



T.C

ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ

**TIP FAKÜLTESİ ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI**

**MEDİAL MALLEOL TRANSVERS KIRIKLARININ MALLEOL VİDASI,
BİKORTİKAL VİDA, GERGİ BANDI VE HAZIR GERGİ BANDI SİSTEMİ İLE
FİKSASYONUNUN BİOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Tolgahan KURU

BOLU-2015



T.C

ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ

**TIP FAKÜLTESİ ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI**

**MEDİAL MALLEOL TRANSVERS KIRIKLARININ MALLEOL VİDASI,
BİKORTİKAL VİDA, GERGİ BANDI VE HAZIR GERGİ BANDI SİSTEMİ İLE
FİKSASYONUNUN BİOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Tolgahan KURU

Tez Danışmanı:

BOLU-2015

TEŞEKKÜRLER

Uzmanlık eğitimim sürecinde bilgi ve becerilerimi artırma tecrübelerinden yararlanma imkanı veren Prof.Dr. Fuat Akpınar hocama saygı ve teşekkürlerimi sunarım. Tez danışmanı hocam Doç.Dr. Cengiz Işık hocama tez boyunca katkı ve yardımlarından dolayı saygı ve teşekkürlerimi sunarım. Eğitimim esnasında bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen, her konuda destek olan hocalarım Doç.Dr. Kutay Engin Özturan hocama, Doç. Dr. Hüsamettin Çakıcı hocama saygı ve teşekkürlerimi sunarım. Eğitimime destek olan Yrd.Doç. Dr. Hakan Sarman'a saygı ve teşekkürlerimi sunarım. Uzmanlık Eğitimim boyunca beraber çalıştığımız, çalışkan kardeşlerim Dr. A.Alper Şahin'e, Dr.Yasin Durukan'a, Dr.Hasan Kızılay'a, Dr.Mehmet Boz'a, Dr.Metin Çelik'e, Dr.Emre Atmaca'ya, Dr.Emre Arıkan'a teşekkürlerimi sunarım. Tüm bunların yanında en sıkıntılı günlerimde bile desteği ve anlayışı ile bana güç veren vefakar ailem; canım babam Harun Kuru'ya, canım annem Safiye Kuru'ya, canım ağabeyim Op.Dr. Oğuzhan Kuru'ya sonsuz teşekkürler. Uzmanlığımı göremeyen; yaşamıyla örnek aldığım canım ağabeyim rahmetli Halil Durmaz'ı rahmetle anarak sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜRLER	i
ÖZET.....	iii
SUMMARY	v
1.GİRİŞ ve AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ayak Bileğinin Embriyonel Gelişimi.....	3
2.2. Ayak Bileğinin Anatomisi.....	4
2.3. Ayak Bileği Eklemi Biyomekaniği	10
2.4. Ayak Bileği Ekleminin Kinetiği.....	12
2.5. Ayak Bileği Kırıklarının Etiyolojisi ve Yaralanma Mekanizması	13
2.6. Ayak Bileği Kırıklarının Sınıflandırılması.....	15
2.7. Ayak Bileği Kırıklarında Klinik Değerlendirme.....	20
2.8. Ayak Bileği Kırıklarının Radyolojik Değerlendirilmesi	22
2.9. Medial Malleol Kırıklarının Tedavisi.....	29
2.10. Medial Malleol Kırıklarının Komplikasyonları	32
3.GEREÇ ve YÖNTEM.....	34
4.BULGULAR.....	39
5.TARTIŞMA	57
6.SONUÇ	65
7.KAYNAKLAR	67
KISALTMALAR TABLOSU.....	74

ÖZET

Ayak bileği kırıkları kas-iskelet sistemi yaralanmaları arasında en sık karşılaşılan sorunlarından biri olup erkeklerde en sık orta yaş ve genç nüfusta görülürken (20-39 yaş), kadınlarda daha ileri yaşlarda (50-69 yaş) sık görülmektedir. Kırıkların çoğu stabil, izole malleol kırığı şeklinde ve konservatif tedavi edilirken stabil olmayan kırıklar genellikle cerrahi tedavi gerektirir. Cerrahi zamanlaması tartışmalı olmakla birlikte erken dönemde uygulanan cerrahi tedavi ile hastalar daha erken mobilize olabilmektedir. Ayak bileği kırıklarından sıklıkla cerrahi müdahale gerektiren medial malleol transvers kırıklarında hali hazırda malleol vidası, bikortikal vida, gergi bandı yöntemleri kullanılmaktadır. Bu çalışmada, transvers medial malleol kırıklarında yeni bir yöntem olan Hazır gergi bandı sisteminin; malleol vidası, bikortikal vida ve gergi bandı ile biomekanik olarak karşılaştırılması amaçlanmıştır

Tüketim amacıyla kesilmiş 2 yaşında ineklerin ön tibiaları yumuşak dokularından sıyrılarak 24 adet inek tibiası elde edildi. Bu tibialardan her biri tibiotalar eklem yüzünün 15 cm proksimalinden elektrikli testere ile kesilerek proksimal kısımları çalışma dışında bırakıldı. Distalde kalan tibiaların medial malleollerine osteotom yardımıyla transvers kırık hattı oluşturuldu ve her biri 6' şar taneden oluşmak üzere toplamda 4 gruba ayrıldı. Distal tibia medial malleol transvers fragmanlarına sırasıyla skopi eşliğinde malleol vidası, bikortikal vida, gergi bandı ve Hazır gergi bandı sistemi usulüne uygun olarak yerleştirildi. Elde edilen örnekler Kocaeli Üniversitesi Mühendislik Fakültesi biyomekanik laboratuvarında osteotom hattının distaline osteotom hattını geçmeyecek şekilde biomekanik deformasyon ve analize dayanıklı polietilen kalıp ile donduruldu. Gruplar aksiyel yüklenme ve deformasyonun dijital analizini yapabilen test cihazı ile sınıandı.

Transvers kesitte uygulanan kuvvette Hazır gergi bandı sistemi yöntemi diğer üç yonteme (Bikortikal Vida, Malleol Vidası, Gergi Bandı) göre katastrofik hasar kuvveti açısından daha yüksek kuvvetlere dayanırken ve daha dayanıklı bulunurken deplasman kuvveti açısından bir fark bulunamamıştır. Transvers kesitteki kuvvetlerde yöntemimiz biyomekanik olarak diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında başarılı bulunmuştur. Aksial kesitte uygulanan kuvvette Hazır gergi bandı sistemi yöntemi diğer iki yonteme (Malleol Vidası, Gergi Bandı) göre katastrofik hasar kuvveti

açısından daha yüksek kuvvetlere dayanmıştır, diğer üç yöntemle göre daha dayanıklı bulunmuştur.



SUMMARY

Ankle fracture is one of the most common musculoskeletal problems in injuries which commonly seen in middle-aged - young male population (20-39 years) and in older women (50-69 years). While most of the fractures are stable and isolated malleolus fractures and treated with conservative treatment, unstable fractures usually require surgery. Although the timing of surgery is controversial, patients are mobilized sooner by early surgical treatment. At present malleolus screw, bicortical screws, tension band methods are used for medial malleolus transverse fractures which is a kind of ankle fracture and often require surgical intervention. In this study, biomechanical comparison of the ready tension band, which is a new method for transverse medial malleolus fracture, with malleolus screws, bicortical screw and tension band is aimed.

Anterior tibia bones of cows which is cut for consumption at 2 years old, are stripped from soft tissue and 24 cow tibias were obtained. Each of these tibia was cut with electric saws from 15 cm proximal of the tibiotalar joint surface and proximal parts were excluded from the study. Transverse fracture line was created with osteotome on medial side of remaining distal tibia parts and separated into 4 groups which containing 6 distal tibia. Malleolus screw, bicortical screw, belt tensioners and ready belt tensioners duly placed to the transverse fragment of medial malleolus of distal tibia with scopy. Samples were frozen by biomechanical deformation and analysis resistant polythene mold at Kocaeli University Faculty of Engineering at the biomechanics laboratory. Borders of freezing were the distal parts of the osteotome line with not to exceeding line. The groups were tested with test equipment capable of digital analysis of axial load and deformation.

While Ready Tension Band was more durable and resisted to higher catastrophic damage forces than other three methods (bicortical screws, screw malleoli, Tension Band), there was no significant difference between them in terms of displacement forces. Our method biomechanically has been found successful for forces applied in the transverse section as compared to other methods. Ready Tension Band method was resisted to higher catastrophic damage forces applied in axial section

compared to other two methods (Screw malleolus, Tension Band) and found more durable than other three methods in forces applied axial section.



1.GİRİŞ ve AMAÇ

Ayak bileği kırıkları kas-iskelet sistemi yaralanmaları arasında en sık karşılaşılan sorunlarından biri olup görülme sıklığı son yıllarda artış göstermiştir(1-3). Ayak bileği kırıkları erkeklerde en sık orta yaş ve genç nüfusda görülürken (20-39 yaş), kadınlarda daha ileri yaşlarda (50-69 yaş) sık görülmektedir. Kırıklarda en sık rastlanan mekanizma bükülme ve hastanın boyundan daha alçak bir yerden düşmesi sonucunda görülen travmalardır (4). Ayak bileği yaralanmalarında radyolojik inceleme gerekliliğine Ottawa kuralları dikkate alınarak karar verilmelidir. Standart görüntüleme yöntemleri; anterior-posterior, lateral, oblik ve mortis grafileridir, bunun yanı sıra gerektiğinde ultrasonografi (USG), bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans görüntülemeyi (MRG) de faydalanılabilir. Ayak bileği kırıklarının tedavisi, eklem anatomik yapısı ve karmaşık biyomekanik özellikleri nedeniyle tartışmalıdır. Tedavide amaç, anatomik redüksiyonu sağlamak, kırık iyileşinceye kadar bu redüksiyonu korumak ve ağrısız hareketli bir ayak bileği ile yaralanma öncesi dönemdeki normal fonksiyonu tekrar kazandırmaktır. Tam anatomik redüksiyonun sağlanmasıyla prognozun daha olumlu olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (5, 6).

Kırıkların çoğu stabil, izole malleol kırığı şeklindedir ve konservatif tedavi edilir, stabil olmayan kırıklar ise genellikle cerrahi tedavi gerektirir. Ayak bileği bölgesinde şişlik ve cildin durumu özellikle cerrahiye karar verirken dikkate alınan hususlardır. Cerrahi zamanlama tartışmalı olmakla birlikte yumuşak dokuların durumu zamanlama da önem taşır. Hastanın genel durumu, ek yaralanmalar, medikal problemler, hastane koşulları ve hastanın sosyal durumu uygunsa cerrahinin mümkün olan en erken zamanda uygulanması tavsiye edilmektedir. Erken dönemde uygulanan cerrahi tedavi ile hastalar aynı zamanda daha erken mobilize olabilmektedir (7).

Ayak bileği kırıklarında cerrahi tedavi sonuçlarını etkileyen en önemli faktörler; kırığın tipi, kırılan malleol sayısı, hastanın yaşı, deplasmanın derecesi, eşlik eden diğer yaralanmalar ve redüksiyonun yeterliliğidir (8, 9). Kapalı redüksiyon ve konservatif tedavi uygulanan, ancak pozisyon kaybı gelişen veya eklem yüzeyinde deplase parça olan hastalarda açık redüksiyon ve internal tespit başlıca tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir. Ancak bu yöntem de damar ve sinir yaralanması, yara

yerinde nekroz ve/veya enfeksiyon, turnikeye bağlı ameliyat sonrası dönemde ağrı, skar dokusu oluşumu gibi çeşitli sorunlara yol açabilmektedir (7, 10).

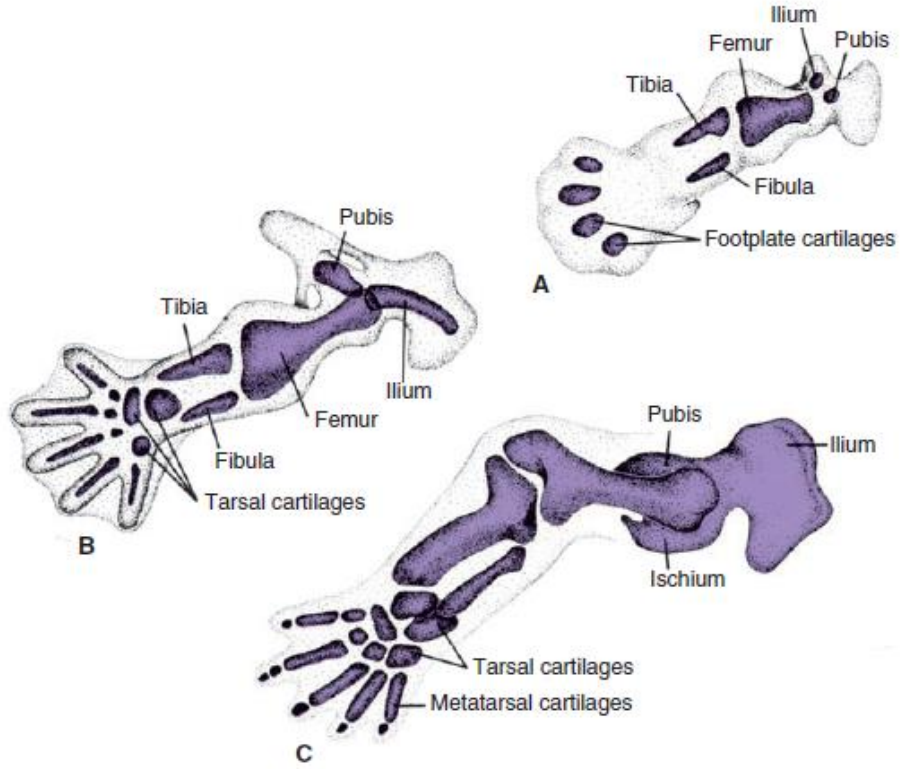
Ayak bileği kırıklarında sıklıkla cerrahi müdahale gerektiren medial malleol transvers kırıklarında hali hazırda malleol vidası, bikortikal vida, gergi bandı yöntemleri kullanılmaktadır. Çalışmamızda, transvers medial malleol kırıklarında yeni bir yöntem olan hazır gergi bandı sistemi yöntemi; malleol vidası, bikortikal vida ve gergi bandı ile biomekanik olarak mukayese edilmiştir.



2.GENEL BİLGİLER

2.1. Ayak Bileğinin Embriyonel Gelişimi

Ekstremitelerin gelişimi fetal dönemde lateral mezodermden gelişen mezenkimal hücrelerle başlar. Gelişen alt ekstremité ilk olarak fetal dönemin dördüncü haftasının sonunda, 5. lumbar ve birinci sakral somitlerin karşı düzeyinden seçilmeye başlar. Başlangıçta ayak ayaları içe ve yukarıya bakarken rotasyonla birlikte birbirlerine doğru yönelirler. Altıncı haftadan itibaren kemik gelişim bölgeleri arasındaki mezenkimal aralıklarından eklemler farklılaşır. Yedinci haftanın sonunda ayak plaklarında mezenkimal dokunun yoğunlaşmasıyla birlikte ayak parmakları oluşmaya başlar. Altıncı haftanın sonunda bütün ekstremité iskeleti kıkırdak yapısıdır. 12. haftayla birlikte uzun kemiklerde ossifikasyon merkezleri oluşsa da 20. yaşa kadar kemikleşme tamamlanmaz (Şekil 2.1.)(11).



Şekil 2. 1. A.6. haftanın erken döneminde alt ekstremité (ilk hyalin kıkırdak model). B,C. Sırasıyla 6. haftanın sonları ve 8. haftanın başları (tam kıkırdak model) (11)

2.2. Ayak Bileğinin Anatomisi

Ayak bileği veya talocrural eklem karmaşık, üç kemikli (fibula, tibia ve talus), ginglimus tipinde bir eklem yapısına sahiptir. Tibial plafond, medial ve lateral malleollerden oluşur. Eklem primer olarak tibial plafond ve talus kubbesi arasındadır. Bu iki kemik arasında uyumlu ağırlık taşıyan eyer şeklinde eklem yüzeyleri vardır. Talusun, lateral faseti dış malleolle, medial faseti de iç malleolle eklem yapar. Tibia ve talus arasındaki eklem, daha küçük olan fibula ve talus arasındaki ekleme göre fazla yük taşır (12).

Ayak bileği bir mortis ve tenon yapısındadır. Burada talus tenon eklemleşmesi iken, distal fibula (lateral malleol) ve medial malleol mortisin eklem yapan kısımlarını meydana getirir. Ginglimus eklemlerin tipik yapısında olduğu gibi, kapsül hareket planında oldukça zayıftır ancak kollateral bağlarla güçlendirilir. Kalın deltoid bağ, medial malleolden talusi kalkaneus ve navikulaya kadar uzanır (13).

2.2.1. Distal Fibula

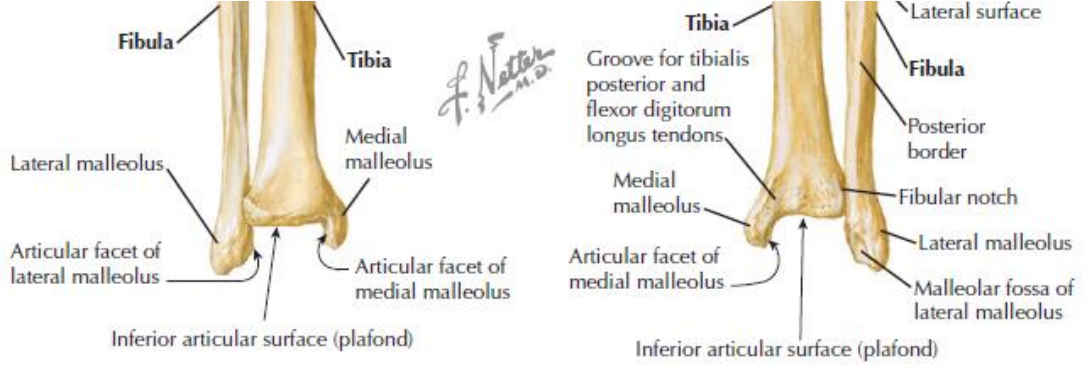
Ayak bileği lateral eklem yüzeyini oluşturan bu kemik klinikte dış malleol olarak bilinir. Dış malleolun tepe kısmı iç malleole göre 1 cm daha distalde 2 cm’de posteriorda bulunur, eklem yüzeyi yukarıda tibia, aşağıda ise talus ile eklem yapar. Fibula distalde incilir ve peroneal tendonun geçtiği posterior oluğu oluşturur.

Distal tibia ile fibula arasındaki eklem tam olarak bir eklem değildir. Geniş ve konveks yüzeyli eklem sindezmotiktir ve bu alanda eklem kıkırdağı yoktur. Buna rağmen bu iki kemik arasında bir miktar hareket vardır. Distal uç gittikçe incilir ve peroneal tendonun geçtiği posterior oluğu oluşturur. Bu oluğun içinden peroneus longus ve brevis kaslarının kırımları geçer (14, 15).

2.2.2. Distal Tibia

Tibia alt kısımlara doğru genişleyerek, tübüler kortikal özellikten metafizyel spongiozaya dönüşür. Bu bölgeye pilon adı verilir. Tibia distal ucunun alt yüzü eklem yüzeyidir ve tibial plafond olarak adlandırılır. Bu eklem yüzeyi anterior-posterior yönde konveksve medial-lateral yönde konkav olup; önde arkaya nazaran daha geniş, lateralde de medial kenardan daha uzundur. Plafond medial tarafta iç malleolün eklem yüzeyi ile devam ederek talusla eklem yapar. İç malleolün arkasında tibialis posterior

ve fleksör digitorum longus kas kirişlerinin geçtiği sulcus malleolaris denen oluk biçiminde bir yapı bulunmaktadır (Şekil 2.2)(15, 16).

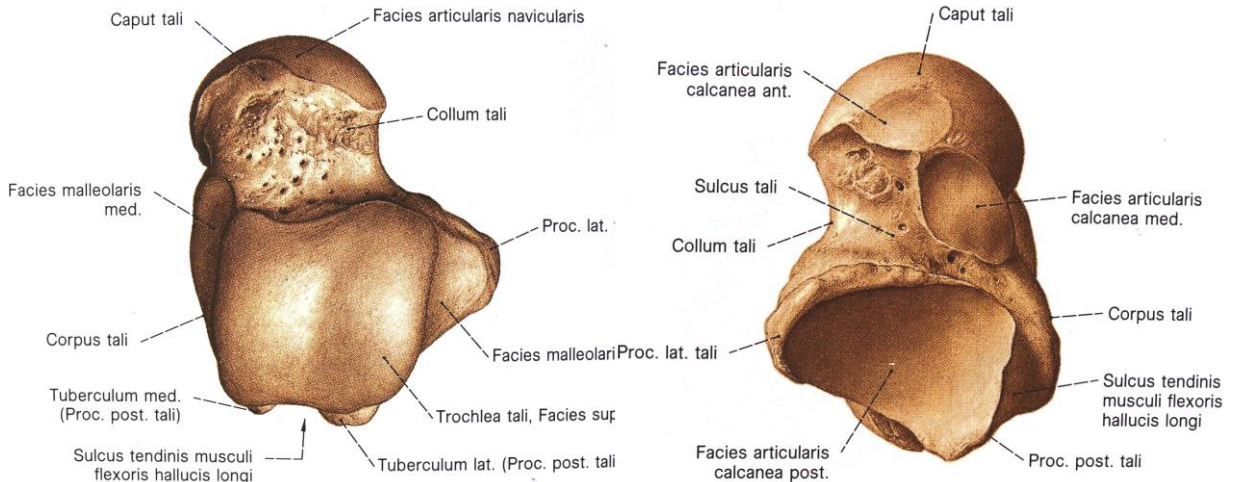


Şekil 2. 2. Distal tibia ve fibulanın anterior ve posteriordan görünümü

2.2.3. Talus

Medial ve superiorda tibia ile, anteriorda navikula ile, inferiorda kalkaneus ve lateralde ise fibula ile eklem yapar. Caput, collum ve corpus olmak üzere 3 kısımdan oluşur. Caput tali anteriorda navikula, inferiorda kalkaneus ile eklem yapar. Corpus tali ise lateralde dış malleol ile, medialde iç malleol ile eklem yapar. Collum talide eklem yüzü yoktur ve burası kan damarlarının giriş bölgesidir (Şekil 2.3.)(15, 16).

Hemen hemen tamamı eklem kıkırdağı ile kaplanmıştır ve muskulotendinöz yapışma yeri bulunmaz. Talus kubbesi trapezoidaldir ve posterior yüzeyi anteriordan daha dardır. Bu da dorsifleksiyonda ayak bileğinin stabilititesini güçlendirir (17).



Şekil 2. 3. Talusun üstten (solda) ve alttan (sağda) görünümü (4)

2.2.4. Eklem Kapsülü

Anteriordan inferiora uzanarak talus boynuna yapışan eklem kapsülü her iki eklem yüzeyinin yakınlarına tutunur. Eklem kapsülü malleollerin üzerini örtmez. Eklem kapsülü anteriorda geniş ve ince olup ayak dorsifleksiyonu sırasında eklem aralığında sıkışmaz. Fibröz kapsülün iç kısmı sinovyal membran ile örtülüdür (18).

2.2.5. Ayak Bileği Bağları

Ayak bileğinin stabilitesi esas olarak kemik yapılarla birlikte bağlar tarafından sağlanmaktadır. Dış yan bağlar üç adettir ve ayak bileğinin içe doğru aşırı hareketinin engellerler: Anterior talofibular ligaman (ATFL), kalkaneofibular ligaman (KFL) ve posterior talofibular ligaman (PTFL). Ayak bileği iç tarafında bir adet iç yan bağ bulunmaktadır. Tibiaya ait medial malleol ile talus kemiği arasında uzanan bu ligaman tek başına ayak bileğinin dışa doğru aşırı hareketini engeller (Deltoid ligaman)(19, 20).

a)Sindezmotik Bağ Kompleksi

Aksiyel, rotasyonel ve translasyonel kuvvetlere karşı distal tibia ve fibula arasındaki bütünlüğü sağlar. Ayak bileği mortisinin bütünlüğünden sorumludur. Sindezmotik bağlar dört gruptan oluşur.

Anterior inferior tibiofibuler ligament, tibia'nın anterolateral yüzeyinden başlar, anterior tibial tuberküle yapışarak ilerler. Oblik şekilde seyrederek, lateral malleolün anterioruna yapışır.

Posterior inferior tibiofibuler ligament, yüzeysel ve derin kısımdan oluşur. Lateral malleol posterior tüberkülünden başlayarak, yukarı ve mediale doğru uzanarak tibia posterolateral tüberkülüne yapışır. Posterior tibiofibular ligaman anterior tibiofibular ligamana göre daha sağlam yapıdadır. Bu nedenden dolayı torsiyonel ve translasyonel kuvvetlerde anterior tibiofibular ligaman daha sık yırtılır.

Inferior transvers ligament, posterior tibiofibuler bağ kompleksinin bir kısmı olarak düşünülür. Ayak ve ayak bileği eklemine arka derin bölümünde bulunur. Yukarı doğru uzanarak interosseöz membran ile devam eder. İnterosseöz membran

proksimal tibiofibuler eklem seviyesinde başlayarak fibula ve tibia arasından distale doğru devam eder. Fibulayı stabilize eder ve kenarlarına kaslar yapışır.

Transvers tibiofibuler bağ: Sıklıkla posterior tibiofibuler bağ kompleksinin bir kısmı olarak düşünülür. Ayak ve ayak bileği eklemının arka derin bölümünde bulunur.

b)Lateral Kollateral Bağ Kompleksi

Ayak bileğinin mortis pozisyonunda talusun lateral ve ön-arka planda stabilitesini sağlar. Üç bağdan oluşur:

Anterior talofibuler bağ, üç bağ arasında en zayıf olanıdır. Talus gövdesinin lateral malleol eklem yüzünün anterior bölümüne yapışır. Ayak bileği plantar fleksiyonda iken talusun anteriora subluksasyonunu önler.

Kalkaneofibuler bağ, tibiaanın anterolateral yüzeyinden başlar, anterior tibial tuberküle yapışarak ilerler. Oblik şekilde seyrederek, lateral malleolün anterioruna yapışır.

Posterior talofibuler bağ, arka medial fibulanın eklem dışında kalan yüzünden başlar ve talusun lateral tüberkülünde sonlanır. Lateral bağların en güçlüsüdür ve talusun posterior ve rotasyonel subluksasyonunu engeller.

c)Medial Kollateral Bağ Kompleksi

Deltoid ligaman ayak bileğinin medial ligamantöz desteğini oluşturmaktadır. Yüzeyel ve derin katmanları vardır.

