T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

İLERİ YAŞ HASTALARDA FEMUR ÜST UÇ KIRIKLARINDA KULLANILAN MODÜLER AKSİYEL FİKSATÖR (MAF) MODELİNİN GELİŞTİRİLEREK STABİLİZE VE STANDARDİZE EDİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Dr. Mustafa İÇEN

Antalya, 2024

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

İLERİ YAŞ HASTALARDA FEMUR ÜST UÇ KIRIKLARINDA KULLANILAN MODÜLER AKSİYEL FİKSATÖR (MAF) MODELİNİN GELİŞTİRİLEREK STABİLİZE VE STANDARDİZE EDİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Dr. Mustafa İÇEN

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Hakan ÖZDEMİR

'Kaynak Gösterilerek Tezimden Yararlanılabilir'

Antalya, 2024

TEŞEKKÜR

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

Asistanlık sürecim boyunca her türlü bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan ve desteklerini her zaman hissettiren kıymetli hocalarım Prof. Dr. Mustafa ÜRGÜDEN'e, Prof. Dr. Haluk ÖZCANLI'ya, Doç. Dr. Tayyar Kürşat DABAK'a; asistanlığımın bir bölümünde birlikte çalışma fırsatı bulduğum Prof. Dr. Serdar TÜZÜNER'e, Prof. Dr. Yetkin SÖYÜNCÜ'ye, Prof. Dr. Mehmet Serhan ER'e, Doç. Dr. Osman CİVAN'a,

Gecelerimizi gündüzlerimize katarak birlikte çalıştığımız, tek yürek olup her türlü zorluğu birlikte aştığımız, yoğun asistanlık sürecime renk katan ve eğitimime katkıda bulunan, birlikte çalışma imkânı bulduğum tüm asistan arkadaşlarım ile beraber çalıştığımız hemşire, personel ve sekreter arkadaşlarıma,

Beni bu günlere getiren, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen ve bu amaç için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan; beni her daim özveriyle destekleyerek her şartta yanımda olan canım annem, babam ve kardeşlerime,

Desteğini ve sevgisini her zaman yanımda hissettiğim canım eşim Gülşah İÇEN'e,

En içten sevgi ve saygılarımla birlikte teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Simgeler ve Kısaltmalar Dizini **v**

Şekiller Dizini **vi**

Tablolar Dizini **x**

Grafikler Dizini **xi**

1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**

2. GENEL BİLGİLER **3**

2.1. Anatomi 3

2.2. Biyomekanik 8

2.3. Eksternal Fiksasyon 19

2.3.1. Tanım ve Tarihçe 19

2.3.2. Sınıflama 21

2.3.3. Eksternal Fiksatörlerin Biyomekaniği 23

2.3.4. Eksternal Fiksatörlerin Avantaj, Dezavantaj, Endikasyon ve Kontrendikasyonları 25

2.4. Modüler Aksiyel Fiksatör 32

3. GEREÇ VE YÖNTEM **35**

3.1. Üç Boyutlu Modelin Hazırlanması 35

3.2. Malzeme Özellikleri 38

3.3. Sınırlı Koşullar ve Ağ Yapısı 39

3.4. Fiksasyon Modelleri 41

4. BULGULAR 45

4.1. MAF-Femur Modelinde Maksimum Stres Dağılımının Analizi 45

4.2. MAF-Femur Modelinde Maksimum Yer Değiştirme Analiz Sonuçları 49

4.3. MAF-Femur Modelinde Malzeme Hasar Kriterleri 54

4.4. Schanz Çivi- Kemik Bileşkesindeki Stres Değerlerinin Dağılımı 56

4.5. Kırık Hattındaki Kayma Miktarları 58

4.6. Kırık Hattındaki ve Schanz Çivilerindeki Reaksiyon Kuvvet Miktarı 61

5. TARTIŞMA 63

6. SONUÇ 67

7. ÖZET 68

8. ABSTRACT 69

8. KAYNAKLAR 70

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

BMI	Body Mass Index
BT	Bilgisayarlı Tomografi
DHS	Dynamic Hip Screw
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FEA	Sonlu Elemanlar Analizi
HU	Hounsfielde Birimleri
LFSA	Lateral Femoral Sirkümfleks Arterin
MAF	Modüler Aksiyel Fiksatör
MFSA	Medial Femoral Sirkümfleks Arterin
MIMICS®	Materialize's Interactive Medical Image Control System
MPa	Megapaskal
N	Newton
W	Ward

