Squeeze (sıkıştırma) testi

Point (palpasyon) testi

Supin pozisyonunda yatan veya oturan hastanın sindesmozunun üzerine direkt olarak baskı uygulanmasından ibarettir (Şekil 2.31) (103).



Şekil 2.31 Point (palpasyon) testi

Dorsifleksiyon testi (manevrası)

Dorsifleksiyon kuvveti etkisi altında talusun daha geniş olan anterior bölümünün distal tibia ile fibulayı birbirinden ayırması esasına dayanır. Bunun için muayene masasında ayağını sarkıtarak oturan hastanın bacağı bir elle sabitlenirken diğer el ile ayak bileği pasif dorsifleksiyona zorlanır (Şekil 2.32). Bu aşamada ortaya çıkan ağrı sindesmoz yaralanması lehine yorumlanır (106-107).



Şekil 2.32 Dorsifleksiyon testi (manevrası)

Cross-leg (çapraz bacak) testi

Sandalyede oturan hasta, yaklaşık olarak baldırının orta noktası temas edecek şekilde, sorunlu bacağına sağlam dizi üzerine koyar. Ardından sorunlu taraf dizinin iç yüzüne eli ile basar (Şekil 2.33). Bu aşamada ayak bileğinde hissedilen ağrı sindesmoz yaralanması lehine yorumlanır. Testin eksik tarafı, diz yaralanmasının eşlik ettiği olgularda kullanılamamasıdır (108).



Şekil 2.33 Cross-leg (çapraz bacak) testi

Heel thumb (topuğa vurma) testi

Muayene masasına ayakları sarkacak ve ayak bilekleri hafif plantar fleksiyonda olacak şekilde oturan hastanın bacağı bir elle sabitlenirken diğer elle topuğa çok şiddetli olmayacak şekilde ve tibia aksı boyunca, aşağıdan yukarıya doğru vurulur (Şekil 2.34). Bu aşamada sindesmoz bölgesinde hissedilen ağrı, sindesmoz yaralanmasının habercisi olarak kabul edilir (109).

Her ne kadar bu test sindesmotik yaralanma ve lateral ayak bileği burkulması arasında ayırım yapmaya yardımcı olmak için önerilmişse de, sindesmotik yaralanma için spesik olmayabilir. Çünkü, bu test aynı zamanda tibial stres fraktürlerinin olası varlığını değerlendirmek için de önerilmiştir (104).



Şekil 2.34 Heel thumb (topuğa vurma) testi

Cotton testi

Ayak bileği proksimalinden sabitlenir ve talus medialden laterale doğru kaydırılır (Şekil 2.35). Karşı ayak bileğine kıyasla artmış hareket varlığında test pozitifdir (110).



Şekil 2.35 Cotton testi

Fibular translasyon testi

Tibia sabitlenerek fibulaya anterior-posterior planda stres uygulanır. Karşı ayak bileği ile kıyaslandığında, artmış anteroposterior hareket varlığında test pozitifdir (Şekil 2.36) (111).



Şekil 2.36 Fibular translasyon testi

One-legged hop (tek bacak üzerinde zıplama) testi

Hasta sorunlu bacağının üzerinde (tek bacak üzerinde) sürekli olarak zıplatılır. Sayılar üzerinde net bir görüş birliği olmamakla birlikte, sindesmoz yaralanması olan hastalar bu zıplamayı 10 kezden daha az tekrarlayabilirler. Hastanın sağlam bacak ile zıplatılmasıyla testin sağlanması yapılabilir.

Zıplamanın sindesmoz yaralanması şiddetini arttırma ihtimali nedeniyle, tek bacak zıplama testinin, ancak diğer testlerin net sonuçlar vermediği durumlarda uygulanması konusunda görüş birliği oluşmuş durumdadır (112).

Yukarıda söz edilen özel testlerin güvenilirlikleri konusunda net bir görüş birliği yoktur. Kimi otörler dış rotasyon stres testini, kimi sıkıştırma testini, kimi ise dorsifleksiyon manevrasını daha güvenilir bulmaktadırlar. Alonso (103); stres testi ve dorsifleksiyon testi pozitif olanların spora dönüş süresinin daha uzun olduğunu, Nussbaum (112) ve Hopkinson (113); sıkıştırma testi pozitif olanlarda aktiviteye dönüş süresinin uzun ve sindesmotik heterotropik ossifikasyon oranının yüksek olduğunu, Scraton (114); sıkıştırma testinin güvenilir olmakla birlikte

yaralanmanın şiddeti hakkında fikir vermediğini, stres testinin ise ağrının hastaları korkutması nedeniyle güvenilir olabilmesi için anestezi altında yapılması gerektiğini iddia etmişlerdir.

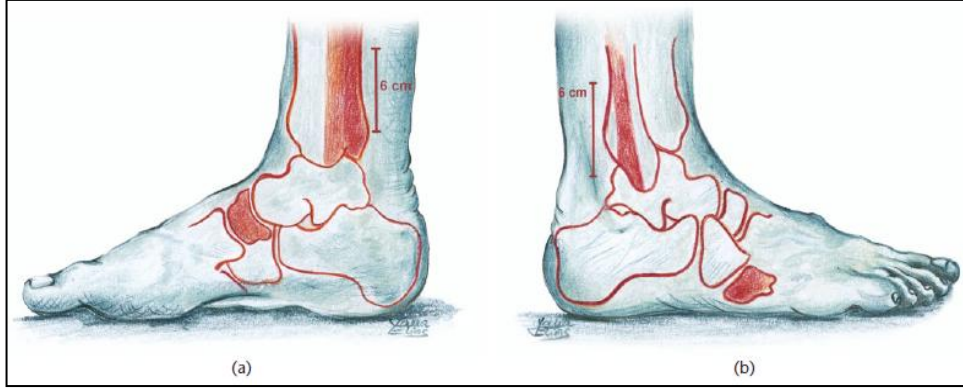
Bütün bu testlere rağmen, hastaların %20'sinde klinik olarak sindesmoz yaralanması tanısı konulamamaktadır (115-116). Sistematik olarak yapılan bir gözden geçirmede klinik testlerin güvenilirliği yeterli bulunmuştur. Ancak, görüntüleme yöntemleri kullanılmadan izole olarak değerlendirilen testlerin, sahip olduğu düşük tanısal hassasiyet ve özgüllük nedeniyle klinik tanıda minimal öneme sahip olduğu tespit edilmiştir (117). Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ile kıyaslandığında; sıkıştırma testinde %30 hassasiyet ve %93,5 özgüllük, dış rotasyon stres testinde %20 hassasiyet ve %84,8 özgüllük saptanmıştır (116, 118).

Bu literatür bilgilerinden hareketle oluşturulan ESSKA-AFAS konsensusuna göre ise tanıda önerilen klinik testler; AİTFL palpasyonu ile hassasiyet, fibular translasyon testi ve Cotton testidir (111).

2.8. Görüntüleme

Distal tibia ve fibula arasındaki ilişki sindezmotik bağın bütünlüğünü yansıtır. Sindesmoz yaralanmalarının tanısında farklı görüntüleme yöntemlerinden yararlanılır. Bu radyolojik çalışmalar klinik muayeneden elde edilen sonuçları doğrulamaya yardımcı olurlar. Ancak ayak bileği yaralanması ile hekime başvuran tüm hastaların radyolojik görüntüleme yöntemleri ile incelenmesi ciddi bir ekonomik problem yaratmaktadır. Çünkü bu hastaların yalnızca %15'inde kırık saptanmaktadır. Bu ekonomik yükün hafifletilebilmesi için daha seçici davranmayı gerektiren “**Ottowa ayak bileği kuralları**” mevcuttur (Şekil 2.37). Ottawa ayak bileği kurallarına göre;

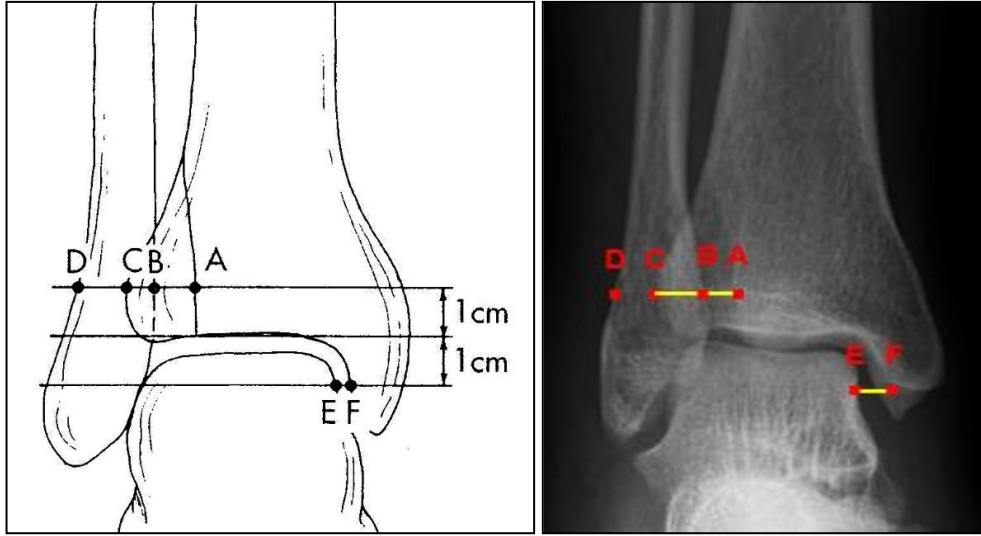
- a. Medial veya lateral malleolun arka kenarında veya tipinde ağrı,
 - b. Navikula veya 5. metatars bazisinde hassasiyet,
 - c. Muayene sırasında sorunlu ayağın üzerine basılamaması,
- durumlarında radyolojik görüntüleme yöntemlerinin kullanılması yaklaşık %30 oranında tasarruf sağlamaktadır (119).



Şekil 2.37 Ottawa ayak bileği kurallarının şematik çizimi: a) medial, b) lateral görünüm (Hassasiyetin aranacağı bölgeler kırmızı ile boyanmıştır) (Al-Mohrej'den, 120)

2.8.1. Direkt Grafi

Sindesmoz yaralanmasının radyolojik değerlendirmesi, hasta tolere edebildiği ölçüde çekilebilen yüklenmede anteroposterior, lateral ve mortis grafiğini içerir. İlişkili bir proksimal fibula kırığı (Maisonneuve kırığı) ve proksimal tibiofibular eklemdaki yaralanmaları değerlendirmek için radyografiler tibia ve fibulanın tümünü içermelidir. Harper ve Keller tarafından belirlenen radyografik parametreler, distal tibiofibular eklemin diastasını değerlendirmek için standart olarak kabul edilmiştir ve tibiofibular clear space (TFCS), tibiofibular overlap (TFO) ve medial clear space'den oluşmaktadır (Şekil 2.38). Ayak bileğinin direkt grafi ile değerlendirilmesi aşamasında gerçekleştirilen tüm ölçümler plafondun 1 cm proksimalinden yapılmalıdır (121).



Şekil 2.38 Harper ve Keller tarafından belirlenen radyografik parametreler A) Posterior malleol'ün lateral sınırı, B) Fibula'nın medial sınırı, C) Anterior tibial tüberkül'ün lateral sınırı, D) Fibula'nın lateral sınırı, E) Talus'un medial sınırı, F) Medial malleol'ün lateral sınırı, AB) TFCS, BC) TFO, EF) Medial clear space

Medial clear space:

Medial malleolün lateral sınırı ile talusun medial sınırı arasındaki mesafedir. Normal değeri 2-4 mm'dir. Ayak bileği nötral pozisyonunda iken, medial clear space talar kube ile tibial plafdond arasındaki aralığa eşit veya daha az olmalıdır. Bu açıklığın artması eşlik eden deltoid ligament yaralanmaları ile ilişkilidir (110).

TFCS:

Posterior tibial tüberkülün lateral sınırı ile fibulanın medial sınırı arasındaki mesafedir. Normal değeri 6 mm'nin altındadır. Bu değerin üstü diastaz olarak değerlendirilir. Bu parametre sindesmoz yaralanmaları için en güvenilir gösterge olarak kabul edilir (121).

TFO:

Anterior tibial tüberkülün lateral sınırı ile fibulanın medial sınırının üst üste binme oranıdır. Normal değeri AP grafilerde 6 mm'den, mortis grafilerinde ise 1 mm'den fazladır (110).

Bu üç parametrede ölçülen mutlak değerler, boyut veya cinsiyete göre anatomik farklılıkları dikkate almamaktadır. Bu farklılıkları açıklamak adına Ostrum ve arkadaşları oranlara dayalı ölçüm kavramlarını tanıtmışlardır. TFO / fibular genişlik oranı %24'den büyük ise veya TFCS/ fibular genişlik oranının %44'den az olması durumunda sindesmozda bir hasar olduğu sonucuna varmışlardır (122).

Cinsiyet farklılıklarına ek olarak, rotasyonda tibiofibular overlap ölçümlerini etkilemektedir. Pneumaticos ve arkadaşları, örtüşmenin rotasyonla değiştiğini, ancak dış rotasyon dercelerinden 25 derece iç rotasyona kadar clear space ölçümlerinin aynı kaldığını göstermişlerdir. Bu nedenle TFCS ölçümlerinin en güvenilir parametre olduğu sonucuna varmışlardır (123).

2.8.2. Stres Grafileri

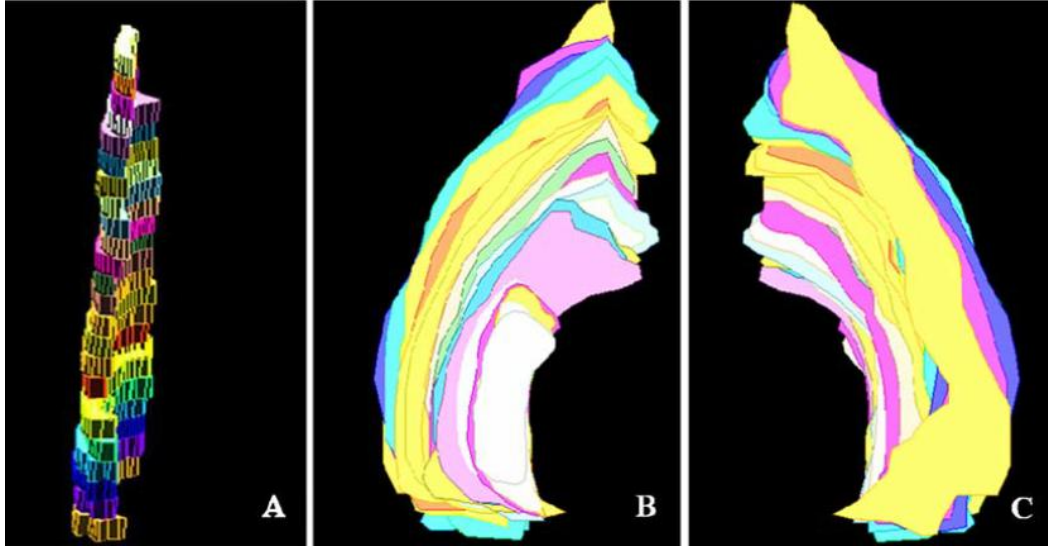
Sindesmoz yaralanmasından şüphelenildiğinde ve statik düz grafilerde belirgin bir bulgu olmadığında stres radyografilerinden yararlanılır. Stres dış rotasyon grafileri tanıya yardımcıdır. Ayak 90° dorsifleksiyonda iken ayak bileği nazikçe dış rotasyona alınıp mortis grafisi çekilir; fibulanın laterale deplase olması ve tibiofibular açılıkta artma olması durumunda test pozitifdir.

Benzer şekilde, cerrahi gerektiren ya da konservatif tedavi edilebilecek instabil yaralanmaların ayırımında basarak grafiler kullanılabilir (124).

2.8.3. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

BT'nin tibiofibular ilişkiyi değerlendirmede konvansiyonel grafilerden daha duyarlı olduğu kanıtlanmıştır. Ebrahiem ve arkadaşları BT'nin 2-3 mm diastazı seçmede daha etkili olduğunu belirtmişlerdir (45). Ayrıca avulsiyon kırıkları kolayca saptanabilir.

Bununla birlikte 1 mm'lik bir diastazın ölçülmesi zordur. BT görüntüleme tekniğinin duyarlılığını arttırmak için, Taser ve arkadaşları eklem 3 boyutlu verisini oluşturarak eklem boşluğunun hacmini hesaplamışlardır (Şekil 2.39). Bu uygulama BT tarama verilerinin 1 mm'lik diastazı tespit etme yeteneğini arttırmıştır (125).



Şekil 2.39 Tibiofibular sindesmoz eklemin 3 boyutlu hacim görüntüsü: a) önden, b) üstten, c) alttan görünüm

2.8.4. MRG

Sindesmotik kompleksin bileşenlerini göstermede MRG etkin bir yöntemdir. Aynı zamanda ligamöntöz yaralanmaların derecelendirilmesine izin verir. Akut yaralanmalarda artroskopi ile kıyaslandığında; AİTFL için % 93 duyarlılık ve %100 özgüllüğe, PİTFL için ise % 100 duyarlılık ve özgüllüğe sahiptir (126).

Eşlik eden patolojileri göstermede oldukça etkili bir görüntüleme yöntemidir. Brown ve arkadaşları tarafından akut ve kronik yaralanmalı hastalar üzerinde yapılan çalışmada; % 74 AİTFL lezyonu, % 24 kemik kontüzyonları, %28 osteokondral lezyon, % 33 eklem uyumsuzluğu ve %10 osteoartrit saptanmıştır (127).

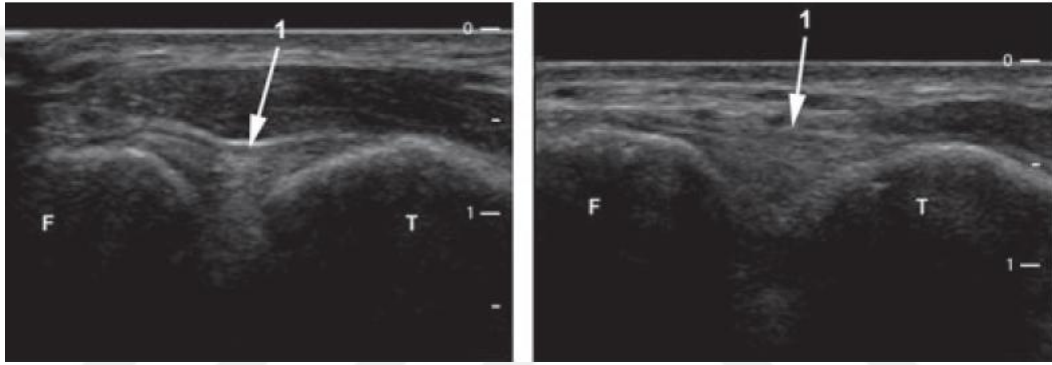
2.8.5. Sintigrafi

MRG ve ultrasonografinin (USG) sürekli gelişimi, verilen radyasyon dozu nedeni ile sintigrafi kullanımı sınırlıdır. Technetium 99m ile yapılan sintigrafide, travmatize ligamentlerin olduğu bölgelerde artmış aktivite tutulumu saptanır. Frater ve arkadaşları, iyileşmeyen ayak bileği yaralanmalarının değerlendirilmesinde yararlı olabileceğini belirtmiştir (128).

2.8.6. USG

Doğal avantajları nedeni ile ultrason kullanımına ilgi son zamanlarda artmıştır. Ucuzdur, hızlıdır, ve radyasyona maruz kalınmaz. Yaralanmadan sonra en geç 2 hafta içerisinde yapılması önerilmektedir. Çünkü, ikinci haftadan sonra yapılan USG yapılan muayenelerde sindesmoz yaralanmasının saptanma oranı azalmaktadır (5) (Şekil 2.40).

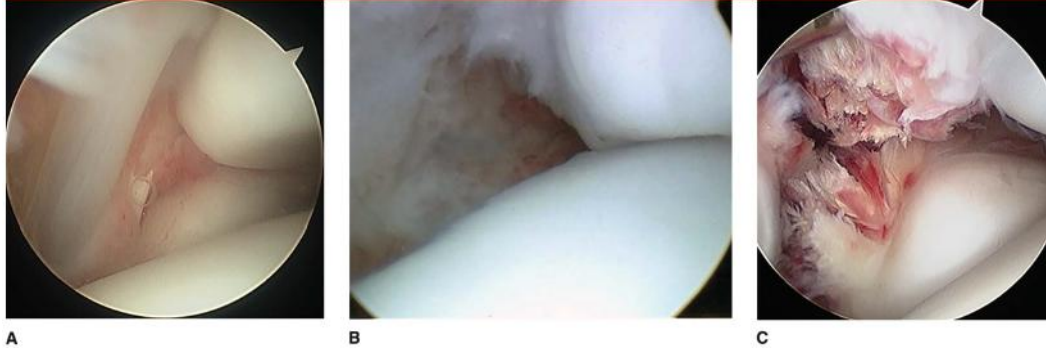
Milz ve arkadaşlarının lateral ve sindesmotik yaralanmalı hastalarda USG ve MRG görüntülemelerini karşılaştırdıkları çalışmada, % 66 sensitivite ve AİTFL için % 91 spesivite saptamışlardır (129).



Şekil 2.40 Yirmi yaşında kadın hastanın USG görüntüleri: F) fibula, T) tibia, 1) AİTFL, Solda) Plantar fleksiyonda AİTFL gevşektir, Sağda) Dorsifleksiyonda talus fibulayı dışarı doğru iter ve sonuçta AİTFL'nin gerilmesi ile sonuçlanır. (Jeffrey'den, 130)

2.8.7. Artroskopi

Kesinlikle bir görüntüleme prosedürü olmamakla birlikte, artroskopi, sindesmoz yaralanmalarının belirlenmesinde bir ölçüt olarak kullanılmaktadır. Yaralanan alanın net bir şekilde görülmesini ve tibiofibular sindesmoz yaralanmasının kesin tanısını sağlar (Şekil 2.41). Tibia ve fibula arasındaki hareketler bir prop yardımıyla ölçülebilir ve normal genişlemesi en fazla 1,5 mm kadardır (131).



Şekil 2.41 Sindesmozun artroskopik görüntülenmesi: A) Normal sindesmoz, B) Stabil, C) İnstabil yaralanma (Hunt'tan, 132)

Ogilvie –Haris ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, sindesmoz yaralanması bulunan hastalarda 3 bulgunun her hastada olduğunu saptamışlardır. Bu bulgular; PİTFL çevresinde skarlaşma, İOL'in parçalanması ve tibial plafondun posterolateral kısmında kondral hasar bulunmasıdır (11).

Ameliyat sırasında değerlendirme

Ayak bileği kırıklarının rijid tespiti sonrasında instabil sindesmoz yaralanmasını tespit etmek için modifiye Cotton testi ve dış rotasyon stres testi olmak üzere iki floroskopik test vardır.

Modifiye Cotton testinde, bir kanca ya da redüksiyon klempsi yardımıyla fibula laterale doğru çekilir, bu sırada mortis grafisi alınır; sindesmozda 2 mm'den fazla açılma, instabil sindesmoz yaralanması olduğuna işaret eder (Şekil 2.42).

Dış rotasyon stres testi, fibula tespiti tamamlandıktan sonra daha önce anlatıldığı şekilde uygulanır. Medial boşlukta 5 mm ve üzerinde açılma olması pozitifdir; ancak, deltoide daha özgündür. Her iki testin de değerlendiriciler arası güvenilirliği yüksektir, ancak hassasiyetleri düşüktür (133).

Aynı zamanda, fibula sagittal planda koronal plana göre daha instabildir ve ameliyat sırasında sagittal plan stabilitesi direkt değerlendirilmelidir. Bir redüksiyon klempsi aracılığıyla fibulaya anterior ve posterior kuvvet uygulanır ve 2 mm translasyon instabilite ile ilişkilidir.

- İnstabilitenin derecesi ve diğer ilişkili patolojilerin değerlendirilmesi,
- Belirtilen herhangi bir ilişkili patolojinin tedavisi ile birlikte tüm instabil yaralanmaların hızla redüksiyonu ve stabilizasyonu,
- Tam hareket açıklığı ve normal gücün dönüşüne odaklanan progresif rehabilitasyondur.