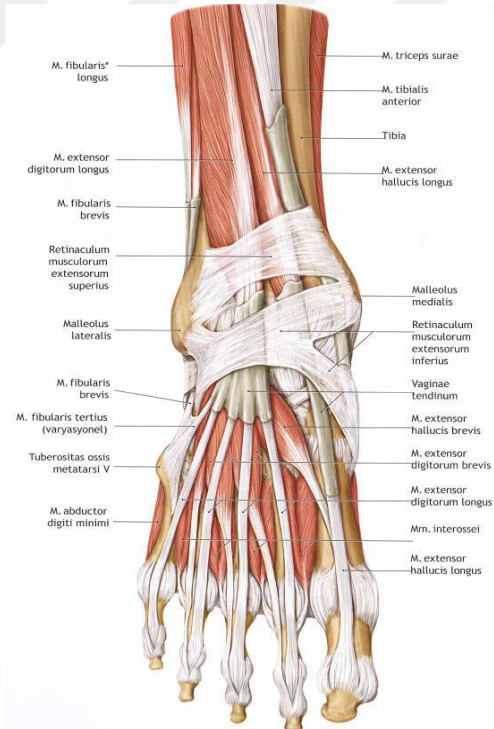
Yüzeyel deltoid ligament, iç malleolün anterior kollikulusundan başlar, navikula, talus boynu, sustentekulum talinin medialine uzanır. Tibiokalkaneal bağ deltoid ligamanın yüzeyel tabakasının en güçlü birimidir. Kalkaneusun eversiyonuna direnç sağlar ve valgus deplasmanını önler.

Derin deltoid ligament, ayak bileği eklemının mortisinde ana medial stabilizatördür. Bu ligamana eklem dışından ulaşılamaz, talus laterale deplase edilmez ve medial malleol osteotomi ile distale çekilmezse tamiri yapılamaz.

2.2.6. Ayak Bileği Çevresindeki Yapılar

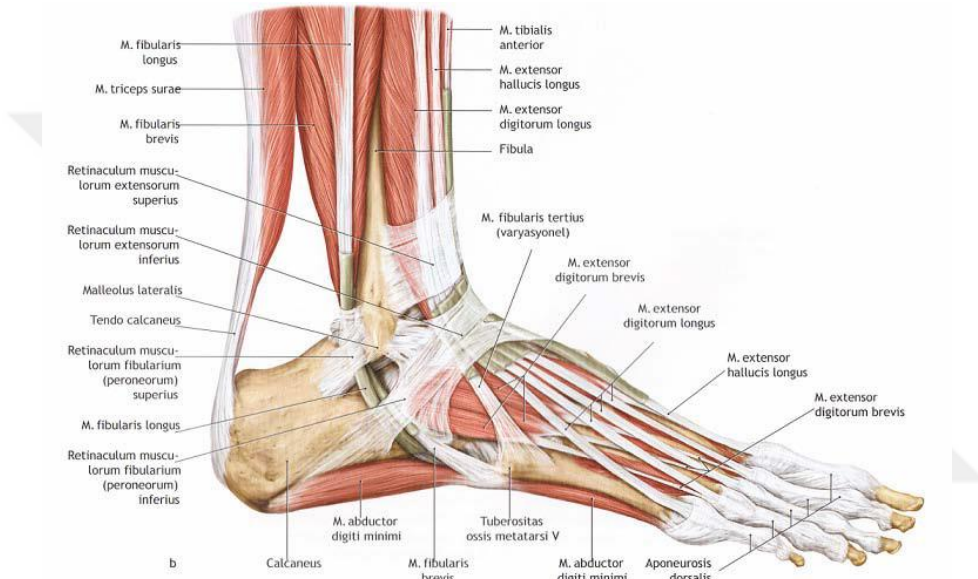
Bacağı saran fascia profunda bölümüne Fascia cruris denir. İnce yapıda olup, yukarıda Retinaculum musculorum extensorum inferius ve superius ile devam eder. Ayak bileğinde ilave fibröz bantlar ile takviye edilerek bu bölgeden geçen kas kırımlarının içinden geçtiği kanalları oluşturarak kemiklere bağlanır. Ayak bileği eklemi synovia ile sarılmıştır, üzeri kuvvetli olan kapsülle çevrelenmiştir. Bu bölgedeki bulunan yapıları bulundukları bölgelere göre başlıca 4 grupta toplayabiliriz. Yan taraflarda ise Aponeurosis plantaris' in yan kenarına yapışır (2).

1. Anterior grup: ayak bileğinin anteriorunda yer alan Retinaculum musculorum extensorum superius ve Retinaculum musculorum extensorum inferior, Y harfi şeklindeki demet liflerinden meydana gelmiştir. Bu yapının altında Musculus tibialis anterior, M. extensor hallucis longus, M. extensor digitorum longus ve M. fibularis (peroneus) tertius' un tendonları bulunmaktadır. Ayrıca bu kasların kanlanması sağlayan anterior tibial damarlar ve innervasyonunu sağlayan Nervus peroneus profundus bulunmaktadır (Şekil 2.4)(16).



Şekil 2. 4. Sağ bacak distali ve ayak ön bölümünün kasları(16)

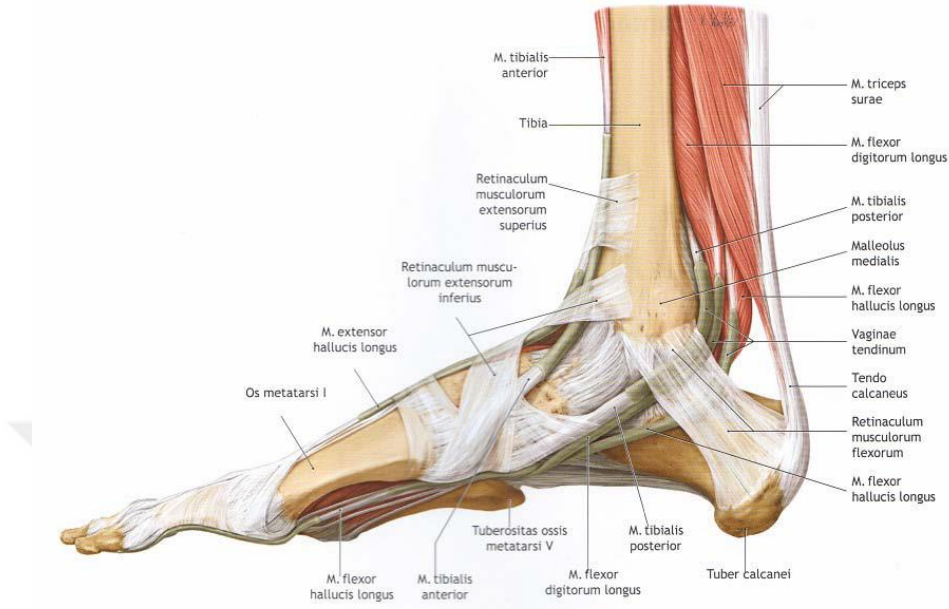
2. Lateral grup: ayak bileğinin lateral tarafında iki kasın tendonları bulunur. Musculus fibularis (peroneus) longus ve M. fibularis (peroneus) brevis. Her iki kasın tendonları, lateral malleolün arkasında seyrederek M. peroneus longus tendonu M. peroneus brevis' in tendonuna göre daha arkadadır (Şekil 7). Bu kaslar Nervus Peroneus superfisyalis tarafından innerve edilirler. Fibulanın distal ucu ve kalkaneusun dış yüzeyi arasında uzanan Superior peroneal retinakulum tarafından sarılmışlardır. Superior retinakulumun fibuladan kopması sonucunda tendonlar öne disloke olabilir (Şekil 2.5) (16).



Şekil 2. 5. Sağ bacak distali ve ayak dorsali kaslarının lateralinden görünüşü(16)

3. Medial grup: ayak bileğinin iç tarafında birçok önemli yapı bulunmaktadır. Bu yapılardan birisi kuvvetli bir bant olan Retinaculum musculorum flexorum' dur (Ligamentum Laciniatum). Medial malleol' ün posteroinferior yüzeyinden başlayarak kalkaneal çıkıntının medial yüzeyine yapışmaktadır. Medial malleol' e yapışma yeri fleksör tendonların önünde, M. tibialis posterior ve M. fleksör digitorum longus tendonlarının arkasındadır. En arka kısımda M. fleksör hallusis longus tendonu bulunur. Her bir tendonun kendisine ait bir kılıfı vardır ve bu kılıf

içinde uzanır. Medial malleolün 1–2 cm. anteriorunda Safen ven ve Safen sinir bulunur (Şekil 2.6) (16).



Şekil 2. 6. Sağ bacak distali ve sağ ayağın medialden görünüşü

4. Posterior grup: ayak bileğinin arkasında ayak bileğinin güçlü plantar fleksörü ve M. Gastrocnemius' un ve M. soleus' un müşterek kirişi olan Aşıl tendonu bulunur. Vücuttaki en kalın ve kuvvetli tendondur. Aşıl tendonunun arka tarafı deri ve fascia ile örtülüdür. Aşıl tendonunun lateralinde sural sinir uzanmaktadır. Ayak laterali ve topuğun duyusunu sağlar. Plantaris tendonu, aşıl tendonunun medial sınırı boyunca uzanarak kalkaneusun medial yüzeyine yapışır.

2.3. Ayak Bileği Eklemi Biyomekaniği

Ayak bileği eklemi hareketi temel olarak sagittal düzlemde olur ve plantarfleksiyon (fleksiyon) ve dorsifleksiyon (ekstansiyon) olarak adlandırılır. Inman, ayak bileği transvers eksenini iç malleol ucunun 5 mm distalinden ve dış malleolün 3 mm distal ve 8 mm önünden geçtiğini tanımlamıştır (21). Ayak bileği yatay eksenini iç malleolün hemen altından ve dış malleolün önünden geçer. Bu eksen yatay düzlemde arka dışa ve koronal düzlemde aşağı dışa yönelik olarak yerleşmiştir. Bazı yazarlar ayak bileği yatay ekseninin sabit olmayıp ayak bileği durumuna göre değişken olduğunu bildirmektedir. Dorsifleksiyon hareketinde eksen, aşağı ve dışa eğimli iken,

plantar fleksiyonda bu eksen aşağı ve içe eğimlidir. Dorsifleksiyon ve plantar fleksiyonda koronal düzlemde ayak bileği yatay eksenini 20-30° değiştirirken enine düzlemde birbirine paralel kalırlar. Ayak bileği hareketi sırasında transvers eksen ayak bileği eklemine binen yüke göre değişen miktarda tarsal rotasyon olur. Normal ayak bileğinde talusun nötralden 30° dorsifleksiyona kadar 9° dış rotasyon yapar ve 0-10° plantar fleksiyonda 1,4° iç rotasyon, 30° plantar fleksiyonda ise 0,6° dış rotasyon yaptığı gösterilmiştir (22). Yük binen ayak bileklerinde yapılan in vitro çalışmalarda 25° dorsifleksiyonda 2,5° dış rotasyon, 35° plantar fleksiyonda talus' ta 1° kadar iç rotasyon yaptığı gösterilmiştir (23).

Sagittal düzlemde yapılan dorsifleksiyon 10-20° ve plantar fleksiyon 40-55°dir. Normal yürüyüş sırasında ayak bileği toplam hareketi ortalama 10,2° dorsifleksiyon ve 14,2° plantar fleksiyon yapmaktadır. Toplamda hareket aralığı 25°' dir. En fazla dorsifleksiyon duruş evresinde, plantar fleksiyon ise en fazla parmak üzerine kalkma sırasında oluşmaktadır (24).

Ayak bileğinin yatay hareket eksenini sabit değildir. Normal ayak bileklerinde anlık dönme merkezleri talus içindedir. Ayak bileğinin tam eklem hareket açıklığında, eksenini 4-7 mm yer değiştirir. Posttravmatik ayak bileği artrozunda eklem temas yüzey düzgünlüğü olmadığı için, plantar fleksiyonda açılan ayak bileği eklemi, dorsifleksiyon sonuna gelmeden daha erken dönemde engellendiği gözlenir (25).

Tibiotalar eklem stabilitesi, yer değiştiren kemik eklem uyumu ve onu destekleyen bağ yapılarına bağlıdır. Ayak bileği transvers eksenini bacak vertikal eksenine 88°-100° açıdır (her iki malleolun hemen altındadır). Eksen eğiktir böylece dorsifleksiyonda dış plantar fleksiyonda ise iç rotasyon olur. Ayak bileğinin stabil yapısı üç kemik ve üç bağ yapı tarafından sağlanmaktadır. Kemik yapılar: lateral malleol, tibia platformu ve medial malleol' dur. Bağ yapılar ise lateral bağ kompleksi, deltoid ligaman (medial bağ kompleksi) ve syndesmotik bağdır. Tibia ve talusun yüzey uyumu ayrıca her iki malleol arasındaki olan kırıkta yüzey ve kemik doku stabil dengeyi oluşturmaktadır(24).

Talusun çatal içinde laterale doğru çok az derecede kayması, talus ile tibia arasındaki temas alanında belirgin azalmaya yol açar. Ramsey talusun 1 mm' lik lateral

deplasmanı, ayak bileği eklem temas alanında % 42 oranında azalmaya neden olduğunu göstermiştir (3).

2.4. Ayak Bileği Eklemine Kinetiği

Yürüme esnasındaki ayak bileğine uygulanan yük kuvveti kalça ve diz ekleminden daha fazladır. Ayak bileği eklemine kıkırdığı daha ince olduğundan birim başına binen kuvvet kalça eklemine üç katıdır (25).

Ayak bileğinin, yük taşıyan yüzey alanı 11-13 cm² dir. Yük taşıma esnasında yükün % 77-90'ı tibial plafd ve talus kubbesine yansır. Kalan yük medial ve lateral fasetlere dağılır. Ayak bileği inversiyona hareket ettiğinde, yük daha fazla medial eklem fasetine biner. Eversiyonda hareketinde lateral talar fasetin yükü artar. Yük binen kadavra modelinde deltoid bağın tibiokalkaneal parçasının ayrılması talus değme alanında % 43 azalmaya, zirve basıncında % 30 artma ve ayrıca basınç merkezinde 4 mm laterale kaymaya neden olduğu gösterilmiştir (24).

Fibula ise alt ekstremitte yükünün yaklaşık % 17' sini taşımaktadır. Fibulanın taşıdığı yük, ayak bileği dorsifleksiyon ve eversiyon hareketinde artar. Distal sindezmotik bağının kesilmesi ile fibulaya yük aktarımı azalır ve fibulanın distale yer değiştirmesi artar. İnterosseoz membranın kesilmesi ile aynı etki oluşmamaktadır. Bu nedenle sindezmotik bağ fibulanın stabilitesinde önemli bir yapı olarak kabul edilir. (26).

Anatomik fibula stabilitesinin sağlanması, talusun yer değiştirmesinin engellenmesini gerektirir. Bu amaç doğrultusunda fibulada kısıalma ya da rotasyon varsa, bu talusun temas yüzeyini etkileyecektir. Fibula, talusun deplasmanının önlenmesi ve stabilitesinin sağlanması için önemli bir yapıdır. Küçük eksen değişiklikleri, eklem taşıyıcı yüzeyinde büyük dengesizliklere sebep olduğu için fibulanın ve tüm ayak bileğinin anatomik restorasyonu önem taşımaktadır. İyi sonuçlar alınabilmesi için anatomik redüksiyonun ve eklem restorasyonunun hangi miktarlarda olmasını belirleyen klinik ve biyomekanik çalışmalar mevcuttur. Fibulada 2–3 mm' lik deplasman kabul edilebilir olduğu görüşü yaygındır, 3 mm' i aşan deplasmanların kötü ve tatmin edici olmayan sonuçlara yol açtığı bildirilmektedir (27).

2.5. Ayak Bileği Kırıklarının Etiyolojisi ve Yaralanma Mekanizması

Ayak bileği kırıkları erkeklerde en sık orta yaş ve genç nüfusda görülürken (20-39 yaş), kadınlarda daha ileri yaşlarda (50-69 yaş) sık görülmektedir (4). Kırıklarda en sık rastlanan mekanizma ayak bileğinde burkulma ve hastanın boyundan daha alçak bir yerden düşmesi sonucunda görülen travmalardır (4). Ayak bileği burkulmalarının hemen hemen yarısı (%49,3) sportif faaliyetler esnasında meydana gelmektedir. İkinci neden olarak merdivenden düşme (%26,6) ve daha az sıklıkla tökezlemek (%6,7) burkulmaların en sık nedenleri olarak gösterilmektedir (28).

Hareket esnasında (özellikle yürüme) ayağın üzerine binen yük artar. Buna bağlı olarak ayak kemik ve yumuşak dokuları strese uğrayacağı için kolay travmaya maruz kalırlar. Düz olmayan zeminlerde yürüme esnasında ayak bileğinde dorsal veya plantar fleksiyon ve subtalar eklemdaki inversiyon ve eversiyon sayesinde topuk zemine uyum sağlayabilir. Bu sırada subtalar eklem medial veya laterale kayar ve talus mortiste sıkışır. Tüm bu mekanizmalardan herhangi birinde aksama travmanın en sık nedenlerindendir (29).

Plantar fleksiyon, ayak bileğinin en az stabil olduğu pozisyonudur. Bu nedenle ayak bileği yaralanmalarının çoğunluğu plantar fleksiyondaki ayağa inversiyon kuvvetleri geldiğinde meydana gelmektedir. Bu mekanizma sonucunda hasar görecekt ilk ligament ATFL'dir. ATFL lateral bağlar içerisinde en güçsüz ve kısa olan ve bundan dolayı da en fazla yırtılan veya burkulan bağdır (28). Bu yaralanmalarda belirtilen konumdaki ayak üzerine düşme sonucu meydana gelmektedir. Temel mekanizmalar spor sırasında sıçrama sonrası bir diğer sporcunun ayağı üstüne ya da çukur kenarına basma, ülkemizde belki daha sık görülen şekliyle düzgün olmayan zemin üzerinde koşma ve yürüme sırasında gelişen burkulmalar biçimindedir. Ayak bileği yaralanmalarının çoğunluğu izole ATFL bağ kopmalarıdır ve %60 - 70 sıklıkla görülürler (29, 30).

Ayak bileğinin dorsifleksiyonda iken inversiyon kuvvetlerine maruz kalması sonucu KFL lezyonu oluşur. Dorsifleksiyon ve iç rotasyon kombinasyonu ise PITFL lezyonu oluşturur. Dorsifleksiyon ve dış rotasyon kuvvetlerinde ise AITFL yaralanır. Deltoid ve syndesmoz lezyonları ayak bileğinin dış rotasyon ve eversiyon kuvvetlerine

maruz kalması sonucu oluşur. Tam yırtılmaya göre daha çok deltoid ligament ön bağlarında tam olmayan veya kısmi yırtıklar olur.

1922 yılında ilk olarak Ashhurst ve Bromer ayak bileği kırıklarını oluş mekanizmasına göre abduksiyon, adduksiyon ve dış rotasyon olarak sınıflandırılmıştır. Sonrasında Lauge-Hansen' in 1942' de öne sürdüğü sınıflandırmada ayağın pozisyonunun etkisini ve deforme edici kuvvetin yönü ile bu pozisyon arasındaki ilişki belirtilmiştir. Lauge-Hansen ayak bileğinde en sık deformasyon yapan kuvvetlerin vertikal yüklenme, abduksiyon, adduksiyon ve dış rotasyon olduğunu söylemiştir (31, 32).

Ayağın supinasyonunda lateral yapılara uygulanan kuvvet daha da artmaktadır. Supinasyon devam ederken adduksiyon kuvveti de eklenince fibula distaline yapıştığı yerden kopabilir veya lateral kollateral bağlar yırtılabilir. Alternatif olarak distal fibula kopabilir ya da sağlam sindezmotik bağ seviyesi altında transvers kırık olabilir. Medial tarafa doğru talusa daha fazla adduksiyon kuvveti uygulanmaya devam ederse, iç malleolde vertikal kırık ve talus eklem yüzeyinde osteokondral bir kırık oluşabilir (33).

Abduksiyon esnasındaki aşırı kuvvetler ya bağın kemiğe yapıştığı yerde kopmaya ya da sindezmotik bağda yırtıklara neden olurlar. Pronasyonda ise ilk olarak medial yapılar gerilir ve zedelenir. İç malleolde kopma kırığı ya da deltoid bağlarda yırtık vardır. Talustan laterale aktarılan kuvvetlerin devam etmesi halinde sindezmoz seviyesinde veya daha yukarısında fibula kırıkları, bu kırık seviyesinin üzerinde interosseöz membran yırtıkları meydana gelir. Burada fibula kırığı oblik veya kelebek tarzda parçalanma şeklinde gözlenir. Parçalı kırıklarda ek bir medial yaralanmanın olabileceği akılda bulundurulmalıdır.

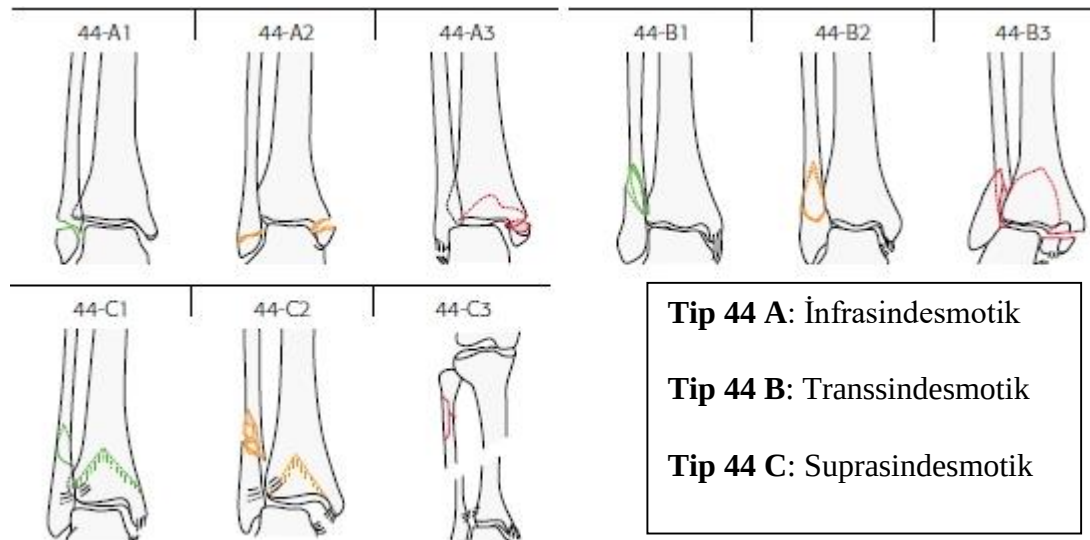
Pronasyon ve beraberinde dış rotasyon zorlanmasında ilk olarak medial taraf zedelenir. Dış rotasyon kuvvetleriyle önce anterior tibiofibuler bağ veya bu bağın yapıştığı kemik bağlantılarında yırtılma olur. Devamında ise sindezmoz seviyesinde veya yukarısında, çizgisi anterosuperiordan posteroinferiora uzanan ve yukarıdaki interosseöz membranın da yırtıldığı spiral bir fibula kırığı meydana gelir. Rotasyonun devamı halinde arka sindezmozda yırtılma veya posterolateral tibiada kopma kırığı

oluşur. Supinasyon-dış rotasyon veya pronasyon-dış rotasyon tipi yaralanmalarda, fibulada çeşitli kırık tipleri gözlemlenebilir (27, 31, 33, 34).

Ayak bileği üzerindeki vertikal yüklenme, talustan distal tibia mediallyne doğrudur. Hasar şekli ayağın pozisyonu ve yüklenme kuvveti ile belirlenir. Sonuç olarak distal tibia eklem içi kırıklarından kompleks kırıklara ve ön veya arka tibial kenarın izole kırıklarına kadar değişik kırık şekilleri oluşabilir (27, 31, 34).

2.6. Ayak Bileği Kırıklarının Sınıflandırılması

Ayak bileği kırıkları için birçok sınıflandırma mevcuttur fakat pratikte en çok tercih edilen sınıflama yöntemi anatomik sınıflamadır. Bu sınıflama kırığın lokalizasyonuna göre; Bimalleolar, trimalleolar, medial malleol, posterior malleol, lateral malleol, Bosworth kırıklı çıkığı, tilloux şeklindeki sınıflandırmalardır (35). Bununla beraber güncel literatürün kabul ettiği hem lokalizasyon hem de yaralanma mekanizmasını kapsayan daha popüler bir sınıflama olarak AO / OTA modifiye sınıflaması mevcuttur. Bu sınıflamaya göre tibia 4 numara ile, tibianın distalindeki malleolar bölge ise 44 numaralar ile sınıflandırılmaktadır. Tip 44 (malleolar bölge) kendi içinde ABC olarak alt tiplere ayrılmaktadır. Aslında bu sınıflama Danis-Weber ve Lauge-Hansen sınıflandırmasının AO' ya uyarlanmış halidir (Şekil 2.7) (Tablo 2.1).



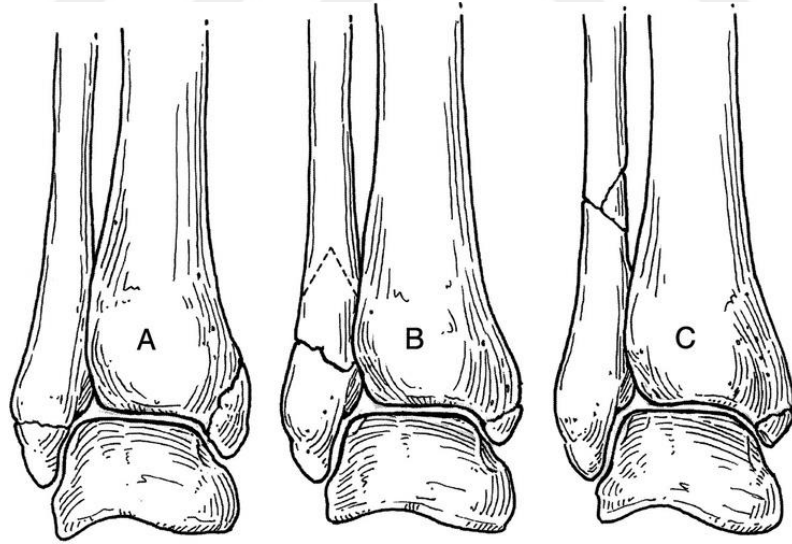
Şekil 2. 7. AO / OTA Ayak bileği kırık sınıflaması

Tablo 2. 1. AO/ OTA Ayak bileği kırık sınıflaması (35)

AO/OTA & Danis-Weber kombinasyonu	Lokalizasyon	Mekanizma	Görülme sıklığı
Tip 44 A	İnfrasindesmotik	Supinasyon- adduksiyon	% 20 -25
Tip 44 B	Transsindesmotik	Supinasyon- dış rotasyon	% 50-60
Tip 44 B1	İzole transsindesmotik fibula kırığı		
Tip 44 B2	Medial lezyonla birlikte transsindesmotik fibula kırığı		
Tip 44 B3	Medial lezyonla birlikte transsindesmotik fibula + posterior dudak kırığı		
Tip 44 C	Suprasindesmotik kırık		% 20 -25
Tip 44 C1		Pronasyon - Abduksiyon	
Tip 44 C2		Pronasyon - Dış rotasyon	
Tip 44 C3		Maisonneuve	

2.6.1. Danis-Weber Sınıflandırılması

Danis-Weber sınıflandırması esas olarak fibula kırığının bulunduğu yere göre yapılır. Kırık distalden proksimale yaklaştıkça sindezmozda yırtılma ve ayak bileğinde instabilite görülme sıklığı artar. 3 adet alt tipi mevcuttur (Şekil 2.8).