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil		Sayfa
2.1.	Uyluk kemiği (Os femur) (Netter's Concise Atlas of Orthopaedic Anatomy 2001)	**3**
2.2.	Femur üst uç anatomik bölgeleri	**4**
2.3.	Proksimal femur-kollo-diafizer açı	**4**
2.4.	Normal femoral anteversiyon	**5**
2.5.	Femur proksimalindeki trabeküler yapı (W; Ward)	**5**
2.6.	Kalkar femoralenin transvers ve sagittal kesitleri	**6**
2.7.	Femur üst ucunun vasküler beslenmesi	**8**
2.8.	Bir cismin güç karşısındaki stres ve strain özellikleri	**9**
2.9.	Stres/strain eğrisi	**9**
2.10.	Yük/deformasyon eğrisi	**10**
2.11.	Bir maddenin tekrarlayan yüklerle oluşan yorulma eğrisi	**11**
2.12.	Travmaya maruz kalan bir kemiğe uygulanabilecek kuvvetler ve bu kuvvetlere yanıtı	**13**
2.13.	**A.-B.** Travmaya maruz kalan bir kemiğe uygulanabilecek kuvvetler ve bu kuvvetlere yanıtı	**15**
2.14.	Yürümenin fazları	**16**
2.15.	Tek ayak üzerinde durma sırasında kalçaya etkiyen kuvvetler	**17**

2.16.	Kalça eklemine etki eden kuvvetler (**A:** Çift ayak basarken **B:** Yürümenin temas fazında)	**18**
2.17.	Femur üst ucuna uygulanan implantların varus moment kolları	**19**
2.18.	Malgaigne'nin patella klempi	**20**
2.19.	**A.** Basit çivi fiksatörü	**22**
2.19.	**B.** Kelepçeli çivi fiksatörü	**22**
2.20.	Halka fiksatörler	**22**
2.21.	MAF modeli	**32**
2.22.	**A.** Trokanterik Modül, **B.** Çiftli Erkek Modül, **C.** Tekli Erkek Modül	**33**
3.1.	MIMICS® programında verilerden üç boyutlu model oluşturulması	**35**
3.2.	Femur modeline eklenmiş MAF modelinin tasarlanması	**36**
3.3.	Tasarlanan MAF modeli, schanz çivilerinin numaralandırılması ve tasarlanan kemik modeli	**36**
3.4.	Femur ve MAF modelinin mesh yapısı	**37**
3.5.	Femur ve MAF modelinin ön-arka mesh yapısı	**37**
3.6.	Femur modeli ve yüklenme kuvveti	**41**
3.7.	FEA'de vida modelleri	**41**
3.8.	Model 1	**42**
3.9.	Model 2	**42**

3.10.	Model 3	**43**
3.11.	Model 4	**43**
3.12.	Model 5	**44**
3.13.	Model 6	**44**
4.1.	Model 1 maksimum stres dağılımı	**46**
4.2.	Model 2 maksimum stres dağılımı	**47**
4.3.	Model 3 maksimum stres dağılımı	**47**
4.4.	Model 4 maksimum stres dağılımı	**48**
4.5.	Model 5 maksimum stres dağılımı	**48**
4.6.	Model 6 maksimum stres dağılımı	**49**
4.7.	Model 1 maksimum bileşke yer değiştirme	**51**
4.8.	Model 2 maksimum bileşke yer değiştirme	**51**
4.9.	Model 3 maksimum bileşke yer değiştirme	**52**
4.10.	Model 4 maksimum bileşke yer değiştirme	**52**
4.11.	Model 5 maksimum bileşke yer değiştirme	**53**
4.12.	Model 6 maksimum bileşke yer değiştirme	**53**
4.13.	Kırık hattındaki yer değiştirme miktarının şematize hali	**59**
4.14.	Stabil olmayan model 5'te yer değiştirme miktarı	**60**
4.15.	Rotasyon miktarları hesaplanırken kullanılan elipsoid alan	**60**