2.9.1. Konservatif Tedavi

Akut sindesmoz yaralanmalarının tedavisi, deltoid ve sindesmoz stabilitesine göre belirlenir. Düşük dereceli (Grade 1-2) izole sindesmotik yaralanmalar, diastaza ve tam ligamentöz hasara neden olmadıklarından genellikle cerrahiye ihtiyaç olmadan başarı ile tedavi edilebilirler. Kırık ile birlikte ortaya çıkan yaralanmalarda ise, kırık tespitinden sonra intraoperatif değerlendirme ile uygun stabil vakalarda konservatif tedavi iyi sonuçlar vermektedir. Bununla birlikte iyileşme süresi inversiyon tipi ayak bileği burkulmalarından üç kat daha uzun sürebilir (83).

Dinlenme, buz, kompresyon ve elevasyondan oluşan RICE protokolü hala başlangıçtaki temel stratejidir. Sindesmotik yumuşak dokuların daha fazla hasarlanmasını, aynı zamanda fibular ve talar rotasyonu önlemek için hasta ivedilikle yükten arındırılmalıdır. Distal tibiofibular sindesmozun mekanik stabilitesini sağlamak için ise posteriordan ayak bilek splinti uygulanmalıdır (112).

Doku iyileşmesini hızlandırmak, distal tibiofibular sindesmoz ve çevre dokularda daha fazla hasarı önlemek için uygun bir rehabilitasyon programı planlanmalıdır. Rehabilitasyon protokolleri, yaralanmanın ciddiyetine göre değişen süreli immobilizasyon dönemleri ve yük vermemeyi içerir. En yaygın kullanılan tedavi protokolü ise 3 fazlı yaklaşımdır. Tedavinin ilk aşaması, eklem sertliğinden kaçınmak için tercihen bir rom walker ile 1-2 hafta boyunca eklem yükten arındırılması ve RICE protokolünü içerir. İkinci aşama ise fonksiyonel brace ile yürüme, eklem mobilizasyonu, güçlendirme egzersizleri ve temel ayak bileği fonksiyonlarının restorasyonundan oluşur. Son aşama ise nöromusküler kontrol ve propriosepsiyonu içerir (112, 136).

Stabil yaralanmalar çok iyi klinik sonuçlara sahiptir. Normal aktiviteye dönme süresi ortalama 4 ile 8 hafta arasındadır (135). Ancak; heterotropik ossifikasyon, sindesmotik kalsifikasyon veya fibröz skar dokusu oluşumuna sekonder anterior impegement sendromu gibi komplikasyonları ortadan kaldırmak için en az 6 ay izlem önerilmektedir (137). Nussbaum ve arkadaşları ise tam aktiviteye dönme süresinin interosseöz membran boyunca hassasiyet seviyesi ile doğrudan ilişkili olduğunu vurgulamışlardır (112). MRG ile kanıtlamış sindesmoz yaralanması olan üst düzey atletlerde ise, kortikosteroid yada PRP enjeksiyonu spora dönüşü hızlandırabilir; ancak, daha geniş randomize kontrollü çalışmalara ihtiyaç vardır (138-139).

Daha yüksek dereceli yaralanmalar için cerrahi tedavi konservatif tedaviden daha üstündür. Kennedy ve arkadaşları yaptıkları çalışmada cerrahi ve alçı ile tedavi edilen grade 3 yaralanmaları karşılaştırmışlardır. Uzun dönemde semptomlarda ve atletik performansta önemli fark bulamazken, cerrahi ile tedavi edilen grupta spora dönüş 3 hafta daha hızlı olmuştur (140).

2.9.2. Cerrahi Tedavi

İnstabil izole sindesmoz yaralanması ya da ayak bileği kırığı tespiti sonrasında, ameliyat sırasında tespit edilen sindesmotik instabilite varlığında cerrahi tedavi endikedir. Yaralanmış bir sindesmozun stabilizasyonu; rüptüre bağların, medial malleol ve fibula kırıklarının, avülsiyе tüberküllerin onarımı ile sağlanabilir (141).

Sadece 1,5 mm malredüksiyon bile kötü klinik sonuçlara neden olabileceği için başarılı sonuçlar için anatomik redüksiyon şarttır. Bu nedenle; sindesmotik redüksiyonun ilk ve en önemli basamağı; uzunluk, dizilim ve rotasyon dahil fibulanın anatomik redüksiyonudur (142). Sindesmoz redüksiyonu genellikle klemp ile sağlanır; ancak, klempin ya da vidanın uygulanması sırasında malredüksiyon gelişebileceğini gösteren pek çok yayın mevcuttur. Kadavra çalışmalarında, redüksiyonun klemp ile 15–30° açıda yapılmasının dış rotasyona ve aşırı sıkmaya neden olabileceği gösterilirken, klemp konumlanmasının nötral anatomik aksta olmasının daha iyi redüksiyon sağladığı tespit edilmiştir (143).

Sindesmozu stabilize etmek için ideal implant, diastazı önlemek için yeterince güçlü olmalı ve aynı zamanda erken mobilizasyon ve fizyolojik mikroharekete izin vermelidir. İmplantın rutin olarak çıkarılma gerekliliği olmamalıdır. Fakat, enfeksiyon gibi durumlarda olduğu gibi implant kolayca çıkarılabilir olmalıdır. Geç diastazı önlemek için tam ligament iyileşmesi sağlanıncaya kadar implant sağlam kalmalıdır (144).

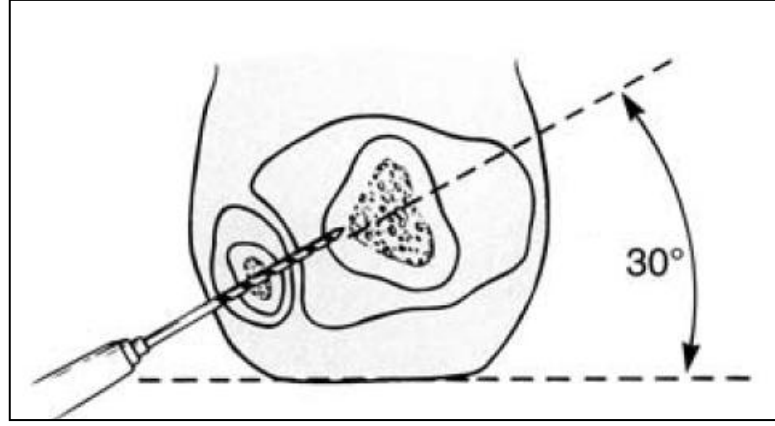
Geleneksel sindesmotik vida fiksasyonuna ek olarak, stabilizasyon teknikleri arasında biyoemilebilir vidalar, staple, ilizarov, kirschner telleri, fleksibl implantlar, sindesmotik hook, ANK çivisi, serklaj telleri ve ligamentoplastiler bulunur (141).

Sindesmotik Vidalar

Anatomik redüksiyon gerektiren sindesmotik yaralanmalarının tedavisinde en sık kullanılan implant sindesmotik vidalardır. Sindesmotik ligamentlerin iyileşmesine izin veren transsindesmotik vida kullanımı, rijid fiksasyon elde etmek için oldukça etkili bir yöntemdir. Ancak; vidanın çapı, kaç korteks tutulması gerektiği, sayısı, konumu, vidalama sırasında ayak bileği pozisyonu birçok soruyu ortaya çıkarırken, redüksiyonun nasıl değerlendirileceği, vidanın çıkarılıp çıkarılmayacağı, ne zaman çıkarılması gerektiği gibi ek sorular tartışmayı derinleştirmektedir.

- **Vidanın konumu:**

Vidanın en iyi şekilde konumlandırılmasının amacı, daha iyi klinik sonuçlarla ilişkili olan sindesmozun normal anatomisini sağlamaktır (26). Fibulanın anatomik pozisyonu tibiya göre posteriorda olduğundan, uygun bir fiksasyon elde etmek için fibuladan tibiya ekleme paralel ve 30° anteromedial yönelim ile tespit önerilmektedir (Şekil 2.43) (145). Fibulanın longitudinal siftini (proksimale yer değiştirmesi) önlemek için ekleme paralel olarak yerleştirilmesi önerilmiştir (146).



Şekil 2.43 Vidanın yönelimi (Browner'den, 147)

Literatür, vidanın tibiotalar ekleme uzaklığı konusunda net değildir. Mc Bryde, tibial plafondtan 3,5 cm yerine 2 cm proximale yerleştirilen vida ile yapılan tespitte, eksternal rotasyon stresi uygulandığında sindesmozda daha az genişleme saptamış ve bu nedenle 2 cm proksimale konumlandırılmasını önermiştir (148). Sproule ise Maisonneuve kırıklarında tibotalar eklem 4 cm proksimaline yerleştirilmesini önermektedir (149). Transsindesmotik vida ile suprasindesmotik vidanın karşılaştırıldığı çalışmada, klinik ve radyolojik sonuçlar açısından anlamlı fark bulunamamıştır. Fakat 4,1 cm üzerinde proksimale yerleştirilen vidaların kötü klinik sonuçlara neden olduğu belirtilmiştir (150-151).

Bu çalışmalar optimal pozisyonun 2-4 cm arasında, eklem hattına paralel olarak ve 30° anteromedial yönde olması gerektiğini ortaya koymaktadır.

- **Vida çapı**

Son yıllarda 3,5 mm vidayı tercih etme eğilimi gözükse de, sindesmotik fiksasyon için hem 3,5 mm hem de 4,5 mm'lik vidalar yaygın olarak kullanılmaktadır (152-153). Her iki vida çapını karşılaştıran çalışmalar, biyomekanik olarak 4,5 mm'lik vidanın 3,5 mm'lik vidadan avantajı olmadığını göstermektedir (154-155). Hansen ve arkadaşları ise makaslama kuvvetlerinin 3,5 ve 4,5 mm dört korteks vidalarla tespit edilmiş sindesmoz üzerindeki etkilerini analiz ettikleri biyomekanik çalışmada, 4,5 mm vidaların 3,5 mm vidalardan daha iyi direnç gösterdiğini vurgulamışlardır (156). Ek olarak, instabil kırık mevcudiyetinde, obez hastalarda ve normalden daha geniş fibulaya sahip bireylerde 4,5 mm'lik vida uygulaması ile daha iyi stabilite elde edildiğini gösteren çalışmalar da mevcuttur (157).

- **Vida sayısı:**

Sindesmoz tespitinde bir yada iki vida kullanımının klinik olarak farklı olmadığını gösteren pek çok yayın mevcut olmakla birlikte, 4,5 mm'lik tek vida kullanmanın 3,5 mm'lik iki vida kullanmaya göre daha az ağırlı olduğu ve daha yüksek işlevsel skorlara sahip olduğu gösterilmiştir. Ancak, 3. ayda geçerli olan bu durumun birinci yılın sonunda ortadan kalktığını gösteren çalışmalarda vardır (158-159).

Bazı durumlarda iki vida kullanımı ile ilgili öneriler yapılmıştır. Duchesneau ve Fallat, Mainsonneuve kırıklarında hafif ve orta derceli diastaz varlığında 1 adet dört korteks veya iki adet üç korteks vida, tam instabilite varlığında ise iki adet dört korteks vida kullanımı önermişlerdir (160). Thordarson ise charcot artropatisi gelişimi yüksek olan diabetiklerde, stabil sindesmotik yaralanma varlığında bile birden fazla dört korteks vida kullanımını önermektedir (161). Ayrıca obez yada uyumsuz hastalarda iki vida fiksasyonun kullanılması daha iyi stabilite sağlar (162).

- **Korteks sayısı:**

Vidaların üç veya dört korteks kullanılması gerekip gerekmediği net değildir. Dört kortikal fiksasyon daha rijiddir ve sindesmoz stabilitesini artırır. Üç kortikal fiksasyon ise daha fazla fizyolojik harekete izin vererek sindesmozun biyomekaniğini korur ve implant kırılması olasılığını azaltır (154). Üç korteks vidaların gevşemesi, sindesmozun normal fonksiyonun yeniden sağlanmasına olanak tanıyarak vidaların rutin çıkarılma gerekliliğini ortadan kaldıracaktır (159).

Moore tarafından üç yada dört korteks 3,5 mm kortikal vida ile tespit ettikleri sindesmoz yaralanmalarını karşılaştırdığı çalışmada; redüksiyon kaybı, vida kırılması ve vidanın çıkarılma gerekliliği açısından herhangi bir fark saptanamamıştır (163). Dört korteks fiksasyon muhtemelen üç korteks fiksasyondan daha rijid bir fiksasyon sağlayacağı için ayak bileği mortisinde daha az fizyolojik harekete neden olacaktır.

- **Fiksasyon sırasında ayak bileğinin pozisyonu:**

Sindesmoz tespitinin ayak bileği tam dorsifleksiyonda iken yapılması önerilmektedir. Eğer mortis genişliği talusun daha dar olan posterior kısmına göre belirlenirse postoperatif dönemde ayak bileği dorsifleksiyonu kısıtlı olacaktır.

Sindesmoz fiksasyonu sırasındaki her 1°'lik plantar fleksiyonun, postoperatif dönemde 0,1° dorsal fleksiyon kaybına neden olduğu yapılan kadavra çalışmaları ile gösterilmiştir (164).

Ancak bu sonuçlar 2001 yılında Tornette tarafından gerçekleştirilen çalışmanın sonuçlarıyla tam bir uyumsuzluk içindedir. Tornetta; ayak bileği plantar fleksiyonda iken vida ile yapılan sindesmoz tespitin dorsal fleksiyon kaybına neden olmadığını iddia etmiştir. Tornetta'ya göre; ayak bileğinin zorlu dorsal fleksiyonu sık karşılaşılan sindesmoz yaralanma mekanizmasıdır. Yani dorsifleksiyon kuvvetleri sindesmozda deplasmana neden oldukları için fiksasyon sırasında ayak bileğini dorsal fleksiyon pozisyonunda tutmak sindesmozda malredüksiyon oluşmasına neden olacaktır. Vida uygulanması sırasındaki ayak bileği pozisyonunun postoperatif ayak bilek fonksiyonunu etkilemediği, önemli olanın ise fibulanın anatomik redüksiyonu olduğunu göstermiş olması açısından önemlidir (165).

- **Vidaların çıkarılması ve yüklenme zamanı:**

Sindesmotik vidaların çıkarılıp çıkarılmaması gerekliliği ve yüklenmeye ne zaman izin verileceği hala tartışma konusudur. Bir grup tarafından, tibiofibular ve tibiotalar fizyolojik hareketin engellendiği düşünülerek, vidaların çıkarılması önerilmektedir. Vida çıkarılmadan yük verilmesi vidanın kırılmasına neden olurken, vidanın ligamentler iyileşmeden çıkartılması diastaza neden olmaktadır. Bununla birlikte, yapılan bazı çalışmalarda, postoperatif malredüksiyonu olan hastaların vidalarının çıkarılmasından bir ay sonra çekilen BT'lerde malredüksiyonun spontan olarak düzeldiği gösterilmiştir. Bu nedenle vidaların, 8. haftadan önce olmamak kaydıyla ve 8-12. haftalar arasında çıkarılması önerilmektedir. Sindesmoz yaralanmasının sadece ligamentöz düzeyde olması durumunda ise vida çıkarılması için önerilen minimum süre 10 haftadır (60, 166-167).

Tüm bu çalışma sonuçlarına rağmen, vida çıkarılmasının fonksiyonel ve radyolojik sonuçlar üzerinde etkisi olmadığını gösteren çok sayıda çalışma vardır. Hatta, vidaların kırıldığı hastaların klinik sonuçlarının daha iyi olduğu yine aynı çalışmaların sonuçları arasındadır. Bu yüzden de bir grup otör yalnızca semptomatik olan vidaların çıkarılması gerektiğini iddia etmektedirler. Bu gruba

göre sindesmoz tespiti; 3 korteksi tutan 3,5 mm'lik vidalarla yapılmalı, 4. haftadan sonra tedrici olarak arttırılacak şekilde kısmi yük verilmeli, vidanın kırılmasını takiben tam yüklenmeye geçilmeli ve fonksiyonel soruna neden olmayan hiçbir vida çıkarılmamalıdır (168-170).

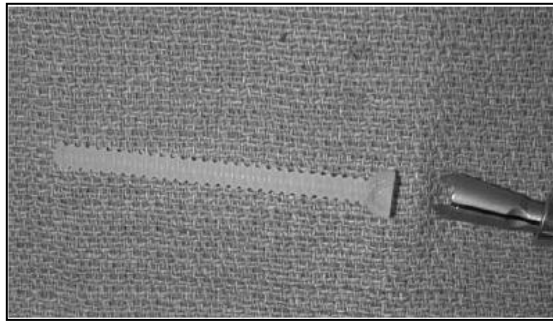
- **Komplikasyonlar:**

Normalde fizyolojik bir hareketi olan eklemin rijid fiksasyonu nedeni ile vidaların kırılması veya gevşemesi beklenen bir durumdur. Fakat, tam ligamentöz iyileşme sağlanmadan vidaların çıkarılması, gevşemesi veya kırılması geç diastaza neden olarak kronik instabilite ile sonuçlanabilir (146, 171-173).

Sindesmotik yaralanma ve vida fiksasyonundan sonra heterotropik ossifikasyon ve sinostoz gelişen olgular bildirilmiştir (174). Fakat, bu durumun sindesmotik yaralanma sonucu oluşan hematoma ossifiye olmasının veya vida kullanımının bir sonucu olup olmadığı net değildir (175). Genellikle ayak bileği hareket açıklığı iyi olan hastalarda herhangi bir tedavi gerekmez (174, 176). Semptomatik olan ossifikasyon odakları eksize edilebilir. Ancak, bu sadece genç ve sportif faaliyetlerde bulunan hastalarda fayda sağlayabilir (177-178).

Biyoemilebilir Vidalar

Metal vidaların çıkarılması olası komplikasyonlar ile birlikte ikinci bir operasyon gerektirir. Metalik vidalara alternatif olan biyoemilebilir vidalar ise; çıkarılma ihtiyacını ortadan kaldıran, benzer biyomekanik özelliklere ve sonuçlara sahip implantlardır (Şekil 2.44) (179).



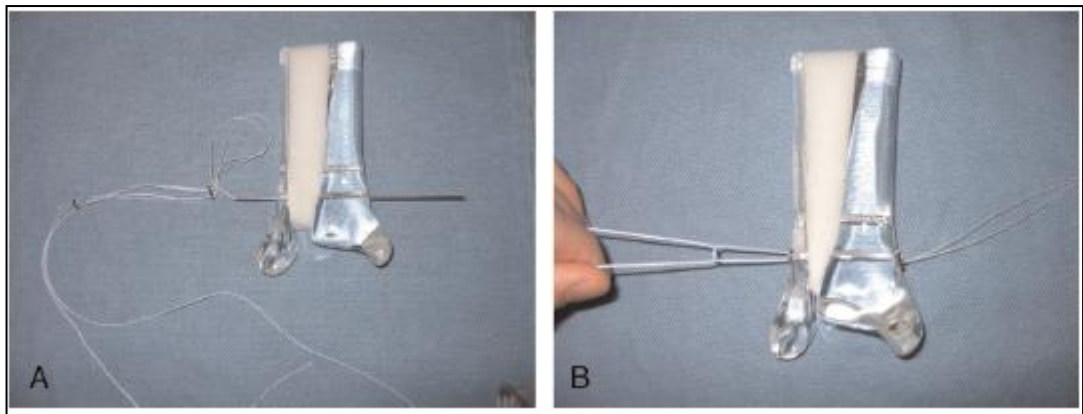
Şekil 2.44 Biyoemilebilir vida

Biyoemilebilir vidalar ilk olarak 1980’lerde ortaya çıkmıştır. İlk önce poliglikolik asid (PGA), ardından polilaktik asid (PLA) ve polilevolaktik asitten (PPLA) yapılmıştır. Bir PGA vida yaklaşık olarak dört haftada hidroliz olurken, PLA ve PPLA vidalar üç ay ile bir yıl arasında mekanik direncini korurlar. Çıkarılma gerekliliği olmaması avantajına ek olarak, yavaş vida rezorpsiyonu sindesmozda kademeli olarak yük artışına izin vermektedir. Dezavantajları ise daha yüksek maliyet ve bazı araştırmacalara göre ise daha yüksek komplikasyon oranlarıdır.

Geçmişte hızlı bozunan PGA vidalar; geçikmiş inflamatuvar reaksiyonlar, yabancı cisim reaksiyonu, fistül oluşumu ve osteoliz ile ilişkiliydi ve komplikasyon oranı %5-10 arasında değişmekteydi (180). Son yıllarda yapılan çalışmalar ile PPLA materyalinin eski PGA materyallerden çok daha fazla biyouyumlu olduğu kanıtlanmıştır (181).

Fleksible İmplant

Sütür-buton (TightRope), nispeten dikişli düğme tasarımına sahip yeni bir cerrahi implanttır. Bu implant tibia ve fibula dış kortekslerine yerleştirilip gerginleştirilip emniyete alındığında ayak bileği mortisinin dinamik stabilizasyonunu sağlayan, No. 5 fiber-wire loop’tan oluşan düşük profilli bir sistemdir (Şekil 2.45) (17).



Şekil 2.45 Sütür-buton (TightRope)

Normal yürüyüşte ayak bileği dorsifleksiyonu sırasında, distal fibulada lateral translasyon, dış rotasyon ve posterior translasyon hareketi olmaktadır. Sindesmotik yaralanmaları stabilize etmek için geleneksel vidalarla karşılaştırıldığında, dinamik fiksasyon teknikleri ayak bileği mortisindeki bu fizyolojik hareketi daha iyi korurlar. Aynı zamanda erken yüklenmeye izin vererek günlük aktif yaşama hızlı bir dönüş sağlar. Erken kontrollü hareket ve yüklenmeye izin vermesi sayesinde, bağ fibrillerinin reorganizasyonunu ve bağın daha az skar ile iyileşmesini sağlar. Bu nedenle düğme dikiş implantların dinamik stabilizasyon ile fizyolojik iyileşme sağladığını düşündüren bulgular vardır (182).

Fleksibl implantın kısa dönem sonuçları vida fiksasyonu ile kıyaslandığında benzer fonksiyonel sonuçlar göstermektedir. Schepers, bu konudaki klinik çalışmaları analiz ederek fleksibl implant sisteminin (AOFAS 89/100) sonuçları ile vida fiksasyonu sonuçlarının (AOFAS 86/100) benzer olduğunu vurgulamıştır (153). Ancak, düğme dikiş tekniği ile tespit edilen sindesmoz yaralanmalarında, fonksiyonel skorlar vida tespitine benzer olsa da, dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon anlamı olarak daha iyi bulunmuştur (183). Coetzee and Eberling ise, sutur-button ile vida fiksasyonunu karşılaştırdıkları çalışmalarında, hastaların daha iyi objektif hareket ölçümleri gösterdiklerini ve subjektif olarak daha az sertlik ve rahatsızlık bildirdiklerini belirtmişlerdir ve AOFAS skorları istatistiksel olarak anlamlı olmasa da, 18 aylık takipte sutur-button grubunda daha yüksektir (17).

Den Daas, biyomekanik ve klinik literatürü gözden geçirdikten sonra, fleksibl bir implant yerleştirmek için kullanılan ameliyat tekniğinin vida yerleştirilmesi kadar kolay ve hızlı olduğunu belirtmiştir (184). Düğme dikiş implantlar ayak bileği mortisinin stabilizasyonunu sağlarken, implant çıkarılması için gereken ikincil operasyonları ve geç diastaz oranlarını azaltır.

Yapılan birkaç biyomekanik çalışmada, direncinin vidalara eşit ya da biraz düşük olduğu gösterilmiştir (22-23). Ancak, bu çalışmalarda kullanılan kuvvetlerin günlük aktivite ve sportif faaliyetler sırasında ortaya çıkan güçlerle benzer olup olmadığı net değildir. Sütür-button fiksasyonunun koronal düzlemdeki sindesmotik diastazı yeterince kısıtlayabildiği çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (21-23). Oysa, sindesmotik yaralanma multiplanar bir instabilite yaratır ve sagittal

plandaki fibulanın anterior-posterior translasyon hareketi koranal düzlemdeki lateral translasyona oranla daha fazladır (24). Lamonthe ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada suture-button ile yapılan tespitte sagittal plandaki posterior translasyonun yeterince kısıtlanmadığını belirtmişlerdir. Vida ile tespitte ise implantın rijid yapısı gereği bu harekete izin verilmemektedir (Şekil 2.46) (25).