Şekil 2. 8. Danis-Weber Sınıflandırması

Tip A: Ayak bileğinin internal rotasyon ve addüksiyonu sonrasında gelişir. Tibia plafondunun altında fibulada kırık etkileyen kuvvetin devam etmesi halinde medial malleolde oblik veya vertikal kırık oluşabilir. Sindezmozda yaralanma yoktur.

Lauge-Hansen sınıflandırmasında ki supinasyon-addüksiyon yaralanmasına denk düşer.

Tip B: Sindezmoz seviyesinde external rotasyon sonucu fibulada spiral veya oblik kırık oluşmasıdır. Anterior tibiofibular bağların %50'sinde tamamen yırtılmış veya kısmi yırtık olmasına rağmen, arka sindezmotik bağ intaktır. Lauge- Hansen sınıflandırmasında supinasyon-dış rotasyon ve pronasyon-abdüksiyon yaralanmasına denk düşer.

Tip C: Sindezmozun proksimalinde meydana gelen fibula kırığıdır (Pott, Dupuytren). Sindezmozda yırtılma ve beraberinde medial malleolde kopma kırığı ya da deltoid bağda yırtılma vardır. Maisonneuve tipi yaralanma bu gruptadır. Lauge-Hansen sınıflandırılmasında pronasyon-eksternal rotasyon veya pronasyon-abdüksiyon evre 3 tipine uyar (14, 27).

Weber sınıflamasına göre tip A ve B kırıklarında cerrahi endikasyon kırığın stabilitesi ve ayrılma miktarı ile ayak bileği iç yaralanmasının olup olmamasına bağlı iken, Weber tip C kırıklar genellikle instabildir ve birlikte sindezmoz yırtığı ile iç yaralanma da vardır (36).

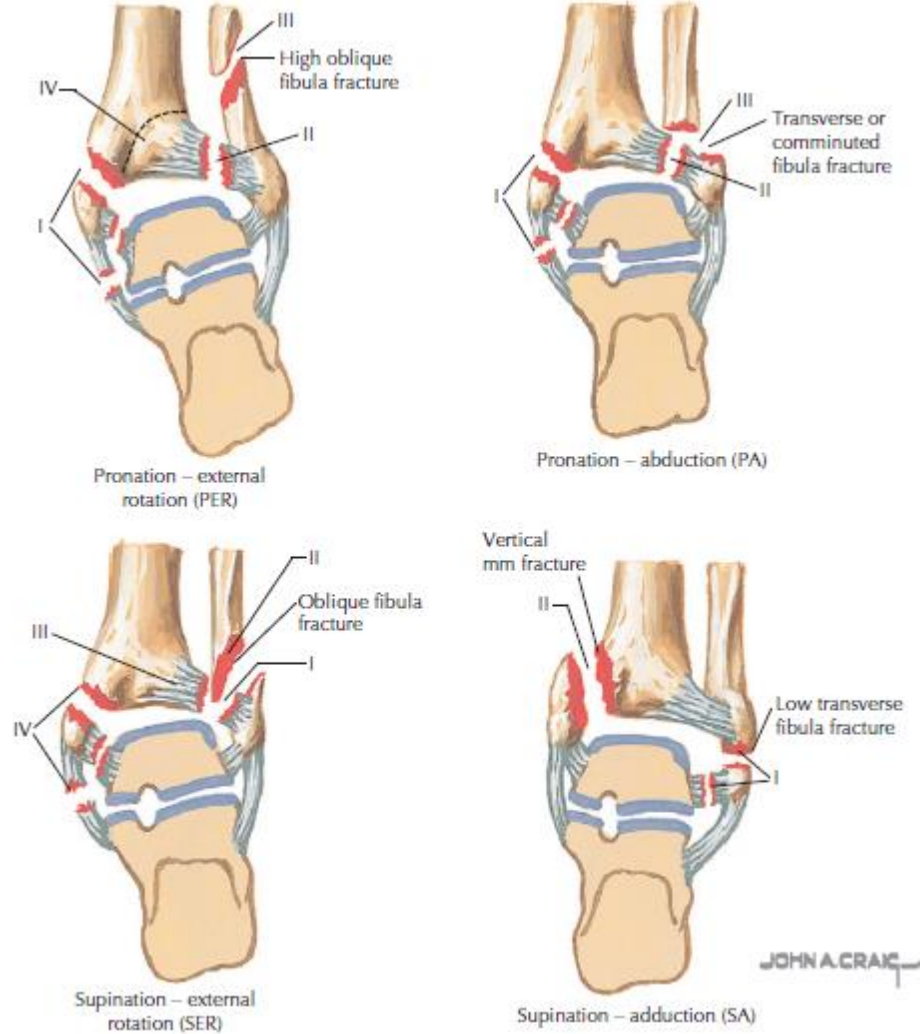
2.6.2. Lauge-Hansen Sınıflandırması

Bu sınıflamada ise yaralanma mekanizması temel alınır. Dört ana yaralanma mekanizması tanımlanmıştır bunlar;

1. Supinasyon-eksternal rotasyon (SER),
2. Supinasyon-addüksiyon (SAD),
3. Pronasyon-eksternal rotasyon (PER)
4. Pronasyon-abdüksiyon (PAB).

Sonradan pronasyon-dorsifleksiyon tipi beşinci grup olarak eklenmiştir. Bu sınıflama hasarın yanı sıra şiddeti de belirtilerek instabilitenin seviyesinin tanımlanmasında yardım sağlar. Karmaşık bir sistem olması ve bazı ayak bileği hasarlarında ayırımın güçlüğü kullanım açısından dezavantaj oluşturmaktadır.

Özellikle klinikte pronasyon-externanl rotasyon hasarı ile pronasyon-adduksiyon hasarının ayırt edilmesinde güçlük olduğu belirtilmiştir (Şekil 2.9).



Şekil 2. 9. Ayak bileği kırıklarında Laugh-Hansen sınıflandırması (20)

1)Supinasyon-Eksternal Rotasyon (SER) Kırıkları: En sık bu tip yaralanmalar gözlenmektedir. 4 Evreden oluşmaktadır. SER 1; zedelenme anterior tibial fibular bağdadır. SER 2; fibulanın distalinde oblik kırık meydana gelir. SER 3; fibula distalinde oblik kırığın yanı sıra posterior tibiofibular bağ zedelenmesi vardır. SER 4; medial malleol kırığının yanı sıra deltoid bağda zedelenme meydana gelmiş ve ayak bileği instabil haldedir.

2)Supinasyon-Adduksiyon (SAD) Kırıkları: Eklem seviyesinde transvers lateral malleol kırığı (Weber A) ya da yan talofibuler bağlarda yaralanma meydana gelirken, medial malleolda vertikal kırık meydana gelir.

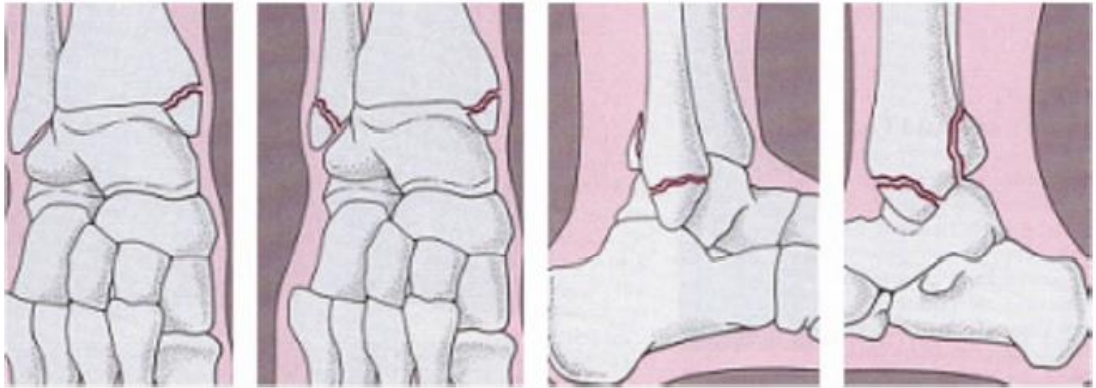
3)Pronasyon-Eksternal Rotasyon (PER) Kırıkları: İlk olarak medialdeki yapılar hasar görür. PER1 kırığı izole medial malleol kırığıdır, external rotasyon devam ederse anterior tibiofibular bağ da hasar görür (avulsiyon kırığı). Sonrasında PER3 kırığı olarak adlandırılan, sindezmoz seviyesinin üstünde fibulada kırık meydana gelir.

4)Pronasyon-Abduksiyon (PAB) Kırıkları: Medial malleol kırığı veya deltoid bağ yaralanması oluşur. Devamında anterior tibiofibular bağ yaralanması ya da Chaput tüberkül kopma kırığı meydana gelir.

2.6.3. Henderson Sınıflandırması

Henderson sınıflandırması diğerlerinden farklı olarak radyolojik görünümleri baz almıştır. Pratikte sık kullanılan sınıflandırmalardan birisidir. 3 gruptan oluşmaktadır (Şekil 2. 10);

- 1)Medial, lateral, posterior malleölün izole kırıkları (unimalleolar)
- 2)Medial ve lateral malleolün beraber eşlik ettiği kırıklar (bimalleolar)
- 3)Medial, lateral ve posterior malleolün beraber eşlik ettiği kırıklar (trimalleolar)



Şekil 2. 10. Henderson sınıflandırması

2.7. Ayak Bileği Kırıklarında Klinik Değerlendirme

Klinik değerlendirme diğer branşlarda da olduğu üzere hikaye, fizik muayene ve tanı testleri sıralaması ile yapılmaktadır.

2.7.1. Hikaye

İlk olarak hastadan öykü alınmaktadır. Hastalar çok ağır bir travma geçirmediği müddetçe olayı hatırlar. Travma mekanizmasının bilinmesi, hangi yapılarda hasar oluşabileceğinin tahmin edilmesine yardımcı olmaktadır. Fakat hastalar genellikle mekanizmayı tarif etmekte güçlük çekerler. Radyolojik görüntülemeye geçilmeden önce hastaların geçmişte yaşadıkları travmalar, radyografilerde oluşabilecek yanlış yorumlamaların önüne geçilmesine yardımcı olur. Ayrıca hastaların kronik hastalıklarının bilinmesi ve eşlik edebilecek komorbiditeler göz önünde tutulmalıdır.

2.7.2. İnspeksiyon

İnspeksiyonla hastanın ayak bileğindeki şekil bozuklukları, şişlik, renk değişiklikleri gibi anomaliler saptanabilir. Ayrıca yaralanmanın boyutu, çeşidi (açık, kapalı kırık), ciddi bir kemik deformitesinin mevcudiyeti ve yumuşak dokuların durumu (abrazyon, ekimoz vb.) saptanabilir. İnstabil yaralanmalarda ayak bileğindeki şekil bozukluğu daha belirgindir. Genellikle valgus deformitesi meydana gelir. Bunun yanı sıra, özellikle abduksiyonla oluşan şiddetli yaralanmalarda, medial malleol cildi yararak dışarıya çıkabilir.

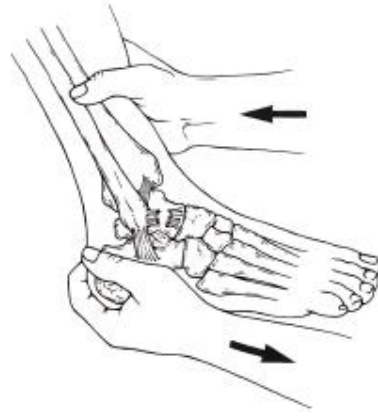
2.7.3. Palpasyon

Kemiklerde ve yumuşak dokularda hassas ve ağrılı noktalar palpasyonla tespit edilmeye çalışılır. Kemiklerde krepitasyon, yumuşak dokularda ise ayak bileği hareketleri saptanabilir. Anterior talofibular bağ, ayak supinasyon ve plantar fleksiyondayken gergindir. Bu bağın yaralanmasında eklem yüzeyinin hemen üzerinde ayağın maksimum dorsifleksiyonunda lokalize ağrı saptanır. Ayrıca Maisonneuve kırığını atlamamak için, bacak dış yanında fibulanın boylu boyunca palpasyonu ve diz muayenesi de ihmal edilmemelidir (37).

2.7.4. Özel Tanı Testleri

a)Ön Çekmece Testi

Muayene eden hekim bir eliyle hastanın tibia distalini immobilize ederken diğer eliyle ayağın arkasından baskı uygular. Anterior ve posterior bağ yaralanmasının tespitinde kullanılır. Talofibuler bağın izole yırtığında da talus tibianın önüne doğru yer değiştirebilir (Şekil 2.11)(38, 39).



Şekil 2. 11. Ön çekmece testi

b) Talar Tilt Testi

Lateral ve medial açılma testi olarak da bilinir. Ayak bileğine valgus ve varus stresleri uygulanarak lateral ve medial kapsüler bağlar değerlendirilir. Talofibular ve kalkaneofibular bağların hasarlanması lateral instabiliteye neden olur. Kalkaneusun supinasyonu ile kontrol edilir. Kalkaneusun pronasyonu ile de medial kısmın (deltoid bağın) stabilitesi değerlendirilir (14, 39).



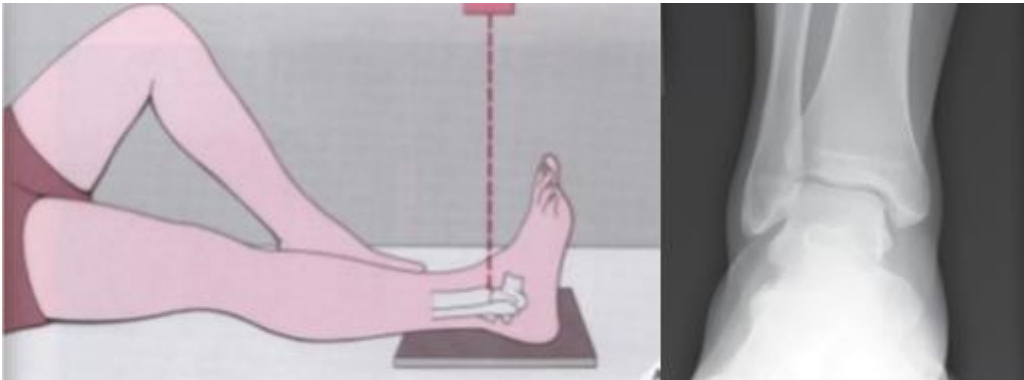
Şekil 2. 12. Talar tilt testi

2.8. Ayak Bileği Kırıklarının Radyolojik Değerlendirilmesi

Ayak bileğinin ilk değerlendirilmesinde radyografi yaygın olarak kullanılırken; ayrıntılı olarak değerlendirilmesinde bilgisayarlı tomografi (BT), MRG ve USG gibi farklı görüntüleme teknikleri kullanılmaktadır. Ayak bileği travmalarının değerlendirilmesinde, özellikle fraktür tanısı için, düz radyografiler önde gelen görüntüleme yöntemidir. Fraktür tanısının doğrulanması ya da ekarte edilmesinde ek olarak yabancı cisim, hava ya da gaz varlığı gibi diğer patolojik durumlar ve eklem boşluklarının ölçülmesi ile instabilite hakkında da yardımcı olabilir. Antero-posterior (AP), lateral ve mortis görüntülemeleri ayak bileğinin standart 3 yönlü radyografi serisini meydana getirir. 2 yönlü ayak bileği serileri de kullanılmış olmasına rağmen, 3 yönlü radyografiler küçük bir fraktürün gözden kaçma olasılığını azaltmaktadır (27). Ayrıca nadiren de olsa kalkaneusu görüntülemek için tanjansiyel grafi çekilebilir.

a)AP Görüntüleme

Hasta supin pozisyonda yatar pozisyonda iken, topuk kaset üzerinde, ayak nötralde veya hafif fleksiyonda, ayak tabanı kasete dik, ayak başparmağı hafif içe döndürülerek, ayağın uzun eksenini boyunca bir görüntü alınır (Şekil 2.13). Antero-posterior görüntüler, medial ve lateral malleol, distal tibia veya fibula, plafond, talus superioru, gövde ya da lateral proçesi ve kalkaneus fraktürlerini gösterir. Gerektiğinde sağlam ayak bileği grafilere de yararlanılmaktadır. AP grafide tibiotalar eklem devamlılığı, kırığın şekli, talar tilt ve sindesmozun durumu da değerlendirilebilir. AP grafide fibulanın medial kenarı ile tibianın fibula ile süperpoze olan anterolateral çıkıntısı arasındaki uzaklığın 1 cm' den az olması patolojiktir ve sindesmoz

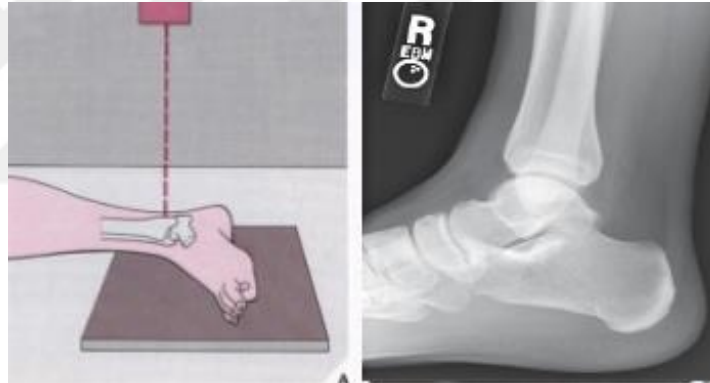


Şekil 2. 13. Ayak bileğinin AP görüntülenmesi (solda), Radyografik görüntüsü (sağda)

yaralanmasını düşündürür. Ayrıca AP radyografide distal tibiofibuler aralığın 5 mm'yi geçmesi patolojik kabul edilir.

a)Lateral Görüntüleme

Hasta yan yatar pozisyonda iken dış malleol kaset tarafında ve ayak bileği yan yatırılarak görüntü alınır (Şekil 2.14). Lateral grafide anterior ve posterior tibial kenar, posterior talar proses, talar boyun, kalkaneus fraktürlerini ve talusun anterior ya da posteriora yer değiştirmesini gösterir. Bu grafideki, distal tibia ile talusun superioru arasında bulunan eklem boşluğundaki herhangi bir uygunsuzluk ayak bileği instabilitesi tanısını destekler, eğer deplasman mevcutsa derecesinin tespiti de yapılabilir. Lateral görüntü ayrıca ayak bileği effüzyonunun saptanmasında faydalıdır. Effüzyon mevcudiyeti talus superioru fraktürü gibi gözden kaçabilen intraartiküler yaralanmalarda ipucu olabilir.



Şekil 2. 14. Ayak bileğinin lateral görüntülenmesi (solda), Radyografik görüntüsü (sağda)

c)Oblik Görüntüleme

Hasta supin pozisyonda yatarken ayağın yaklaşık olarak 30-35° iç rotasyonunda görüntü alınır. İnternal oblik görüntü ile tibiofibuler sindezmoz ve tibiofibuler eklem, eksternal oblik görüntü ile de anterior tibial tüberkül ve dış malleol değerlendirilir. (Şekil 2.15)



Şekil 2. 15. Ayak bileğinin oblik radyografik görüntüsü

d)Mortis Görüntüleme

Mortis grafisi ayak bileği 15° iç rotasyonda iken alınır ve talus superioru ve mortis arasındaki eklem yüzeyinin değerlendirilmesi için önemlidir. Mortis grafisinde; eklem yüzeyleri arasındaki çizgiler paralel olmalı, eklem boşluğu tibiotalar ve talofibular komponentler boyunca uniform görünmeli ve medial aralık (clear space) 2-4 mm'yi geçmemelidir (20, 40)(Şekil 2.16).

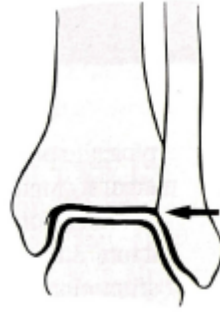


Şekil 2. 16. Ayak bileğinin Mortis radyografik görüntüsü

2.8.1. Dizilim ve Stabilitenin Radyografik Ölçümleri

a) Tibiofibuler Hat

Normal ayak bileğinin direk grafide talusun etrafında distal tibiyanın subkondral yüzeyi ile fibulanın medial görüntüsünün bir hat şeklinde devam etmesidir. Bu görüntünün bozulması fibulanın anomalilerini işaret etmektedir (14, 41)(Şekil 2.17).



Şekil 2. 17. Tibiofibuler hat

b) Talokrural Açı

Düz grafilere lateral malleol ve medial malleol arasındaki çizgi ile tibiyanın distal eklem yüzüne paralel çekilen çizgi arasında kalan açının 90° den çıkarılmasıyla hesaplanır. Normalde $83 \pm 4^\circ$ arasında olması gerekir. Her iki ayak bileği arasında $2-3^\circ$ fark olabilmektedir. Bunun üzerine çıktığında fibula ile ilgili bir anomali akla gelmelidir (27)(Şekil 2.18).



Şekil 2. 18. Talokrural açısı (27)

c) Talar Tilt

Talusun eklem yüzeyinden geçen çizgilerle, tibiyanın inferior eklem yüzeyinden geçen çizgi ile her noktada paralel seyretmelidir. İntermalleoler çizgi ile

bu çizgiler arasındaki açı ayrı ayrı ölçülür. Talar tilt ölçülen bu açılar arasındaki fark olup normalde 0° olmalıdır ($0^\circ \pm 1,5^\circ$ normal olarak kabul edilir).

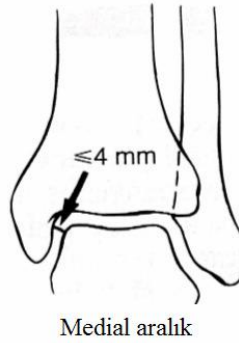
Pratikte en sık uygulama yöntemi AP garfide eklemin lateral ve medial kenarlarındaki açıklıkların farklarının ölçümü ile elde edilir. Bu değer 2 mm' den az olmalıdır (Şekil 2. 19)(27).



Şekil 2. 19. Talar Tilt

d) Medial aralık

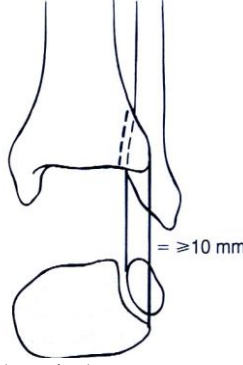
Clear space olarak da bilinen medial aralık, mortis grafisinde talusun medial kenarı ile medial malleolün lateral kenarı arasındaki mesafe ölçülür. Benzer şekilde medial malleol anterior kenarının talus anterioruna veya posterior kenarının talus posterioruna ölçümü ile de elde edilebilir. Normalde bu aralık talus ve distal tibia arasındaki superior clear space'e eşdeğerdir. Bu mesafenin 4 mm'den fazla olması anormaldir ve talusun laterale yer değiştirdiğinin göstergesidir (14, 27, 33)(Şekil 2.20).



Şekil 2. 20. Medial aralık (33)

e)Sindezmotik bütünlük

AP grafide ayak bileğinde normalde tibianın anterolateral bölümü ile fibula üst üstedir. Anterior ibial prominensin lateral sınırı ile fibulanın medial sınırı arasındaki mesafe tibiofibular örtüşme olarak değerlendirilir ve 10 mm den az olması durumunda sindezmotik yaralanmayı, tibia ile fibulanın ayrılmasını düşündürür (Şekil 2.21).



Şekil 2. 21. Tibiofibuler örtüşme (overlap)

2.8.2. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

BT üstün kemik görüntülemesi sağlar ve diğer görüntüleme yöntemleriyle saptanan anormallikleri betimlemek için mükemmel bir yöntemdir. Radyografi ile saptanamayan çok küçük fraktürleri, gözden kaçabilecek stres fraktürlerini ve bazı ligament yaralanmalarını da belirleyebilen BT, fraktürlerin deplasmanı, açılanması ve fragmentasyonu hakkında bilgi de sağlayarak cerrahi planı kolaylaştırabilir (42).

İleri düzey BT görüntüleme teknikleri sayesinde; iki boyutlu çok düzlemli biçimlendirmeler ile daha küçük fraktürler ve üç boyutlu biçimlendirmeler ile hacimsel olarak tendonlar, kemikler ve eklem yüzeyleri arasındaki ilişki gösterilebilmektedir. Ancak BT incelemesi, radyasyona maruz kalma ve acil servisteki bekleme sürelerinin uzaması gibi dezavantajlara sahiptir (43).

2.8.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

MRG eklem, tendon ve ligament gibi yumuşak dokuların ve kemik lezyonlarının benzersiz bir şekilde betimlenmesini sağlar ve ayrıca stres fraktürü ilişkili kemik iliği değişikliklerinin, henüz radyografik anormallikler belirmeden önce

görülebilmeye yardımcı olur. Acil şartlarda sadece, radyografi, BT ya da USG gibi görüntüleme yöntemleriyle yeterli bilgi sağlanamıyorsa MRG gerekebilir. Pahalı olması ve zaman gerektirmesi nedeniyle sadece tanının belirsiz olduğu ve kesin tanının tedaviyi değiştireceği durumlarda kullanılmalıdır. Yumuşak dokuların net bir şekilde görüntülenmesi ve hastanın iyonize radyasyona maruz kalmaması BT' ye karşı üstünlüğüdür (44).

2.8.4. Ultrasonografi (USG)

Ayak ve ayak bileğinin değerlendirilmesinde USG klinik açıdan kullanışlıdır. Çünkü çoğu yapı yüzeyseldir ve bu sayede kolayca görüntülenebilmektedir. USG, semptomlar lokalize olduğunda tanının saptanmasında yardımcı olur. Akut, yarı akut ve kronik ayak bileği yaralanmalarında uygulanabilen USG, radyografi ile kombine bir şekilde de değerlendirilebilir (45).