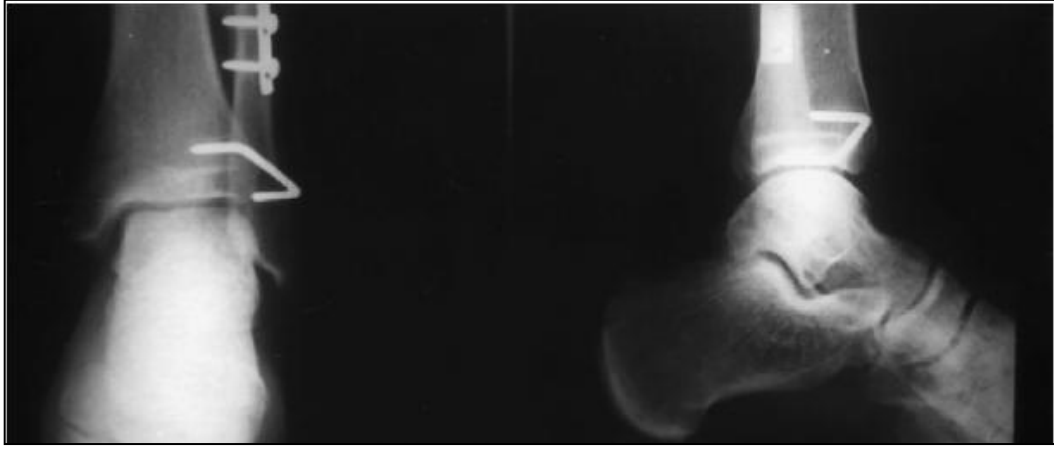
Şekil 2.46 Sütür-buton ile yapılan dinamik tespitte suprafizyolojik posterior translasyon ve rotasyonun şematik çizimi

Bununla birlikte fleksibl implant vidadan daha pahalıdır ve henüz uzun dönem sonuçları bilinmemektedir. Carmody, sütür-butonun muhtemel maliyetlerini analiz ettiği çalışmasında, vida çıkarımı için ikincil operasyon gerekliliği nedeniyle uygun maliyetli olduğu sonucuna varmıştır (185). Fakat, ikincil operasyon maliyeti etkileyen önemli bir parametredir ve her cerrahın düzenli olarak vidaları çıkarmadığı da göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu tekniğin avantajları olmasına rağmen literatürde yayımlanmış, enfeksiyon, yumuşak doku irritasyonu, düğmenin gömülmesi, implant deliğinden kırıklar gibi komplikasyonlar da mevcuttur (186).

Sindesmotik Staple

Sindesmotik vidalar yüklenme sırasında normal ayak bileği kinematikliğini rigid yapısı nedeniyle etkilemektedirler. Bu nedenle, daha esnek yapıda olan ve yüklenme sırasında daha fazla mikroharekete izin veren staple kullanımı ilk olarak Cedell ve Wiberg tarafından önerilmiştir. Metal staple AİTFL 'nın anatomik aksına paralel olacak şekilde yerleştirilerek fiksasyon sağlanır (Şekil 2.47) (187).

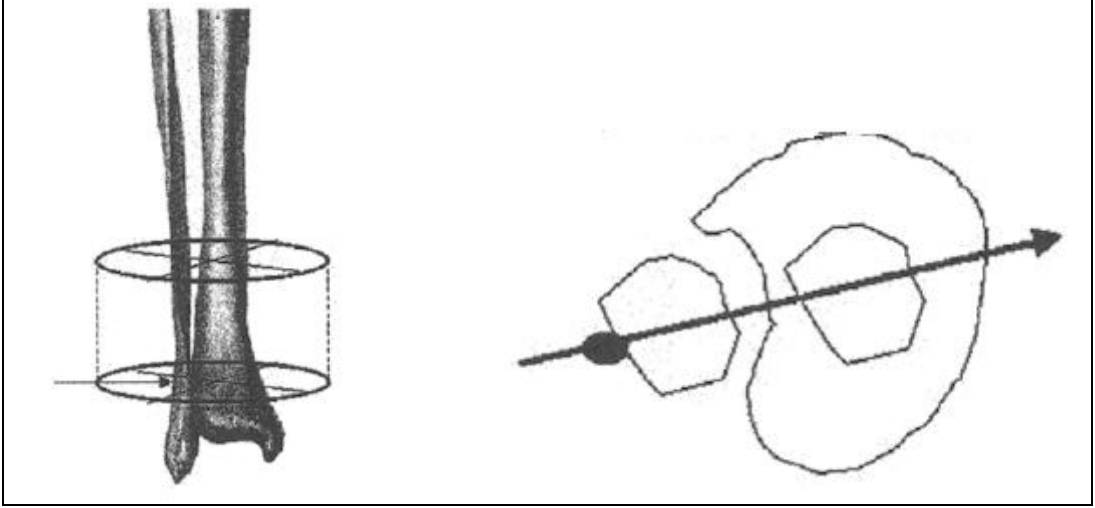


Şekil 2.47 Sindesmotik fiksasyon için staple kullanımı (Marqueen'den, 146)

Marqueen ve arkadaşlarının staple ile sindesmotik vidayı karşılaştırdıkları çalışmada, staple daha fazla fibular harekete olanak verdiğini ve normal yüklenme sırasında ayak bilek biyomekaniğini etkilemeyeceğini belirtmişlerdir. Ayrıca; staple fiksasyon sırasında fibulanın doğru ve anatomik konumlandırılmasına, esnek yapısı sayesinde ise erken yüklenmeye izin verir. Yüklenme öncesinde ise implant çıkarılmasına gerek yoktur (144).

İlizarov

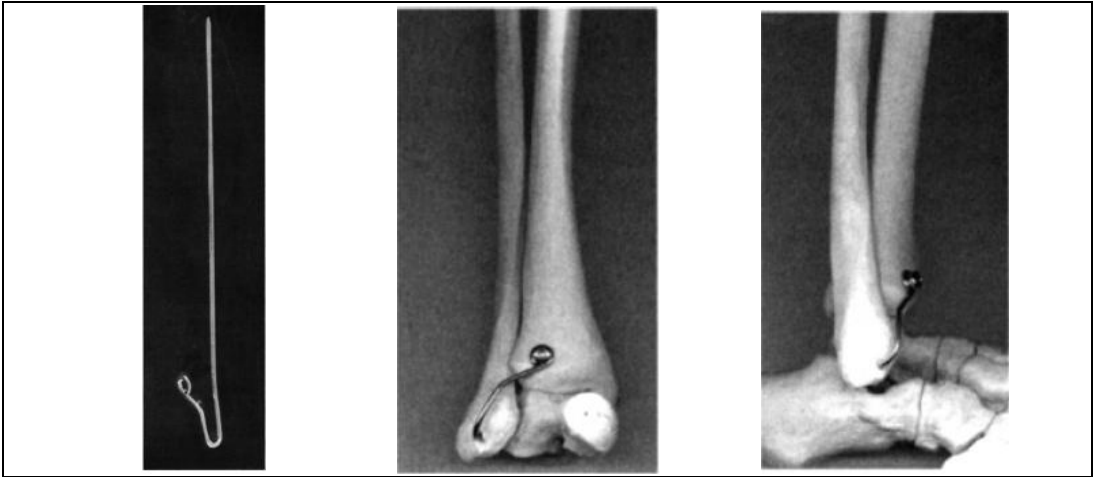
Aşırı kilolu hastalar gibi vida ile tespitten sonra postop rehabilitasyon protokolüne uyum sorunu olan vakalarda ilizarov ile tespit önerilmiştir (Şekil 2.48). Vida ile tespite göre avantajı operasyondan sonra ilk günden itibaren yüklenmeye izin vermesidir (188).



Şekil 2.48 Sindesmoz redüksiyonu için ilizarov ve zeytinli tel kullanımı (Relwani'den, 188)

ANK Çivisi

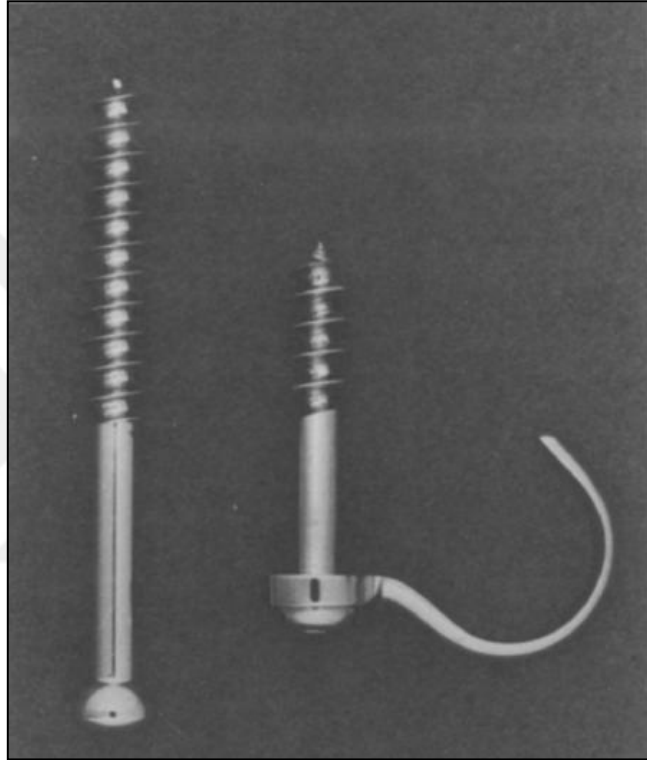
ANK çivisi, 1982 yılında Ayhan Nedim Kara tarafından sindesmotik rüptürlerle ilişkili lateral malleol kırıklarının tedavisi için geliştirilmiştir. Ank çivisi ince (2,5mm) paslanmaz çelik intramedüller çviden oluşur ve ucunda tibiaya sabitlenmesi için bir adet vida deliği bulunur (Şekil 2.49). ANK çivisinin avantajı, eş zamanlı olarak lateral malleol kırığının fiksasyonunu sağlarken sindesmoz yarananmasının stabilize edilmesidir. İyileşme sırasında ise fizyolojik yüklenmeye izin vererek yapay bir sindesmoz olarak davranır. En sık karşılaşılan komplikasyon ise özellikle oblik kırıklarda fibular kısalık gelişmesidir (189-190).



Şekil 2.49 ANK çivisi

Sindesmotik Hook

İlk olarak Alman ve İngiliz literatüründe tarif edilen sindesmotik hook, daha fazla fizyolojik harekete izin vermesi nedeni sindesmotik stabilizasyonunda önerilmiştir. Hook, fibula etrafında sindezmoz seviyesinin üstünden geçen ve kanca deliğinden spongioz vida ile tibiaya sabitlenen yarım daire şeklinde bir implanttır (Şekil 2.50)(191).



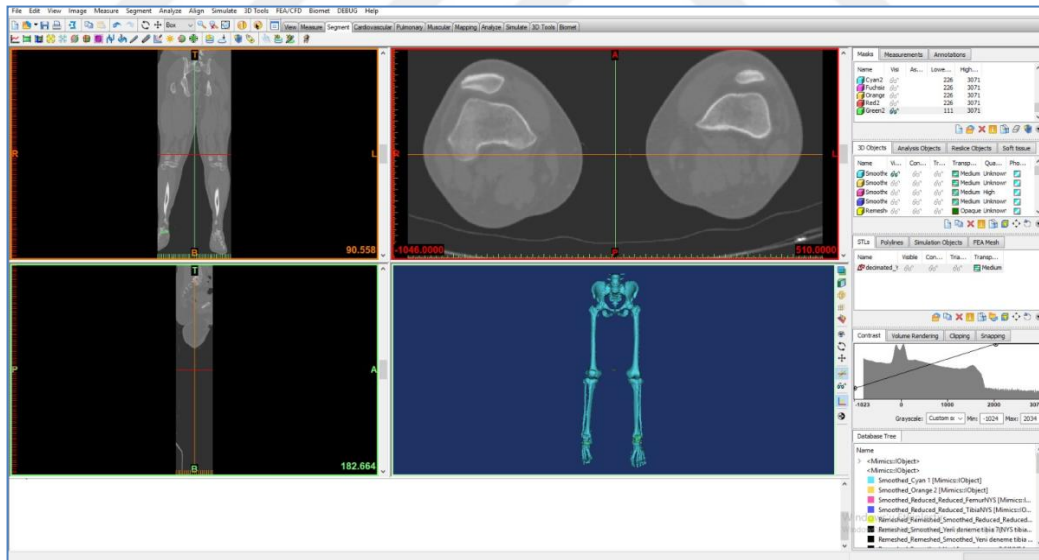
Şekil 2.50 Sindesmotik hook

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Üç Boyutlu Modelin Hazırlanması

35 yaşında 70 kg ağırlığında 170 cm boyundaki, sağlıklı genç erişkin erkek bir kişinin sağ ayak tabanından diz eklem seviyesine kadar olan 0,5 mm kesit aralıklarla BT görüntüleri alındı. Örneğin daha önce herhangi bir travma öyküsü yoktu, yapılan fizik muayene bulguları normaldi ve görüntüleme tetkiklerinde herhangi bir patoloji saptanmadı.

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında ham veri 120 Kv'da 0,75 mm piksel büyüklüğünde 512x512 piksel çözünürlüğü ile tarama yapılarak toplamda 1000 kesit elde edildi. Alt ekstremité elemanlarının 3 boyutlu modellerinin oluşturulması için elde edilen kesitler MIMICS® 12.11 (Materialise's Interactive Medical Image Control System/ Materialise NV, Belgium) programına gönderildi. (Şekil 3.1)



Şekil 3.1: MIMICS programında verilerden 3 boyutlu model oluşturulması

Alt ekstremitéyi oluşturan kemik yapıların (tibia, fibula, talus, kalkaneus ve navikula) 3 boyutlu modellerinde oluşan parlama (artifak), istenmeyen geometrileri düzenlemek ve doğru geometriyi elde edebilmek için MIMICS yazılımından geometriler STL (stereolithography) formatına dönüştürülerek

tersine mühendislik yazılımı olan GEOMAGIC® Studio programına gönderildi. Tersine mühendislik yazılımında yüzeylerin pürüzlülüğün düzeltilmesi, boşlukların doldurulması, sivriliklerin giderilmesi, yüzey çakışmaların revize edilmesi gibi süreçler gerçekleştirilerek NURBS (Non-Uniform Rational B-Splines) yüzeyler elde edildi. Burada yapılan düzenlemeler ile oluşturulan kemik modeller SolidWorks® (Dassault Systems, USA) yazılımına gönderilerek kansellöz kemik yapılar modellenerek Şekil 3.2’de gösterilen ayak bileğinin 3 boyutlu modeli oluşturuldu.



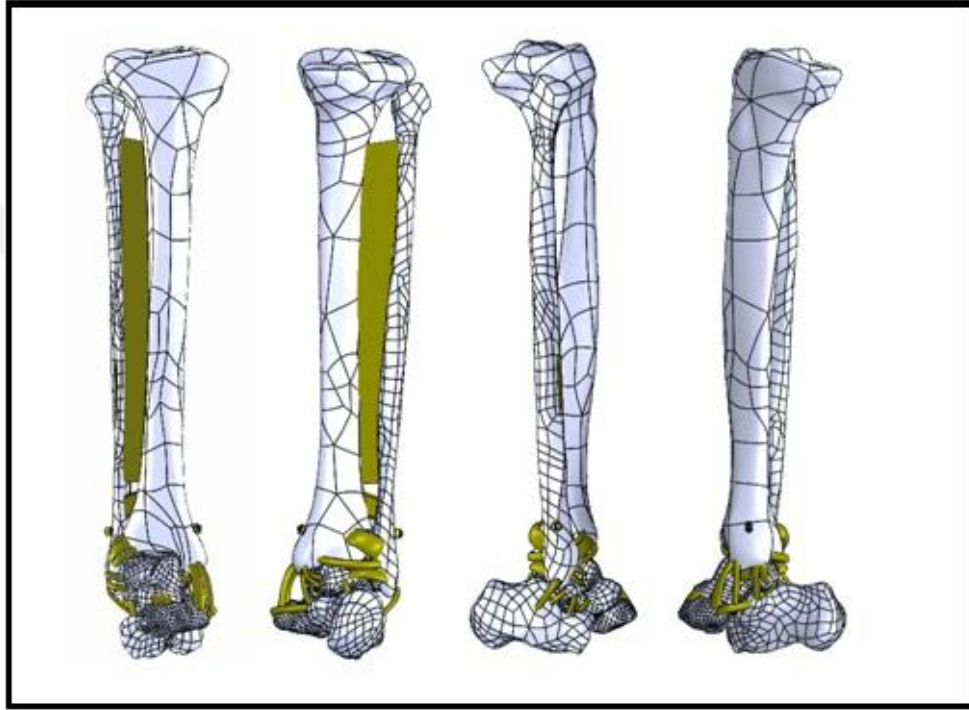
Şekil 3.2: Ayak bileğinin 3 boyutlu katı modeli

3.2. Ligamentlerin Modellenmesi

Ligamentlerin kemik üzerindeki yapışma noktaları anatomik atlas çizimleri yanında, literatürdeki veri ve diseksiyonlara göre belirlenerek nötral pozisyondaki yapışma yerleri arasındaki mesafe bağ uzunluğu olarak alındı (50, 54, 192-194). Anatomik yapıya uygun olarak solidworks programında, ligamentler 3 boyutlu katı model olarak tasarlandı.

Anteroinferior tibiofibular ligament, posteroinferior tibiofibular ligament, transvers tibiofibular ligament, interosseöz ligament, anterior talofibular ligament,

posterior talofibular ligament, calcaneofibular ligament, interosseöz talocalcaneal ligament, servikal ligament, lateral talocalcaneal ligament, posterior talocalcaneal ligament, medial talocalcaneal ligament, talonavikuler ligament, derin anterior ve posterior tibiotalar ligament, tibiocalcaneal ligament, tibionavikuler ligament, yüzeysel posterior tibiotalar ligament, tibiospring ligament olmak üzere toplamda 19 ligament ve interosseöz membran Şekil 3.3’de gösterildiği gibi modellendi.



Şekil 3.3: Ayak bileğini oluşturan ligamentler ve interosseöz membran

3.3. Ağ Yapısı ve Malzeme Özellikleri

Elde edilen üç boyutlu model sonlu eleman analizi için ANSYS Workbench (Version 19, Ansys Inc.,USA) programına gönderilerek Şekil 3.4’de görüldüğü gibi ağ yapısı oluşturuldu. Ağ yapıda oluşturulan kemik yapılarda ağ yapı boyutu 5 mm, ligamentlerde ise 1 mm olarak tanımlandı. Çalışmada yararlanılan alt ekstremité modelleri ortalama 685962 node ve 452828 elemandan oluşturuldu.



Şekil 3.4: 3 boyutlu modelin ağ yapısı

Literatürde yer alan çalışmalar temel alınarak kortikal kemik, kansellöz kemik, sütür-butonun mekanik özellikleri Çizelge 1’de, ligamentlerin mekanik özellikleri ise Çizelge 2’de gösterildiği gibi izotropik malzeme olarak seçildi ve lineer elastik olarak tanımlandı.

Çizelge 3.1: Kemik ve sütür-butonun mekanik özellikleri (195-197)

	Young’s modulus (E) , Mpa	Poison’s ratio(v)
Kortikal kemik	17000	0,3
Kansellöz kemik	700	0,2
No. 5 FiberWire	380000	0,39
Sutur- titanyum button	96000	0,36

Çizelge 3.2 : Ligamentlerin mekanik özellikleri (198-203)

LİGAMENT	Young's modulus (E) , Mpa	Poison's ratio(v)
Anteroinferior tibiofibular ligament	160	0.49
Posteroinferior tibiofibular ligament	160	0.49
Transvers tibiofibular ligament	160	0.49
İnterosseöz ligament	260	0.4
Anterior talofibular ligament	255.5	0.49
Posterior talofibular ligament	216.5	0.49
Calcaneofibular ligament	512	0.49
İnterosseöz talocalcaneal ligament	260	0.4
Servikal ligament	260	0.4
Lateral talocalcaneal ligament	260	0.4
Posterior talocalcaneal ligament	260	0.4
Medial talocalcaneal ligament	260	0.4
Talonavikuler ligament	260	0.4
Derin anterior tibiotalar ligament	184.5	0.49
Derin posterior tibiotalar ligament	99.5	0.49
Tibiocalcaneal ligament	512	0.49
Tibionavikuler ligament	512	0.49
Yüzeyel posterior tibiotalar ligament	512	0.49
Tibiospring ligament	512	0.49
İnterosseöz membran	260	0.4

Çalışmada kullanılan yedi farklı modele malzeme tanımlamasından sonra kemikler arasında temas tanımlamaları girildi. Tüm kemik yapılar arasında temas noktalarında frictionles kontakt tanımlaması yapıldı. Sütür-buton ile kortikal ve kansellöz kemik arasında yine frictionles kontak tanımlandı.

3.4. Yaralanma Modeli ve Fiksasyon

Sindesmoz yaralanmaları yaralanmaya neden olan kuvvetin şiddeti, yönü, travma anında ayağın pozisyonu ile travma zamanına göre çok farklı şekillerde sınıflandırılırlar. Sindesmoz yaralanmaları genel olarak kırığın eşlik ettiği sindesmoz yaralanmaları ve izole sindesmoz yaralanmaları olarak, izole

sindesmoz yaralanmaları ise stabil ve instabil yaralanmalar olarak ikiye ayrılırlar. İzole sindesmoz yaralanmalarının güncel sınıflandırma sistemi olan Sikka sitemine göre; Evre 1 yaralanmalarda konservatif tedavi önerilirken, instabil olduğu kabul edilen Evre 3-4 yaralanmalarda kesin cerrahi endikasyon mevcuttur (97).

Bu çalışmada Sikka Evre 4 izole sindesmotik yaralanmayı simüle etmek için AİTFL, PİTFL, TTFL, İOL ve deltoid ligament kompleksi kaldırılmıştır. (Şekil 3.5)



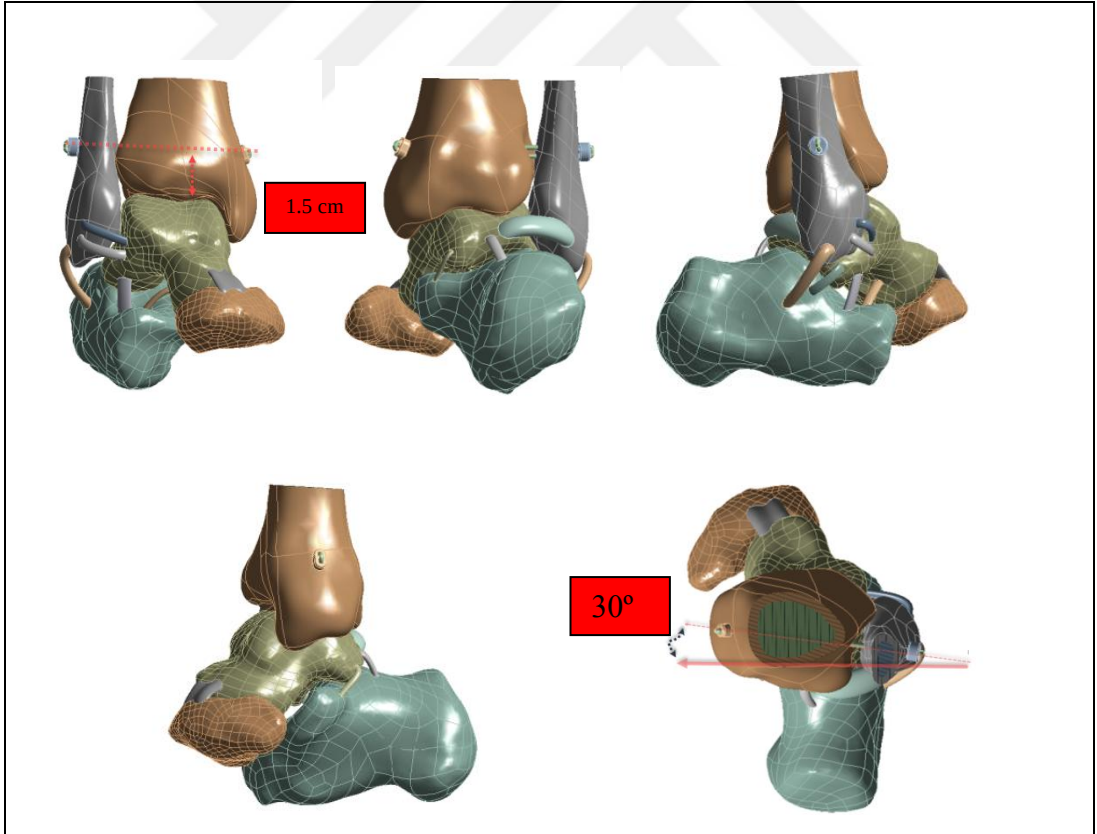
Şekil 3.5: Evre 4 izole sindesmoz yaralanma modeli

3.4.1. Fiksasyon Modelleri

Sikka Evre 4 instabil yaralanmanın tespiti için sayı ve yönelimleri farklılık gösteren beş ayrı suture-buton fiksasyon modeli oluşturuldu.

- **Model 1:** Geleneksel tespit tipi

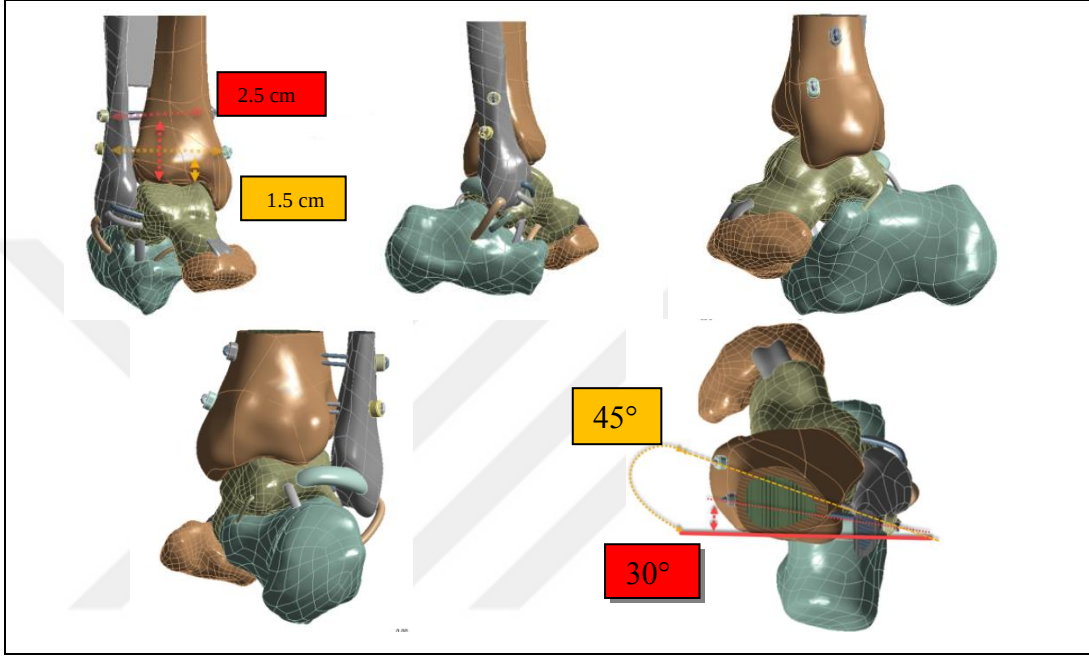
Plafondun 1,5 cm proksimalinde, koronal planda tibiotalar ekleme paralel transvers planda ise 30° anteromedial yerleşimli 1 adet suture-buton ile fiksasyon sağlandı.(Şekil 3.6)



Şekil 3.6: Model 1

- **Model 2:** Diverjans tespit tipi

Birinci sütür-buton; plafondun 1,5 cm proksimalinden koronal planda tibiotalar ekleme paralel ve transvers planda ise 45° anteromedial yönelimde, ikinci sütür-button ise ilk sütür-butonun 1 cm proksimalinden 30° anteromedial yönelimle uygulandı.(Şekil 3.7)

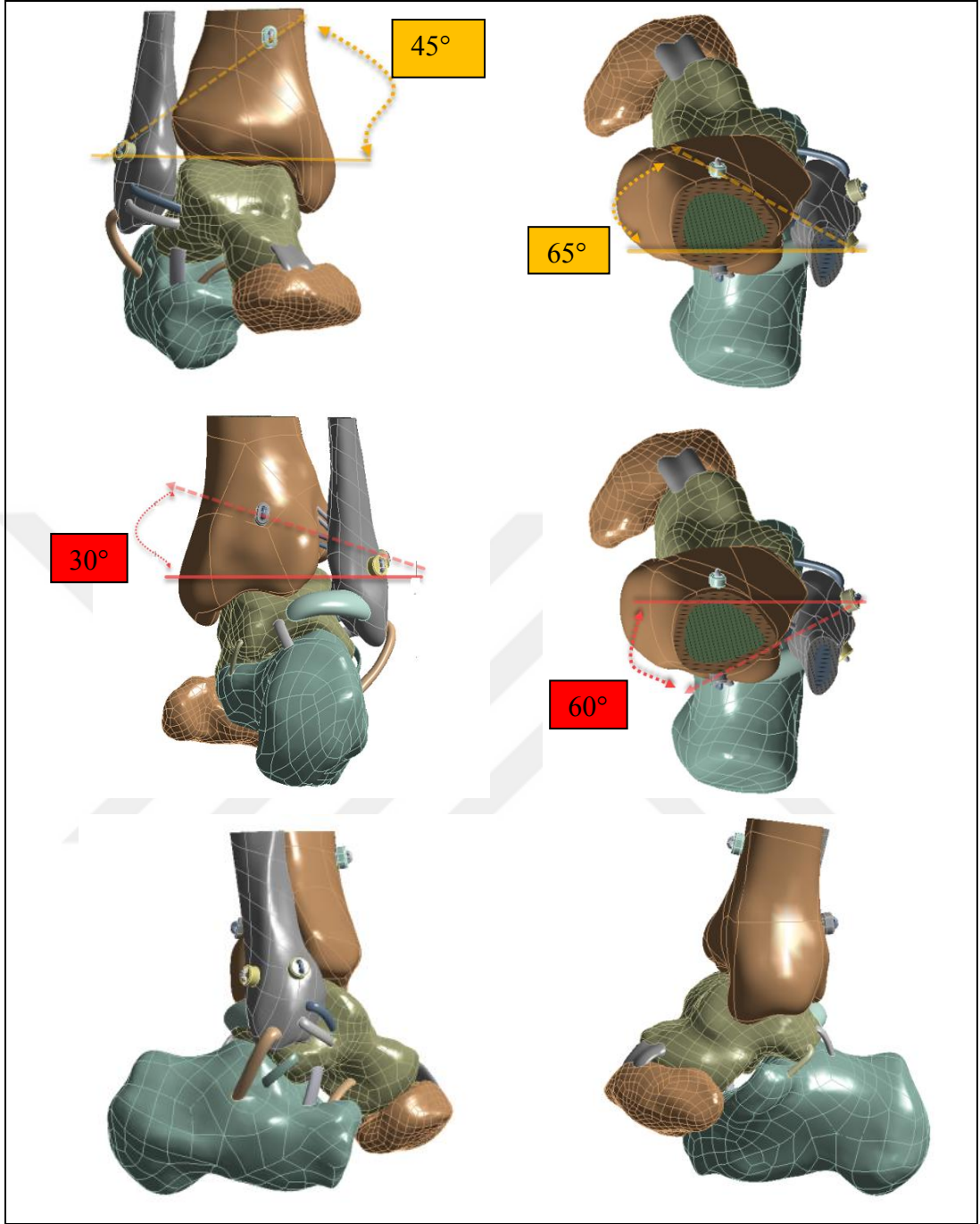


Şekil 3.7: Model 2

- **Model 3:** AİTFL ve PİTFL' anatomik aksını taklit eden tespit tipi

Tibial plafond ile koronal planda 30-50°, sagittal planda 65° aı oluşturacak şekilde uzanan AİTFL ve koronal planda 20-40°, sagittal planda 60-85° aı oluşturacak şekilde uzanan PİTFL'yi taklit etmeyi hedefleyen bu modelde;

AİTFL'yi taklit eden birinci sütür-buton; giriş noktası eklem seviyesinde fibula distal posterior kenarından olacak şekilde, koronal planda plafond ile 45°, transvers planda ise 65° anteromedial yönelim ile, PİTFL'yi taklit eden ikinci sütür-butonun giriş yeri eklem seviyesinde fibula anterior kenarı olacak şekilde, koronal planda plafond ile 30°, transvers planda ise 60° posteromedial yönelim ile tespit uygulandı. (Şekil 3.8)



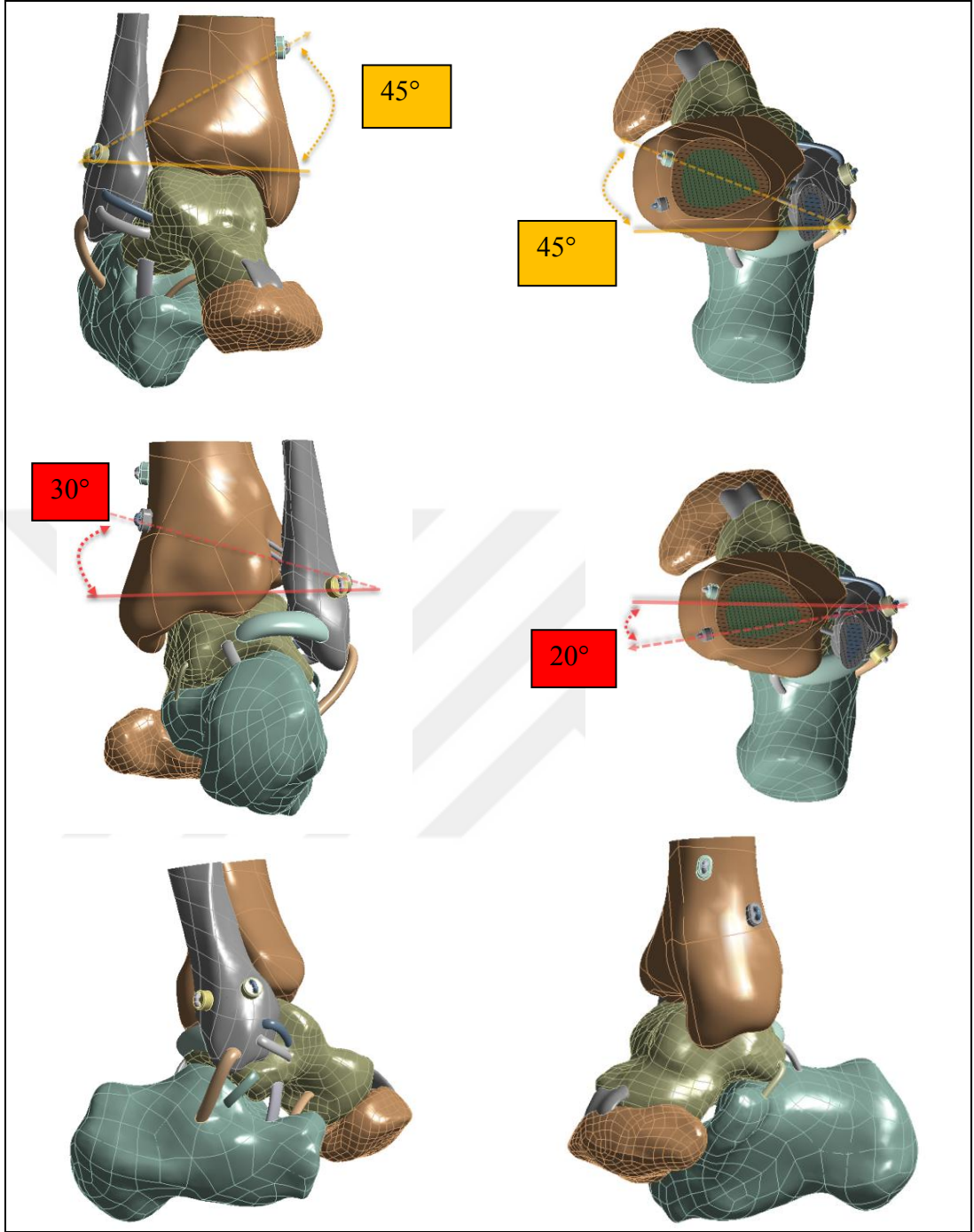
Şekil 3.8: Model 3

- **Model 4:** Damar, sinir ve tendon koruyucu tespit tipi

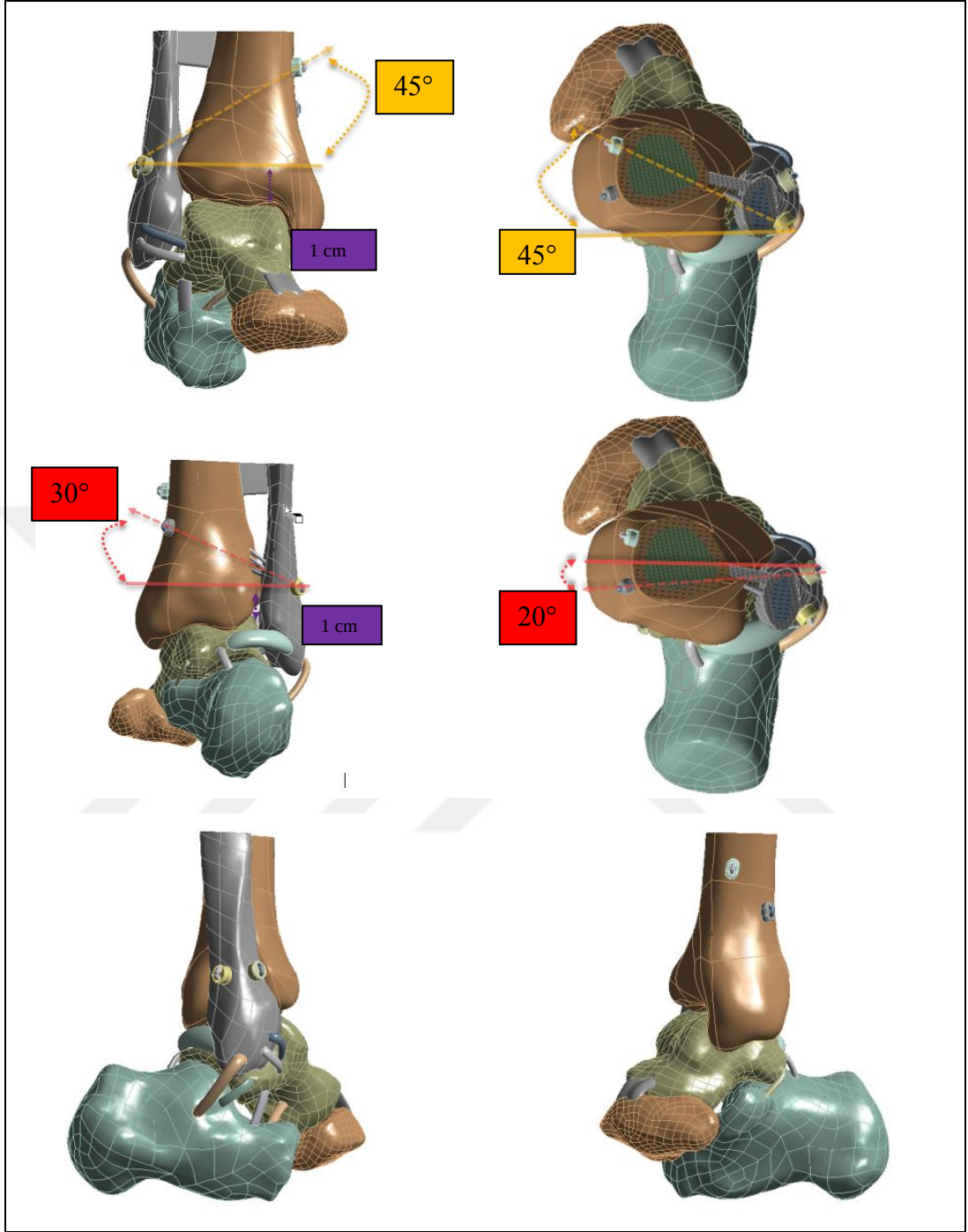
Klinik uygulamada; Model 3'deki suture-butonların, klinik uygulama anında, tibia'nın anterior ve posteriorundaki nörovasküler yapıları yaralama ihtimalinin önüne geçmek amacıyla geliştirilen Model 4'de; üçüncü modeldeki suture-butonların eklem seviyesindeki giriş yerleri değiştirilmeden, birinci suture - buton; koronal planda plafonda ile 45°, transvers planda ise tibia krestinin anteromedial köşesi baz alınarak 45° anteromedial yönelimli olarak, ikinci suture - buton; koronal planda plafond ile 30°, transvers planda ise tibia krestinin posteromedial köşesi baz alınarak 20° posteromedial yönelimli olarak uygulandı. (Şekil 3.9)

- **Model 5:** Damar, sinir ve eklem kıkırdığı koruyucu tespit tipi

Sindesmotik yaralanmanın güvenli tespiti amacıyla yapılan bir anatomik çalışmada, iyatrojenik kıkırdak (tibiofibular cartilage contact zone-TFCCZ) hasarından kaçınmak için implantın tibial plafondun 12 mm üzerinden yerleştirilmesinin güvenli olduğu belirtilmiştir (204). Bu veri baz alınarak geliştirilen Model 5'de hem damar sinir hem de kıkırdak hasarından kaçınmak için Model 4' deki suture-butonlar; fibula giriş yerleri eklem seviyesinin 1 cm üzerinde olacak ancak yönelimleri aynı kalacak şekilde uygulandı. Bu durumda Model 5'deki suture-butonların yönelimi şu şekilde oldu; birinci suture-buton; eklem seviyesinden 1 cm proksimalde, koronal planda plafonda ile 45°, transvers planda ise tibia krestinin anteromedial köşesi baz alınarak 45° anteromedial yönelimli olarak, ikinci suture - buton; eklem seviyesinden 1 cm. proksimalde, koronal planda plafond ile 30°, transvers planda ise tibia krestinin posteromedial köşesi baz alınarak 20° posteromedial yönelimli (Şekil 3.10).

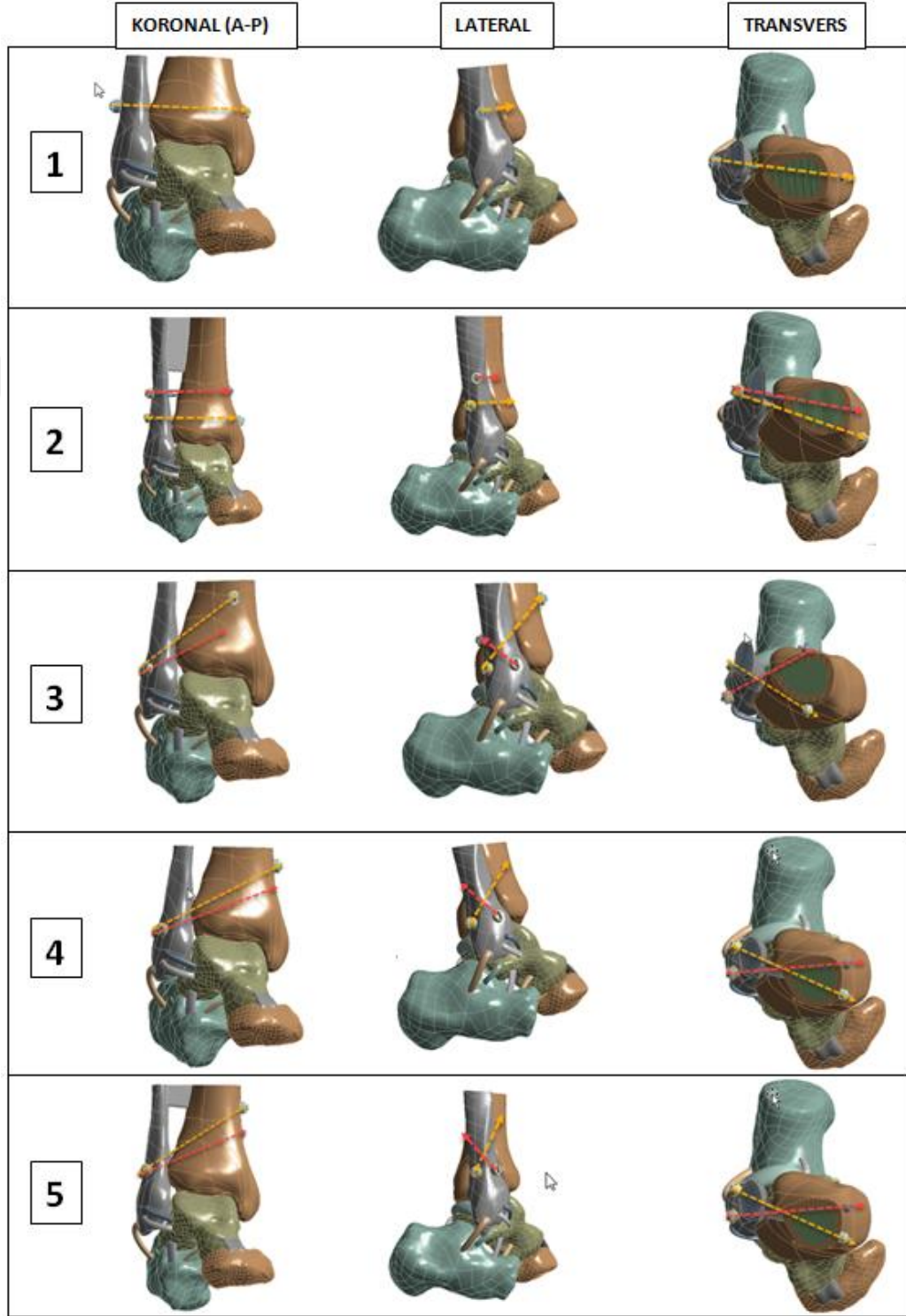


Şekil 3.9: Model 4



Şekil 3.10: Model 5

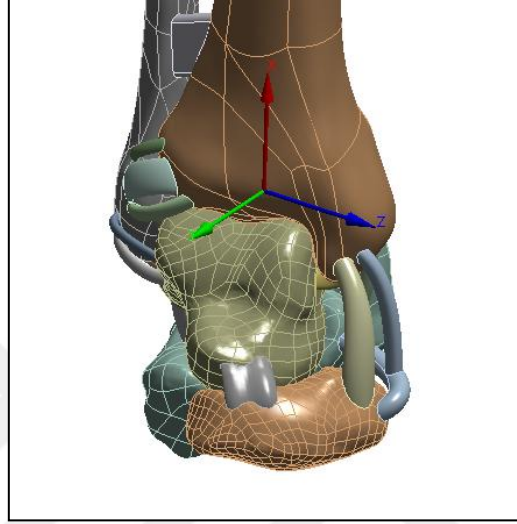
Fiksasyon modellerindeki sütür-butonların koronal (A-P), lateral, transvers planlardaki görünümleri Şekil 3.11’de gösterilmiştir.



Şekil 3.11: Fiksasyon modellerinin koronal (A-P), lateral, transvers planlardaki görünümleri; 1. sütür-butonların yönelimi sarı, 2. sütür-butonların yönelimi kırmızı renkle gösterilmiştir.

3.5. Anatomik Koordinat Sisteminin Tanımlanması

Yüklenme sonrası translasyonları daha iyi yorumlayabilmek adına anatomik koordinat sistemi oluşturuldu. X eksenini tibia anatomik aksına paralel, y eksenini kalkaneus uzun eksenine ile 2. metatars başı orta noktası arasındaki hat ve z eksenini de lateral malleol tipinden başlayıp medial malleol tipine uzanan hat olacak şekilde tanımlandı. (şekil 3.12)



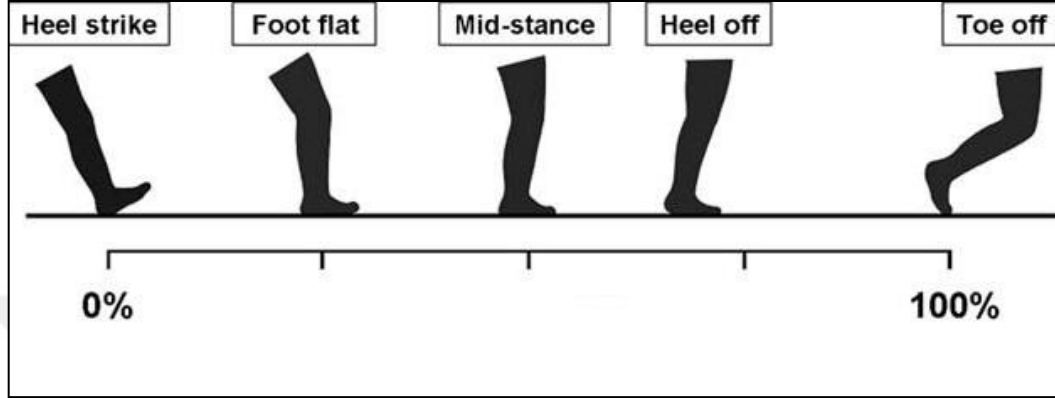
Şekil 3.12: Anatomik koordinat sistemin tanımlanması

3.6. Yüklenme

Ayak bileğinin dorsifleksiyona getirilebilmesi için fibulanın tibiadan uzaklaşması ve mortisin genişlemesi gereklidir. Bunu sağlayan da tibia ve fibula distal eklem yüzlerini birbirine bağlayan sindesmotik ligamentlerdir ve sağlam sindesmotik ligamentöz yapı sayesinde yürüme için gerekli olan ayak bileği dorsifleksiyon hareketi gerçekleşir. Bu nedenle çalışmada, sindesmotik yapıyı ve eklemdaki fizyolojik hareketleri daha iyi değerlendirebilmek adına Stance fazının 4. evresi olan Heel off fazının verileri kullanıldı.(Şekil 3.13 , Çizelge 3.3)(205-206).