Akut ayak bileği travması, acil servis USG incelemesi için önemli bir endikasyon oluşturur ve kısa süre zarfında çok sayıda eklemi değerlendirebilme olanağı USG' nin MRG' ye olan bir üstünlüğüdür. Ayrıca hastalar USG'ye daha çok uyum sağlarlar ve USG incelemesi, hastayı muayene eden hekim tarafından gerçekleştirildiğinde, hastanın hikâye ve klinik bilgisi ile birleştirilerek görüntülerin hızla değerlendirilmesi ve tanının hemen konması olanağını sağlar.

Normal tendonlar, USG görüntüsü olarak ince, düzenli ve düzgün sınırlı hiperekoik bant şeklinde görülür. Ligamentler de hiperekoiktir fakat tendonlara göre daha yoğun eko gösterirler. Kaslar ise, hiperekoik septa görülebilmekle birlikte, rölatif olarak hipoekoiktir. Kemik de USG ile kolayca görüntülenebilir. Kemik korteksi hiperekoiktir ve yansıtma özelliği nedeniyle korteks derinlerinde çoğunlukla gölgelenme oluşturur. USG ile fraktürler, kemik yapısındaki normal düz hattın bozulması şeklinde kolayca saptanabilir (46).

Ayak bileği anstabilitesiyle sonuçlanan ciddi ligamentöz yaralanmalarda bile radyografide sadece yumuşak doku şişmesi görülürken USG'de normal fibril yapısının bozulması hipoekoik ödem olarak görülür ve ligament yaralanmasını işaret eder (47). USG uygulaması sırasında dikkat edilmesi gereken en önemli durumlardan biri anizotropidir. Prob ses dalgaları bir tendon ya da ligamente dik olarak geldiğinde

normal hiperekoik fibriler patern görülebilir. Ancak ses dalgaları tam dik olarak gelmediğinde, anizotropiye bağlı hipoekoik artefakt oluşur ve bu görüntü yanlışlıkla patolojik bir durum olarak yorumlanabilir. Özellikle tendon ve ligament gibi lineer dokuların ultrasonografik değerlendirilmesinde prob pozisyonuna dikkat edilmeli; yanlış olarak, tendinosis ya da yaralanma tanısına yol açacak anizotropi akılda tutulmalıdır (48, 49).

2.9. Medial Malleol Kırıklarının Tedavisi

Tedavide amaç, anatomik redüksiyonu sağlamak, kırık iyileşinceye kadar bu redüksiyonu korumak ve ağrısız hareketli bir ayak bileği ile yaralanma öncesi dönemdeki normal fonksiyonu tekrar kazandırmaktır. Tam anatomik redüksiyonun sağlanmasıyla prognozun daha olumlu olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Talus plafd altında anatomik olarak repoze edilmeli, lateral malleolün eklem yüzeyinin plafonda anatomik uyumu muhafaza edilmelidir. Redüksiyon sonrası değerlendirmelerde radyolojik kriterler kullanılır (14, 27, 32, 33).

2.9.1. Konservatif Tedavi

Fonksiyonel tedavi çoğunlukla acil serviste buz tatbiki, elevasyon ve antienflamatuvar ilaç tedavisi ile başlar. İmmobilizasyon, ayak ve ayak bileği travmalarının yönetiminde ilk müdahaleler arasında sayılan, koruma (ekstremitenin daha fazla zarar görmesini önleyen) ve konfor sağlayan bir yöntemdir (50). Stabil ve deplase olmayan kırıklarda genelde dizin alt kısmında sirküler alçılanma yeterlidir. Alçı nötral pozisyondayken yapılır ve 4-6 hafta boyunca hastaya uygulanır. Bu süre boyunca kırıkta kayma olup olmadığı düzenli x-ray grafilerle kontrol edilmelidir. Hasta ağırlık verilmeden mobilize edilir. Yaralanma ile müdahale arasındaki süre bir günü geçtiği takdirde kapalı redüksiyon başarısı zorlaşır. Kapalı redüksiyon genel veya lokal anestetik ajanlarla ağrının ortadan kaldırılması ve gevşeme sağlandıktan sonra yapılmalıdır. Yüksek fonksiyon beklentisi olan hastalarda rehabilitasyonu hızlandırmak amacıyla internal tespit de uygulanabilir. Konservatif tedavi ucuz, konforlu, ağrısız ve kozmetik bir tedavi yöntemidir. Bununla birlikte kırık redüksiyonu bozulur ise ameliyat kararı alınabilir.

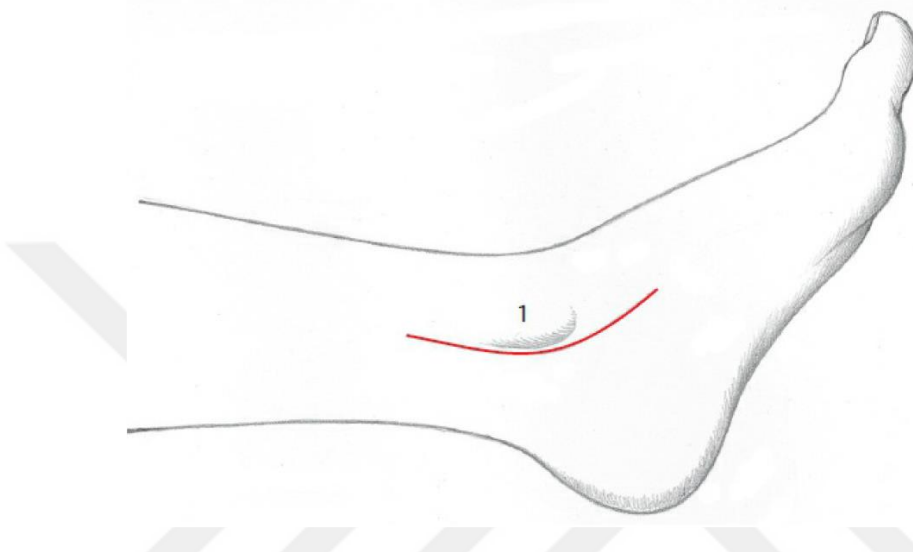


Şekil 2. 22. Konservatif tedavi uygulanması

2.9.2. Cerrahi Tedavi

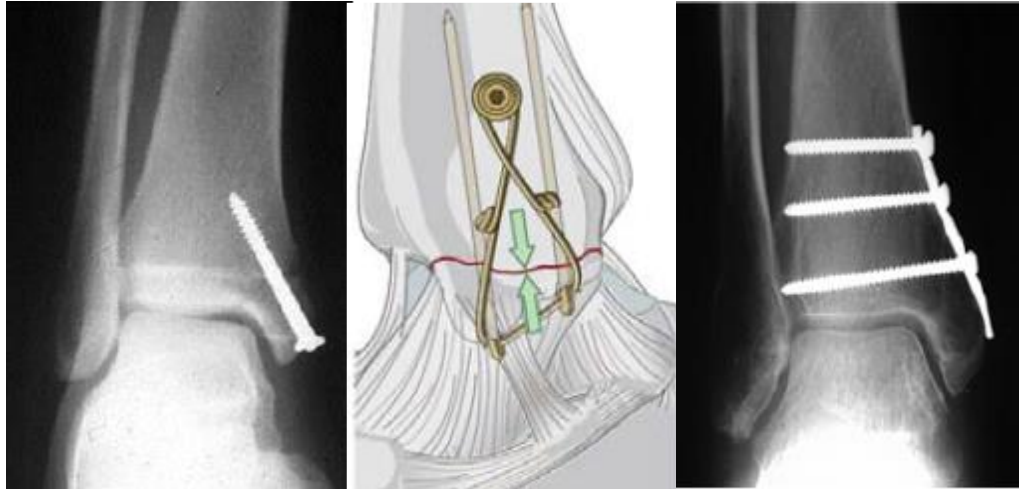
Ayak bileği eklemi anatomik özelliği dolayısıyla küçük bir eklem yüzeyine sahip, çok hareketli ve devamlı kullanılan bir eklemdir. Eklem yüzeyinde meydana gelen azalma eklemden birim alana binen yükü artırır ve ilk bakışta farkedilmeyen birkaç mm'lik redüksiyon hataları ileride dejeneratif değişikliklere yol açabilir. Cerrahi tedavide amaç redüksiyonun tam ve sorunsuz sağlanması olduğundan ayrılmış medial malleol kırıkları talusun varus tilt olmasına sebep olacağından kapalı redüksiyonun başarısız olduğu vakalarda seçilmelidir. Cerrahi kararı verilirken her hasta ayrı ayrı ele alınmalıdır. Cerrahi uygunluk kararı verilirken yaş, aktivite düzeyi, osteoporotik kemik yapısı ve diyabet gibi eşlik eden hastalıklar gibi faktörler göz önünde tutulmalıdır (51).

İnsizyona medial malleolün anteriorundan 2 cm. distalinde başlanır, kesi medial malleolün anterior ucundan distal tibianın ortasına doğru bir kavisle devam edilir. Safenoz ven ve sinir hasar görmemesi için bir damar ilmeği vasıtasıyla ayrılır. Kırık ortaya çıkarıldıktan sonra redüksiyonu engelleyen ve araya giren yumuşak dokular temizlenir (52).



Şekil 2. 23. Medial malleol operasyonlarında insizyon yeri

Eklem inpeksiyonunda kırığın anterior kısmı ortaya çıkarıldıktan sonra medial malleolden tibia distaline kadar yüzeydeki periost tabakası kaldırılır ve eklem inpeksiyonu tamamlanır. Gerektiğinde eklem kapsülünün anteromedial köşesine dikey bir insizyon yapılır. Kapsül kırık alanı ve eklem yüzeyi görülene kadar diseke edilebilir (52, 53).



Şekil 2. 24. Medial malleol kırıklarının cerrahi tedavi yöntemleri

Medial malleol kırıklarının fiksasyonunda çoğunlukla 4 mm'lik kalkenous kemik vidalarının gönderilmesiyle sağlanır (Şekil 2.23). Bağ dokusu artışı ve büyümesine katkı sağladığından dolayı kompresyon, kırık fiksasyonunda kompresyon yapıcı vidalar tercih edilebilir. Spongioz vidaların başları geniş olduğundan dolayı yerine malleol vidası tercih edilmelidir. Klinikte genellikle 2 vida kullanılmaktadır. Tek vidayla fiksasyonlarda rotasyonu önlemek için bir tane de K teli kullanılabilir. Osteoporotik vakalarda vidaların yanı sıra pul kullanılabilir (52).

Medial malleol kırıklarında, kırık çok küçük veya çok parçalıysa vidayla fiksasyon zor olabilir. Bu tür durumlarda birkaç K teli ve gergi bandı yöntemiyle fiksasyon sağlanabilir. Proksimal parçalanma içeren medial malleolün büyük vertikal kırıkları redüksiyon kaybı olmaması için sıklıkla destek plağı kullanılmasını gerektirir. Komplikasyonları minimuma indirmek için zayıf cilt örtüsü olan bu bölgede çok yer kaplayan implantların kullanımından kaçınılmalıdır (Şekil 2.24) (14).

2.10. Medial Malleol Kırıklarının Komplikasyonları

Malleol kırıklarının konservatif tedavisi sonrasında refleks sempatik distrofi, derin ven trombozu, malunion, degeneratif artrit, peroneal tendinit, devam eden şişlik ve hareket kısıtlılığı gibi fonksiyonel sonuçları kötüleştiren komplikasyon gelişebilir. Stabil olmayan kırıkların konservatif tedavisinde en sık karşılaşılan sorun pozisyon kaybıdır. Cerrahi tedavide ise cilt sorunları ile sık karşılaşılır. Gergin cilt, turnike altında müdahale, yumuşak doku cerrahisinin titiz olmayışı ve diyabet cilt sorunu riskini artırır. Kapalı kırıklarda enfeksiyon riski %2'nin altında olmakla birlikte çoğunluğu cilt sorunlarını takiben gelişir. Post-travmatik artroz, yaralanma sırasında olan kırıldak travmasına bağlı olarak veya yetersiz redüksiyon sonucu olabilir. Nadir görülen diğer komplikasyonlar arasında tibiofibuler sinostoz, refleks sempatik distrofi ve ayakta kompartman sendromu sayılabilir (36). Ayak bileği kırıklarında genel olarak belirli bir açığa kadar katılık beklensede hastaların büyük bir çoğunluğu kırıkların iyileşmesiyle tam aktivite kapasitesini tekrar kazanmaktadır (54). Komplikasyonlar ortaya çıkış zamanlarına göre gruplandırılığında 3 başlık altında toplanır;

I)Ameliyat esnasında meydana gelen komplikasyonlar

- a) Redüksiyonun sağlanmasında başarısızlık
- b) Eklem yüzeyinin yetersiz restorasyonu

- c) Vidanın ekleme girmesi
- d) Kemik boylarının sağlanmasında başarısızlık

II) Erken dönemde meydana gelen komplikasyonlar

- a) Enfeksiyon
- b) Hematom
- c) Kompartman sendromu
- d) Nekroz
- e) Tromboflebit

III) Geç dönemde meydana gelen komplikasyonlar

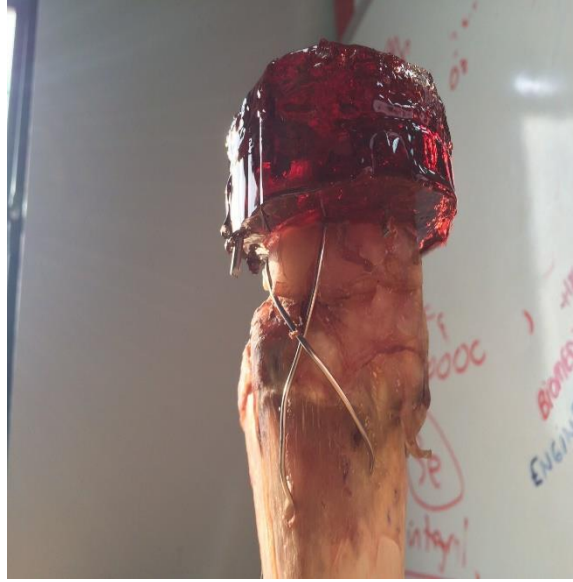
- a) Kaynama bozuklukları (malunion vb.)
- b) Osteomyelit
- c) Eklemdede hareket kısıtlılığı
- d) Atrofi
- e) Tibiofibuler sinostoz
- f) Travmatik artroz

3.GEREÇ ve YÖNTEM

Abant İzzet Baysal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi tarafından maddi olarak desteklenen çalışma kapsamında; 20 adet Kischner teli, 5 adet Serklaj teli, 6 adet Double holes u pin (TST), 6 adet Kortikal vida (TST), 6 adet Malleol vidası (TST), 3 adet Malleol klemp ve 1 adet Osteom seti kullanılmıştır. Tüketim amacıyla kesilmiş 2 yaşında ineklerin ön tibiaları yumuşak dokularından sıyrıldı 24 adet inek tibiası elde edildi. Elde edilen bu tibialardan her biri tibiotalar eklem yüzünün 15 cm proksimalinden elektrikli testere ile kesildi. Kesilen tibianın proksimal kısımları çalışma dışında bırakıldı. Tibianın kesilen hattının distalinde kalan toplam 24 adet distal tibia nın medial malleollerine osteotom yardımıyla transvers kırk hattı oluşturuldu her biri 6' şar taneden oluşmak üzere toplamda 4 gruba ayrıldı. Her bir gruptaki distal tibia medial malleol transvers fragmanlarına sırasıyla skopi eşliğinde malleol vidası, bikortikal vida, gergi bandı ve Hazır gergi bandı sistemi usulüne uygun olarak yerleştirildi. Elde edilen 4 gruptaki 24 örnek, Kocaeli Üniversitesi Mühendislik Fakültesi biyomekanik laboratuvarında; aksiyal ve transvers kuvvet uygulanan kemiklerde polietilen kalıp uygun kap ile şekillendirilerek örneğin proximal kısmında donduruldu, çekme kuvveti uygulananlarda biomekanik deformasyon ve analize dayanıklı polietilen kalıp ile osteotomi hattını geçmeyecek şekilde distale ve kemiğin proximaline uygulandı. (Şekil 3. 1,2).



Şekil 3. 1. Bikortikal vida yöntemi uygulanan kemiklere polietilen kalıp uygulanması



Şekil 3. 2. Gergi bandı yöntemi uygulanan kemiklere polietilen kalıp uygulanması

Hazırlanan gruplar aksiyel yüklenme ve deformasyonun dijital analizini yapabilen test cihazı ile sınanarak biomekanik veriler elde edilmiştir (Şekil 3.3-8).



Şekil 3. 3. Bikortikal vida yöntemine çekme kuvveti uygulanması



Şekil 3. 4. Hazır gergi bandı sistemi yöntemine çekme kuvveti uygulanması



Şekil 3. 5. Bikortikal vida yöntemine transvers kuvvet uygulanması



Şekil 3. 6. Malleol vidası yöntemine transvers kuvvet uygulanması



Şekil 3.7. Hazır gergi bandı sistemi yöntemine transvers kuvvet uygulanması



Şekil 3.8. Gergi bandı yöntemi uygulanan kemiğe aksiyel kuvvet uygulanması

Analizler temel olarak 3 parametre üzerinden yapılmıştır. Bunlar; katastrofik hasar kuvveti, dayanıklılık ve 2 mm deplasman kuvvetidir. Katastrofik hasar kuvveti kemiklerdeki geri dönüşümsüz hasar esnasındaki maksimum kuvvet baz alınarak hesaplanmıştır. Dayanıklılık grafik üzerindeki doğrusal açısı ile hesaplanmıştır (kuvvet/zaman). 2 mm deplasman kuvveti ise kemiklerdeki 2 mm'lik deplasman esnasındaki kuvveti temsil etmektedir.

Elde edilen biyomekanik veriler SPSS 11.0 paket programı ile analiz edilmiştir. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemlerle (Kolmogorov-Smirnov/Shapiro-Wilk testleri) incelendi. Tanımlayıcı analizler normal dağılım değişkenler için ortalama ve standart sapmalar kullanılarak verildi. Yöntemlerin biyomekanik verileri karşılaştırılırken ANOVA yöntemi kullanıldı. Gruplar arasındaki farklar saptanırken bonferroni düzeltmesi ve post-hoc analizler uygulandı. Post-hoc analizlerde dağılımlardan dolayı Tukey testi tercih edilmiştir. P-değerinin 0.05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirildi. Veriler ayrıca sütun grafikleri ve error plot grafikler ile sunulmuştur.

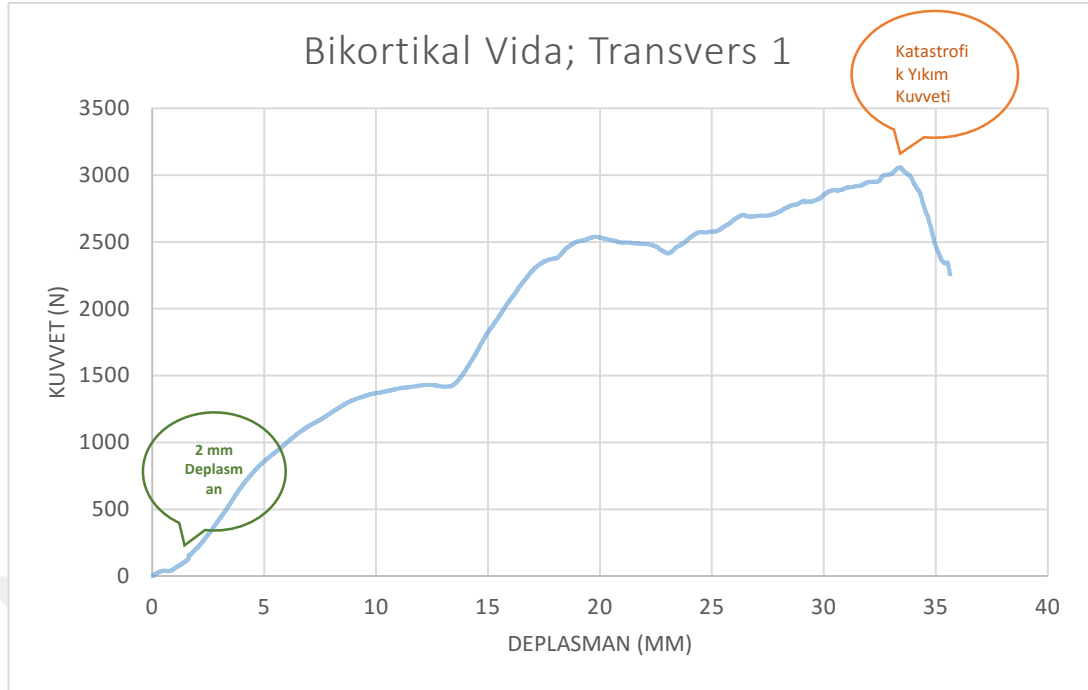
4.BULGULAR

Bikortikal vida, gergi bandı, hazır gergi bandı sistemi ve malleol vidası yöntemleri uygulanan kemiklere transvers kesitte uygulanan kuvvette, yöntemler arasında katastrofik hasar kuvveti, dayanıklılık ve 2 mm deplasman kuvveti parametrelerinin her birinde ANOVA testi ile yapılan analizlerde anlamlı bir fark saptanmıştır (Tablo 4.1). Mevcut farkların hangi yöntemden kaynaklandığını saptamak için post-hoc analiz olarak Tukey testi kullanılmıştır.

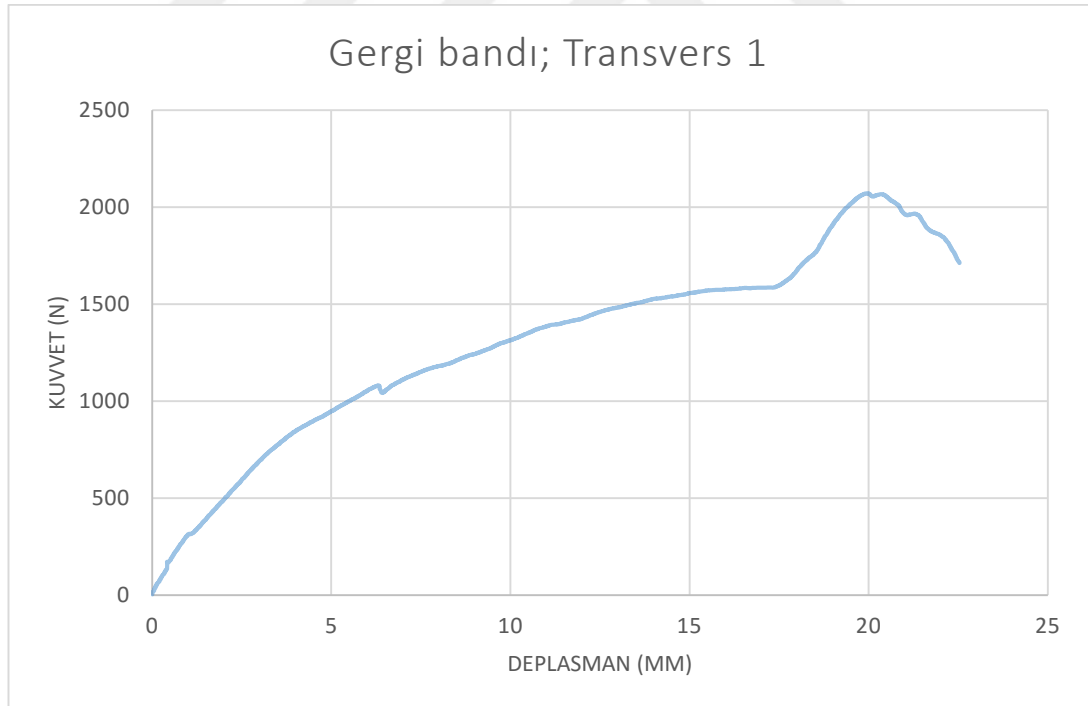
Tablo 4. 1. Transvers kesitte uygulanan kuvvete göre yöntemlerin katastrofik hasar kuvveti, dayanıklılık ve 2 mm deplasman kuvveti arasındaki ilişkisi

Transvers Kuvvet		Ortalama	S.D.	S.E.	95% CI	Minimum	Maximum	p
Katastrofik Hasar, N	Bikortikal Vida	2958,5	140,7	99,5	(1694,2 4222,8)	2859	3058	0,001
	Gergi Bandı	1973	131,5	93	(791,3 3154,7)	1880	2066	
	Hazır gergi bandı sistemi	3562	17	12	(3409,5 3714,5)	3550	3574	
	Malleol Vidası	2505	148,5	105	(1170,8 3839,2)	2400	2610	
	Total	2749,6	631,6	223,3	(2221,6 3277,7)	1880	3574	
Dayanıklılık, N/mm	Bikortikal Vida	86	7,8	5,5	(15,9 156,2)	80,5	91,6	0,002
	Gergi Bandı	101,1	1	0,7	(92,4 109,8)	100,4	101,8	
	Hazır gergi bandı sistemi	178,6	7,6	5,4	(110,4 246,9)	173,3	184	
	Malleol Vidası	152,1	17,1	12,1	(-1,4 305,5)	140	164,2	
	Total	129,5	40,8	14,4	(95,3 163,6)	80,5	184	
2 mm Deplasman, N	Bikortikal Vida	210	2,8	2	(184,6 235,4)	208	212	<0,001
	Gergi Bandı	484	8,5	6	(407,8 560,2)	478	490	
	Hazır gergi bandı sistemi	219,5	4,9	3,5	(175,0 264,0)	216	223	
	Malleol Vidası	774	19,8	14	(596,1 951,9)	760	788	
	Total	421,9	247,2	87,4	(215,2 628,6)	208	788	

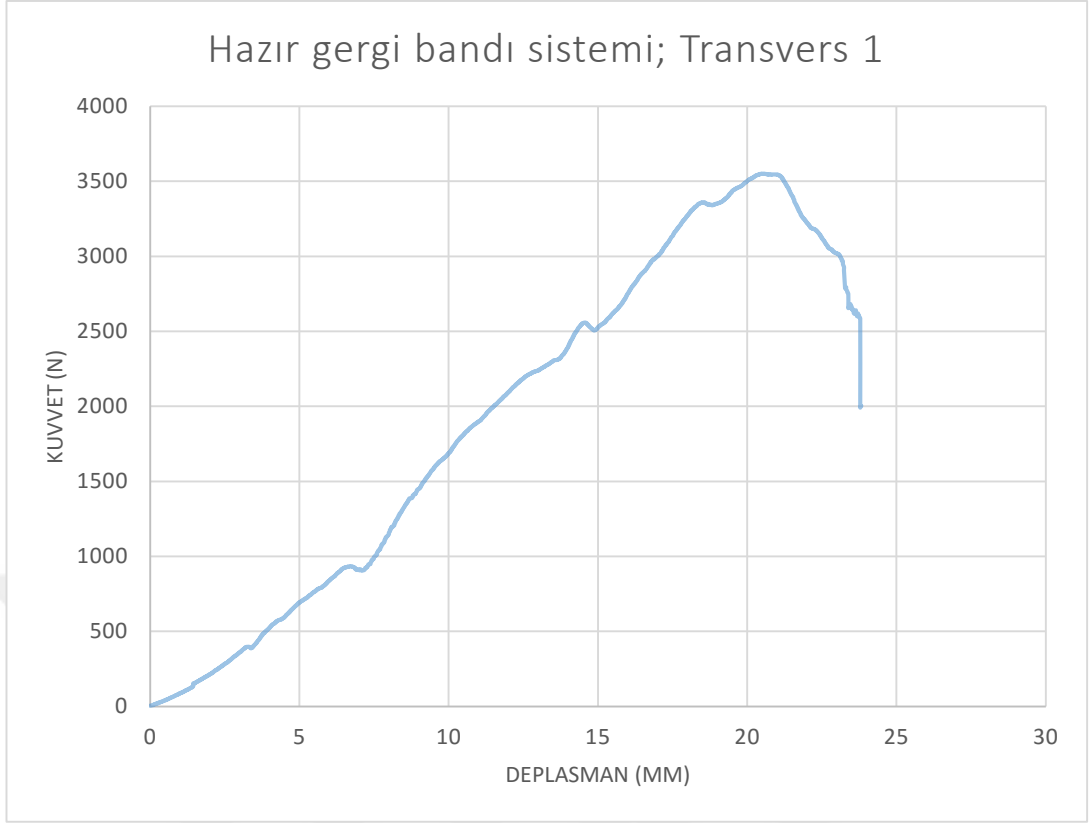
Ayrıca yöntemlerin uygulan transvers kuvvet karşısındaki deplasman miktarını gösteren biyomekanik sonuçlar (Şekil 4.1-4)' de ayrıntılı bir şekilde gösterilmiştir.