Modellemede ayak bileğine 10° dorsifleksiyon hareketi yaptırılırken, tibia platosuna 3528 N kompresif kuvvet ile anterior yönelimli 533N tanjansiyel kuvvet uygulandı.(Şekil 3.14) Kullanılan model, sagittal plandaki kuvvetleri baz alan 2d yüklenme modeli olduğu için, ayak bileğinin dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketinde en önemli iki tendon olan aşıl ve tibialis anterior tendon kuvvetleri yüklenme modelinde etkiliyken, diğer tendon kuvvetleri önemsenmedi. Ayrıca,

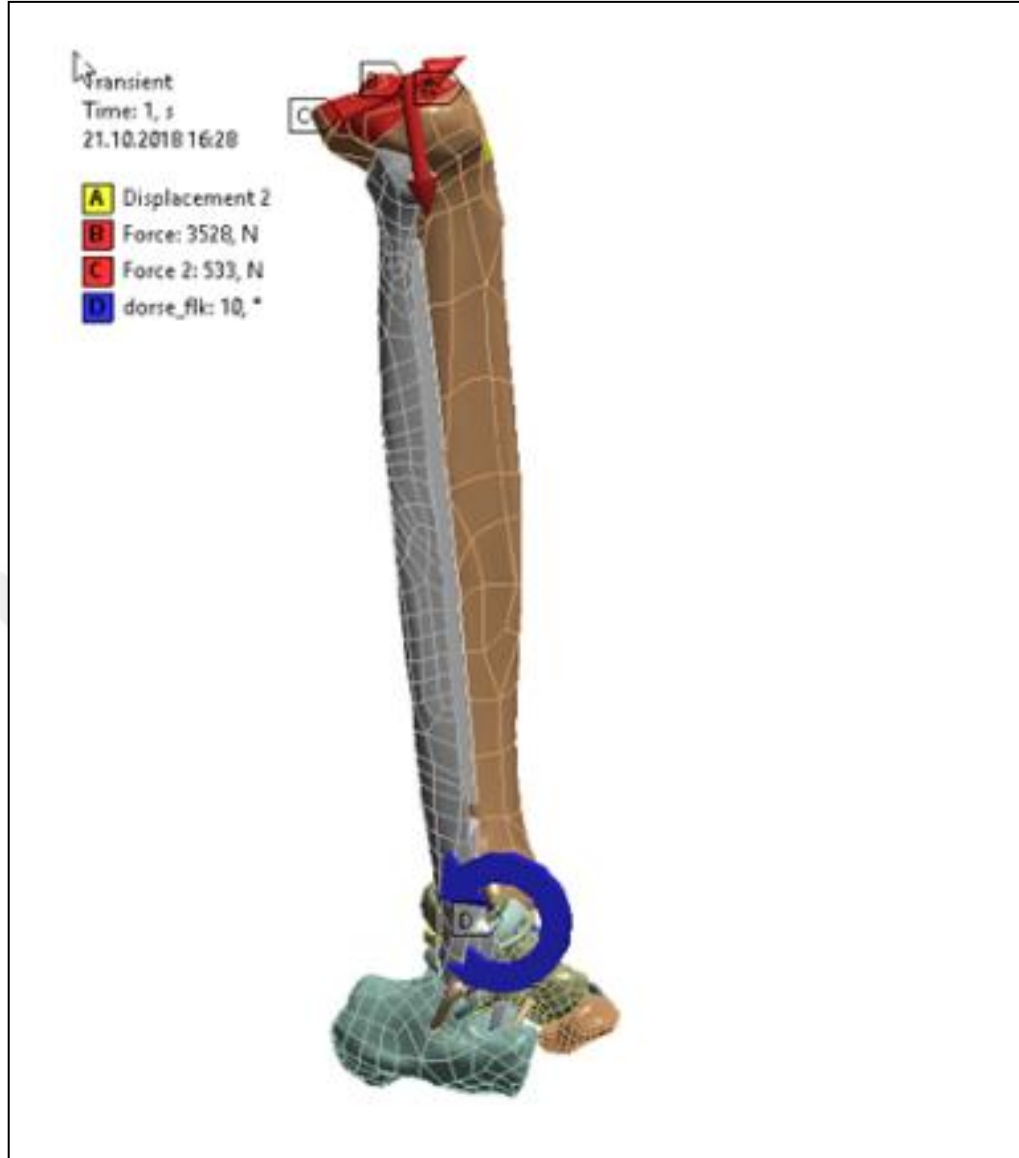
sagital plandaki yüklenme baz alındığı için mediolateral yönde herhangi bir kuvvet uygulanmadı. Sportif faaliyetlerde veya günlük aktivitelerde karşılaşılan patolojik kuvvetlerin net değerleri bilinmediği için yürüme fazının dışında yüklenme modeli oluşturulmadı ve stance fazının diğer evreleri simüle edilmedi.



Şekil 3.13 : Stance fazın evreleri

Çizelge 3.3: Stance fazın evrelerindeki kompresif ve tanjansiyel kuvvetler

Evre	Stance faz	Ayak bileğinin pozisyonu	Kompresif kuvvet(N)	Tanjansiyel kuvvet (N)
1	%3	10° PF	196	24
2	%11	20° PF	1333	63
3	%30	Nötral	2352	235
4	%65	10° DF	3528	533
5	%88	Nötral	1725	-235



Şekil 3.14: Yükleme modeli

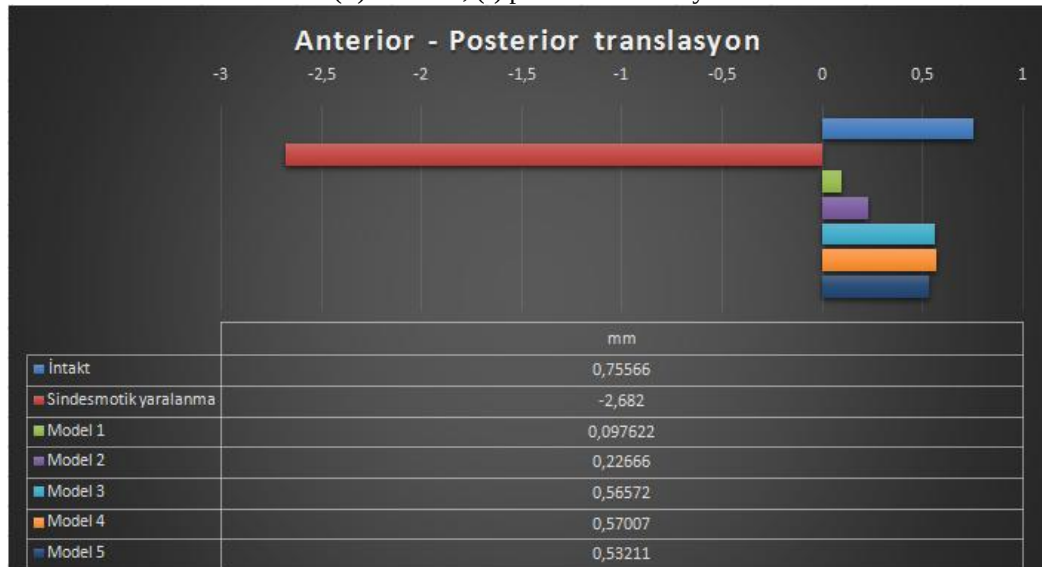
4. BULGULAR

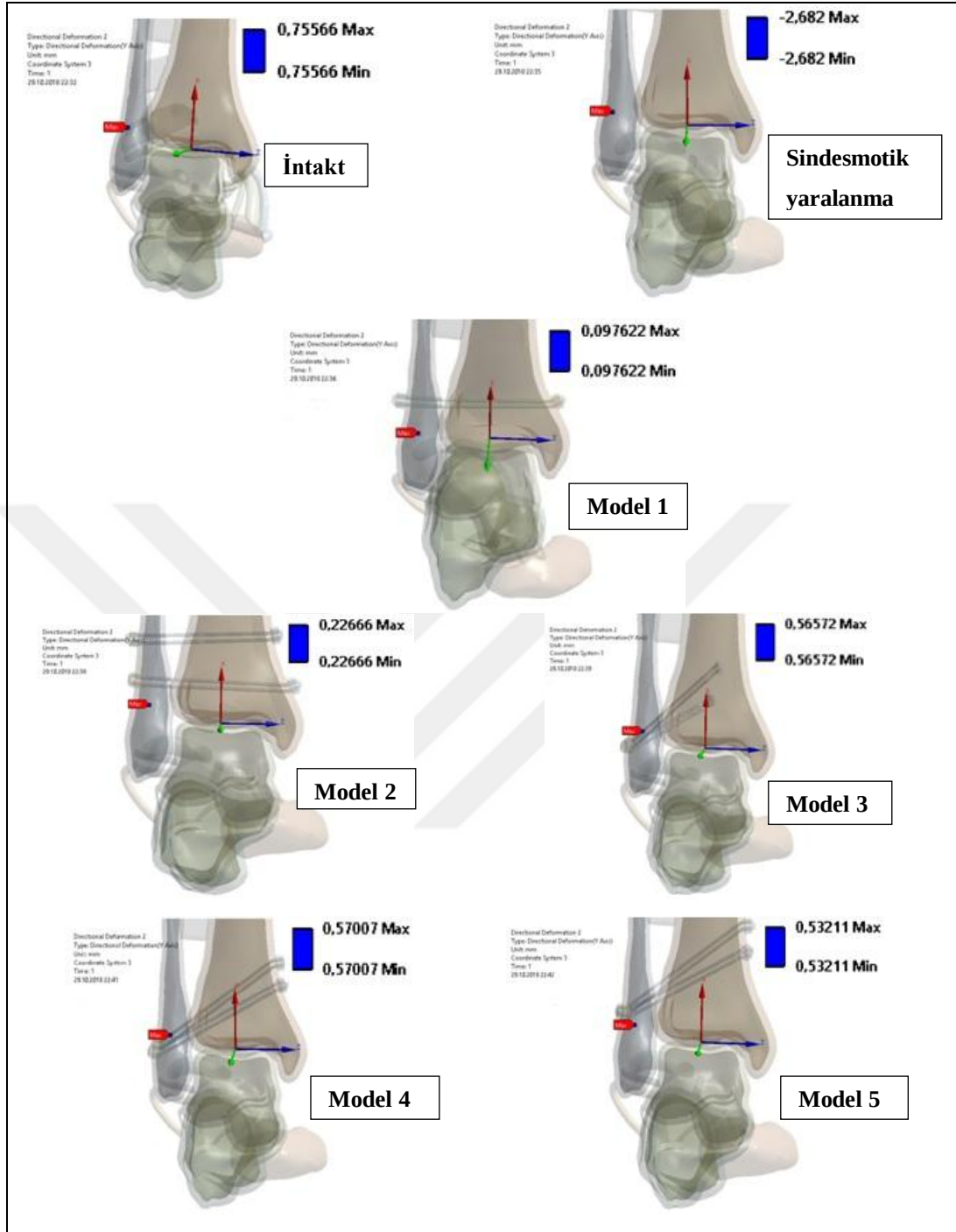
4.1. Fibulanın Anatomik Koordinat Sistemine Göre Anteroposterior Plandaki Yer Değiştirmesi

Yürümenin Stance fazının 4. evresinde etkili olan kuvvetleri baz alan yüklenme modeli uygulandığında, sağlam ayak bileğini temsil eden modelde fibulada 0.75566 mm anterior deplasman saptandı. AİTFL, PİTFL, TTFL ve İOL temsil eden ligamentler kaldırılarak oluşturulan Sikka Evre 4 izole sindesmotik yaralanma modelinde ise sağlam ayak bileği modelinin aksine posterior translasyon (2.682 mm) meydana geldi. Geleneksel tespit yöntemi olan Model 1’de fibulanın sagittal plandaki posterior yöndeki suprafizyolojik deplasmanı %80 oranında kısıtlanabilirken, fizyolojik değerler elde edilemedi. Sağlam ayak bileği modeli ile kıyaslandığında; anteroposterior planda gerçekleşen suprafizyolojik posterior translasyon Model 3, 4 ve 5’de sırasıyla % 94,5, % 94,6 ve %93,5 oranında kısıtlanarak sağlam ayak bileğine en yakın değerler elde edildi. Sağlam, sindesmotik yaralanma ve 5 farklı fiksasyon yönteminin anteroposterior plandaki fibular translasyon miktarları Şekil 4.1 ve Çizelge 4.1’ de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1: Fibulanın anteroposterior plandaki translasyonu;

(+) anterior, (-) posterior translasyon



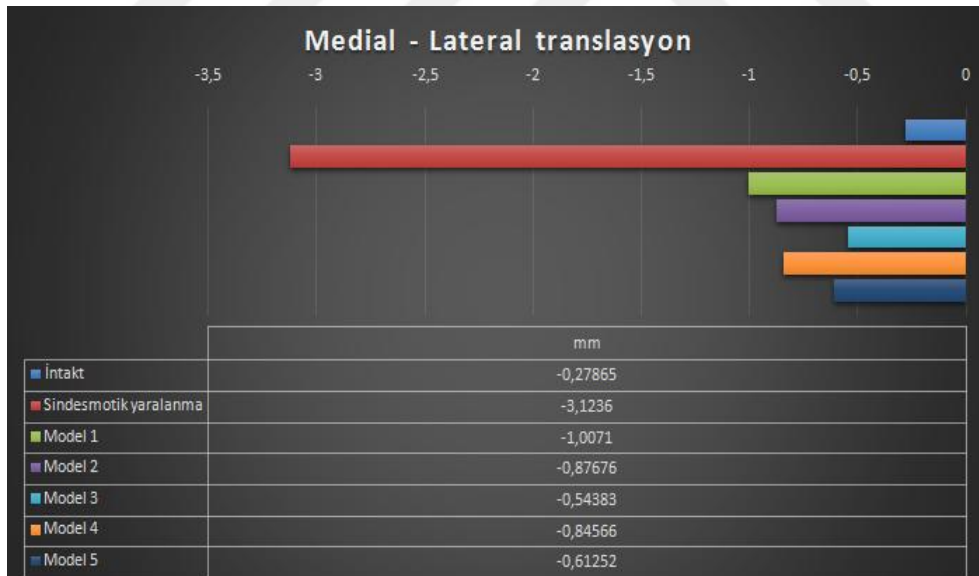


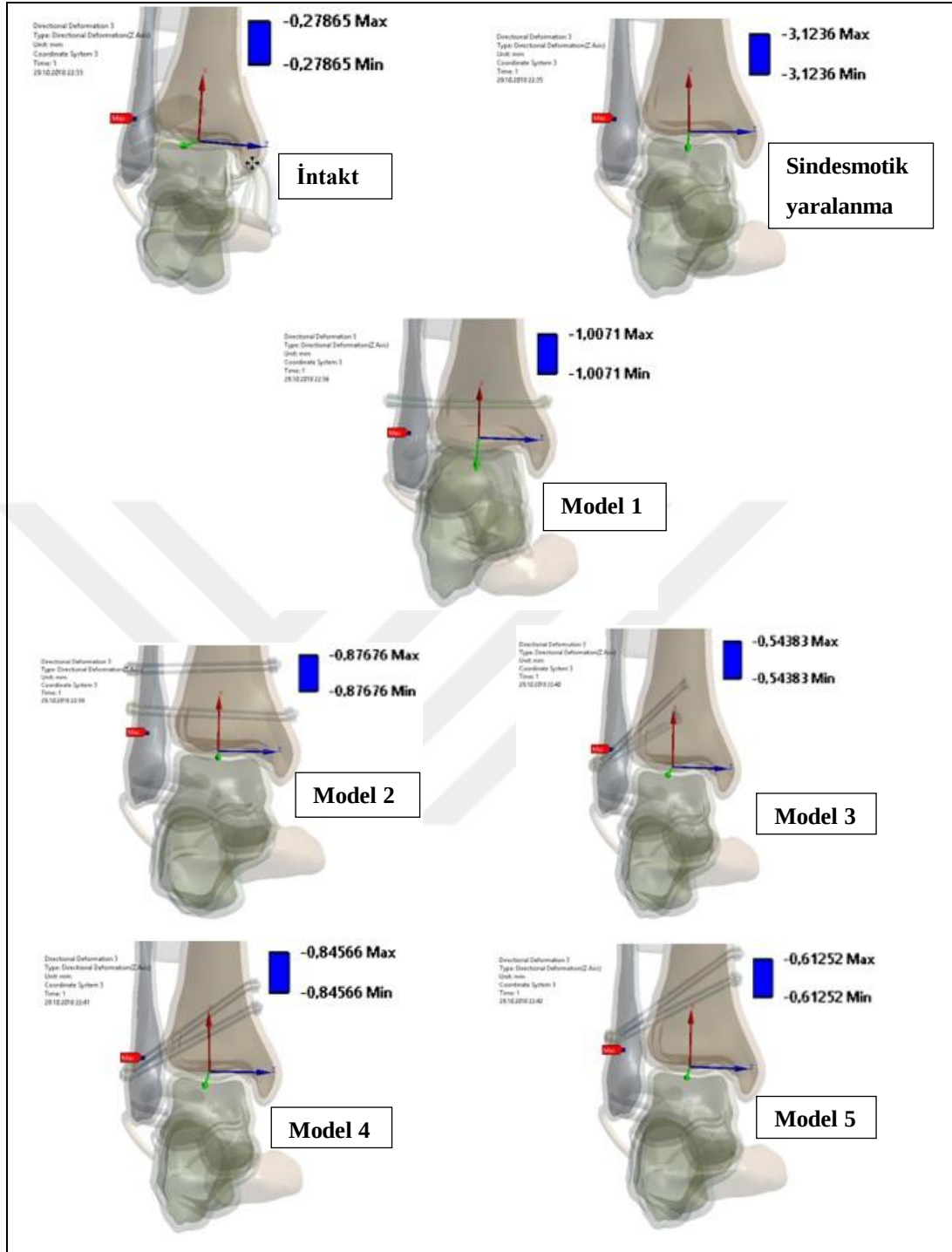
Şekil 4.1 : Yükleme sonrası fibulanın anterior - posterior plandaki translasyonu

4.2. Fibulanın anatomik koordinat sistemine göre mediolateral plandaki yer değiştirmesi

Dorsifleksiyonda olan yüklenme modeli uygulandığında, sağlam ayak bileği modelinde fibulada 0,27865 mm lateral deplasman meydana gelirken, sindesmotik ligamentler yaralandıktan sonra ise laterale olan translasyon belirgin şekilde artarak 3,1236 mm'ye çıktı. Geleneksel tespit yönteminde (Model 1) suprafizyolojik hareketin % 74'ü kısıtlanabilirken, Model 3'de % 91, Model 5'de ise %88 oranında kısıtlanarak fizyolojik translasyona daha yakın değerler elde edildi. Sağlam, sindesmotik yaralanma ve 5 farklı fiksasyon yönteminin mediolateral plandaki fibular translasyon miktarları şekil 4.2 ve Çizelge 4.2' de gösterilmiştir.

Çizelge 4.2: Fibulanın mediolateral plandaki translasyonu
(+) medial, (-) lateral translasyon



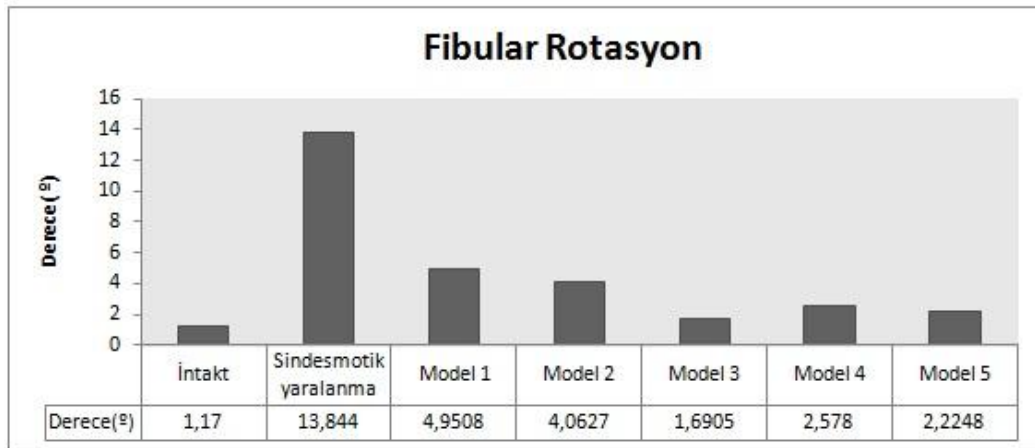


Şekil 4.2: Yükleme sonrasında fibulanın medial- lateral plandaki translasyonu

4.3. Fibulanın rotasyonel yer değiştirmesi

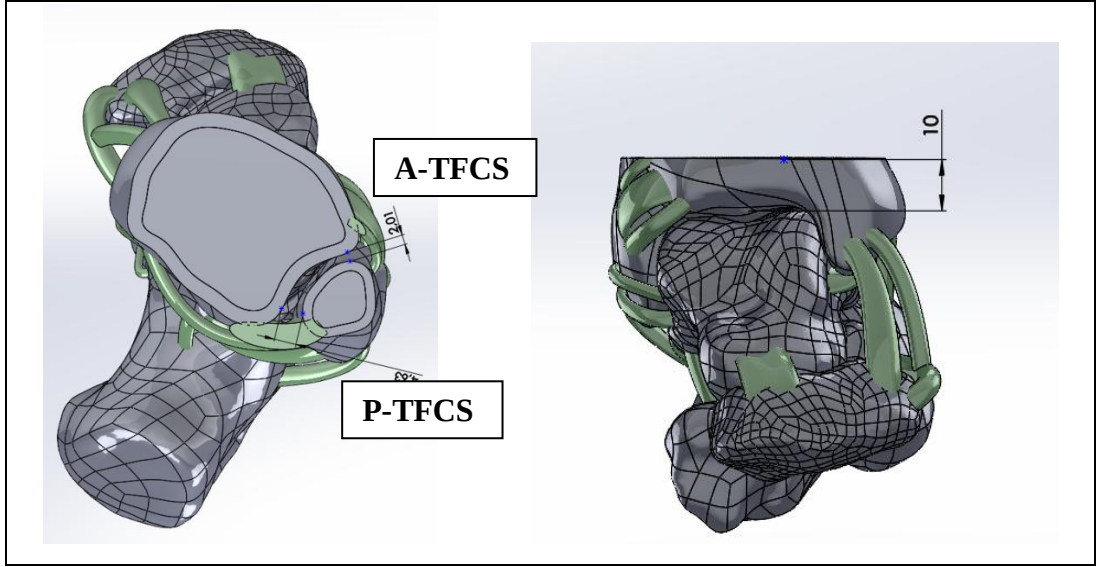
Dorsifleksiyonda yüklenme sırasında sağlam ayak bileğinde 1.17° dış rotasyon gelişirken, sindesmotik yaralanma durumunda rotasyon $13,844^{\circ}$ ye çıkmıştır. Geleneksel tespit yöntemi olan Model 1’de fibulanın dış rotasyonu $4,9508^{\circ}$ ’ye kadar kısıtlanabilirken, AİTFL ve PİTFL yönelimini taklit eden Model 3’de $1,6905^{\circ}$ rotasyon sağlanarak sağlam modele en yakın değerler elde edilmiştir. Klinik uygulamadaki komplikasyonları en aza indirmek için tasarlanan Model 5’te ise rotasyon $2,2248^{\circ}$ ’ye kadar sınırlandırılabilmesine karşın geleneksel tespit yönteminden daha iyi sonuç alınarak fizyolojik rotasyona yakın değerler elde edilmiştir. Diğer fiksasyon yöntemlerinin fibulanın rotasyonunu sınırlandırabilme kabiliyetleri Çizelge 4.3’ de gösterilmiştir.