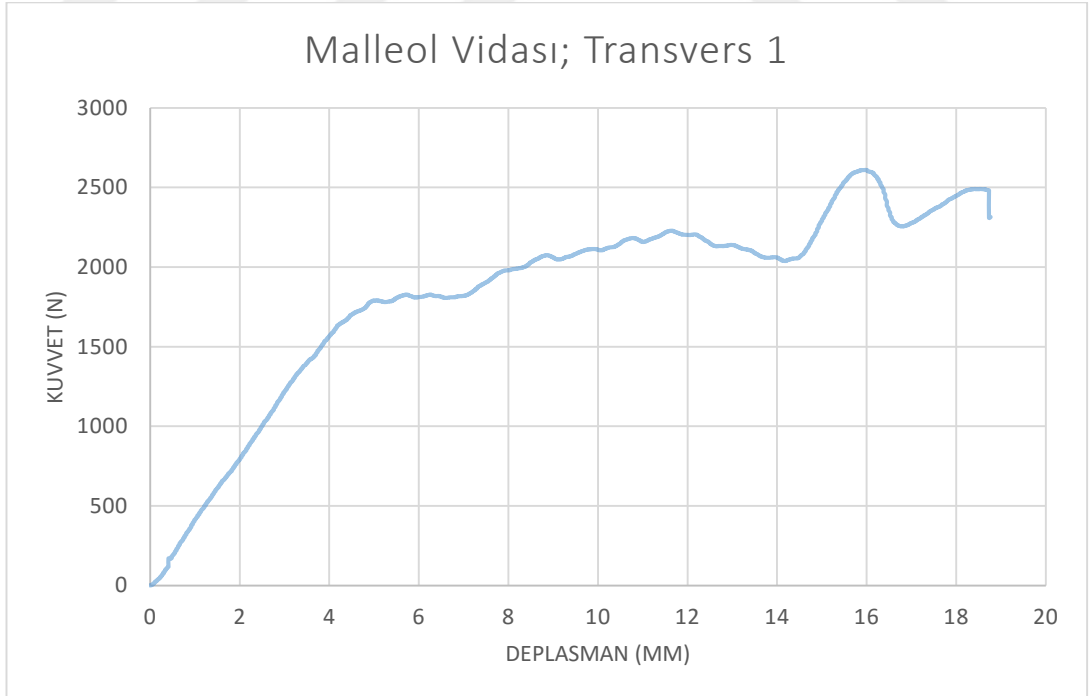
Şekil 4. 2. Bikortikal vida yöntemi uygulanan kemiğe transvers kuvvet uygulamasının sonuçları



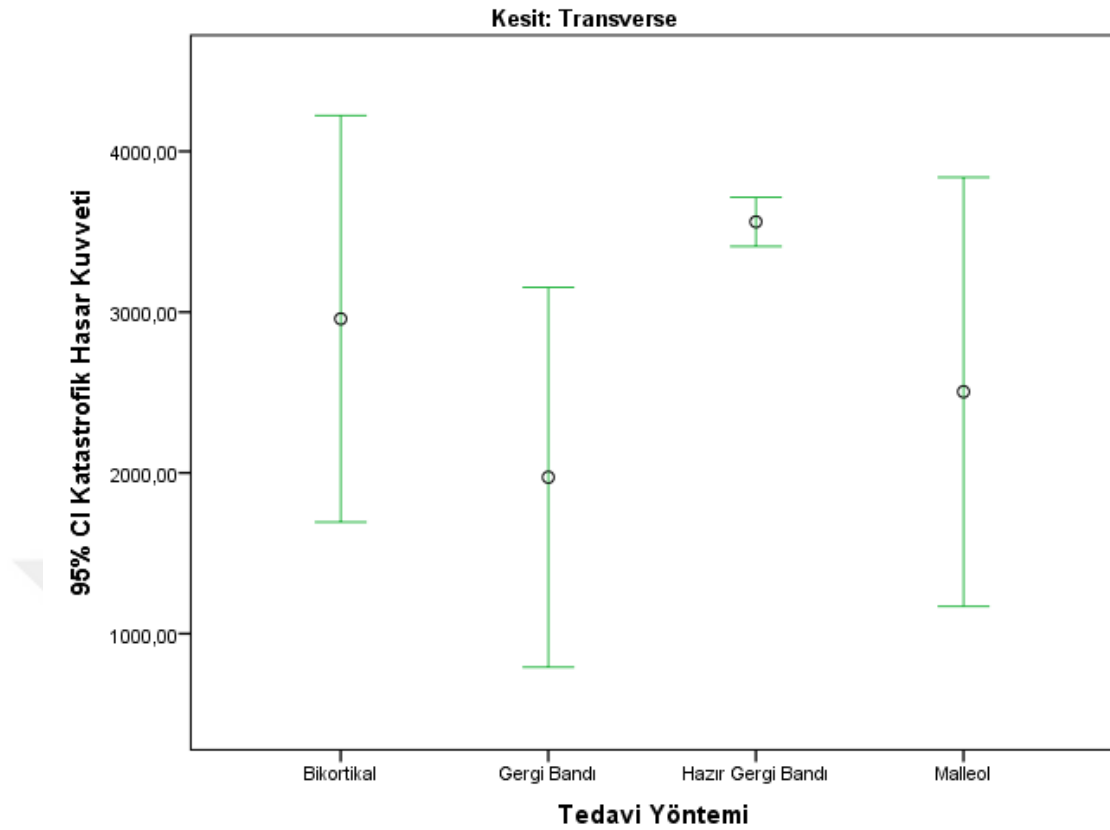
Şekil 4. 3.Gergi bandı yöntemi uygulanan kemiğe transvers kuvvet uygulamasının sonuçları



Şekil 4. 4. Hazır gergi bandı sistemi yöntemi uygulanan kemiğe transvers kuvvet uygulamasının sonuçları



Şekil 4. 5. Malleol vidası yöntemi uygulanan kemiğe transvers kuvvet uygulamasının sonuçları

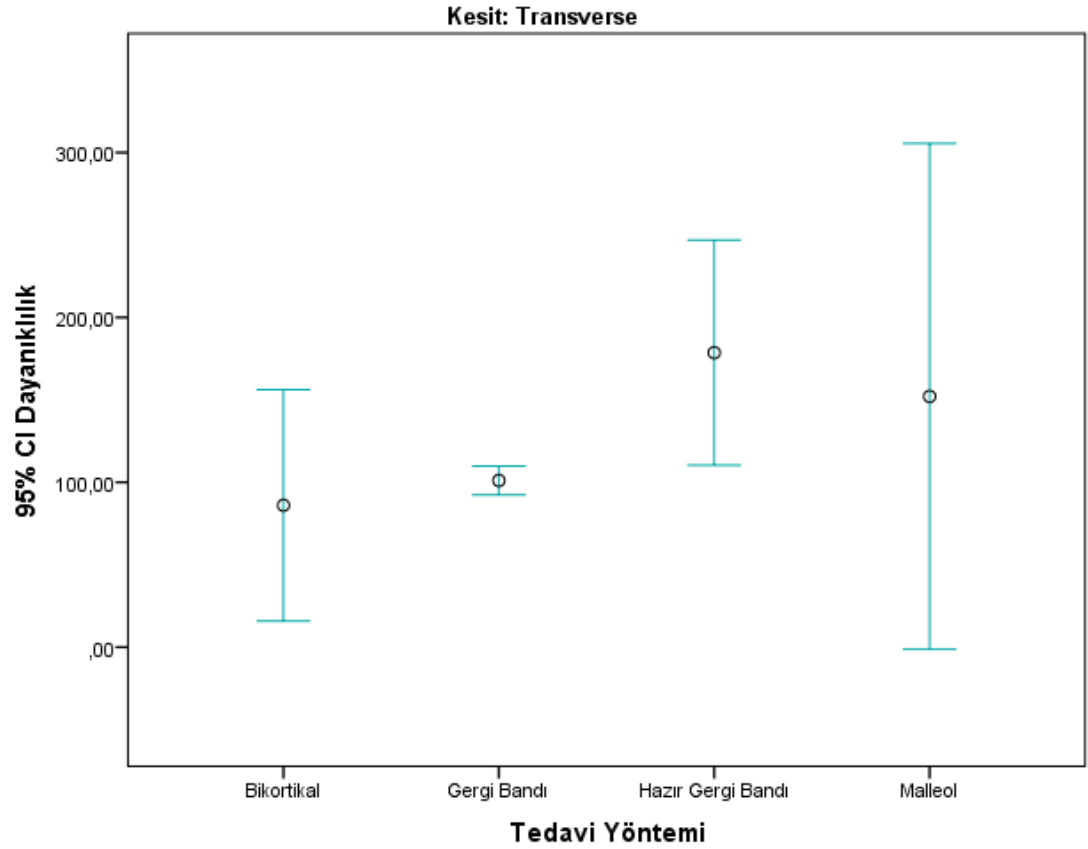


Şekil 4. 6. Transvers kesitte uygulanan kuvvette yöntemlerin katastrofik hasar kuvveti (error plot)

Buna göre ‘Hazır gergi bandı sistemi’ yöntemi diğer yöntemlere göre katastrofik yıkım kuvveti açısından ‘Bikortikal Vida’ yöntemine göre ortalama 603,5 N, ‘Gergi Bandı’ yöntemine göre 1589 N, ‘Malleol Vidası’ yöntemine göre ortalama 1057 N daha fazla kuvvete kadar dayanabilmiştir ve bu fark her üç yöntem karşısında anlamlı bulunmuştur (sırasıyla p: 0.026; 95% CI: 107.2-1099.7, p: 0.001; 95% CI: 1092.7-2085.2, p: 0,003; 95% CI: 560.7-1553.2) (Şekil 4.5) (Tablo 4.2).

Tablo 4. 2. Hazır gergi bandı sistemi Yönteminin Katastrofik Yıkım Kuvveti Açısından Diğer Yöntemlerle İlişkisi

Tedavi Yöntemi		Ortalama Farkı	p	95% CI
Hazır gergi bandı sistemi	Bikortikal Vida	603,5	0,026	107,2-1099,7
	Gergi Bandı	1589,0	0,001	1092,7-2085,2
	Malleol Vidası	1057,0	0,003	560,7-1553,2

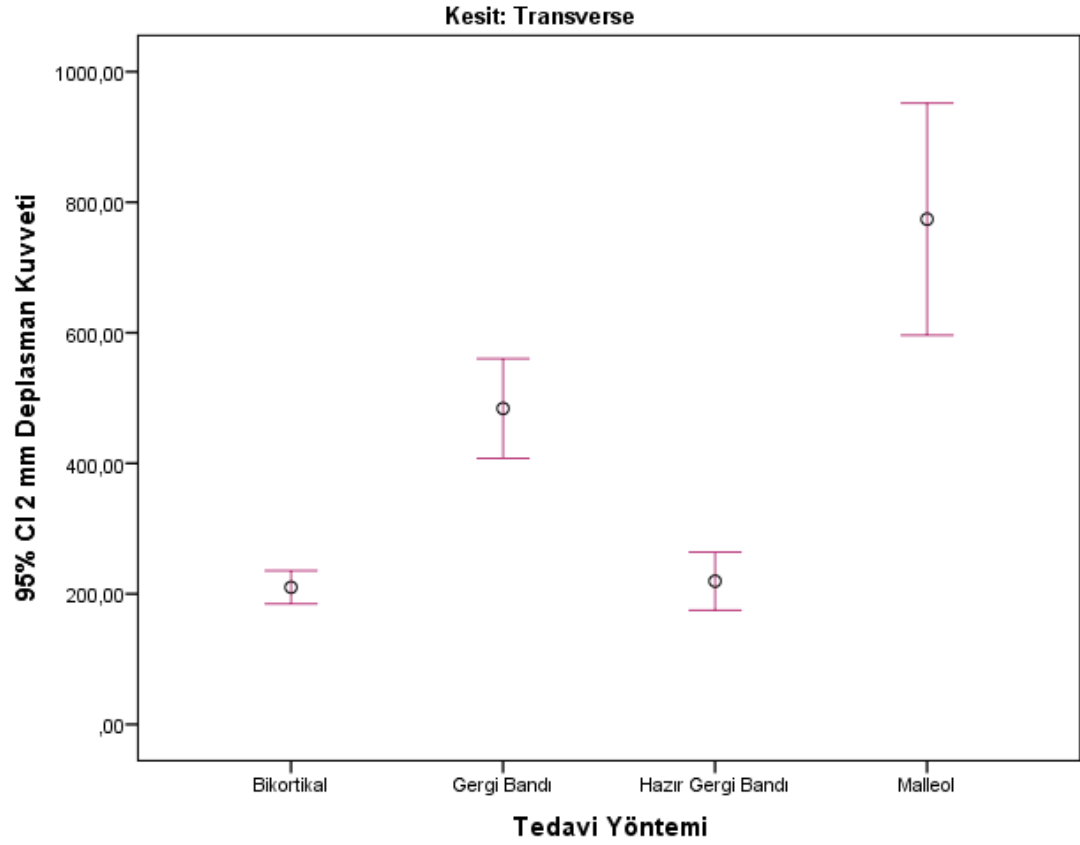


Şekil 4. 7. Transvers kesitte uygulanan kuvvette yöntemlerin dayanıklılığı (error plot)

Transvers uygulan kuvvette, yöntemler arasındaki dayanıklılık açısından oluşan fark post-hoc analizlerle incelendiğinde ‘Hazır gergi bandı sistemi’ yöntemi; ‘Bikortikal Vida’ yöntemine göre ortalama 92,6 N/mm, ‘Gergi Bandı’ yöntemine göre 77,5 N/mm, ‘Malleol Vidası’ yöntemine göre ortalama 26,5 N/mm daha fazla dayanıklı bulunmuştur ve bu fark Malleol Vidası yöntemi dışında anlamlı bulunmuştur (sırasıyla p: 0. 003; 95% CI: 51.3-133.8, p: 0. 005; 95% CI: 36.2-118.8, p: 0, 178; 95% CI: -14.7-67.8) (Şekil 4.6) (Tablo 4.3).

Tablo 4. 3. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin dayanıklılık açısından diğer yöntemlerle ilişkisi

Tedavi Yöntemi		Ortalama Farkı	p	95% CI
Hazır gergi bandı sistemi	Bikortikal Vida	92,6	0,003	51,3-133,8
	Gergi Bandı	77,5	0,005	36,2-118,8
	Malleol Vidası	26,5	0,178	-14,7-67,8



Şekil 4. 8. Transvers kesitte uygulanan kuvvette yöntemlerin 2 mm deplasman kuvveti (error plot)

Transvers uygulanan kuvvette, 2 mm deplasman kuvveti ile yöntemler arasındaki ilişki incelendiğinde ‘Hazır gergi bandı sistemi’ yöntemi ‘Gergi Bandı’ ve ‘Malleol Vidası’ yöntemlerine göre anlamlı bir şekilde düşük saptanırken (sırasıyla $p < 0.001$; 95% CI: -309,8- -219,1, $p < 0.001$; 95% CI: -599,8- -509,1), ‘Bikortikal Vida’ yöntemi ile arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p:0.829$; 95% CI: -35,8- 54,8)(Tablo 4.4)(Şekil 4.7).

Tablo 4. 4. Hazır gergi bandı sistemi Yönteminin 2 mm Deplasman Kuvveti Açısından Diğer Yöntemlerle İlişkisi

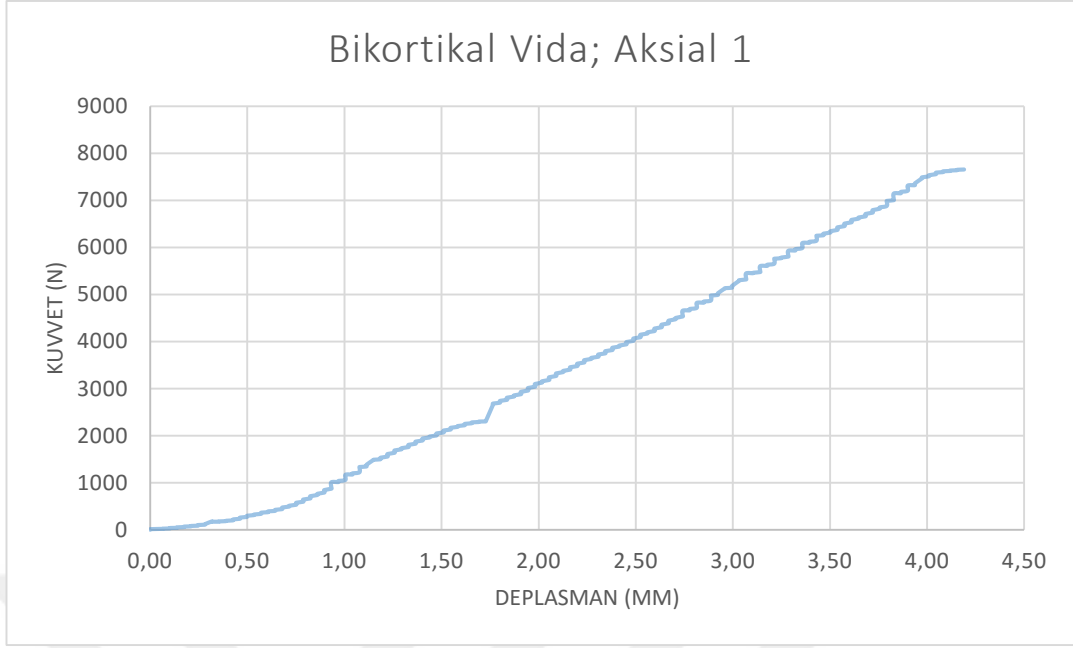
Tedavi Yöntemi		Ortalama Farkı	p	95% CI
Hazır gergi bandı sistemi	Bikortikal Vida	9,5	0,829	-35,8-54,8
	Gergi Bandı	-264,5	<0,001	-309,8- -219,1
	Malleol Vidası	-554,5	<0,001	-599,8- -509,1

Aksial kesitte uygulanan kuvvette, yöntemler arasında katastrofik hasar kuvveti, dayanıklılık ve 2 mm deplasman kuvveti parametrelerinin her birinde ANOVA testi ile yapılan analizlerde anlamlı bir fark saptanmıştır (Tablo 4.5).

Tablo 4. 5. Aksial Kesitte Uygulanan Kuvvete Göre Yöntemlerin Katastrofik Hasar Kuvveti, Dayanıklılık ve 2 mm Deplasman Kuvveti Arasındaki İlişkisi

Aksial Kuvvet	Ortalama	S.D.	S.E.	95% CI		Minimum	Maximum	p
Katastrofik Hasar, N	Bikortikal Vida	7638,5	29,0	20,5	7378,0 7899,0	7618,0	7659,0	<0,001
	Gergi Bandı	5830,5	184,6	130,5	4172,3 7488,7	5700,0	5961,0	
	Hazır gergi bandı sistemi	6384,0	445,5	315,0	2381,5 10386,5	6069,0	6699,0	
	Malleol Vidası	2245,0	134,4	95,0	1037,9 3452,1	2150,0	2340,0	
	Total	5524,5	2150,2	760,2	3726,9 7322,1	2150,0	7659,0	
Dayanıklılık, N/mm	Bikortikal Vida	1349,7	15,1	10,7	1213,9 1485,4	1339,0	1360,4	<0,001
	Gergi Bandı	1035,4	14,7	10,4	903,3 1167,5	1025,0	1045,8	
	Hazır gergi bandı sistemi	1709,3	78,7	55,7	1002,1 2416,6	1653,7	1765,0	
	Malleol Vidası	302,3	73,8	52,2	-361,0 965,7	250,1	354,6	
	Total	1099,2	555,5	196,4	634,8 1563,6	250,1	1765,0	
2 mm Deplasman, N	Bikortikal Vida	3058,5	96,9	68,5	2188,1 3928,9	2990,0	3127,0	<0,001
	Gergi Bandı	973,0	32,5	23,0	680,8 1265,2	950,0	996,0	
	Hazır gergi bandı sistemi	1129,0	83,4	59,0	379,3 1878,7	1070,0	1188,0	
	Malleol Vidası	659,0	7,1	5,0	595,5 722,5	654,0	664,0	
	Total	1454,9	1007,4	356,2	612,6 2297,1	654,0	3127,0	

Ayrıca yöntemlerin uygulan aksial kuvvet karşısındaki deplasman miktarını gösteren biyomekanik sonuçlar (Şekil 4.8-11)' de ayrıntılı bir şekilde gösterilmiştir.



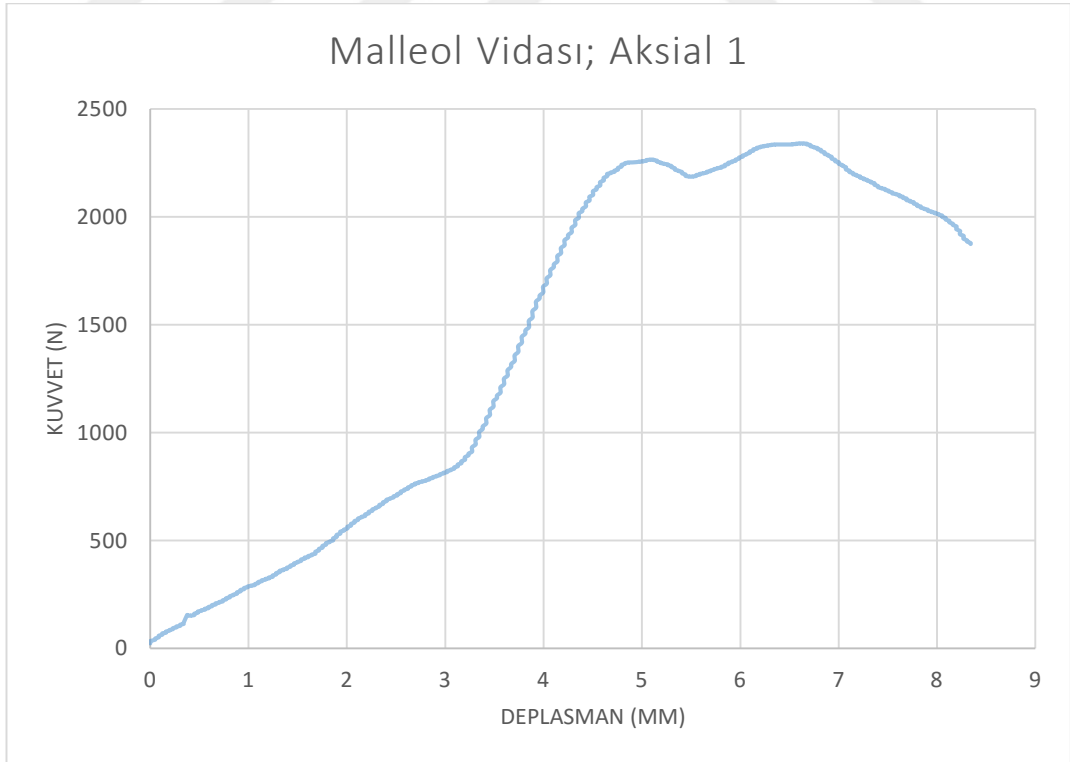
Şekil 4. 9. Bikortikal vida yöntemi uygulanan kemiğe aksial kuvvet uygulamasının sonuçları



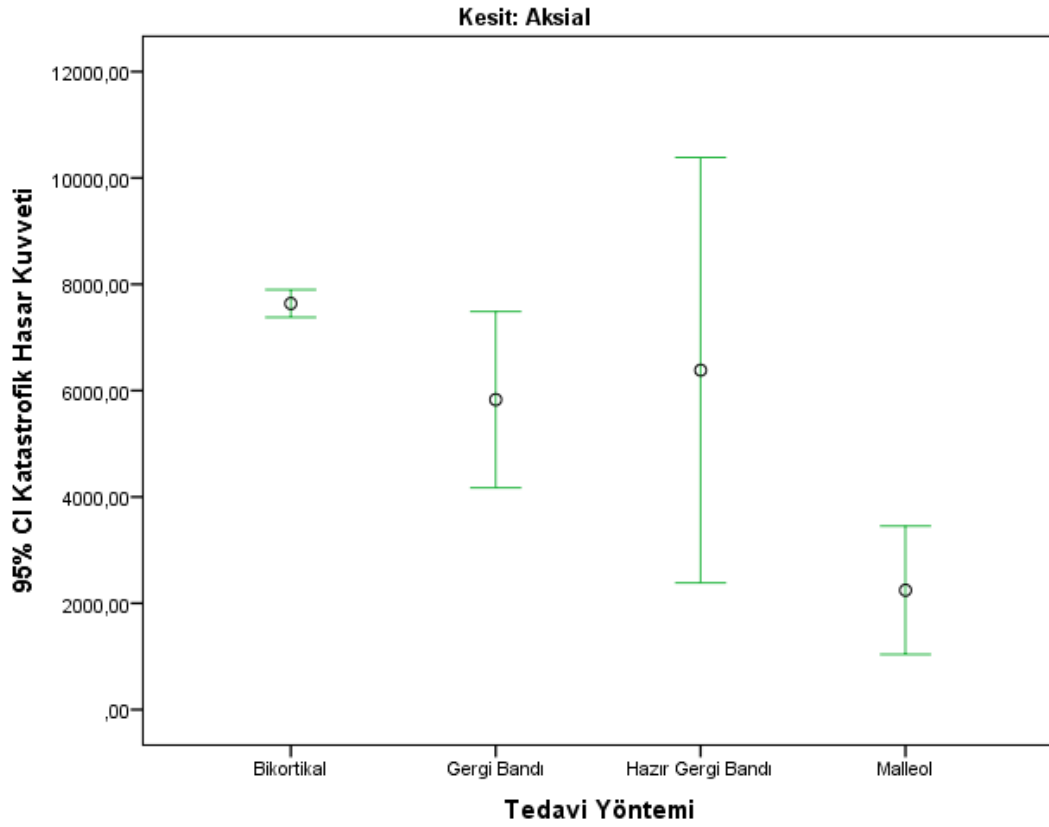
Şekil 4. 10. Gergi bandı yöntemi uygulanan kemiğe aksial kuvvet uygulamasının sonuçları