Çizelge 4.3: Fibulanın dorsifleksiyonda yüklenme sırasındaki rotasyon değerleri



4.4. TFCS

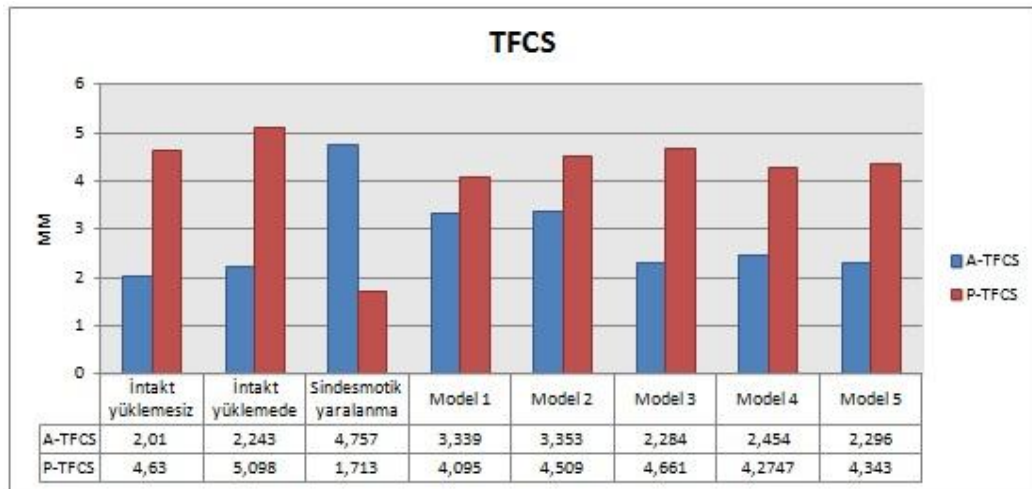
Tüm modellerde, ayak bileği eklem seviyesinin 1 cm proksimalinden olmak üzere, anterior tibial tüberkül ile fibula lateral kenarı arasındaki mesafe (A-TFCS) ve posterior tibial tüberkül ile fibula lateral kenarı arasındaki mesafe (P-TFCS) Şekil 4.3’de gösterildiği şekilde ölçüldü ve kayıt altına alındı.



Şekil 4.3: A-TFCS ve P-TFCS ölçümü

Yüklenmesiz sağlam ayak bileği üzerinde A-TFCS 2,01 mm, P-TFCS 4,63 mm saptanırken; yüklenme sonrası, ayak bileği dorsifleksiyon pozisyonunda iken, her iki mesafede artış saptanarak, sırasıyla, 2,243 mm ve 5,098 mm'lik değerler elde edildi. Sağlam modelin aksine yüklenmede sindesmotik yaralanma modelinde, A-TFCS' de artış saptanırken P-TFCS azaldığı tespit edildi. Yüklenmede sağlam ayak bileği modeline en yakın değerler ise Model 3'de saptandı. (Çizelge 4.4)

Çizelge 4.4: A-TFCS ve P-TFCS değerleri



5. TARTIŞMA

Distal tibiofibular sindesmoz, statik bir yapı olmadığı için yürürken veya pasif hareket halinde ayak bileğinin 3 boyutlu hareketine izin verir. Sindesmotik yaralanmaların tespitinde kullanılmak üzere geliştirilmiş olan sütür-butonun sağlayacağı dinamik stabilizasyon sayesinde fizyolojik ayak bileği hareketlerini daha iyi koruyacağı ve daha iyi fonksiyonel sonuçlar elde edilmesini temin edeceği, dolayısıyla da yaralanmış sindesmozun sütür-buton ile fiksasyonun avantajlı olduğu düşünülmektedir.

Sindesmotik yaralanmalarda anatomik redüksiyonu sağlamak adına yeni implantlar ve fiksasyon teknikleri geliştirilmeye devam etmektedir. Optimal bir operatif yaklaşımın belirlenmesi amacıyla birçok biyomekanik ve klinik çalışma yapılmıştır. Sadece vida fiksasyon teknikleri karşılaştırıldığında; vidanın yapısı, çapı ve korteks sayısı gibi parametreler arasında çok önemli farklılıklar gösterilememiştir (154, 207-208).

Ayrıca, rijid fiksasyon sağlayan vida ile daha esnek bir implant olan sütür-buton yapıları arasındaki biyomekanik davranış farklılıklarını araştırmak adına da önemli çalışmalar yapılmıştır. Thornes ve arkadaşları, kadavra örnekleri üzerinde eksternal rotasyon kuvveti uygulayarak sütür-buton ve vida fiksasyonunu kıyasladıkları çalışmalarında, başarısızlık oranları açısından aralarında fark olmadığını bildirmişlerdir. Ek olarak, 20 Nm eksternal rotasyon torkuna kadar diastaz açısından aralarında anlamlı bir fark olmadığını saptayarak, iki fiksasyon tekniğinin performanslarının eşit olduğu kanaatine varmışlardır (23). Diğer taraftan, Forstyhe ve arkadaşları ise sütür-butonun rotasyonel kuvvetler altında sindesmozun anatomik redüksiyonunu sağlayamadığını ve 2.5 Nm'den 25 Nm kadar olan eksternal rotasyon kuvveti altında diastazın önemli ölçüde arttığını göstermişlerdir (209).

Bir çok çalışma koronal düzlemdeki diastazı, sindesmotik yaralanma testlerinin ana sonuç ölçütü olarak vurgulamaktadır. Oysa sindesmotik yaralanmalarda, sagittal düzlemdeki anlamlı fibular translasyon ile birlikte aksiyel planda fibular rotasyon olduğu bilinmektedir (210) ve çalışmamızda da bu bilgiyi

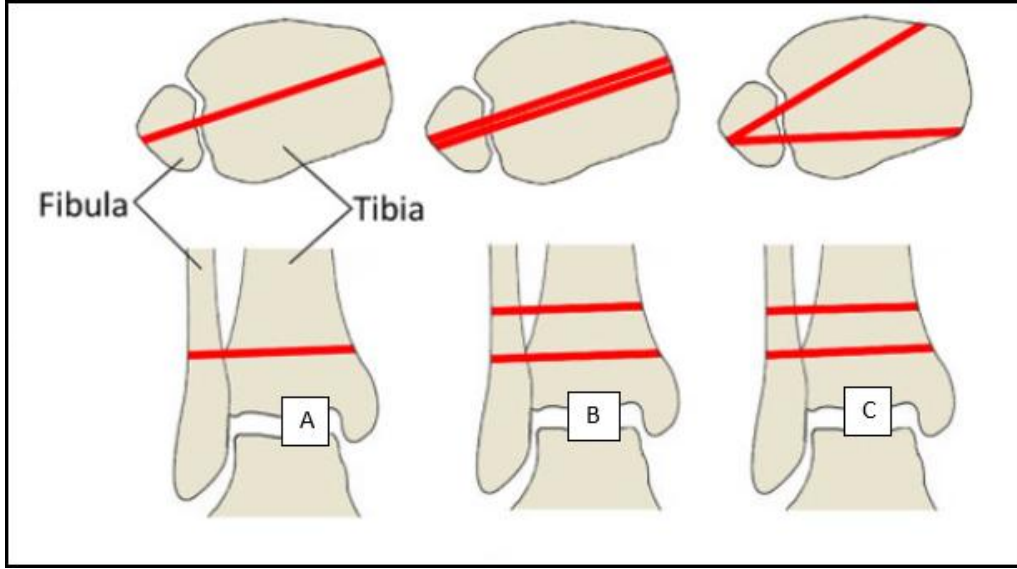
doğrular nitelikte sonuçlar elde edilmiştir. Sağlam ayak bileği modeli ile kıyaslandığında sindesmotik yaralanma modelinde; koronal plandaki lateral translasyona ek olarak sagittal planda 2,682 mm posterior translasyon saptanmış, aksiyel plandaki fibular rotasyonun ise 13,844° ye çıktığı görülmüştür.

Soin ve arkadaşları, sütür-buton fiksasyonu ile vida fiksasyonunu aksiyel yüklenme ve eksternal rotasyon kuvveti altında karşılaştırmışlar, onarım öncesi ve sonrası fibular rotasyon ile translasyonda anlamlı fark bulamamışlardır (22). Buna karşın Klitzman ve arkadaşları sütür-buton fiksasyonunu üç korteks vida fiksasyonu ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, sütür-butonun sagittal düzlemde (anterior-posterior) daha fazla fizyolojik harekete izin verdiğini göstermişlerdir (24). Lamonth ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ise Klitzman'ın çalışmasından çok farklı sonuçlar elde edilmiş; sütür-buton tespitinde sagittal plandaki posterior translasyonun yeterince kısıtlanmadığı, vida tespitinde ise implantın rijid yapısı gereği bu harekete hiç izin verilmediği ortaya konulmuştur (25). Farklı sonuçlar ortaya koymuş olmakla birlikte tüm bu çalışmaların ortak noktası, sütür-buton fiksasyonunun fibulanın posterior translasyonunu engellemek konusundaki yetersizliğidir ve çalışmamızın sonucunda da geleneksel fiksasyon yönteminin (Model 1) suprafizyolojik posterior translasyonu %80 düzeyinde kısıtladığı gösterilerek, aynı yönde, veriler elde edilmiştir.

Sütür-butonun yönelimi, fibula hareketini sınırlandırma kabiliyetini etkileyen en önemli faktördür. Teramoto'nun sütür-buton yöneliminin fibular hareket üzerindeki etkilerini incelediği çalışmada, hareket (diastaz); tibianın anterolateral kenarı ile lateral malleolün medial kenarı arasındaki mesafe olarak tanımlanmış ve transmalleolar eksene paralel yerleştirilmiş tek veya çift sütür-butonun, 5 Nm eksternal rotasyon kuvveti altında, diastazı ve fibular rotasyonu yeterince sınırlandıramadığı buna karşın posterior fibula korteksinden chaput tüberkülün medialine yakın yönelimde yerleştirilen sütür-butonun (anatomik sütür-buton tekniği) sağlam durumla (intakt model) benzer şekilde fibular hareketi sınırlandırdığı belirtilmiştir (211). Sagittal plandaki anteroposterior translasyonun değerlendirilmediği çalışmada, yazarlar tanımlanmış olan sütür-buton yöneliminin mekanik olarak etkili olsa da, butonun giriş noktasında peroneal tendon irritasyonu, çıkış noktasında ise yüzeysel peroneal sinirin yaralanma riskinin

olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda fizyolojik fibular harekete en yakın değerlerin elde edildiği AİTFL ve PİTFL takliti (Model 3) fiksasyon yönteminde de bu riskler mevcuttur. Bu komplikasyonlardan kaçınmak adına, fibular translasyon, fibular rotasyon ve diastazı engellemek konusunda Model 3'e kıyasla daha yetersiz olmasına rağmen daha güvenli olan Model 5 fiksasyon yöntemi tercih edilebilir. Model 5'te butonların giriş yerleri nedeniyle ortaya çıkma olasılığı bulunan peroneal tendon irritasyonu ise buton küçültülerek veya giriş deliği, butonun fibula korteksine çıkıntı yapmadan oturması temin edilecek şekilde geniş tutularak giderilebilir. Bunu sağlayabilecek olan yöntemin, lag vidasının başını kemiğe gömmek adına uygulanan tekniğe benzer bir yöntem olması muhtemeldir.

Sindesmotik ligamentler, fizyolojik hareket aralığı içinde distal tibiofibular eklemin rotasyonel stabilitesine önemli katkı sağlarlar. AİTFL; fibulanın dış rotasyonuna karşı direnç sağlarken, PİTFL; iç rotasyonu kontrol eden önemli bir yapıdır. Bu ligamentlerin anatomik yönelimi ve fibuladaki yapışma noktaları göz önünde bulundurulduğunda geleneksel sütür-buton yönelimi AİTFL ve PİTFL yöneliminden oldukça farklıdır. Bu nedenle, çalışmamızda da gösterildiği gibi geleneksel sütür-buton tespiti (Model 1) ile fibular rotasyonun kontrol edilmesi zordur. 2018 yılında Orthopaedic Journal of Sports Medicine dergisinde yayınlanan bir çalışmada çalışmamızdaki bulguları destekler nitelikte sonuçlar elde edilmiştir (212). Parker ve arkadaşları tarafından optimal sütür-buton oryantasyonun belirlenmesi amacıyla yapılan çalışmada, Şekil 5.1'de gösterilen geleneksel, çift paralel ve diverjans olmak üzere 3 model tasarlanmış ve çalışma sonuçları, her üç modelinde; aksiyel yüklenme ve eksternal rotasyon kuvvetine maruz kalmış fibulanın rotasyonunu yeterince kısıtlayamadığını göstermek yanında sindesmoz stabilizasyonunda daha başarılı olması beklenen diverjans modelin geleneksel model kadar bile etkin olmadığını ortaya koymuştur.



Şekil 5.1: Parker ve arkadaşlarının sindesmotik fiksasyon yöntemleri

A: Geleneksel B: İki adet paralel C: Diverjans

Elde edilen bu sonuçlar yazarların; “*sindesmotik yaralanmalarda sütür-buton fiksasyon konfigürasyonu stabilizasyonun gücünü veya güvenliğini etkilemez*” şeklindeki yorumlarına neden olsa da, bizim çalışmamız bu görüşün tam aksi yönde yorumların yapılabilmesini olanaklı kılmaktadır. Çünkü; Model 3 ve Model 5; sütür-butonların fibuladaki anterior ve posterior giriş yerleri, koranal ve transvers planda açılı yönelim özellikleri sayesinde fibulanın suprafizyolojik posterior translasyonu sırasıyla % 94,5 ve % 93,5 oranında kısıtlayarak, eksternal rotasyonunu ise $1,6905^\circ$ ve $2,2248^\circ$ ye kadar azaltmakta ve neredeyse intakt ayak bileğine ($1,17^\circ$) yakın değerler elde edilmesini sağlamaktadır. Dolayısıyla çalışma sonuçlarımız, Parker ve arkadaşlarının iddia ettiklerinin aksine, AİTFL ve PİTFL yönelimine uygun şekilde yerleştirilen çift sütür-buton ile yeterince güçlü ve stabil bir sindesmoz fiksasyonu sağlanabileceğini ortaya koymaktadır. Bununla birlikte çalışma sonuçlarımız diverjan modelin yetersizliği konusunda Parker’ın çalışma sonuçlarını destekler niteliktedir. Çalışma sonuçlarımızın detaylı analizi, diverjans modelin başarısızlığının iki temel nedene bağlanabileceğini göstermektedir. Bu nedenlerden ilki; sütür-buton giriş noktalarının fibula rotasyon aksının tam ortasında yer alması ki giriş noktaları fibulanın posterior ve anterior korteksleri olmadığı sürece iyi bir rotasyonel

stabilite beklenemez ikincisi ise; her iki sütür-butonun da koronal planda ekleme paralel olarak yerleştirilmesidir. Oysa, fibula rotasyon aksının anterior ve posteriorundan yerleştirilen ve her üç planda da AİTFL ve PİTFL yönelimlerine, olabildiğince, uygun yn ve aı ile yönlendirilen sütür-butonlar ile gerçekleştirilen tespit ile ideale yakın bir stabilite elde edilmesi mümkün olabilmektedir. Çalışmamızda bu hipoteze dayanılarak oluşturulan 3, 4 ve 5. modeller ile geleneksel fiksasyon yönteminden (Model 1) daha başarılı sonuçlar elde edilmesinin nedeni de budur.

Klinik uygulamada genellikle tibiofibular sindesmoz yaralanmalarının tanısında ve tedavinin değerlendirilmesinde direkt grafler kullanılır ve TFCS, TFO, medial clear space olmak üzere 3 parametre değerlendirilir ve bunlar içerisindeki en değerli parametre TFCS'dir. Kadavra rneklerinin kullanıldığı bir radyolojik çalışmada, TFCS normal değerinin AP ve mortis graflerinde 6 mm'den daha az; TFO değerinin ise AP grafide 6 mm'den veya fibula genişliğinin %42'den, mortis grafisinde ise 1 mm'den büyük olduğu gösterilmiştir (213). Ostrum ve arkadaşları ise, AP graflerde TFCS değerinin kadınlarda 5,16 mm'den ve erkeklerde 6,47 mm'den küçük; TFO değerinin ise erkeklerde 5,7 mm'den ve kadınlarda 2,1 mm'den büyük olmasının sağlam bir sindesmotik yapıyı gösterdiğini belirtmişlerdir (122).

BT ile daha hassas ölçüm yapıldığı göz önüne alınarak Elgafy ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, A-TFCS ve P-TFCS değerleri değerlendirilmiş ve sırasıyla erkeklerde 2 ve 5 mm, kadınlarda ise 2 ve 4 mm olduğu bildirilmiştir (40). Chen ise, Multi - Dedektör BT yöntemi ile A-TFCS ve P-TFCS değerlerinin üç boyutlu ölçümlerini yapmış ve sırasıyla A-TFCS'nin erkeklerde 2,8 mm, kadınlarda 1,8 mm; P-TFCS'nin ise erkeklerde 3,6 mm, kadınlarda 2,9 mm olduğunu belirtmiştir. Ayrıca sonuçların iki boyutlu aksiyel BT ölçümlerinden anlamlı bir farkı olmadığını belirterek direk grafi ölçümlerinden daha gerçekçi sonuçlar elde edildiğini bildirmiştir (214). Çalışmamızda sağlam ayak bileği modelinde, A-TFCS 2,01 mm, P-TFCS ise 4,63 mm ölçülerek daha önceki çalışmaların BT lm sonuçlarına benzer değerler elde edilmiş; A-TFCS ve P-TFCS değerlerinin dorsifleksiyonda yüklenme

sırasında mortisteki genişleme ile uyumlu olarak A-TFCS değerin 2,243 mm'ye, P-TFCS değerin ise 5,098 mm'ye ulaştığı saptanmıştır.

Sindesmotik yaralanma durumunda ise hem A-TFCS hem de P-TFCS' de anlamlı bir artış beklenirken; çalışmamızda A-TFCS'de artış, P- TFCS'de ise daralma saptanmıştır. Bu sonucun muhtemel nedeni çalışmamızda yararlanılan literatür verilerinin tümünün statik ölçümlerle elde edilmiş veriler, çalışmamızdaki verilerin ise yüklenme altındaki modellerden elde edilen dinamik veriler olmasıdır. Dolayısıyla dorsifleksiyonda yüklenme sırasında fibulanın sagittal planda koronal plana kıyasla daha instabil bir durumda bulunması, fibulanın posterior translasyon ve eksternal rotasyon hareketine neden olarak P-TFCS değerin azalması ile sonuçlanmaktadır.

Fibular translasyon ve rotasyon gibi fibulanın multiplanar hareketi ile ilgili elde edilen bilgiler daha önce yapılan araştırmalar sonucunda motriste 1 mm'lik talar translasyonun tibiotalar temas alanını %42 oranında azalttığını gösteren sindesmotik diastazın değerlendirilmesinde kullanıldığı için klinik öneme sahiptir (13). Bu nedenle, fibular translasyon ve rotasyondaki patolojik değişiklikler tibiotalar tepe temas basıncında artışa ve zamanla kırıkta hasarı ve artritik değişikliklere neden olabilir. Hunt ve arkadaşları (215) ise yaptıkları kadavra çalışmasında, fibulanın posterior translasyonunda sadece İOL yaralandıktan sonra anlamlı bir artış olduğunu saptamış ve herhangi bir sindesmotik açılma görülmediğini bildirmişlerdir. Ayrıca tibiotalar temas basıncının İOL yaralanmasından sonra anlamlı derecede arttığını ve basınç merkezinin posterolaterale yer değiştirdiğini bulmuşlardır. Aynı zamanda bu temas basıncının yüklenme ve ayağın dış rotasyonu ile arttığını saptamışlardır.

Ramsey ve Hunt'ın çalışma sonuçları sindesmotik yaralanma tedavisinde kullanılan yöntemin fizyolojik fibular harekete izin verirken talustaki temas basınç artışını engellemesinin ideal tedavi biçimi olacağını düşündürmektedir. Ancak elimizde, günümüzde kullanılmakta olan tekniklerin bu iki hedefe birlikte ulaşılmasını sağlayabildiğini gösteren veriler mevcut değildir. Çalışmamızda kullanılan ve intakt ayak bileğine en yakın değerde fizyolojik fibular harekete izin veren Model 3, talus temas basınç artışını engellemek amacıyla kullanılabilecek model olma niteliklerine sahip gibi görünmektedir. Ancak bu hipotezin tibiotalar

temas basınç değişimlerinin fiksasyon yöntemleri ile ilişkilerinin incelendiği bir çalışma ile doğrulanmasına ihtiyaç vardır.



6. SONUÇLAR

Yürüme için gerekli olan ayak bilek dorsifleksiyonu, fibulanın multiplanar fizyolojik hareketi ile sindesmozun 1-2 mm genişlemesi sayesinde gerçekleştirilir. Bu nedenle de sindesmotik yaralanma sonucunda fibulada oluşan suprafizyolojik hareketin uygun bir fiksasyon yöntemi ile kısıtlanması, doğru yürümenin devamı açısından, büyük önem taşır. Farklı tip ve sayıdaki vidalarla gerçekleştirilen tespitin sindesmozda oluşturduğu statik fiksasyonun olumsuz etkilerinden kaçınmak adına geliştirilmiş olan sütür-buton tespiti tekniğinin arzu edilen dinamik stabilizasyonu sağlayamadığı gerçekleştirilen çok sayıda çalışma ile ortaya konulmuştur. Gerçekten de; geleneksel olarak adlandırılacak olan tek bir sütür-buton uygulaması ile multiplanar bir stabilite elde edilemeyeceği aşıkardır.

Bu çalışmada, geleneksel yöntem de dahil olmak üzere, beş farklı sütür-buton tespit yönteminin etkinliği araştırılmış ve AİTFL ile PİTFL'nin yönelimlerine uygun yönelim ve açıda uygulanan çift sütür-buton ile gerçekleştirilen dinamik tespitin (Model 3) sindesmozun anatomik redüksiyonu ve fibulanın fizyolojik hareketini olanaklı kılmakla birlikte patolojik sindesmoz diastazını engelleyen fiksasyon yöntemi olduğu tespit edilmiştir. İdeale yakın bir fiksasyon sağlayan bu yöntem, sütür-butonların giriş ve çıkış noktalarının lokalizasyonları nedeniyle, peroneal ve tibial sinir ile ekstensör ve fleksör tendonların yaralanma olasılığının yüksek olacağı endişesini yarattığı için sütür-butonların yönelimlerinde küçük değişikliklerin yapıldığı (tranvers planda 45° anteromedial ve 20° posteromedial yönelim ve giriş yerleri eklem seviyesinin 1 cm proksimaline alınarak) Model 5 geliştirilmiş ve bu teknikle Model 3'e yakın sonuçlar elde edilmiştir. Model 5'in Model 3'e kıyasla koronal ve sagittal plandaki suprafizyolojik deplasmanı kısıtlama açısından, sırasıyla, % 3 ve % 1'lik zaafiyeti ile patolojik eksternal rotasyonu önlemede 0,5343°'lik yetersizliği ise göz ardı edilebilir niteliktedir.

Sonuç olarak; yürümenin Stance fazının 4. evresini simüle edilerek gerçekleştirilen ve eklem hareketlerini sürtünmesiz ortamda gerçekleştirmek, sagittal planda yalnızca aşıl ve tiabialis anterior kuvvetlerini önemserken

mediolateral plandaki kuvvetleri gözardı etmek gibi kısıtlamaları olan bu çalışmanın sonuçları geleneksel s    r-buton uygulaması yerine multiplanar dinamik stabilite sağlayan ve komplikasyon oranını en aza indiren Model 5 fiksasyon y  nteminin sindesmozun anatomik red  ksiyonu ve fibulanın fizyolojik hareketini olanaklı kılmakla birlikte patolojik sindesmoz diastazını engelleyen fiksasyon y  ntemi olduğunu ortaya koymaktadır.