Şekil 4. 11. Hazır gergi bandı sistemi yöntemi uygulanan kemiğe aksial kuvvet uygulamasının sonuçları



Şekil 4. 12. Malleol vida yöntemi uygulanan kemiğe aksial kuvvet uygulamasının sonuçları

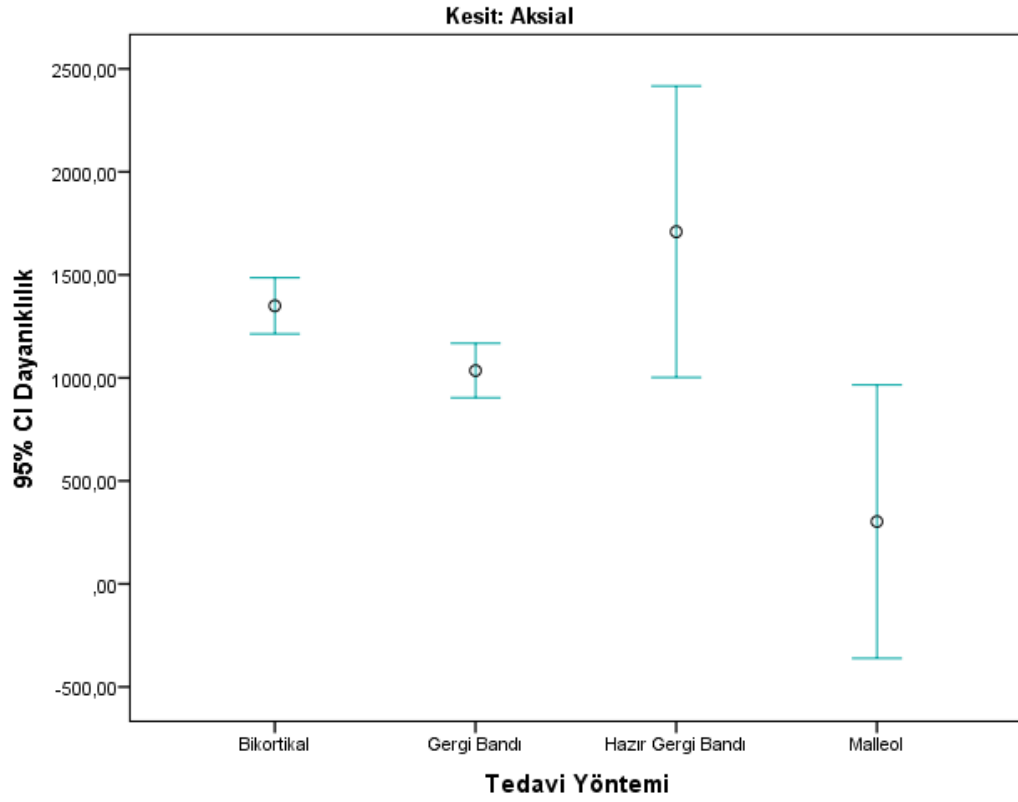


Şekil 4. 13. Aksial kesitte uygulanan kuvvette yöntemlerin katastrofik yıkım kuvveti (error plot)

Mevcut farkların hangi yöntemden kaynaklandığını saptamak için post-hoc analiz olarak Tukey testi kullanılmıştır. Buna göre ‘Hazır gergi bandı sistemi’ yöntemi diğer yöntemlere göre katastrofik yıkım kuvveti açısından ‘Bikortikal Vida’ yönteminden ortalama 1254,5 N daha düşük bir kuvvette katastrofik hasar görürken, ‘Gergi Bandı’ yöntemine göre ortalama 553,5 N, ‘Malleol Vidası’ yöntemine göre ortalama 4139 N daha fazla kuvvete kadar dayanabilmiştir. ‘Bikortikal Vida’ yöntemi ve ‘Malleol Vidası’ yöntemi arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur, ‘Gergi Bandı’ yöntemi ile arasında istatistiksel açıdan bir fark saptanamamıştır. (sırasıyla p: 0.025; 95% CI: -2275,1- -233,9, p: 0.263; 95% CI: -467,1-1574,1, p < 0.001; 95% CI: 3118,4-5159,6) (Şekil 4.12) (Tablo 4.6).

Tablo 4. 6. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin katastrofik hasar kuvveti açısından diğer yöntemlerle ilişkisi

Tedavi Yöntemi		Ortalama Farkı	p	95% CI
Hazır gergi bandı sistemi	Bikortikal Vida	-1254,5	0,025	-2275,1- -233,9
	Gergi Bandı	553,5	0,263	-467,1-1574,1
	Malleol Vidası	4139	<0,001	3118,4-5159,6

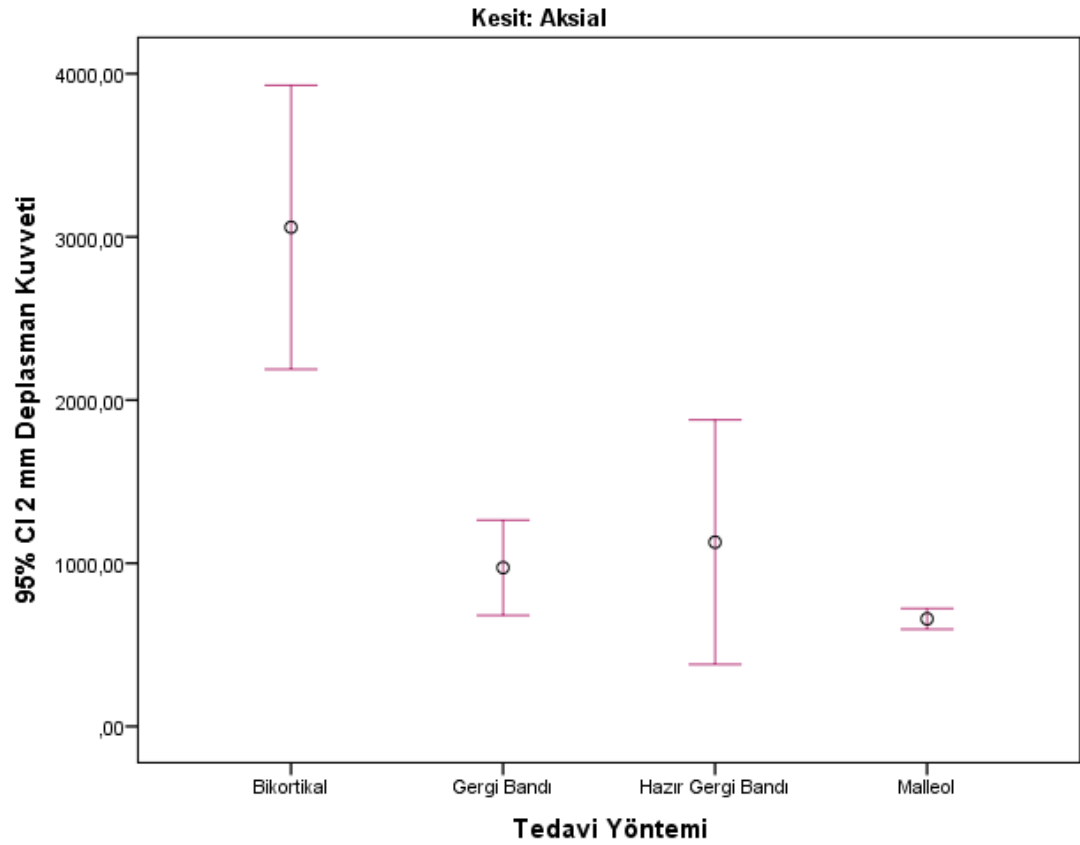


Şekil 4. 14. Aksial kesitte uygulananan kuvvette yöntemlerin dayanıklılığı (error plot)

Aksial uygulan kuvvette, yöntemler arasındaki dayanıklılık açısından oluşan fark post-hoc analizlerle incelendiğinde ‘Hazır gergi bandı sistemi’ yöntemi; ‘Bikortikal Vida’ yöntemine göre ortalama 359,6 N/mm, ‘Gergi Bandı’ yöntemine göre 673,9 N/mm, ‘Malleol Vidası’ yöntemine göre ortalama 1407 N/mm daha fazla dayanıklı bulunmuştur ve bu fark her üç yöntem karşısında anlamlı bulunmuştur (sırasıyla p: 0. 010; 95% CI: 135.8-583.5, p: 0. 001; 95% CI: 450.1-897.8, p< 0, 001; 95% CI: 1183.2-1630.8) (Şekil 4.13) (Tablo 4.7).

Tablo 4. 7. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin dayanıklılık açısından diğer yöntemlerle ilişkisi

Tedavi Yöntemi		Ortalama Farkı	p	95% CI
Hazır gergi bandı sistemi	Bikortikal Vida	359,6	0,010	135,8-583,5
	Gergi Bandı	673,9	0,001	450,1-897,8
	Malleol Vidası	1407	<0,001	1183,2-1630,8



Şekil 4. 15. Aksial kesitte uygulananan kuvvette yöntemlerin 2 mm deplasman kuvveti (error plot)

Aksial uygulanan kuvvette, 2 mm deplasman kuvveti ile yöntemler arasındaki ilişki incelendiğinde ‘Hazır gergi bandı sistemi’ yöntemi ‘Bikortikal Vida’ yöntemine göre anlamlı bir şekilde düşük saptanırken, ‘Gergi Bandı’ yöntemi ile arasında istatistiksel açıdan bir fark saptanamamıştır ve ‘Malleol Vidası’ yöntemine göre anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur. (sırasıyla $p < 0.001$; 95% CI: -2198.4- -1660.6, $p: 0.227$; 95% CI: -112.9-424.9; $p: 0.007$; 95% CI: 201.1-738.9 (Şekil 4.14) (Tablo 4.8).

Tablo 4. 8. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin 2 mm deplasman açısından diğer yöntemlerle ilişkisi

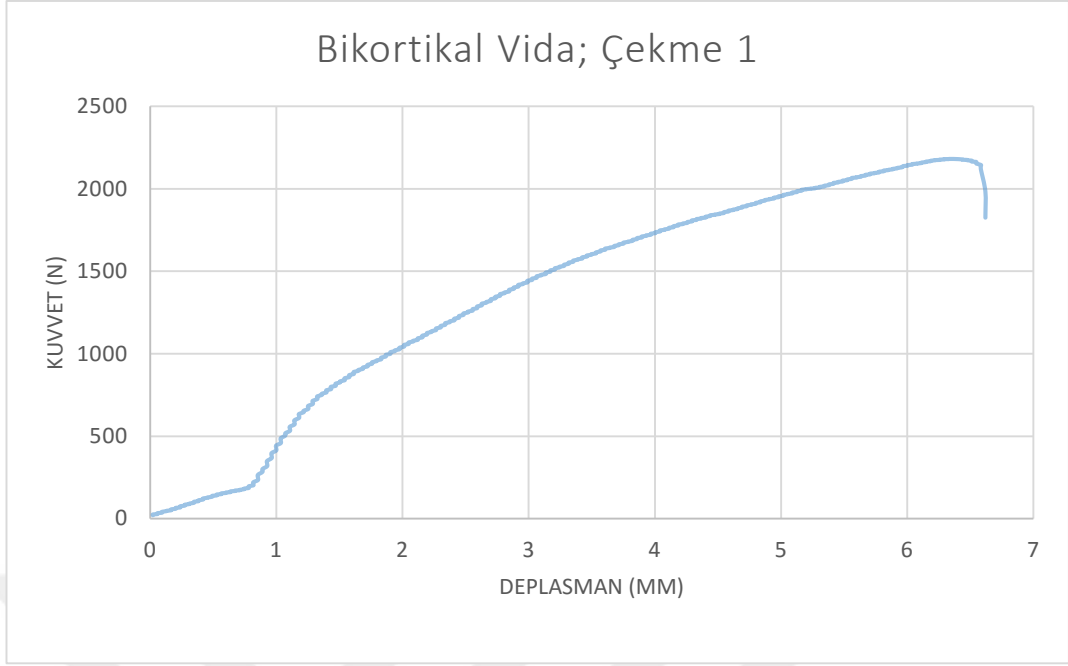
Tedavi Yöntemi		Ortalama Farkı	p	95% CI
Hazır gergi bandı sistemi	Bikortikal Vida	-1929,5	< 0,001	-2198,4- -1660,6
	Gergi Bandı	156	0,227	-112,9-424,9
	Malleol Vidası	470	0,007	201,1-738,9

Çekme ile uygulanan kuvvete göre, yöntemler arasında katastrofik hasar kuvveti ve 2 mm deplasman kuvveti parametrelerinin her birinde ANOVA testi ile yapılan analizlerde dayanıklılık dışında anlamlı bir ilişki saptanmıştır (Tablo 4.9).

Tablo 4. 9. Çekme ile uygulanan kuvvete göre yöntemlerin katastrofik hasar kuvveti, dayanıklılık ve 2 mm deplasman kuvveti arasındaki ilişkisi

	Çekme	Ortalama	S.D.	S.E.	95% CI	Minimum	Maximum	p
Katastrofik Hasar, N	Bikortikal Vida	2094,5	122,3	86,5	995,4 3193,6	2008	2181	0,013
	Gergi Bandı	1572	28,3	20	1318 1826,1	1552	1592	
	Hazır gergi bandı sistemi	1688	144,2	102	392 2984	1586	1790	
	Malleol Vidası	1236	181	128	-390,4 2862,4	1108	1364	
	Total	1647,6	342,7	121,2	1361 1934,2	1108	2181	
Dayanıklılık, N/mm	Bikortikal Vida	301,8	60,4	42,7	-240,9 844,5	259,1	344,6	0,112
	Gergi Bandı	199,8	51,5	36,4	-262,9 662,5	163,4	236,2	
	Hazır gergi bandı sistemi	117,4	86,3	61	-657,6 892,4	56,4	178,4	
	Malleol Vidası	285	35,3	25	-32,3 602,4	260,1	310	
	Total	226	91,4	32,3	149,6 302,4	56,4	344,6	
2 mm Deplasman, N	Bikortikal Vida	971,5	101,1	71,5	63 1880	900	1043	0,008
	Gergi Bandı	577	4,2	3	538,9 615,1	574	580	
	Hazır gergi bandı sistemi	795	52,3	37	324,9 1265,1	758	832	
	Malleol Vidası	486,5	87	61,5	-294,9 1267,9	425	548	
	Total	707,5	209,4	74	532,4 882,6	425	1043	

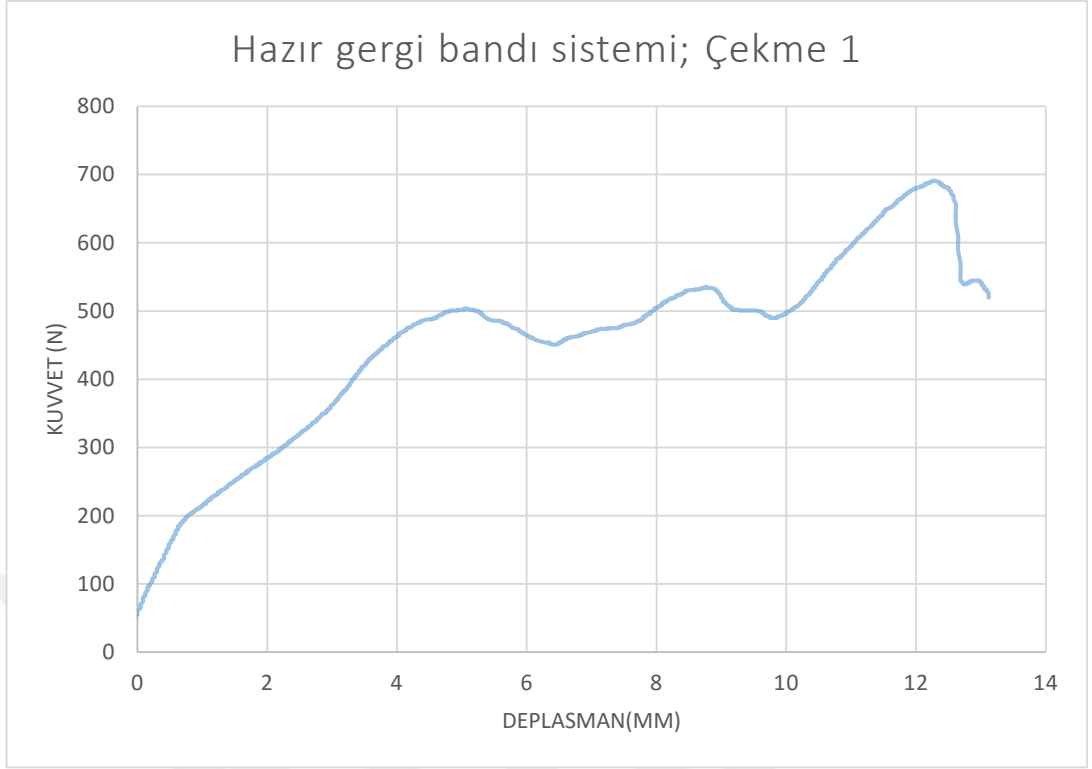
Ayrıca yöntemlerin uygulan çekme kuvveti karşısındaki deplasman miktarını gösteren biyomekanik sonuçlar (Şekil 4.12-15)' de ayrıntılı bir şekilde gösterilmiştir.



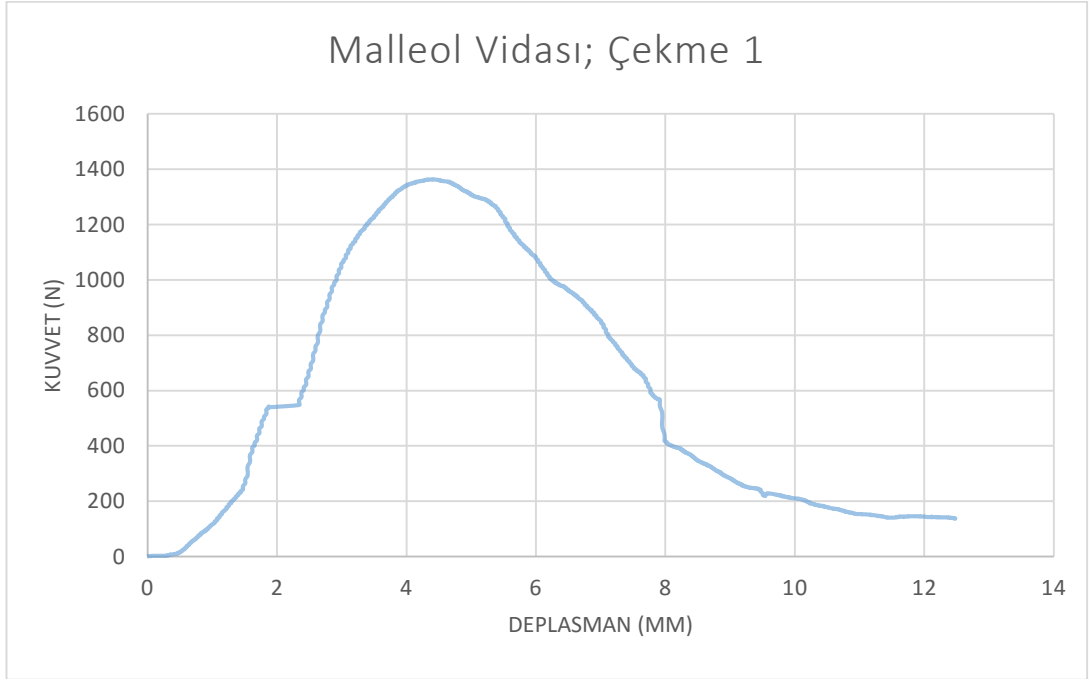
Şekil 4. 16. Bikortikal vida yöntemi uygulanan kemiğe çekme kuvveti uygulamasının sonuçları



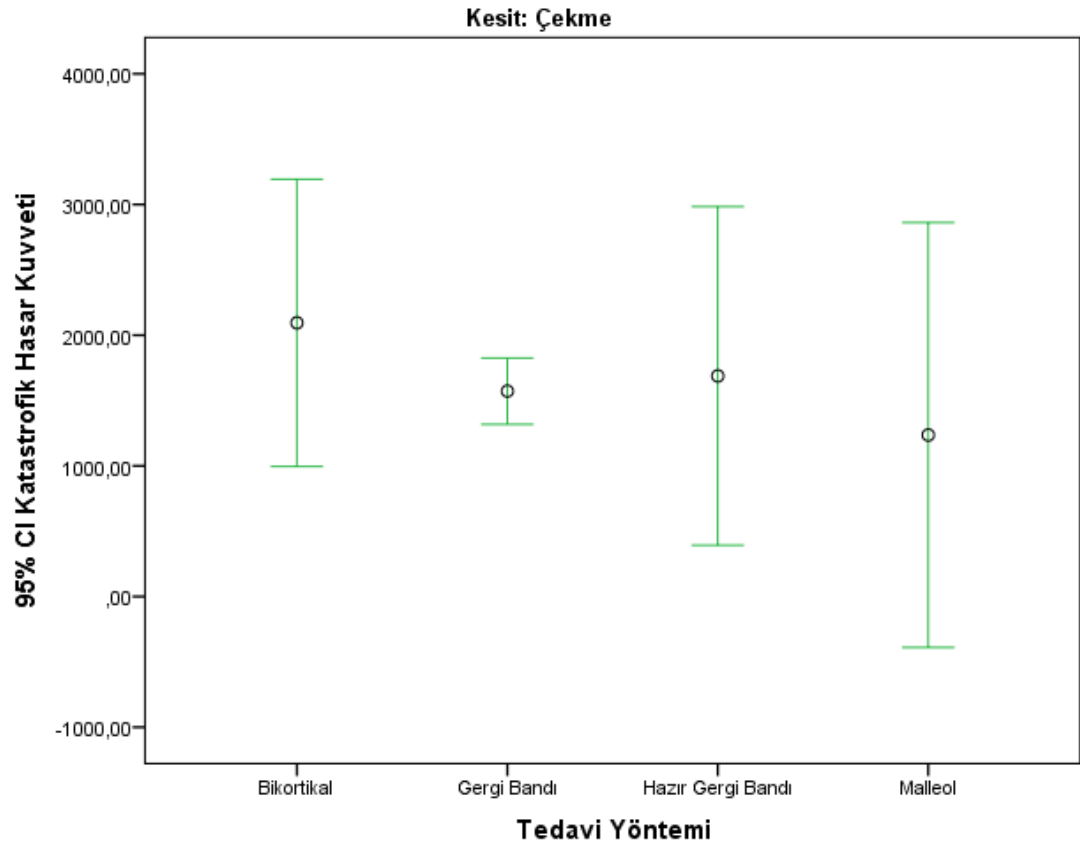
Şekil 4. 17. Gergi bandı yöntemi uygulanan kemiğe çekme kuvveti uygulamasının sonuçları



Şekil 4. 18. Hazır gergi bandı sistemi yöntemi uygulanan kemiğe çekme kuvveti uygulamasının sonuçları



Şekil 4. 19. Malleol vida yöntemi uygulanan kemiğe çekme kuvveti uygulamasının sonuçları

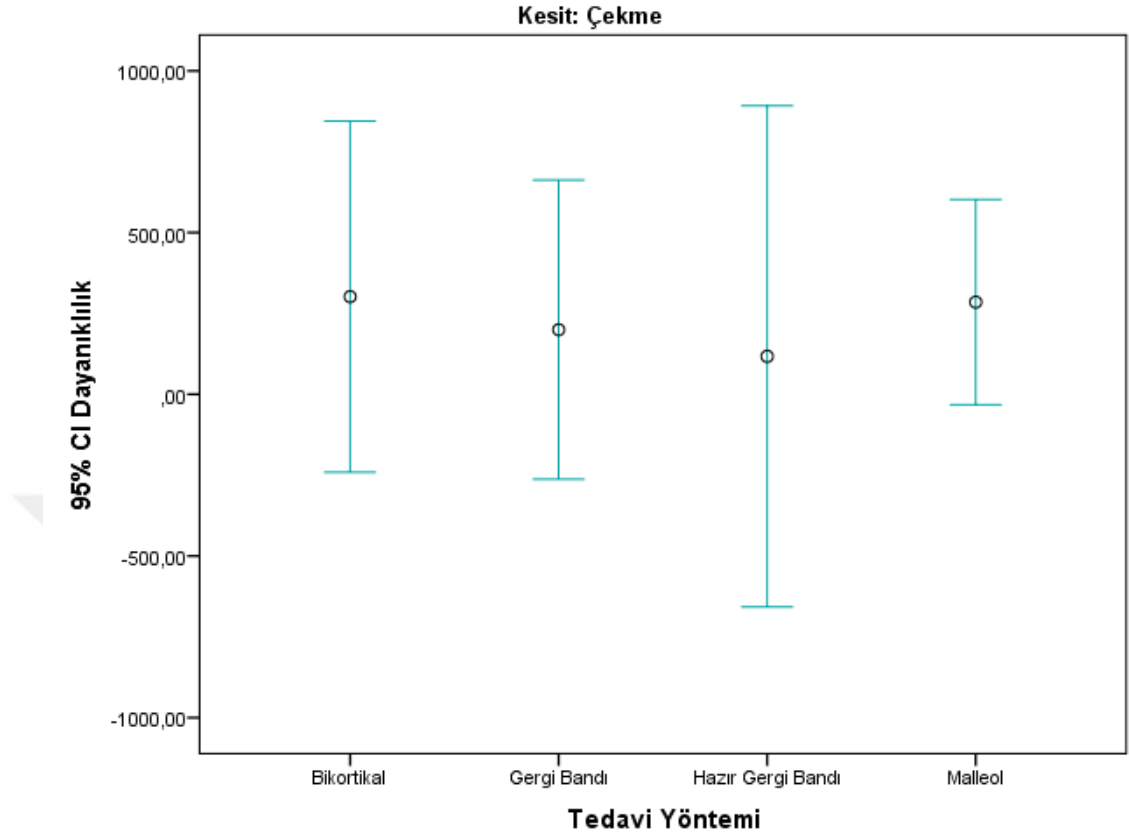


Şekil 4. 20. Çekme uygulanan kuvvette yöntemlerin katastrofik hasar kuvveti (error plot)

Mevcut ilişkinin ‘Hazır gergi bandı sistemi’ yönteminden kaynaklanmadığı yapılan post hoc analizlerle tespit edilmiştir. Çekme ile uygulanan kuvvete göre, ‘Hazır gergi bandı sistemi’ yöntemi; ‘Bikortikal Vida’ yöntemi; ‘Malleol Vidası’ yöntemi; ‘Gergi Bandı’ yöntemleri ile katastrofik hasar kuvveti, dayanıklılık ve 2 mm deplasman kuvveti arasındaki analizler aşağıdaki tablo ve şekillerde sunulmuştur (Tablo 4.10-12)(Şekil 4.19).

Tablo 4. 10. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin katastrofik hasar kuvveti açısından diğer yöntemlerle ilişkisi

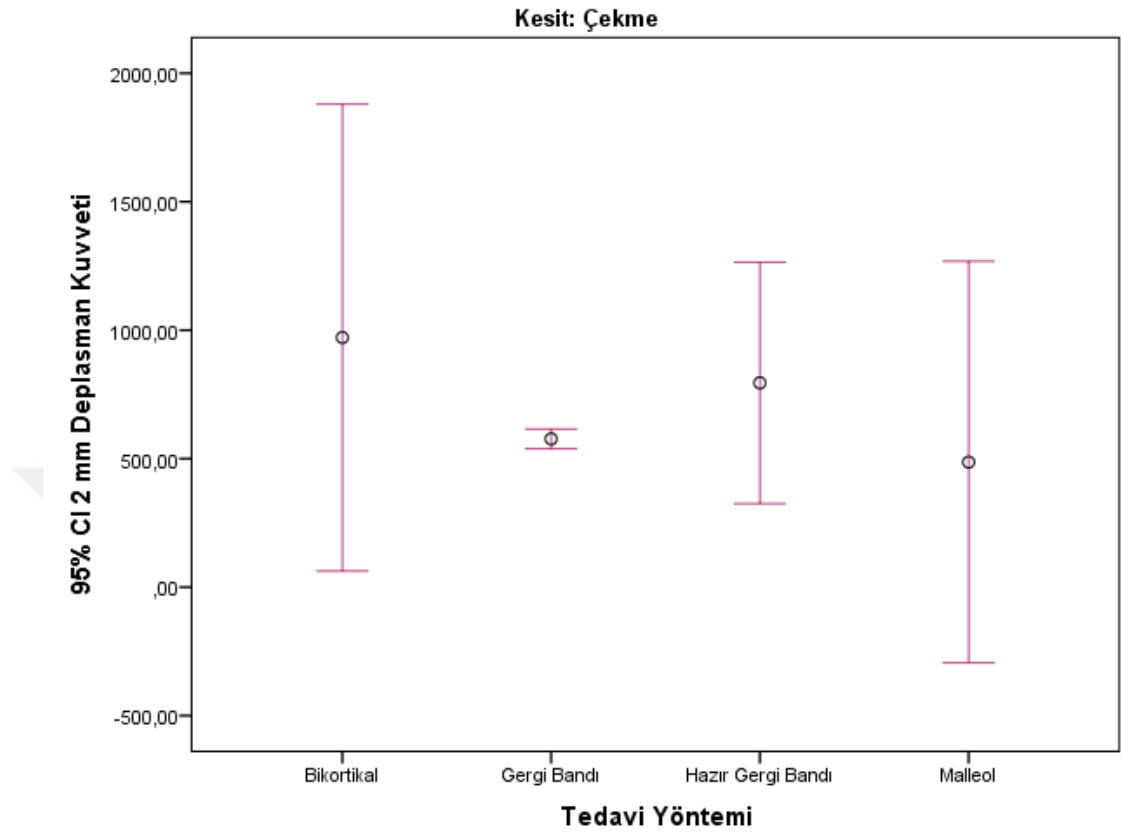
Tedavi Yöntemi		Ortalama Farkı	p	95% CI
Hazır gergi bandı sistemi	Bikortikal Vida	-406,5	0,115	-942,4-129,4
	Gergi Bandı	116	0,816	-419,9-651,9
	Malleol Vidası	452	0,085	-83,9-987,9



Şekil 4. 21. Çekme uygulanan kuvvette yöntemlerin dayanıklılığı (error plot)

Tablo 4. 11. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin dayanıklılık açısından diğer yöntemlerle ilişkisi

Tedavi Yöntemi		Ortalama Farkı	p	95% CI
Hazır gergi bandı sistemi	Bikortikal Vida	-184,4	0,123	-433,6-64,7
	Gergi Bandı	-82,3	0,586	-331,5-166,8
	Malleol Vidası	-167,6	0,159	-416,8-81,5



Şekil 4. 22. Çekme uygulanan kuvvette yöntemlerin 2 mm deplasman kuvveti (error plot)

Tablo 4. 12. Hazır gergi bandı sistemi Yönteminin 2 mm Deplasman Açısından Diğer Yöntemlerle İlişkisi

Tedavi Yöntemi		Ortalama Farkı	p	95% CI
Hazır gergi bandı sistemi	Bikortikal Vida	-176,5	0,206	-468,2-115,2
	Gergi Bandı	218,0	0,120	-73,7-509,7
	Malleol Vidası	308,5	0,042	16,7-600,2

5.TARTIŞMA

Fowler ve ark. yaptıkları medial malleol fiksasyonu için uygulanan çeşitli cerrahi teknikler sonrası ayak bileğinin biyomekanik özelliklerini değerlendirmek için transvers, aksiyal ve çekmeye karşı katastrofik hasar kuvveti, dayanıklılık ve 2 mm deplasman kuvveti parametrelerini incelemiştir (57). Bizim çalışmamızda cerrahi teknikler sonrası ayak bileğinin biyomekanik özellikleri incelenirken benzer parametreler ele alındı. Fowler ve ark.'nın çalışmasının sonuçları çalışmamız ile benzer özellikler göstermektedir.

Fowler ve ark. tarafından yapılan çalışmada cerrahi teknikler olarak malleol vidası, bikortikal vida, gergi yöntemi ve fiber tel yöntemi tedavisi sonrası bahsedilen parametreler incelenmiştir (57). Bizim çalışmamızda ise fiber tel yerine yeni bir tedavi yöntemi olan Hazır gergi bandı sistemi yöntemi diğer cerrahi teknikler ile karşılaştırılmıştır.

Literatürde bikortikal vida ve malleol vidası (unikortikal) tedavisi sonrası biyomekanik incelemesi yapılan çalışmalarda bikortikal vidanın çekilmeye karşı %24 daha fazla karşı koyduğu, eğilme eksenini için daha yüksek değerlere ihtiyaç olduğu ve maksimum yüklenmeye karşı daha fazla dayanıklılık gösterdiği ifade edilmiştir (58, 59). Eck ve ark. yaptıkları çalışmada bikortikal vida yönteminde çekilmeye karşı koyma kuvvetinin unikortikal vida yöntemine göre anlamlı derecede daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir (60). Fowler ve ark. ise bu iki cerrahi yöntemin aksiyel olarak uygulanan katastrofik hasar oluşturma kuvveti, dayanıklılık ve 2 mm deplasman yapmak için uygulanan kuvvetleri arasında anlamlı fark bulmamıştır. Bizim çalışmamızda da bikortikal vida ve unikortikal vida tedavi yöntemi sonrası istatistiksel fark saptanmamıştır. Ayrıca çalışmamızda aksiyel yüklenme açısından değerlendirildiğinde bu iki cerrahi yöntem ek olarak gergi bantı yöntemi ve hazır gergi bantı yöntemi de birlikte değerlendirilmiştir. Çalışmamızda katastrofik hasar oluşturma kuvveti açısından Fowler ve ark. yaptıkları çalışmaya benzer özellikte bikortikal vida yöntemi ve unikortikal vida yöntemi arasında belirgin fark saptanmamakla birlikte bikortikal vida yönteminin sadece gergi band yöntemine göre anlamlı derecede daha fazla kuvvet gerektirdiği saptanmıştır.

Çalışmamızda, Fowler ve ark.'nın yaptıkları çalışmadan farklı olarak bikortikal vida yönteminin aksiyel uygulanan kuvvet sonrası 2 mm deplasmanı için gerekli kuvvetin daha yüksek olduğu anlamlı saptanmıştır. Ayrıca çalışmamızda bikortikal vida yönteminde 2 mm deplasman için gerekli kuvvet Hazır gergi bandı sistemi ve gergi bandı kuvvetine göre anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır. Bunun yanında çalışmamızda Hazır gergi bandı sistemi yönteminin unikortikal vidaya göre istatistiksel olarak daha dayanıklı olduğu saptanmıştır. Fowler ve ark. ise bikortikal vida ile unikortikal vida yöntemi arasında dayanıklılık açısından fark olmadığını belirtmişlerdir (57).

Fowler ve ark.'nın yaptıkları çalışmada diğer bir sonuç aksiyel uygulamanın aksine transvers yüklenme durumunda katastrofik hasar kuvvetinin ve 2 mm deplasman kuvvetinin bikortikal vida yönteminde anlamlı olarak daha yüksek olduğudur. Dayanıklılık parametresinde ise istatistiksel olarak anlamlı fark gösterilmemiştir. Çalışmamızda ise transvers olarak yüklenme sonrası Hazır gergi bandı sistemi yönteminde katastrofik yıkım kuvveti için daha fazla kuvvet gerektiği anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Fowler ve ark.'nın yaptıkları çalışmaya benzer olarak bikortikal vida yöntemi için katastrofik yıkım kuvveti ortalama değeri unikortikal vida yöntemine göre daha anlamlı olarak yüksek bulunmuştur (57).

Dayanıklılık açısından incelendiğinde hazır gergi bantı yöntemi bikortikal vida yöntemi ve gergi bantı yöntemine göre anlamlı olarak daha dayanıklı saptanmıştır. Fowler ve ark. ise bikortikal vidanın unikortikal vidaya göre daha dayanıklı olduğunu saptamıştı (57).

Fowler ve ark. çekmeye karşı dayanıklılık açısından unikortikal vida yönteminin bikortikal vida yönteminin neredeyse %10'u kadar olduğunu belirtmiştir. Ancak çalışmamızda değerlendiren bu iki yöntemi de içeren tüm cerrahi teknikler sonrası dayanıklılık açısından fark saptanmamıştır. Hazır gergi bandı sisteminin diğer yöntemlerle katastrofik açıdan karşılaştırıldığında anlamlı bir fark saptanmazken, 2 mm deplasman kuvveti açısından değerlendirildiğinde sadece unikortikal (malleol) vidasına göre daha fazla yüksek değerde saptanmıştır.

Medial malleol kırıkları, izole veya bimalleor veya trimalleor kırıkların bir parçası olarak görülebilir. Literatürde temel yaklaşım kırık boyunca vidalar ile

fiksasyon yapılmasıdır. Nötralizan plakların vida yöntemi ile beraber kullanıldığında mekanik avantajları biyomedikal çalışmalarda gösterilmiştir (61, 62). Bu durumdan sadece bikortikal vida ile fiksasyon öneren çalışmaların aksine destekleyici tedavinin işlevselliği artırdığı sonucuna ulaşılmaktadır. Biz çalışmamızda izole olarak bikortikal yöntem ile unikortikal vida yöntemini, gergi bandını ve yeni bir uygulama olan Hazır gergi bandı sistemi yönteminin biyomekanik özelliklerini karşılaştırdık. Ayrıca diğer önemli bir nokta medial malleol kırıkları sonrası post-operatif ağrı nedeniyle bir çok hastanın rahatsızlık duyması, yumuşak doku zedelenmelerinin eşlik etmesi, hatta ağrı nedeniyle bikortikal vida gibi implantların çıkarılmak zorunda kalınması araştırmacıları farklı yöntemlere teşvik etmektedir (62, 63). Hazır gergi bandı sistemi yönteminin ileriki çalışmalar beraber bu alanda çalışan kişilere alternatif tedavi olabileceğini düşünmekteyiz.

Parker ve ark. medial malleol kırıkları sonrası fiksasyon için vida boyutlarını araştırdıkları biyomekanik özelliklerin incelendiği çalışmasında kısa boyutlu unikortikal vida ile uzun boyutlu bikortikal vidanın kemik yüzeyine aynı baskıyı ortaya çıkardığını belirtmektedir (64). Ayrıca osteoporotik hastalarda bikortikal ve unikortikal vida yönteminin avantajları ve sakıncaları çalışmalarda gösterilmiştir ve kemik yoğunluğunun düzeyine göre fiksasyonda sorun oluşturabileceği düşünülmektedir (64).

Bir çok yazar osteoporotik hastalarda ve küçük avülsiyon tarzı kırıklarda gergi bandı yönteminin daha kullanışlı olduğunu savunmaktadır (65-69). Fowler ve ark da bu çalışmalarla uyumlu olarak gergi bandı ve fiber tel yönteminin unikortikal vidaya göre daha dayanıklı ve sağlam olduğunu gösterirken bikortikal vidaya göre ise tam tersi bir durumun olduğunu çalışmalarında göstermişlerdir ve diğer çalışmalardan farklı olarak transvers ve oblik malleolusu içeren kırıklarda bikortikal vida yönteminin tercih edilmesi gerektiğini belirtmektedir (57).

Medial malleol kırıklarının tedavisinde kullanılan gergi bandı yönteminin özelliklerinin incelendiği bir çalışmada yazar, gergi bandı yönteminin mekanik özelliklerinin daha iyileştirilmesinden bahsetmiştir. Bu mekanik özellikleri ise daha güçlü ve daya dayanıklı olan, daha az irritasyon yapıcı etkisi olan, tutarsızlığın daha az olduğu ve kullanım kolaylığı olan bir yöntem olarak tariflemiştir (70). Çalışmamız

bu sebeple Hazır gergi bandı sistemi gibi yeni bir teknikle klasik gergi bandı tekniğini karşılaştırdığı için önemlidir. John Clyde ve ark. yazında önerdiği gibi klasik gergi bandı için eksiklerin giderilmesi, hastanın operasyon nedeniyle daha fazla acı çekmesinin veya tekrar operasyon yapılmasının önüne geçecektir (70). John Clyde ve ark. Bu çalışmada düğümsüz (knotless) gergi bandı'nın klasik gergi bandından daha üstün olduğunu belirtmiştir. Düğümsüz gergi bandı yöntemi ile tedavisi olanların ortalama dayanıklılığını ve katastrofik yıkım kuvveti için gerekli değeri daha yüksek bulmuştur. Ayrıca düğümsüz gergi bandının daha kolay kullanımının olduğundan, muhtemelen daha az irritasyon yaptığından ve operasyon süresinin daha kısa sürdüğünden bahsetmiştir. Bizim çalışmamızda Hazır gergi bandı sisteminin klasik gergi bandına göre dayanıklılık ve katastrofik yıkım kuvvetinin yüksek bulunması ile bu çalışma ile benzer sonuçlar göstermiştir. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin klasik gergi bandı yöntemi ile karşılaştırıldığı çalışmaların yapılması bu yöntemler sonrası biyomekanik özelliklerin, operasyon süresinin, kullanım kolaylığı derecesinin değerlendirilmesi ortopedistlere yol gösterecektir. Bu iki çalışmanın sonuçları klasik gergi bandı yönteminin geliştirilmesi gerektiğini düşündürmektedir.

Retrospektif yapılan çeşitli kurumların verilerinin incelendiği bir çalışmada malleol kırığı olan hastalar plak-vida yöntemi ile gergi bantı yöntemi yan etkileri özellikleri ile incelenmiştir. Operasyon sonrası bu iki teknik insizyon skarı ve AOFAS puanları açısından değerlendirilmiş. Gergi bandı yönteminde daha kısa insizyon yeri gerektiği bulunmuştur. İki grup için de AOFAS puanları mükemmel bulunmuştur (71). Her iki yöntemde başarılı sonuçlar elde edildiği göz önünde bulundurulduğunda, ucuz ve her yerde bulunan materyeller ile uygulanıyor olmasının gergi bandı yönteminin önemli avantajlarından olduğu ifade edilmiştir. Çetin ve ark. Ayrıca periostal dolaşımı daha az bozması, cerrahi alandaki cildin problemlili olduğu durumlarda daha az mekanik irritasyona neden olması, daha az insizyon gerektirmesi, vida gevşemesi gibi problemler ile karşılaşılması ve implant çıkarım gereksinimine daha az gereksinim duyulmasını gibi özellikleriyle gergi bandının vida-plak yöntemine tercih edilebileceğini belirtmiştir. Çalışmamızda AOFAS puanları ve insizyon skarı açısından değerlendirilmemesi çalışmamızın eksikliklerindendir. Çalışmamızda kullanılan hazır gergi bantı yöntemi dahil diğer tekniklerin AOFAS puanlarının

hesaplandığı çalışmaların yapılması operasyonların başarısı hakkında da bilgi verebilir (71).

Seyhan ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada ise ayak bileği kırıklarında ve medial malleol kırıklarının tedavisinde kullanılacak cerrahi yöntemlerden bahsederken küçük fragmanlı kırıklarda tel germe yöntemine başvurulabileceğini vurgulanmaktadır (72). Ek olarak yumuşak dokuların araya girmesinden sakınılarak tam bir anatomik redüksiyon yapılması gerektiği, önceden bahsedildiği gibi çoğu kırık için iki adet 4 mm kısmi kanüllü vidanın iyi bir çözüm olduğu bahsedilmektedir (72). Çalışmamız ülkemizde medial malleol kırıkları cerrahisinde kullanılacak değişik tür yöntemler hakkında bilgi vermesi ile ayrı bir yer tutmaktadır.

Michelson ve ark. malleol kırıklarının tedavisinin aksiyel yüklenme ile sağlamlaştığını belirtmektedir. Aksiyel olarak yüklenmeyi içeren çalışmada yürümenin basma fazında eklem birleşme yerinde büyük bir baskı olduğundan bahsetmektedir. Yürümenin salınım fazında ise deltoid ligamenti boyunca ayak bileği eklemine büyük baskı olabileceğini belirtmiştir (73).

Kupcha ve Pappas malleolusun hemen üzerinden inferiordan süperiora tibianın orta kısmına uzanan bikortikal vida ile fiksasyon yapan yeni bir cerrahi yöntem uygulamışlardır (74). Polard ve ark. yaptıkları çalışmada basınç altında yapılan 2 mm deplasman kuvvetinin daha yüksek olduğu saptanmıştır (75). Kupcha ve Pappas ise basınç yüklenmesi ile bikortikal vida yöntemi sonucu daha kuvvetli ve dayanıklı sonuçlar elde edilebileceğini belirtmişlerdir (74). Bu çalışma basınç yüklenmesi ile cerrahi tedavi sonuçlarının değişebileceğini göstermektedir. Fowler ve ark. ise yürümenin salınım fazında deltoid ligamenti boyunca uygulanan artan basınç yüklenmesini bikortikal vidaların malleolusu kırılmaya karşı koruduğunu savunmaktadır. Ek olarak Fowler ve ark. yaptıkları çalışmanın sonuçlarını göz önünde bulundurarak Bikortikal vida yapısının 2 mm deplasman kuvveti ve katastrofik yıkım oluşturma kuvvetlerinin yüksek olması nedeniyle daha sağlam olduğunu savunmaktadır (57).

Klinikte karşılaştığımız diğer bir sorun ise vida ile fiksasyonuna uygun olmayan avülsiyon tarzı kırıklardır. Bu tür kırıklarda gergi bandı yönteminin efektif bir tedavi olduğu belirtilmektedir (65-69). Ancak çalışmalarda tedavi sonrası hasta

memnuniyetsizliğin ve sekonder olarak cerrahi implantın çıkarılmasının gerekebildiğini belirten çalışmalarda mevcuttur (55, 65-69). Ostrum ve Litsky %15 hastada belirgin olarak implantlar dolayısıyla ağrı şikayetinde bulunduklarını belirtmiştir, başka bir araştırmacı grubu ise %13.6 oranında hastada implantın geri çıkarılması gerektiğini bildirmiştir (69). Fowler ve ark. fiber tel yöntemi kullanarak implantın geri çıkarılması için yapılacak ikinci cerrahi operasyonun ve yumuşak doku enfeksiyonu gibi komplikasyonların azalacağını savunmaktadır (57). Çalışmamızın eksiklerinden biri de operasyon sonrası oluşacak komplikasyonların değerlendirilmemesidir. Hazır gergi bandı sisteminin komplikasyonları azaltacağına dair bulgumuz olmamakla birlikte ileriki yapılacak araştırmalarda bu durum hakkında daha net bilgiler elde edilebilir.

Cleak ve ark. ile diğer birçok yazarın (65, 66, 76) kullandığı yeni bir cerrahi teknikte yöntemin dayanıklılığı dolayısıyla yumuşak doku ayrılmalarının daha az olduğu ve osteoporotik kemikte daha kopmaların daha az olduğu belirtilmiştir (68). Cerrahi tekniklerin sağladığı dayanıklılık ve güçlülük bu sebeple ayrıca önem kazanmaktadır. Fowler çalışmasında fiber telle (66, 67) yapılan yapının gergi bandı ile yapılan yapıya göre daha dayanıklı olmadığını belirtmiştir (57).

Medial malleol kırığı sonrası en uygun cerrahi tedaviye ulaşılmaya çalışılan kemik iyileşmesi için risk faktörü taşıyan bir grup hastada bikortikal fiksasyon yönteminin diğer cerrahi tedavilere alternatif bir tedavi olduğu belirtilmiş (77). Ayrıca bu çalışmada kırık kemiğin fiksasyonunda kemik kalitesinin öneminden bahsetmektedir. Fiksasyon sonrası kemik stabilitesinin sağlanması ve hastanın çabuk mobilizasyonu cerrahi teknik veya yapıya bakılmaksızın amaçlanmaktadır. Osteopeni veya osteoporoz, 55 yaş veya üzerinde, DM, son dönem böbrek yetmezliği, periferik arteriyel hastalığı, periferik nöropatisi ve güncel sigara kullanma öyküsü olan düşük kemik kalitesine sahip hastalarda ayak bileği kırıkları topluma göre daha duyarlıdır (78-82). Ayak bileği kırıklarına eşlik eden yukarıda bahsedilen komorbid durumlar cerrahi operasyonun sonuçlarını kötü etkilemekte, rehospitalizasyon, ek cerrahi operasyon gerektirmekte, uzun süreli hareketsizliğe sebep olmakta ve yaygın görülen bu hastalıklarda tedavi masraflarını arttırmaktadır (81, 83-85). Çalışma retrospektif yapılmış ve çalışmaya diğer cerrahi teknikler dahil edilmemiştir. Gergi bandı yöntemi ve Hazır gergi bandı sistemi gibi bikortikal vida yönteminden farklı yöntemlerin kemik

kalitesi düşük hastalarda sonuçları ve komplikasyonları ilgi uyandırmaktadır. Cerrahi tedavi sonrası oluşan yapının dayanıklılık ve kuvveti bu grup hastalarda araştırılmaya devam edilmelidir.

Bazı araştırmacılar da medial malleol kırıklarında sadece gergi bandı yöntemini önermektedir (65, 67, 69, 76, 86). Kanakis ve ark. Gergi bandı yönteminin sonuçlarının medial malleol kırık tedavilerinde neredeyse mükemmel olduğunu belirtmektedir (67). Başka bir araştırmacı da gergi bandı yöntemi ile 22 hastadan 21 inde tatmin edici sonuç aldıklarını çalışmalarında ifade etmişlerdir (65). Brent ve ark da 10 kadavrada yaptıkları çalışma sonrası osteoporotik hastalarda gergi bandı yöntemini önermişlerdir. Ayrıca bu çalışmada katastrofik hasar oluşturmak için gergi bandı yönteminde bikortikal vida yöntemine göre daha fazla kuvvet gerektiğini vurgulamıştır. Çalışmamız verileri ile değerlendirdiğimizde bu durum çalışmamız ile uyuşmamaktaydı. Ek olarak Brent ve ark. gergi bandı yönteminin hem fleksibilitesi hem de yerleştirilmesinin kolay olmasının önemli bir avantaj olduğunu belirtmiş, tüm avülsiyon kırıklarında yüksek sağlamlık sağladığını düşündüğünü ifade etmiştir.

Jennings ve ark. vida ile fiksasyon yönteminin yan etkilerini azaltmak ve uygulanabilirliğini artırmak için medial malleol kırıklarında basitleştirilmiş fiksasyon tekniğini önermiştir. Çalışmasında basitleştirilmiş cerrahi tekniğini ayrıntıları ile anlatmaktadır. Önerdiği basitleştirilmiş cerrahi yöntemin yumuşak doku ayrılmasını önleyeceği ve cerrahi maliyeti azaltacağını belirtmektedir. Literatürde hazır gergi bandı sisteminin güncel kullanılan sistemlerle ilgili bir karşılaştırma çalışması yoktur (87). Bu alanda yapılacak çalışmalarda bahsedilen cerrahi teknikleri içeren çalışmaların birlikte değerlendirilmesi teknikler arasındaki farkı saptamada faydalı olacaktır. Mekanik işlevselliğin artırılması için bikortikal tedavi yöntemi ile beraber veya izole olarak kullanılabilecek yöntemlerle yapılacak araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Çalışmamızın, cerrahi yöntemler sonrası işlevselliğin artırılmasında ve ileriki çalışmaları teşvik edici olarak faydalı olacağı düşünülmektedir. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin osteoporotik hastalarda etkinliği ve post operatif biyomekanik özellikleri ileride yapılacak çalışmalarda ortaya çıkacaktır.

Ülkemizde retrospektif yapılan diğer bir çalışmada malleol kemik kırıkları sonrası kırık oluş anından operasyon zamanına kadar geçen sürenin sonuçlar üzerinde

olumsuz etkili olduğunu ve instabil veya deplase ayak bileği kırığı olan olgularda iyi bir fonksiyonel sonuç elde edilebilmesi için mümkün olan en kısa sürede stabil cerrahi tesbitin gerektiğini belirtmektedir. Çalışmada AOFAS puanlama sistemine göre düşük skorlar elde edilen olgular geç ameliyat edilen ve ayak bileği kırıklı çıkışı olan hastalar ile pronasyon-dış rotasyon tipi kırığı olan hastalardı (88). Bu sonuçların aksine mevcut literatürde erken ve geç ameliyat edilen olgularda fonksiyonel olarak bir fark olmadığını bildiren yayınlar da mevcuttur (89). Çalışmamıza bu açıdan baktığımızda eldeki biomekanik verilerin, klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.