ÖZET

Bu çalışmada, sütür-buton ile yapılan dinamik tespit, özellikle sindesmotik eklemin sagittal plandaki suprafizyolojik anterior-posterior translasyon ve aksiyel plandaki rotasyon hareketini kısıtlayarak fizyolojik ligamentöz iyileşmeyi mümkün kılacak, ideal sütür-buton yönelimini belirlemek amaçlanmıştır.

Sonlu eleman analiz yöntemi ile sağlam ayak bileği modeli ve Sikka Evre 4 sindesmotik yaralanma modeli oluşturulmuş ardından da sindesmotik yaralanmanın tespiti için sayı ve yönelimleri farklılık gösteren geleneksel tespit tipi (Model 1), diverjans tespit tipi (Model 2), AİTFL ve PİTFL' anatomik aksını taklit eden tespit tipi (Model 3), damar, sinir ve tendon koruyucu tespit tipi (Model 4), damar, sinir ve eklem kıkırdağı koruyucu tespit tipi (Model 5) olmak üzere fiksasyon modelleri tasarlanmıştır. Stance fazın 4. evresi olan Heel off fazının simulasyonu için ayak bileği 10° dorsifleksiyonda tibia platosuna 3528 N kompresif kuvvet ile anterior yönelimli 533N tanjansiyel kuvvet uygulanmış ve fibulanın anteroposterior, mediolateral planlardaki yer değiştirmesi, aksiyel plandaki rotasyon açıları, A-TFCS ve P-TFCS mesafeleri değerlendirilmiştir.

Çalışma sonucunda geleneksel tespit tipinin sindesmotik yaralanmalarda yeterli dinamik stabilizasyon sağlamadığı, AİTFL ile PİTFL'nin yönelimlerine uygun yönelim ve açıda uygulanan çift sütür-buton ile gerçekleştirilen tespitin (Model 3) ise sindesmozun anatomik redüksiyonu ve fibulanın fizyolojik hareketini olanaklı kılmakla birlikte patolojik sindesmoz diastazını engelleyen fiksasyon yöntemi olduğu tespit edilmiştir. Ek olarak, fiksasyon sırasında nörovasküler yapıların ve eklem kıkırdağı hasarının önüne geçmek için tasarlanan Model 5'in, Model 3'e kıyasla koronal ve sagittal plandaki suprafizyolojik deplasmanı kısıtlama açısından, sırasıyla, % 3 ve % 1'lik zaafiyeti ile patolojik eksternal rotasyonu önlemede 0,5343°'lik yetersizliği bulunmakla birlikte ideale yakın dinamik stabilizasyon sağladığı saptanmıştır.

Çalışma sonuçları geleneksel s-buton uygulaması yerine multiplanar dinamik stabilite sağlayan ve komplikasyon oranını en aza indiren Model 5 fiksasyon yönteminin sindesmozun anatomik redüksiyonu ve fibulanın fizyolojik hareketini olanaklı kılmakla birlikte patolojik sindesmoz diastazını engelleyen fiksasyon yöntemi olduğunu ortaya koymaktadır.

Anahtar Kelimeler: Distal tibiofibular ligamentler, sindesmotik yaralanma, sonlu eleman analizi, dinamik fiksasyon, s-buton yönelimi



ABSTRACT

The aim of this study was to determine the ideal suture-button orientation, which would enable physiological ligamentous healing by limiting the rotational movement of the syndesmotic joint in axial plane and supraphysiological anterior-posterior translation in sagittal plane.

A solid ankle model and a Sikka Stage 4 syndesmotic injury model were developed with finite element analysis. Fixation models which varies in number and orientation were designed to detect syndesmotic injury: traditional fixation type (Model 1), divergence fixation type (Model 2); imitation of AITFL and PITFL's anatomical axis fixation type (Model 3); vein, nerve, and tendon protective fixation type (Model 4); vein, nerve, and articular cartilage protective fixation type (Model 5). In order to simulate the Heel off phase, which is the 4th phase of the stance phase, 3528 N compressive force and 533 N tangential force with anterior orientation were applied to the tibial plateau at 10° dorsiflexion of the ankle. And displacement of fibula in anteroposterior & mediolateral planes, rotation angles in axial plane, A-TFCS and P-TFCS distances were evaluated.

The results of the study indicated that the traditional fixation type did not provide sufficient dynamic stabilization in the syndesmotic injuries and the fixation method performed with double suture-button which was applied in the proper orientation and angle of PITFL and AITFL (Model 3) prevented the pathologic syndesmosis diastasis while enabling the anatomical reduction of syndesmosis and the physiological movement of the fibula. In addition, Model 5 which was designed to prevent neurovascular structures and articular cartilage damage during fixation, had 0,5343° deficiency in the prevention of pathological external rotation and had weakness in terms of restraining the supraphysiological displacement in the coronal and sagittal plane, %3 and %1 respectively, compared

to Model 3. Also it was found that Model 5 provided almost ideal dynamic stabilization.

In conclusion, instead of conventional suture-button application, model 5 fixation method, which provides multiplanar dynamic stability and minimizes the complication rate, is the fixation method that prevents the pathologic syndesmosis diastasis while enabling the anatomical reduction of syndesmosis and physiological movement of fibula.

Key words: distal tibiofibular ligaments, syndesmotic injury, finite element analysis, dynamic fixation, suture-button orientation.

KAYNAKLAR

- 1 Lin CF, Gross ML, Weinhold P. Ankle syndesmosis injuries: anatomy, biomechanics, mechanism of injury, and clinical guidelines for diagnosis and intervention. *J Orthop Sports Phys Ther* 2006; 36(6):372-84.
- 2 Castro MD. Ankle biomechanics. *Foot Ankle Clin* 2002; 7(4):679-93.
- 3 Sarrafian SK. *Anatomy of the Foot and Ankle: Descriptive, Topographic, Functional*. 2nd ed. Philadelphia: JB Lippincott, 1993.
- 4 Inman VT. *The joints of the ankle*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1976.
- 5 Mei-Dan O, Kots E, Barchilon V, Massarwe S, Nyska M, Mann G. A dynamic ultrasound examination for the diagnosis of ankle syndesmotic injury in professional athletes: a preliminary study. *Am J Sports Med* 2009; 37(5):1009-16.
- 6 Clanton TO, Williams BT, Backus JD, Dornan GJ, Liechti DJ, Whitlow SR, et al. Biomechanical Analysis of the Individual Ligament Contributions to Syndesmotic Stability. *Foot Ankle Int* 2017; 38(1):66-75.
- 7 Bartonicek J. Anatomy of the tibiofibular syndesmosis and its clinical relevance. *Surgical and Radiologic Anatomy* 2003; 25(5-6):379-86.
- 8 Kelikian H, Kelikian AS. *Disorders of the ankle*. WB Saunders Company, 1985.
- 9 Sarsam IM, Hughes SP. The role of the anterior tibio-fibular ligament in talar rotation: an anatomical study. *Injury* 1988; 19(2):62-4.
- 10 Zwipp H, Rammelt S, Grass R. Ligamentous injuries about the ankle and subtalar joints. *Clinics in podiatric medicine and surgery* 2002; 19(2):195-229.

- 11 Ogilvie-Harris DJ, Reed SC, Hedman TP. Disruption of the ankle syndesmosis: biomechanical study of the ligamentous restraints. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 1994; 10(5):558-60.
- 12 Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, Giannini S. A geometric model of the human ankle joint. *J Biomech* 1999; 32(6):585-91.
- 13 Ramsey PL, Hamilton W. Changes in tibiotalar area of contact caused by lateral talar shift. *J Bone Joint Surg Am* 1976; 58(3):356-7.
- 14 Kocadal O, Yucel M, Pepe M, Aksahin E, Aktekin CN. Evaluation of Reduction Accuracy of Suture-Button and Screw Fixation Techniques for Syndesmotic Injuries. *Foot Ankle Int* 2016; 37(12):1317-25.
- 15 van den Bekerom MP, Kloen P, Luitse JS, Raaymakers EL. Complications of distal tibiofibular syndesmotic screw stabilization: analysis of 236 patients. *J Foot Ankle Surg* 2013; 52(4):456-9.
- 16 Magan A, Golano P, Maffulli N, Khanduja V. Evaluation and management of injuries of the tibiofibular syndesmosis. *Br Med Bull* 2014; 111(1):101-15.
- 17 Coetzee JC, Ebeling P. Treatment of syndesmosis disruptions with TightRope fixation. *Techniques in Foot & Ankle Surgery* 2008; 7(3):196-202.
- 18 Kortekangas T, Savola O, Flinkkila T, Lepojarvi S, Nortunen S, Ohtonen P, et al. A prospective randomised study comparing TightRope and syndesmotic screw fixation for accuracy and maintenance of syndesmotic reduction assessed with bilateral computed tomography. *Injury* 2015; 46(6):1119-26.
- 19 Laflamme M, Belzile EL, Bedard L, van den Bekerom MP, Glazebrook M, Pelet S. A prospective randomized multicenter trial comparing clinical outcomes of patients treated surgically with a static or dynamic implant for acute ankle syndesmosis rupture. *J Orthop Trauma* 2015; 29(5):216-23.

- 20 Xu G, Chen W, Zhang Q, Wang J, Su Y, Zhang Y. Flexible fixation of syndesmotic diastasis using the assembled bolt-tightrope system. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med* 2013; 21:71.
- 21 Schepers T. Acute distal tibiofibular syndesmosis injury: a systematic review of suture-button versus syndesmotic screw repair. *Int Orthop* 2012; 36(6):1199-206.
- 22 Soin SP, Knight TA, Dinah AF, Mears SC, Swierstra BA, Belkoff SM. Suture-button versus screw fixation in a syndesmosis rupture model: a biomechanical comparison. *Foot Ankle Int* 2009; 30(4):346-52.
- 23 Thornes B, Walsh A, Hislop M, Murray P, O'Brien M. Suture-endobutton fixation of ankle tibio-fibular diastasis: a cadaver study. *Foot Ankle Int* 2003; 24(2):142-6.
- 24 Klitzman R, Zhao H, Zhang LQ, Strohmeyer G, Vora A. Suture-button versus screw fixation of the syndesmosis: a biomechanical analysis. *Foot Ankle Int* 2010; 31(1):69-75.
- 25 LaMothe JM, Baxter JR, Murphy C, Gilbert S, DeSandis B, Drakos MC. Three-Dimensional Analysis of Fibular Motion After Fixation of Syndesmotic Injuries With a Screw or Suture-Button Construct. *Foot Ankle Int* 2016; 37(12):1350-56.
- 26 Weening B, Bhandari M. Predictors of functional outcome following transsyndesmotic screw fixation of ankle fractures. *J Orthop Trauma* 2005; 19(2):102-8.
- 27 Xu C, Zhang MY, Lei GH, Zhang C, Gao SG, Ting W, et al. Biomechanical evaluation of tenodesis reconstruction in ankle with deltoid ligament deficiency: a finite element analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012; 20(9):1854-62.
- 28 Meyer EG, Wei F, Button K, Powell JW, Haut RC. Determination of ligament strain during high ankle sprains due to excessive external foot rotation in sports. In *Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury conference*. International Research Council on Biomechanics of Injury 2012; 40:277-88.

- 29 Moore KL, Persaud TVN. The Developing Human. 7th ed, 2003.
- 30 Bernhardt DB. Prenatal and postnatal growth and development of the foot and ankle. Physical therapy 1988; 68(12):1831-39.
- 31 Ege R. Ayak bileği malleoler bölge kırıkları, bağ ve eklem yaralanmaları. In: Ege R, editor. Travmatoloji. 5 ed. Ankara: Bizim Büro Basımevi, 2003:4177-88.
- 32 Moore KL, Dalley AF. Clinical oriented anatomy. 4th ed. Philadelphia: Lippincot, 1999.
- 33 Davidovitch RI, Egol KA. Ankle fractures. In: Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown CM, editors. Rockwood and Green's Fractures in Adults. 7th ed. Philadelphia: Lippincott, 2010:1975-2018.
- 34 Ferner H, Staubesand J. (Çeviri: Arıncı K). Sobotta İnsan Anatomisi Atlası. 2.cilt. 18th ed. İstanbul Atlas Tıp Kitapçılık, 1985.
- 35 O'leary C, Ward FJ. A unique closed abduction-external rotation ankle fracture. The Journal of trauma 1989; 29(1):119-21.
- 36 Pankovich AM. Fractures of the fibula at the distal tibiofibular syndesmosis. Clinical orthopaedics and related research 1979; (143):138-47.
- 37 Grass R, Herzmann K, Biewener A, Zwipp H. Injuries of the inferior tibiofibular syndesmosis. Der Unfallchirurg 2000; 103(7):520-32.
- 38 Sora MC, Strobl B, Staykov D, Förster-Streffleur S. Evaluation of the ankle syndesmosis: a plastination slices study. Clinical Anatomy 2004; 17(6):513-17.
- 39 Yildirim H, Mavi A, Büyükbebeci O, Gümüşlburun E. Evaluation of the fibular incisura of the tibia with magnetic resonance imaging. Foot & ankle international 2003; 24(5):387-91.
- 40 Elgafy H, Semaan HB, Blessinger B, Wassef A, Ebraheim NA. Computed tomography of normal distal tibiofibular syndesmosis. Skeletal radiology 2010; 39(6):559-64.

- 41 Hermans JJ, Beumer A, de Jong TA, Kleinrensink GJ. Anatomy of the distal tibiofibular syndesmosis in adults: a pictorial essay with a multimodality approach. *J Anat* 2010; 217(6):633-45.
- 42 Ebraheim NA, Lu J, Yang H, Rollins J. The fibular incisure of the tibia on CT scan: a cadaver study. *Foot & ankle international* 1998; 19(5):318-21.
- 43 Mavi A, Yildirim H, Gunes H, Pestamalci T, Gumusburun E. The fibular incisura of the tibia with recurrent sprained ankle on magnetic resonance imaging. *Saudi Medical Journal* 2002; 23(7):845-49.
- 44 Lanz VT, Wachsmuth W. *Praktische Anatomie*. Berlin: Springer-Verlag, 1972.
- 45 Ebraheim NA, Taser F, Shafiq Q, Yeasting RA. Anatomical evaluation and clinical importance of the tibiofibular syndesmosis ligaments. *Surgical and Radiologic Anatomy* 2006; 28(2):142-49.
- 46 Sabacinski K, Walter Jr J, Saffo G. Anatomical and histologic investigation of the syndesmotic area in the ankle joint. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 1990; 80(4):204-10.
- 47 Karasick D, Schweitzer ME, O'Hara BJ. Distal fibular notch: a frequent manifestation of the rheumatoid ankle. *Skeletal radiology* 1997; 26(9):529-32.
- 48 Kim S, Huh Y-M, Song H-T, Lee S-A, Lee J-W, Lee JE, et al. Chronic tibiofibular syndesmosis injury of ankle: evaluation with contrast-enhanced fat-suppressed 3D fast spoiled gradient-recalled acquisition in the steady state MR imaging. *Radiology* 2007; 242(1):225-35.
- 49 Pavlov H. Ankle and subtalar arthrography. *Clinics in Sports Medicine* 1982; 1(1):47-69.
- 50 Williams BT, Ahrberg AB, Goldsmith MT, Campbell KJ, Shirley L, Wijedicks CA, et al. Ankle syndesmosis: a qualitative and quantitative anatomic analysis. *Am J Sports Med* 2015; 43(1):88-97.

- 51 Nikolopoulos CE, Tsirikos AI, Sourmelis S, Papachristou G. The accessory anteroinferior tibiofibular ligament as a cause of talar impingement: a cadaveric study. *The American Journal of Sports Medicine* 2004; 32(2):389-95.
- 52 Trafton PG, Bray TJ, Simpson LA. Fractures and soft tissue injuries of the ankle. In: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG, editors. *Skeletal Trauma*. 1st ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1992:1871-957.
- 53 Carr JB. Malleolar Fractures and Soft Tissue Injuries of the Ankle. In: Browner BD, Jupiter BJ, Levin MA, Trafton GP, editors. *Skeletal Trauma*. 3rd ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 2003:2307-74.
- 54 Campbell KJ, Michalski MP, Wilson KJ, Goldsmith MT, Wijedicks CA, LaPrade RF, et al. The ligament anatomy of the deltoid complex of the ankle: a qualitative and quantitative anatomical study. *J Bone Joint Surg Am* 2014; 96(8):e62.
- 55 Attarian DE, McCrackin HJ, DeVito DP, McElhaney JH, Garrett Jr WE. Biomechanical characteristics of human ankle ligaments. *Foot & ankle* 1985; 6(2):54-58.
- 56 Stoller WD, Ferkel RD. *The Ankle and Foot. MRI in Orthopaedic and Sport Medicine* 2nd ed: Lippincott-Raven, 1997:445-52.
- 57 Donatelli R. Normal biomechanics of the foot and ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1985; 7(3):91-95.
- 58 Koval KJ, Zuckerman JD. (Çeviri: Şaylı U). *Hareket Sistemi Kırıkları ve Çıkıkları*. 2nd ed. İstanbul: Güneş Kitabevleri, 2004.
- 59 Akdoğan M, Ateş Y. Ayak bileği ve distal tibia anatomisi. *TOTBİD Dergisi* 2016; 15:158–65.
- 60 Marsh JL, Saltzman CL. Ankle Fractures. In: Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown CM, Koval KJ, Tornetts IP, Wirth MA, editors. *Rockwood and Green's Fractures in Adults*. 6th ed. Philadelphia: Lippincott, 2006:2148–249.

- 61 Jahss MH. Examination. In: Jahss MH, editor. Disorders of the Foot and Ankle: Medical and Surgical Management. 2nd ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1992:41–51.
- 62 Mann R, editor. Surgery of the foot. 5th. St. Louis: Mosby; 1986.p.
- 63 Wang C, Yang J, Wang S, Ma X, Wang X, Huang J, et al. Three-dimensional motions of distal syndesmosis during walking. Journal of orthopaedic surgery and research 2015; 10(1):166.
- 64 Magee DJ. Orthopedic Physical Assessment. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders, 1997.
- 65 Turco V. Injuries to the ankle and foot in athletics. The Orthopedic Clinics of North America 1977; 8(3):669-82.
- 66 Birrer RB, Cartwright TJ, Denton JR. Immediate diagnosis of ankle trauma. The Physician and Sports Medicine 1994; 22(10):94-102.
- 67 Mulligan EP. Evaluation and management of ankle syndesmosis injuries. Physical Therapy in Sport 2011; 12(2):57-69.
- 68 Close JR. Some applications of the functional anatomy of the ankle joint. JBJS 1956; 38(4):761-81.
- 69 McCullough C, Burge P. Rotatory stability of the load-bearing ankle. An experimental study. The Journal of bone and joint surgery. British volume 1980; 62(4):460-64.
- 70 Foetisch CA, Ferkel RD. Deltoid ligament injuries: anatomy, diagnosis, and treatment. Sports Medicine and Arthroscopy Review 2000; 8(4):326-35.
- 71 Stiehl JB. Complex ankle fracture dislocations with syndesmotic diastasis. Orthopaedic review 1990; 19(6):499-507.
- 72 Scranton JP, McMaster J, Kelly E. Dynamic fibular function: a new concept. Clinical orthopaedics and related research 1976; (118):76-81.
- 73 Ebraheim NA, Elgafy H, Padanilam T. Syndesmotic disruption in low fibular fractures associated with deltoid ligament injury. Clinical Orthopaedics and Related Research 2003; 409:260-67.

- 74 Beumer A, Valstar ER, Garling EH, Niesing R, Ranstam J, Löfvenberg R, et al. Kinematics of the distal tibiofibular syndesmosis: radiostereometry in 11 normal ankles. *Acta orthopaedica Scandinavica* 2003; 74(3):337-43.
- 75 Xenos JS, Hopkinson WJ, Mulligan ME, Olson EJ, Popovic NA. The tibiofibular syndesmosis. Evaluation of the ligamentous structures, methods of fixation, and radiographic assessment. *JBJS* 1995; 77(6):847-56.
- 76 Rasmussen O. Stability of the ankle joint: analysis of the function and traumatology of the ankle ligaments. *Acta orthopaedica Scandinavica* 1985; 56(sup211):1-75.
- 77 Burns WC, Prakash K, Adelaar R, Beaudoin A, Krause W. Tibiotalar joint dynamics: indications for the syndesmotomic screw—a cadaver study. *Foot & ankle* 1993; 14(3):153-58.
- 78 Lloyd J, Elsayed S, Hariharan K, Tanaka H. Revisiting the concept of talar shift in ankle fractures. *Foot & ankle international* 2006; 27(10):793-96.
- 79 Quénu E. Du diastasis de l'articulation tibio-péronière inférieure. *Rev Chir* 1907; 35:897-944.35897.
- 80 Fallat L, Grimm DJ, Saracco JA. Sprained ankle syndrome: prevalence and analysis of 639 acute injuries. *The Journal of foot and ankle surgery* 1998; 37(4):280-85.
- 81 Vosseller JT, Karl JW, Greisberg JK. Incidence of syndesmotomic injury. *Orthopedics* 2014; 37(3):e226-e29.
- 82 Vopat ML, Vopat BG, Lubberts B, DiGiovanni CW. Current trends in the diagnosis and management of syndesmotomic injury. *Current reviews in musculoskeletal medicine* 2017; 10(1):94-103.
- 83 Hunt KJ, George E, Harris AH, Dragoo JL. Epidemiology of syndesmosis injuries in intercollegiate football: incidence and risk factors from National Collegiate Athletic Association injury surveillance system data from 2004-2005 to 2008-2009. *Clinical journal of sport medicine* 2013; 23(4):278-82.
- 84 Clanton TO, Paul P. Syndesmosis injuries in athletes. *Foot and ankle clinics* 2002; 7(3):529-49.

- 85 Boytim MJ, Fischer DA, Neumann L. Syndesmotic ankle sprains. *The American journal of sports medicine* 1991; 19(3):294-98.
- 86 Norkus SA, Floyd R. The anatomy and mechanisms of syndesmotic ankle sprains. *Journal of athletic training* 2001; 36(1):68.
- 87 Joos D, Kadakia A. Introduction to Arthroscopy of the Ankle. Presentation Imaging and Treatment of Common Musculoskeletal Conditions. Elsevier Publications, 2012.
- 88 Fritschy D. An unusual ankle injury in top skiers. *The American journal of sports medicine* 1989; 17(2):282-86.
- 89 Wei F, Villwock MR, Meyer EG, Powell JW, Haut RC. A biomechanical investigation of ankle injury under excessive external foot rotation in the human cadaver. *Journal of biomechanical engineering* 2010; 132(9):091001.
- 90 Scranton Jr P. Sprains and soft tissue injuries. In: Pfefer G, editor. *Chronic Ankle Pain in the Athlete*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2000:3-20.
- 91 Gerber JP, Williams GN, Scoville CR, Arciero RA, Taylor DC. Persistent disability associated with ankle sprains: a prospective examination of an athletic population. *Foot & ankle international* 1998; 19(10):653-60.
- 92 Wolf BR, Amendola A. Syndesmosis injuries in the athlete: when and how to operate. *Current Opinion in Orthopaedics* 2002; 13(2):151-54.
- 93 Edwards Jr GS, DeLee JC. Ankle diastasis without fracture. *Foot & ankle* 1984; 4(6):305-12.
- 94 Danis R. Les fractures malleolaires. In: Danis R, editor. *Théorie et pratique de l'ostéosynthèse*. Paris: Masson, 1949:133–65.
- 95 Weber BG. *Die Verletzungen des Oberen Sprunggelenkes*. 2nd ed. Bern: Verlag Hans Huber, 1972.
- 96 Rudloff MI. Fractures of the lower extremity. In: Canale ST, editor. *Campbell's Operative Orthopedics*. 12th ed. Mosby, St.Luis, 2013:2618-30.

- 97 Sikka RS, Fetzer GB, Sugarman E, Wright RW, Fritts H, Boyd JL, et al. Correlating MRI findings with disability in syndesmotic sprains of NFL players. *Foot Ankle Int* 2012; 33(5):371-8.
- 98 Miller CD, Shelton WR, Barrett GR, Savoie F, Dukes AD. Deltoid and syndesmosis ligament injury of the ankle without fracture. *The American journal of sports medicine* 1995; 23(6):746-50.
- 99 Louise Fincher A. Early recognition of syndesmotic ankle sprains. *Athletic Therapy Today* 1999; 4(2):42-43.
- 100 Smith AH, Bach Jr BR. High ankle sprains: minimizing the frustration of a prolonged recovery. *The Physician and sportsmedicine* 2004; 32(12):39-43.
- 101 Brosky T, Nyland J, Nitz A, Caborn DN. The ankle ligaments: consideration of syndesmotic injury and implications for rehabilitation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1995; 21(4):197-205.
- 102 Saunders R, Kraus SL, Woerman A. Evaluation, treatment and prevention of musculoskeletal disorders. Vol 2. Chaska, MN: Saunders Group, 1995.
- 103 Alonso A, Khoury L, Adams R. Clinical tests for ankle syndesmosis injury: reliability and prediction of return to function. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1998; 27(4):276-84.
- 104 Starkey C, Ryan J. Evaluation of Orthopedic and Athletic Injuries. Philadelphia, PA: FA Davis Company, 2002.
- 105 Teitz CC, Harrington RM. A biomechanical analysis of the squeeze test for sprains of the syndesmotic ligaments of the ankle. *Foot & ankle international* 1998; 19(7):489-92.
- 106 Taylor DC, Englehardt DL, Bassett FH. Syndesmosis sprains of the ankle: the influence of heterotopic ossification. *The American journal of sports medicine* 1992; 20(2):146-50.
- 107 Ward DW. Syndesmotic ankle sprain in a recreational hockey player. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 1994; 17(6):385-94.

- 108 Kiter E, Bozkurt M. The crossed-leg test for examination of ankle syndesmosis injuries. *Foot & ankle international* 2005; 26(2):187-88.
- 109 Lindenfeld T, Parikh S. Clinical tip: heel-thump test for syndesmotic ankle sprain. *Foot & ankle international* 2005; 26(5):406-08.
- 110 Zalavras C, Thordarson D. Ankle syndesmotic injury. *J Am Acad Orthop Surg* 2007; 15(6):330-9.
- 111 van Dijk CN, Longo UG, Loppini M, Florio P, Maltese L, Ciuffreda M, et al. Classification and diagnosis of acute isolated syndesmotic injuries: ESSKA-AFAS consensus and guidelines. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2016; 24(4):1200-16.
- 112 Nussbaum ED, Hosea TM, Sieler SD, Incremona BR, Kessler DE. Prospective evaluation of syndesmotic ankle sprains without diastasis. *The American journal of sports medicine* 2001; 29(1):31-35.
- 113 Hopkinson WJ, Pierre PS, Ryan JB, Wheeler JH. Syndesmosis sprains of the ankle. *Foot & ankle* 1990; 10(6):325-30.
- 114 Scranton PE. Isolated syndesmotic injuries: diastasis of the ankle in the athlete. *Techniques in Foot & Ankle Surgery* 2002; 1(2):88-93.
- 115 Beumer A, Swierstra BA, Mulder PG. Clinical diagnosis of syndesmotic ankle instability: evaluation of stress tests behind the curtains. *Acta orthopaedica Scandinavica* 2002; 73(6):667-69.
- 116 Jones CB, Gilde A, Sietsema DL. Treatment of Syndesmotic Injuries of the Ankle: A Critical Analysis Review. *JBJS Rev* 2015; 3(10).
- 117 Sman AD, Hiller CE, Refshauge KM. Diagnostic accuracy of clinical tests for diagnosis of ankle syndesmosis injury: a systematic review. *Br J Sports Med* 2013; 47(10):620-8.
- 118 de Cesar PC, Avila EM, de Abreu MR. Comparison of magnetic resonance imaging to physical examination for syndesmotic injury after lateral ankle sprain. *Foot Ankle Int* 2011; 32(12):1110-4.
- 119 Bachmann LM, Kolb E, Koller MT, Steurer J, ter Riet G. Accuracy of Ottawa ankle rules to exclude fractures of the ankle and mid-foot: systematic review. *BMJ* 2003; 326(7386):417.

- 120 Al-Mohrej OA, Al-Kenani NS. Acute ankle sprain: conservative or surgical approach? *EFORT Open Rev* 2016; 1(2):34-44.
- 121 Harper MC. An anatomic and radiographic investigation of the tibiofibular clear space. *Foot Ankle* 1993; 14(8):455-8.
- 122 Ostrum RF, De Meo P, Subramanian R. A critical analysis of the anterior-posterior radiographic anatomy of the ankle syndesmosis. *Foot Ankle Int* 1995; 16(3):128-31.
- 123 Pneumaticos SG, Noble PC, Chatziioannou SN, Trevino SG. The effects of rotation on radiographic evaluation of the tibiofibular syndesmosis. *Foot Ankle Int* 2002; 23(2):107-11.
- 124 Hoshino CM, Nomoto EK, Norheim EP, Harris TG. Correlation of weightbearing radiographs and stability of stress positive ankle fractures. *Foot Ankle Int* 2012; 33(2):92-8.
- 125 Taser F, Shafiq Q, Ebraheim NA. Three-dimensional volume rendering of tibiofibular joint space and quantitative analysis of change in volume due to tibiofibular syndesmosis diastases. *Skeletal Radiol* 2006; 35(12):935-41.
- 126 Takao M, Ochi M, Oae K, Naito K, Uchio Y. Diagnosis of a tear of the tibiofibular syndesmosis. The role of arthroscopy of the ankle. *J Bone Joint Surg Br* 2003; 85(3):324-9.
- 127 Brown KW, Morrison WB, Schweitzer ME, Parellada JA, Nothnagel H. MRI findings associated with distal tibiofibular syndesmosis injury. *AJR Am J Roentgenol* 2004; 182(1):131-6.
- 128 Frater C, Van Gaal W, Kannangara S, Van der Wall H. Scintigraphy of injuries to the distal tibiofibular syndesmosis. *Clin Nucl Med* 2002; 27(9):625-7.
- 129 Milz P, Milz S, Steinborn M, Mittlmeier T, Putz R, Reiser M. Lateral ankle ligaments and tibiofibular syndesmosis. 13-MHz high-frequency sonography and MRI compared in 20 patients. *Acta Orthop Scand* 1998; 69(1):51-5.

- 130 Thormeyer JR, Leonard JP, Hutchinson M. Syndesmotic injuries in athletes. In An international perspective on topics in sports medicine and sports injury. InTech 2012.
- 131 Grath GB. Widening of the ankle mortise. A clinical and experimental study. *Acta Chir Scand Suppl* 1960; Suppl 263:1-88.
- 132 Hunt KJ, Phisitkul P, Pirolo J, Amendola A. High Ankle Sprains and Syndesmotic Injuries in Athletes. *J Am Acad Orthop Surg* 2015; 23(11):661-73.
- 133 Pakarinen H, Flinkkila T, Ohtonen P, Hyvonen P, Lakovaara M, Leppilahti J, et al. Intraoperative assessment of the stability of the distal tibiofibular joint in supination-external rotation injuries of the ankle: sensitivity, specificity, and reliability of two clinical tests. *J Bone Joint Surg Am* 2011; 93(22):2057-61.
- 134 Qiu HB, Jiang J, Porter D. A New Intraoperative Syndesmosis Instability Classification System: Utility and Medium-term Results in Closed Displaced Ankle Fractures. *Orthop Surg* 2017; 9(4):365-71.
- 135 Porter DA, Jagers RR, Barnes AF, Rund AM. Optimal management of ankle syndesmosis injuries. *Open Access J Sports Med* 2014; 5:173-82.
- 136 Press CM, Gupta A, Hutchinson MR. Management of ankle syndesmosis injuries in the athlete. *Curr Sports Med Rep* 2009; 8(5):228-33.
- 137 Amendola A, Williams G, Foster D. Evidence-based approach to treatment of acute traumatic syndesmosis (high ankle) sprains. *Sports Med Arthrosc Rev* 2006; 14(4):232-6.
- 138 Samra DJ, Sman AD, Rae K, Linklater J, Refshauge KM, Hiller CE. Effectiveness of a single platelet-rich plasma injection to promote recovery in rugby players with ankle syndesmosis injury. *BMJ Open Sport Exerc Med* 2015; 1(1):e000033.
- 139 Mansour AA, Porter DA, Young JP, Hammer D, Boublik M, Schlegel TF. Corticosteroid injections hasten return to play of National Football League players following stable ankle syndesmosis sprains. *Orthopaedic journal of sports medicine* 2013.

- 140 Kennedy J. Surgical vs non-surgical treatment of syndesmotic injuries. *J Orthop Trauma* 1990; 14:232-40.
- 141 van den Bekerom MP, Lamme B, Hogervorst M, Bolhuis HW. Which ankle fractures require syndesmotic stabilization? *J Foot Ankle Surg* 2007; 46(6):456-63.
- 142 Sagi HC, Shah AR, Sanders RW. The functional consequence of syndesmotic joint malreduction at a minimum 2-year follow-up. *J Orthop Trauma* 2012; 26(7):439-43.
- 143 Miller AN, Barei DP, Iaquinto JM, Ledoux WR, Beingessner DM. Iatrogenic syndesmosis malreduction via clamp and screw placement. *J Orthop Trauma* 2013; 27(2):100-6.
- 144 Marqueen T, Owen J, Nicandri G, Wayne J, Carr J. Comparison of the syndesmotic staple to the transsyndesmotic screw: a biomechanical study. *Foot Ankle Int* 2005; 26(3):224-30.
- 145 Hahn DM, Colton CL. Malleolar fractures. *AO principles of fracture management*. New York: Thieme, 2000:559-81.
- 146 Whittle AP. Fractures of the lower extremity. In: Canale ST, editor. *Campbell's operative orthopaedics*. 39th ed. St. Louis, MO: Mosby, 1998:2046-8.
- 147 Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG, editors. *Skeletal Trauma*. 3rd. Philadelphia PA: WB Saunders; 2003.p.2309.
- 148 McBryde A, Chiasson B, Wilhelm A, Donovan F, Ray T, Bacilla P. Syndesmotic screw placement: a biomechanical analysis. *Foot Ankle Int* 1997; 18(5):262-6.
- 149 Sproule JA, Khalid M, O'Sullivan M, McCabe JP. Outcome after surgery for Maisonneuve fracture of the fibula. *Injury* 2004; 35(8):791-8.
- 150 Kukreti S, Faraj A, Miles JN. Does position of syndesmotic screw affect functional and radiological outcome in ankle fractures? *Injury* 2005; 36(9):1121-4.

- 151 Schepers T, van der Linden H, van Lieshout EM, Niesten DD, van der Elst M. Technical aspects of the syndesmotic screw and their effect on functional outcome following acute distal tibiofibular syndesmosis injury. *Injury* 2014; 45(4):775-9.
- 152 Monga P, Kumar A, Simons A, Panikker V. Management of distal tibio-fibular syndesmotic injuries: a snapshot of current practice. *Acta Orthop Belg* 2008; 74(3):365-9.
- 153 Schepers T, van Zuuren WJ, van den Bekerom MP, Vogels LM, van Lieshout EM. The management of acute distal tibio-fibular syndesmotic injuries: results of a nationwide survey. *Injury* 2012; 43(10):1718-23.
- 154 Thompson MC, Gesink DS. Biomechanical comparison of syndesmosis fixation with 3.5- and 4.5-millimeter stainless steel screws. *Foot Ankle Int* 2000; 21(9):736-41.
- 155 Markolf KL, Jackson SR, McAllister DR. Syndesmosis fixation using dual 3.5 mm and 4.5 mm screws with tricortical and quadricortical purchase: a biomechanical study. *Foot Ankle Int* 2013; 34(5):734-9.
- 156 Hansen M, Le L, Wertheimer S, Meyer E, Haut R. Syndesmosis fixation: analysis of shear stress via axial load on 3.5-mm and 4.5-mm quadricortical syndesmotic screws. *J Foot Ankle Surg* 2006; 45(2):65-9.
- 157 Mendelsohn ES, Hoshino CM, Harris TG, Zinar DM. The effect of obesity on early failure after operative syndesmosis injuries. *J Orthop Trauma* 2013; 27(4):201-6.
- 158 Lambers KT, Van den Bekerom MP, Doornberg JN, Stufkens SA, van Dijk CN, Kloen P. Long-term outcome of pronation-external rotation ankle fractures treated with syndesmotic screws only. *JBJS* 2013; 95(17):e122.
- 159 Hoiness P, Stromsoe K. Tricortical versus quadricortical syndesmosis fixation in ankle fractures: a prospective, randomized study comparing two methods of syndesmosis fixation. *J Orthop Trauma* 2004; 18(6):331-7.
- 160 Duchesneau S, Fallat LM. The Maisonneuve fracture. *The Journal of foot and ankle surgery* 1995; 34(5):422-28.

- 161 Thordarson DB. Ankle fractures in diabetics. *Techniques in Foot & Ankle Surgery* 2004; 3(3):192-97.
- 162 Vander Griend R, Michelson JD, Bone LB. Fractures of the ankle and the distal part of the tibia. *Instr Course Lect* 1997; 46:311-21.
- 163 Moore JA, Jr., Shank JR, Morgan SJ, Smith WR. Syndesmosis fixation: a comparison of three and four cortices of screw fixation without hardware removal. *Foot Ankle Int* 2006; 27(8):567-72.
- 164 Olerud C. The effect of the syndesmotic screw on the extension capacity of the ankle joint. *Arch Orthop Trauma Surg* 1985; 104(5):299-302.
- 165 Tornetta P, 3rd, Spoo JE, Reynolds FA, Lee C. Overtightening of the ankle syndesmosis: is it really possible? *J Bone Joint Surg Am* 2001; 83-A(4):489-92.
- 166 Huber T, Schmoelz W, Bolderl A. Motion of the fibula relative to the tibia and its alterations with syndesmosis screws: A cadaver study. *Foot Ankle Surg* 2012; 18(3):203-9.
- 167 Song DJ, Lanzi JT, Groth AT, Drake M, Orchowski JR, Shaha SH, et al. The Effect of Syndesmosis Screw Removal on the Reduction of the Distal Tibiofibular Joint: A Prospective Radiographic Study. *Foot Ankle Int* 2014; 35(6):543-48.
- 168 Kaftandziev I, Spasov M, Trpeski S, Zafirova-Ivanovska B, Bakota B. Fate of the syndesmotic screw--Search for a prudent solution. *Injury* 2015; 46 Suppl 6:S125-9.
- 169 Tucker A, Street J, Kealey D, McDonald S, Stevenson M. Functional outcomes following syndesmotic fixation: A comparison of screws retained in situ versus routine removal - Is it really necessary? *Injury* 2013; 44(12):1880-4.
- 170 Boyle MJ, Gao R, Frampton CM, Coleman B. Removal of the syndesmotic screw after the surgical treatment of a fracture of the ankle in adult patients does not affect one-year outcomes: a randomised controlled trial. *Bone Joint J* 2014; 96-B(12):1699-705.

- 171 de Souza LJ, Gustilo RB, Meyer TJ. Results of operative treatment of displaced external rotation-abduction fractures of the ankle. *J Bone Joint Surg Am* 1985; 67(7):1066-74.
- 172 Donatto KC. Ankle fractures and syndesmosis injuries. *Orthop Clin North Am* 2001; 32(1):79-90.
- 173 Beumer A. Chronic Instability of the Anterior Syndesmosis of the Ankle Biomechanical, kinematical, radiological and clinical aspects. Erasmus University, Rotterdam, The Netherland, 2007.
- 174 Albers GH, de Kort AF, Middendorf PR, van Dijk CN. Distal tibiofibular synostosis after ankle fracture. A 14-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Br* 1996; 78(2):250-2.
- 175 Kaye RA. Stabilization of ankle syndesmosis injuries with a syndesmosis screw. *Foot Ankle* 1989; 9(6):290-3.
- 176 Lindsjo U. Operative treatment of ankle fractures. *Acta Orthop Scand Suppl* 1981; 189:1-131.
- 177 Kottmeier SA, Hanks GA, Kalenak A. Fibular stress fracture associated with distal tibiofibular synostosis in an athlete. A case report and literature review. *Clin Orthop Relat Res* 1992; (281):195-8.
- 178 Veltri DM, Pagnani MJ, O'Brien SJ, Warren RF, Ryan MD, Barnes RP. Symptomatic ossification of the tibiofibular syndesmosis in professional football players: a sequela of the syndesmotic ankle sprain. *Foot Ankle Int* 1995; 16(5):285-90.
- 179 Thordarson DB, Samuelson M, Shepherd LE, Merkle PF, Lee J. Bioabsorbable versus stainless steel screw fixation of the syndesmosis in pronation-lateral rotation ankle fractures: a prospective randomized trial. *Foot Ankle Int* 2001; 22(4):335-8.
- 180 van der Eng DM, Schep NW, Schepers T. Bioabsorbable Versus Metallic Screw Fixation for Tibiofibular Syndesmotic Ruptures: A Meta-Analysis. *J Foot Ankle Surg* 2015; 54(4):657-62.

- 181 Hovis WD, Kaiser BW, Watson JT, Bucholz RW. Treatment of syndesmotic disruptions of the ankle with bioabsorbable screw fixation. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84-A(1):26-31.
- 182 Gönç U, Atabek M. Sindezmoz yaralanmalarında güncel yaklaşımlar.
- 183 Seyhan M, Donmez F, Mahirogullari M, Cakmak S, Mutlu S, Guler O. Comparison of screw fixation with elastic fixation methods in the treatment of syndesmosis injuries in ankle fractures. *Injury* 2015; 46 Suppl 2:S19-23.
- 184 den Daas A, van Zuuren WJ, Pelet S, van Noort A, van den Bekerom MP. Flexible stabilization of the distal tibiofibular syndesmosis: clinical and biomechanical considerations: a review of the literature. *Strategies Trauma Limb Reconstr* 2012; 7(3):123-9.
- 185 Carmody, C., Dhanjee, U. K., & Masaumi, A. Cost benefit ananysis of suture-button versus screw fixation of the distal Tibiofibular Syndesmosis. *The Internet Journal of Orthopedic Surgery*, 2012; 19(2).
- 186 Hong CC, Lee WT, Tan KJ. Osteomyelitis after TightRope((R)) fixation of the ankle syndesmosis: a case report and review of the literature. *J Foot Ankle Surg* 2015; 54(1):130-4.
- 187 ElRayaes M, Hammada A. Screw versus staple in stabilization of diastasis of tibiofibular syndesmosis. *Foot and ankle surgery* 2007; 12(1):5-9.
- 188 Relwani J, Lahoti O, Orakwe S. Ilizarov ring fixator for a difficult case of ankle syndesmosis disruption. *J Foot Ankle Surg* 2002; 41(5):335-7.
- 189 Kabukcuoglu Y, Kucukkaya M, Eren T, Gorgec M, Kuzgun U. The ANK device: a new approach in the treatment of the fractures of the lateral malleolus associated with the rupture of the syndesmosis. *Foot Ankle Int* 2000; 21(9):753-8.
- 190 Kara AN, Esenyel CZ, Sener BT, Merih E. A different approach to the treatment of the lateral malleolar fractures with syndesmosis injury: the ANK nail. *J Foot Ankle Surg* 1999; 38(6):394-402.
- 191 Farhan MJ, Smith TW. Fixation of diastasis of the inferior tibiofibular joint using the syndesmosis hook. *Injury* 1985; 16(5):309-11.

- 192 Wenny R, Duscher D, Meytap E, Weninger P, Hirtler L. Dimensions and attachments of the ankle ligaments: evaluation for ligament reconstruction. *Anat Sci Int* 2015; 90(3):161-71.
- 193 Clanton TO, Campbell KJ, Wilson KJ, Michalski MP, Goldsmith MT, Wijdicks CA, et al. Qualitative and Quantitative Anatomic Investigation of the Lateral Ankle Ligaments for Surgical Reconstruction Procedures. *J Bone Joint Surg Am* 2014; 96(12):e98.
- 194 Sobotta J. Atlas and text-book of human anatomy. 3rd vol. Saunders, 1907.
- 195 Walke W, Paszenda Z, Kaczmarek M. Biomechanical analysis of tibia-double threaded screw fixation. *Archives of Materials Science and Engineering* 2008; 30(1):41-44.
- 196 Gray HA, Taddei F, Zavatsky AB, Cristofolini L, Gill HS. Experimental validation of a finite element model of a human cadaveric tibia. *J Biomech Eng* 2008; 130(3):031016.
- 197 Sumanont S, Nopamassiri S, Boonrod A, Apiwatanakul P, Phornphutkul C. Acromioclavicular joint dislocation: a Dog Bone button fixation alone versus Dog Bone button fixation augmented with acromioclavicular repair-a finite element analysis study. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2018; 28(6):1095-101.
- 198 Rodrigues D. Biomechanics of the Total Ankle Arthroplasty: Stress Analysis and Bone Remodeling. Instituto Superior Técnico Lisboa, Biomedical Engineering, Lissabon, 2013.
- 199 Pfaeffle HJ, Tomaino MM, Grewal R, Xu J, Boardman ND, Woo SL, et al. Tensile properties of the interosseous membrane of the human forearm. *J Orthop Res* 1996; 14(5):842-5.
- 200 Beumer A, van Hemert WL, Swierstra BA, Jasper LE, Belkoff SM. A biomechanical evaluation of the tibiofibular and tibiotalar ligaments of the ankle. *Foot Ankle Int* 2003; 24(5):426-9.

- 201 Liacouras PC, Wayne JS. Computational modeling to predict mechanical function of joints: application to the lower leg with simulation of two cadaver studies. *J Biomech Eng* 2007; 129(6):811-17.
- 202 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. *J Biomech* 2003; 36(3):363-72.
- 203 van den Bekerom MP, Raven EE. The distal fascicle of the anterior inferior tibiofibular ligament as a cause of tibiotalar impingement syndrome: a current concepts review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007; 15(4):465-71.
- 204 Shuler FD, Woods D, Tankersley Z, McDaniel C, Hamm J, Jones J, et al. An Anatomical Study on the Safe Placement of Orthopedic Hardware for Syndesmosis Fixation. *Orthopedics* 2017; 40(2):e329-e33.
- 205 Haraguchi N, Armiger RS, Myerson MS, Campbell JT, Chao EY. Prediction of three-dimensional contact stress and ligament tension in the ankle during stance determined from computational modeling. *Foot Ankle Int* 2009; 30(2):177-85.
- 206 Stauffer RN, Chao EY, Brewster RC. Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clin Orthop Relat Res* 1977; (127):189-96.
- 207 Beumer A, Campo MM, Niesing R, Day J, Kleinrensink GJ, Swierstra BA. Screw fixation of the syndesmosis: a cadaver model comparing stainless steel and titanium screws and three and four cortical fixation. *Injury* 2005; 36(1):60-4.
- 208 Cox S, Mukherjee DP, Ogden AL, Mayuex RH, Sadasivan KK, Albright JA, et al. Distal tibiofibular syndesmosis fixation: a cadaveric, simulated fracture stabilization study comparing bioabsorbable and metallic single screw fixation. *J Foot Ankle Surg* 2005; 44(2):144-51.
- 209 Forsythe K, Freedman KB, Stover MD, Patwardhan AG. Comparison of a novel FiberWire-button construct versus metallic screw fixation in a syndesmotic injury model. *Foot Ankle Int* 2008; 29(1):49-54.

- 210 Candal-Couto JJ, Burrow D, Bromage S, Briggs PJ. Instability of the tibio-fibular syndesmosis: have we been pulling in the wrong direction? *Injury* 2004; 35(8):814-8.
- 211 Teramoto, A., Suzuki, D., Kamiya, T., Chikenji, T., Watanabe, K., & Yamashita, T. Comparison of different fixation methods of the suture-button implant for tibiofibular syndesmosis injuries. *The American journal of sports medicine*, 2011;39(10), 2226-2232.
- 212 Parker AS, Beason DP, Slowik JS, Sabatini JB, Waldrop NE, 3rd. Biomechanical Comparison of 3 Syndesmosis Repair Techniques With Suture Button Implants. *Orthop J Sports Med* 2018; 6(10):2325967118804204.
- 213 Harper MC, Keller TS. A radiographic evaluation of the tibiofibular syndesmosis. *Foot Ankle* 1989; 10(3):156-60.
- 214 Chen Y, Qiang M, Zhang K, Li H, Dai H. A reliable radiographic measurement for evaluation of normal distal tibiofibular syndesmosis: a multi-detector computed tomography study in adults. *J Foot Ankle Res* 2015; 8:32.
- 215 Hunt KJ, Goeb Y, Behn AW, Criswell B, Chou L. Ankle Joint Contact Loads and Displacement With Progressive Syndesmotic Injury. *Foot Ankle Int* 2015; 36(9):1095-103.