6.SONUÇ

1. Transvers kesitte uygulanan kuvvette Hazır gergi bandı sistemi yöntemi diğer üç yönteme (Bikortikal Vida, Malleol Vidası, Gergi Bandı) göre katastrofik hasar kuvveti açısından daha yüksek kuvvetlere dayanmıştır.

2. Transvers kesitte uygulanan kuvvette Hazır gergi bandı sistemi yöntemi diğer üç yönteme göre daha dayanıklı bulunmuştur.

3. Transvers kesitte uygulanan kuvvette Hazır gergi bandı sistemi yöntemi diğer üç yönteme göre 2 mm deplasman kuvveti açısından bir fark bulunamamıştır.

4. Medial malleol kırıklarında sık görülen mekanizmalardan biri olan tranvers kesitteki kuvvetlerde yöntemimiz biyomekanik olarak diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında başarılı bulunmuştur.

5. Aksial kesitte uygulanan kuvvette Hazır gergi bandı sistemi yöntemi diğer iki yönteme (Malleol Vidası, Gergi Bandı) göre katastrofik hasar kuvveti açısından daha yüksek kuvvetlere dayanmıştır.

6. Aksial kesitte uygulanan kuvvette Hazır gergi bandı sistemi yöntemi diğer üç yönteme göre daha dayanıklı bulunmuştur.

7. Aksial kesitte uygulanan kuvvette Hazır gergi bandı sistemi yöntemi diğer üç yönteme göre 2 mm deplasman kuvveti açısından bir fark bulunamamıştır.

8. Medial malleol kırıklarında aksial kesitteki kuvvetler en sık görülen mekanizmadır ve yöntemimiz biyomekanik olarak diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında Bikortikal Vida yöntemi dışında başarılı bulunmuştur.

9. Nadiren kırıklara neden olan Çekme kuvvetinde yöntemimiz ile diğer yöntemler arasında bir fark bulunamamıştır.

Çalışmamızdan genel olarak çıkarılacak sonuç kırık etiyojisine göre uygulanacak olan operatif tedavi yönteminin değişebileceği ve daha etkili sonuçlar vereceği yönündedir. Bu çalışma bir pilot çalışma olarak kabul edilebilir ve daha fazla kemik üzerinde yapılacak bir çalışmanın Hazır gergi bandı sisteminin başarısını daha net yansıtacağı düşünülmektedir. Çalışmamızın kısıtlılıklarından birisi yöntemlerin canlılar üzerinde değil kadavra hayvan kemikleri üzerinde yapılmasıdır

ve yöntemimizin kısa ve uzun vadede hastalar üzerinde sebep olabileceği komplikasyonlar dolayısıyla tespit edilememiştir. Ayrıca alışmamızdaki tüm cerrahi tekniklerin, şikayeti olan hastalarda fizyolojik olarak uygulanacak kuvvet ve baskıya göstereceği dayanıklılık değerlendirilmemiştir. Bunun için de hastalar üzerinde ayrı bir çalışma yapılması tavsiye edilmektedir.



7.KAYNAKLAR

1. Somford M, Wiegerinck J, Hoorneborg D, van den Bekerom M. Ankle Fracture Eponyms. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2013;95(24):e198.
2. Arıncı K. *Anatomi (Hareket Sistemi)*. 4 ed. Ankara: Öncü Basımevi; 2006. 71-222 p.
3. Ramsey PL, Hamilton W. Changes in tibiotalar area of contact caused by lateral talar shift. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1976;58(3):356-7.
4. Xu H, Liu L, Li X, Zhang D, Fu Z, Wang T, et al. Multicenter follow-up study of ankle fracture surgery. *Chinese medical journal*. 2012;125(4):574-8.
5. Gehr J, Friedl W. [Intramedullary locked fixation and compression nail (IP-XS-Nail): treatment of ankle joint fractures]. *Operative Orthopädie und Traumatologie*. 2006;18(2):155-70.
6. Breederveld R, Van Straaten J, Patka P, Van Mourik J. Immediate or delayed operative treatment of fractures of the ankle. *Injury*. 1988;19(6):436-8.
7. Arazı M. Bimalleoler Ayak Bileği Kırıkları. *Türkiye Klinikleri Journal of Surgical Medical Sciences*. 2007;3(39):72-5.
8. Linndsjö U. Operative treatment of ankle fracture dislocations. *Clin Orthopaed Relat Res*. 1985;199:28-38.
9. Michelson JD. Fractures about the ankle. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1995;77(1):142-52.
10. Kennedy J, Johnson S, Collins A, DalloVedova P, McManus W, Hynes D, et al. An evaluation of the Weber classification of ankle fractures. *Injury*. 1998;29(8):577-80.
11. Sadler TW. *Langman's medical embryology*: Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
12. Standring S, Ellis H, Healy J, Johnson D, Williams A, Collins P, et al. *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice*. *American Journal of Neuroradiology*. 2005;26(10):2703.
13. Greene WB. *Netter's Orthopaedics*. 1 ed. North Carolina: Elsevier Saunders; 2006.
14. Canale ST, Beaty JH. *Campbell's Operative Orthopaedics: Expert Consult Premium Edition-Enhanced Online Features*: Elsevier Health Sciences; 2012.
15. Morrey BF. Disorders of the Foot and Ankle: Medical and Surgical Management. *JAMA*. 1991;266(20):2909-.
16. Ferner H SJ. *Sobotta İnsan Anatomisi Atlası (Türkçe çeviri)*. 18 ed. İstanbul1985.
17. Uğurlu M, Bozkurt M, Demirkale I, Cömert A, Acar H, Tekdemir I. Anatomy of the lateral complex of the ankle joint in relation to peroneal tendons, distal fibula and talus: a cadaveric study. *Eklem hastalik cerrahisi*. 2010;21(3):153-8.
18. Ozan H. *Anatomi*. 2. baskı. Ankara: Klinisyen Tıp Kitapevleri. 2005:192-4.
19. Ekinçi Ş, Tekin L. Mekanik Nedenli Ayak ve Ayak Bilek Ağrıları. *TAF Preventive Medicine Bulletin*. 2011;10(3):339-42.
20. Thompson JC. *Netter's concise orthopaedic anatomy*: Elsevier Health Sciences; 2009.
21. Inman VT. *The joints of the ankle*: Williams & Wilkins; 1976.
22. Lundberg A, Svensson O, Nemeth G, Selvik G. The axis of rotation of the ankle joint. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*. 1989;71(1):94-9.
23. Hintermann B, Nigg BM. Influence of arthrodeses on kinematics of the axially loaded ankle complex during dorsiflexion/plantarflexion. *Foot & Ankle International*. 1995;16(10):633-6.
24. Yetkin H KU. Ayak ve Ayak Bileği Biyomekaniği. *Kas-İskelet Sistemi Biyomekaniği Cilt 2*. Adana2009. p. 1049-107.
25. Nordin M, Frankel VH. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
26. Mann RA, Haskell A. *Biomechanics of the foot and ankle*. *Surgery of the foot and ankle* 6th ed St Louis: Mosby. 1993;1993:29.
27. Bucholz RW. *Rockwood and Green's fractures in adults*: Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia; 2006.

28. Waterman BR, Owens BD, Davey S, Zacchilli MA, Belmont PJ. The epidemiology of ankle sprains in the United States. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2010;92(13):2279-84.
29. R. E. Ayak bileği yaralanmalarına genel bakış, bağ ve yumuşak doku yaralanmaları. Ayak ve ayak bileği sorunları. Ankara: Türkiye Rehabilitasyon Vakfı; 1997. p. 707-41.
30. De Palma AF. The management of fractures and dislocations: an atlas: Saunders; 1970.
31. Jahss MH. Disorders of the foot & ankle: medical and surgical management: Wb Saunders; 1991.
32. Leeds HC, Ehrlich MG. Instability of the distal tibiofibular syndesmosis after bimalleolar and trimalleolar ankle fractures. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1984;66(4):490-503.
33. Carr JB, Trafton P. Malleolar fractures and soft tissue injuries of the ankle. *Skeletal trauma: basic science, management, and reconstruction*. 2003;2:2307-74.
34. Michelson JD. Ankle fractures resulting from rotational injuries. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2003;11(6):403-12.
35. Atay T. Alt Ekstremité Kırıkları Ortopedi ve Spor Yaralanmaları Asistan Kitabı: Derman Yayıncılık; 2015.
36. Seyhan M. Ayak bileği çevresi kırıkları. *TOTBİD Dergisi*. 2013;12:153-8.
37. Greenspan A CM. Lower Limb 3: Ankle and Foot. In: Greenspan A, MW C, editors. *Orthopedic Imaging*. 4 ed. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins; 2004. p. 293-347.
38. Browner BD. *Skeletal trauma: basic science, management, and reconstruction*: Elsevier Health Sciences; 2009.
39. Hopkinson WJ, Pierre PS, Ryan JB, Wheeler JH. Syndesmosis sprains of the ankle. *Foot & Ankle International*. 1990;10(6):325-30.
40. JB. S. Ankle fractures with diastasis. *Instructional Course Lectures* 1990. 95-103 p.
41. Yablon IG, Heller F, Shouse L. The key role of the lateral malleolus in displaced fractures of the ankle. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1977;59(2):169-73.
42. Muthukumar T, Butt SH, Cassar-Pullicino VN, editors. Stress fractures and related disorders in foot and ankle: plain films, scintigraphy, CT, and MR Imaging. *Seminars in musculoskeletal radiology*; 2005.
43. Nezafati S, Javadrashid R, Rad S, Akrami S. Comparison of ultrasonography with submentovertex films and computed tomography scan in the diagnosis of zygomatic arch fractures. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
44. Geiderman JM, Katz D. General principles of orthopedic injuries. *Rosen's™ Emergency Medicine: Concepts and Clinical Practice* 7th ed Philadelphia, Pa: Mosby Elsevier. 2009.
45. Wakefield R, Gibbon W, Emery P. The current status of ultrasonography in rheumatology. *Rheumatology*. 1999;38(3):195-8.
46. Kane D, Grassi W, Sturrock R, Balint P. Musculoskeletal ultrasound—a state of the art review in rheumatology. Part 2: clinical indications for musculoskeletal ultrasound in rheumatology. *Rheumatology*. 2004;43(7):829-38.
47. Lin J, Jacobson JA, Fessell DP, Weadock WJ, Hayes CW. An illustrated tutorial of musculoskeletal sonography: part 2, upper extremity. *American journal of roentgenology*. 2000;175(4):1071-9.
48. Jacobson JA, editor *Musculoskeletal ultrasound and MRI: which do I choose?* *Seminars in musculoskeletal radiology*; 2005.
49. Jamadar DA, Robertson BL, Jacobson JA, Girish G, Sabb BJ, Jiang Y, et al. Musculoskeletal sonography: important imaging pitfalls. *American Journal of Roentgenology*. 2010;194(1):216-25.

50. Rotheray KR, Cattermole GN. Rosen's emergency medicine: concepts and clinical practice. LWW; 2010.
51. Pott P. Ankle Fractures. 2012.
52. Anna Ekman LB. Malleolar fractures. AOTrauma ORP2013.
53. Kerschbaumer F, Weise K, Wirth CJ. Operative Approaches in Orthopedic Surgery and Traumatology: Thieme; 2015.
54. Egol KA, Tejwani NC, Walsh MG, Capla EL, Koval KJ. Predictors of short-term functional outcome following ankle fracture surgery. The Journal of Bone & Joint Surgery. 2006;88(5):974-9.
55. Ahl T, Dalén N, Selvik G. Ankle Fractures: A Clinical and Roentgenographic Stereophotogrammetric Study. Clin Orthop Relat Res. 1989;245:246-55.
56. Marsh J, Saltzman CL. Ankle fractures. Rockwood and Green's fractures in adults. 2001;2:2148-247.
57. Fowler TT, Pugh KJ, Litsky AS, Taylor BC, French BG. Medial malleolar fractures: a biomechanical study of fixation techniques. Orthopedics. 2011;34(8):e349-55.
58. Collinge CA, Stern S, Cordes S, Lautenschlager EP. Mechanical properties of small fragment screws. Clin Orthop Relat Res. 2000;373:277-84.
59. Merk BR, Stern SH, Cordes S, Lautenschlager EP. A fatigue life analysis of small fragment screws. J Orthop Trauma. 2001;15(7):494-9.
60. Eck JC, Walker MP, Currier BL, Chen Q, Yaszemski MJ, An K-N. Biomechanical comparison of unicortical versus bicortical C1 lateral mass screw fixation. Journal of spinal disorders & techniques. 2007;20(7):505-8.
61. Dumigan RM, Bronson DG, Early JS. Analysis of fixation methods for vertical shear fractures of the medial malleolus. J Orthop Trauma. 2006;20(10):687-91.
62. Barnes H, Cannada LK, Watson JT. A clinical evaluation of alternative fixation techniques for medial malleolus fractures. Injury. 2014;45(9):1365-7.
63. Femino JE, Gruber BF, Karunakar MA. Safe zone for the placement of medial malleolar screws. The Journal of Bone & Joint Surgery. 2007;89(1):133-8.
64. Parker L, Garlick N, McCarthy I, Grechenig S, Grechenig W, Smitham P. Screw fixation of medial malleolar fractures A cadaveric biomechanical study challenging the current AO philosophy. Bone & Joint Journal. 2013;95(12):1662-6.
65. Georgiadis GM, White DB. Modified tension band wiring of medial malleolar ankle fractures. Foot & ankle international. 1995;16(2):64-8.
66. Johnson BA, Fallat LM. Comparison of tension band wire and cancellous bone screw fixation for medial malleolar fractures. The Journal of foot and ankle surgery. 1997;36(4):284-9.
67. Kanakis T, Papadakis E, Orfanos A, Andreadakis A, Xylouris E. Figure eight tension band in the treatment of fractures and pseudarthroses of the medial malleolus. Injury. 1990;21(6):393-7.
68. Cleak D, Dawson M, Phoenix O. Tension band wiring of avulsion fractures of the medial malleolus: a modified technique minimizing soft tissue injury. Injury. 1982;13(6):519-20.
69. Ostrum RF, Litsky AS. Tension band fixation of medial malleolus fractures. J Orthop Trauma. 1992;6(4):464-8.
70. Clyde J, Kosmopoulos V, Carpenter B. A biomechanical investigation of a knotless tension band in medial malleolar fracture models in composite Sawbones®. The Journal of Foot and Ankle Surgery. 2013;52(2):192-4.
71. Çetin I, Tecimel O, Akmeşe R, Fırat A, Tahta M, Bozkurt M. Danis-Weber Tip A ve B lateral malleol kırıklarında plak-vida ve gergi bandı tekniği sonuçlarının karşılaştırılması. Acta Orthop Traumatol Turc. 2013;47(1):27-31.
72. Seyhan M. Fractures around the ankle. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi. 2013;12(2):153-8.

73. Michelson JD, Hamel AJ, Buczek FL, Sharkey NA. Kinematic behavior of the ankle following malleolar fracture repair in a high-fidelity cadaver model. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2002;84(11):2029-38.
74. Kupcha P, Pappas S. Medial malleolar fixation with a bicortical screw: technique tip. *Foot Ankle Int*. 2008;29(11):1151-3.
75. Pollard JD, Deyhim A, Rigby RB, Dau N, King C, Fallat LM, et al. Comparison of pullout strength between 3.5-mm fully threaded, bicortical screws and 4.0-mm partially threaded, cancellous screws in the fixation of medial malleolar fractures. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2010;49(3):248-52.
76. Skie MC, Ebraheim NA, Lee W, Randall K. Fracture of the anterior colliculus. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. 1995;38(4):642-7.
77. King CM, Cobb M, Collman DR, Lagaay PM, Pollard JD. Bicortical fixation of medial malleolar fractures: a review of 23 cases at risk for complicated bone healing. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2012;51(1):39-44.
78. Ali M, McLaren C, Rouholamin E, O'Connor B. Ankle fractures in the elderly: nonoperative or operative treatment. *Journal of orthopaedic trauma*. 1987;1(4):275-80.
79. Strauss EJ, Egol KA. The management of ankle fractures in the elderly. *Injury*. 2007;38(3):2-9.
80. Kannus P, Palvanen M, Niemi S, Parkkari J, Jrvinen M. Increasing number and incidence of low-trauma ankle fractures in elderly people: Finnish statistics during 1970–2000 and projections for the future. *Bone*. 2002;31(3):430-3.
81. Koval KJ, Zhou W, Sparks MJ, Cantu RV, Hecht P, Lurie J. Complications after ankle fracture in elderly patients. *Foot & ankle international*. 2007;28(12):1249-55.
82. Valtola A, Honkanen R, Kröger H, Tuppurainen M, Saarikoski S, Alhava E. Lifestyle and other factors predict ankle fractures in perimenopausal women: a population-based prospective cohort study. *Bone*. 2002;30(1):238-42.
83. Anderson SA, Li X, Franklin P, Wixted JJ. Ankle fractures in the elderly: initial and long-term outcomes. *Foot & ankle international*. 2008;29(12):1184-8.
84. Srinivasan C, Moran CG. Internal fixation of ankle fractures in the very elderly. *Injury*. 2001;32(7):559-63.
85. Beauchamp C, Clay N, Thexton P. Displaced ankle fractures in patients over 50 years of age. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*. 1983;65(3):329-32.
86. Parkinson D, Joseph R, Edelman R. Biomechanical principles of tension band wiring applied to fractures of the distal fibula and fifth metatarsal base. *The Journal of foot surgery*. 1987;27(2):149-56.
87. Jennings MM, Schuberth JM. Fixation of the medial malleolar fracture: a simplified technique. *The journal of Foot and Ankle Surgery*. 2008;47(4):368-71.
88. Öken Ö, Yıldırım A, Gülçek M, Ünal V, Demirel M, Turan S. Cerrahi olarak tedavi edilen malleol kırıklarında fonksiyonel sonuçların değerlendirilmesi. *FTR Bil Der - J PMR Sci*. 2006;9(1):11-6.
89. Tabak A, Günel U, Taşbaş B, Uçaner A, Ömeroğlu H, Biçimoğlu A. Ayak bileği kırıklarında uyguladığımız cerrahi tedavi ve sonuçları. *Artroplastik ve Artroskopik Cerrahi Dergisi*. 1999;10:165-9.

Şekil 2. 1. A.6. haftanın erken döneminde alt ekstremitte (ilk hyalin kıkırdak model). B,C. Sırasıyla 6. haftanın sonları ve 8. haftanın başları (tam kıkırdak model).....	3
Şekil 2. 2. Distal tibia ve fibulanın anterior ve posteriordan görünümü (1).....	5
Şekil 2. 3. Talusun üstten (solda) ve alttan (sağda) görünümü (4).....	5
Şekil 2. 4. Sağ bacak distali ve ayak ön bölümünün kasları(6).....	8
Şekil 2. 5. Sağ bacak distali ve ayak dorsali kaslarının lateralden görünüşü(6).....	9
Şekil 2. 6. Sağ bacak distali ve sağ ayağın medialden görünüşü (6).....	10
Şekil 2. 7. AO / OTA Ayak bileği kırık sınıflaması.....	15
Şekil 2. 8. Danis-Weber Sınıflandırması.....	16
Şekil 2. 9. Ayak bileği kırıklarında Lauge-Hansen sınıflandırması.....	18
Şekil 2. 10. Henderson sınıflandırması (5).....	19
Şekil 2. 11. Ön çekmece testi.....	21
Şekil 2. 12. Talar tilt testi.....	21
Şekil 2. 13. Ayak bileğinin AP görüntülenmesi (solda), Radyografik görüntüsü (sağda)	22
Şekil 2. 14. Ayak bileğinin lateral görüntülenmesi (solda), Radyografik görüntüsü (sağda)(1).....	23
Şekil 2. 15. Ayak bileğinin oblik radyografik görüntüsü	24
Şekil 2. 16. Ayak bileğinin Mortis radyografik görüntüsü	24
Şekil 2. 17. Tibiofibuler hat	25
Şekil 2. 18. Talokrural açısı (32)	25
Şekil 2. 19. Talar Tilt	26
Şekil 2. 20. Medial aralık (38)	26
Şekil 2. 21. Tibiofibuler örtüşme (overlap).....	27
Şekil 2. 22. Konservatif tedavi uygulanması.....	30
Şekil 2. 23. Medial malleol operasyonlarında insizyon yeri (3).....	31
Şekil 2. 24. Medial malleol kırıklarının cerrahi tedavi yöntemleri (2).....	31
Şekil 3. 4. Bikortikal vida yöntemi uygulanan kemiklere polietilen kalıp uygulanması.....	34
Şekil 3. 2. Gergi bandı yöntemi uygulanan kemiklere polietilen kalıp uygulanması.....	34
Şekil 3. 5. Bikortikal vida yöntemine çekme kuvveti uygulanması.....	35
Şekil 3. 4. Hazır gergi bandı sistemi yöntemine çekme kuvveti uygulanması.....	36
Şekil 3. 5. Bikortikal vida yöntemine transvers kuvvet uygulanması.....	36
Şekil 3. 6. Malleol vidası yöntemine transvers kuvvet uygulanması.....	37
Şekil 3. 7. Hazır gergi bandı sistemi yöntemine transvers kuvvet uygulanması.....	37
Şekil 3.8. Gergi bandı yöntemi uygulanan kemiğe aksiyel kuvvet uygulanması.....	38

Şekil 4. 1. Bikortikal vida yöntemi uygulanan kemiğe transvers kuvvet uygulamasının sonuçları	40
Şekil 4. 2. Gergi bandı yöntemi uygulanan kemiğe transvers kuvvet uygulamasının sonuçları	40
Şekil 4. 3. Hazır gergi bandı sistemi yöntemi uygulanan kemiğe transvers kuvvet uygulamasının sonuçları	41
Şekil 4. 4. Malleol vida yöntemi uygulanan kemiğe transvers kuvvet uygulamasının sonuçları	41
Şekil 4. 5. Transvers kesitte uygulanan kuvvette yöntemlerin katastrofik hasar kuvveti (error plot) ..	42
Şekil 4. 6. Transvers kesitte uygulanan kuvvette yöntemlerin dayanıklılığı (error plot)	43
Şekil 4. 7. Transvers kesitte uygulanan kuvvette yöntemlerin 2 mm deplasman kuvveti (error plot) .	44
Şekil 4. 8. Bikortikal vida yöntemi uygulanan kemiğe aksial kuvvet uygulamasının sonuçları	46
Şekil 4. 9. Gergi bandı yöntemi uygulanan kemiğe aksial kuvvet uygulamasının sonuçları	46
Şekil 4. 10. Hazır gergi bandı sistemi yöntemi uygulanan kemiğe aksial kuvvet uygulamasının sonuçları	47
Şekil 4. 11. Malleol vida yöntemi uygulanan kemiğe aksial kuvvet uygulamasının sonuçları	47
Şekil 4. 12. Aksial kesitte uygulanan kuvvette yöntemlerin katastrofik yıkım kuvveti (error plot).....	48
Şekil 4. 13. Aksial kesitte uygulanan kuvvette yöntemlerin dayanıklılığı (error plot).....	49
Şekil 4. 14. Aksial kesitte uygulanan kuvvette yöntemlerin 2 mm deplasman kuvveti (error plot).....	50
Şekil 4. 15. Bikortikal vida yöntemi uygulanan kemiğe çekme kuvveti uygulamasının sonuçları	52
Şekil 4. 16. Gergi bandı yöntemi uygulanan kemiğe çekme kuvveti uygulamasının sonuçları	52
Şekil 4. 17. Hazır gergi bandı sistemi yöntemi uygulanan kemiğe çekme kuvveti uygulamasının sonuçları	53
Şekil 4. 18. Malleol vida yöntemi uygulanan kemiğe çekme kuvveti uygulamasının sonuçları	53
Şekil 4. 19. Çekme uygulanan kuvvette yöntemlerin katastrofik hasar kuvveti (error plot).....	54
Şekil 4. 20. Çekme uygulanan kuvvette yöntemlerin dayanıklılığı (error plot)	55
Şekil 4. 21. Çekme uygulanan kuvvette yöntemlerin 2 mm deplasman kuvveti (error plot)	56

TABLÖLAR

Tablo No:

Sayfa No:

Tablo 2. 1. AO/ OTA Ayak bileği kırık sınıflaması (40).....	16
Tablo 4. 1. Transvers kesitte uygulanan kuvvete göre yöntemlerin katastrofik hasar kuvveti, dayanıklılık ve 2 mm deplasman kuvveti arasındaki ilişkisi	39
Tablo 4. 2. Hazır gergi bandı sistemi Yönteminin Katastrofik Yıkım Kuvveti Açısından Diğer Yöntemlerle İlişkisi	42
Tablo 4. 3. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin dayanıklılık açısından diğer yöntemlerle ilişkisi ...	43
Tablo 4. 4. Hazır gergi bandı sistemi Yönteminin 2 mm Deplasman Kuvveti Açısından Diğer Yöntemlerle İlişkisi	44
Tablo 4. 5. Aksial Kesitte Uygulanan Kuvvete Göre Yöntemlerin Katastrofik Hasar Kuvveti, Dayanıklılık ve 2 mm Deplasman Kuvveti Arasındaki İlişkisi	45
Tablo 4. 6. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin katastrofik hasar kuvveti açısından diğer yöntemlerle ilişkisi	48
Tablo 4. 7. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin dayanıklılık açısından diğer yöntemlerle ilişkisi ...	49
Tablo 4. 8. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin 2 mm deplasman açısından diğer yöntemlerle ilişkisi	50
Tablo 4. 9. Çekme ile uygulanan kuvvete göre yöntemlerin katastrofik hasar kuvveti, dayanıklılık ve 2 mm deplasman kuvveti arasındaki ilişkisi	51
Tablo 4. 10. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin katastrofik hasar kuvveti açısından diğer yöntemlerle ilişkisi	54
Tablo 4. 11. Hazır gergi bandı sistemi yönteminin dayanıklılık açısından diğer yöntemlerle ilişkisi .	55
Tablo 4. 12. Hazır gergi bandı sistemi Yönteminin 2 mm Deplasman Açısından Diğer Yöntemlerle İlişkisi.....	56

KISALTMALAR TABLOSU

AITFL:	Anteroinferior tibiofibuler ligament
AO:	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
ASIF:	Association for the Study of Internal Fixation
AP:	Antero- posterior
ATFL:	Anterior talofibuler ligament
BT:	Bilgisayarlı Tomografi
CM:	Santimetre
CFL:	Kalkaneofibuler ligament
DIP:	Distal interfalangeal eklem
MRG:	Manyetik Rezonans Görüntüleme
M:	Metre
N:	Newton
OTA:	Orthopaedic Trauma Association
PIP:	Proksimal interfalangeal eklem
PITFL:	Posteroinferior tibiofibuler ligament
PTFL:	Posterior talofibuler ligament
SN:	Saniye
USG:	Ultrasonografi
TST:	Tıbbi Aletler San. Ve Tic. Ltd. Şti