4.16. Stabil kırık modelinde reaksiyon kuvvetinin hesaplandığı kırık yüzey alanı **62**

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo		Sayfa
3.1.	Malzeme özellikleri	**39**
4.1.	MAF-femur modellerinde maksimum stres dağılımının analizi	**45**
4.2.	MAF-femur modellerinde maksimum bileşke deformasyon (yer değiştirme)	**50**
4.3.	MAF-femur modelinde malzeme hasar kriterleri	**55**
4.4.	Schanz çivi- kemik bileşkesindeki stres değerlerinin dağılımı	**56**
4.5.	Kırık hattındaki kayma miktarları	**59**
4.6.	Kırık hattındaki ve schanz çivilerindeki reaksiyon kuvvet miktarı	**61**

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik		Sayfa
4.1.	Maksimum stres dağılımı	**49**
4.2.	Maksimum bileşke yer değiştirme	**54**
4.3.	Çivi-kemik bileşkesinde kemik üzerindeki stres dağılımı	**57**
4.4.	Çivi-kemik bileşkesinde çivi üzerindeki stres dağılımı	**58**
4.5.	Kırık Hattındaki Kayma Miktarları	**60**

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Femur üst uç kırıkları vücuttaki tüm kırıkların %10'unu oluşturmaktadır. Genellikle 65 yaş üstü hastalarda görülmektedir. Doğrudan ya da dolaylı travmalarla görülse de genellikle predispozan faktör olarak osteoporoz görülmektedir (1-2).

Günümüzde hayat standartlarının yükselmesi ortalama yaşam süresini uzatmış, uzayan yaşam süresi osteoporotik kişi sayısını arttırmış ve dolayısıyla da osteoporotik yaşlı popülasyonundaki femur üst uç kırıkları ile daha sık karşılaşılır hale gelinmiştir (3). Günümüzde, tüm dünyada, yılda yaklaşık 1.5 milyon femur üst kırığı vakası görülürken, 2050 yılında bu sayının yıllık 5 milyona ulaşacağı tahmin edilmektedir (4).

İleri yaştaki hastalarda karşılaşılan femur üst uç kırıkları, hastaların sıklıkla kardiak, pulmoner, endokrin, üriner, nörolojik ve metabolik sorunlara bağlı olarak genel durumlarının bozulmuş olması sebebiyle yüksek oranda morbiditeye ve hatta ölüme neden olabilmektedir. Bu nedenle de söz konusu hasta grubunda cerrahinin kısa sürede ve minimal invaziv yöntemle yapılması yanında ameliyat ve sonrasında immobilizasyon süresinin kısaltılması son derece önemlidir (5). Bu amaca yönelik olarak, femur üst uç kırıklarının tedavisinde eksternal fiksatörlerin kullanımı 2000'li yılların başından itibaren gündeme gelmeye başlamıştır (6).

Modüler Aksiyel Fiksatör (MAF) femur üst uç kırıkları için dizayn edilmiştir ve 1996 yılından itibaren de özellikle yüksek cerrahi risk taşıyan hastaların stabil kırıklarında başarılı bir şekilde ve güvenle kullanılmaktadır (7, 8). 2006 yılında Yılmaz Önder tarafından gerçekleştirilen Sonlu eleman modelleme ve mekanik laboratuvar çalışmaları ile MAF sisteminin femur üst uç kırıklarının tedavisindeki etkinliği ortaya konulmuş ve kırık stabilizasyonunda etkin olan parametreler belirlenmiştir (9).

Bu çalışmanın amacı; stabil femur üst uç kırıklarının tedavisindeki etkinliği ortaya konmuş olan MAF sisteminin instabil femur üst uç kırıklarında da güvenle kullanılabilmesini sağlayacak şekilde revize edilmesi ve bu amaca yönelik standartların belirlenmesidir.

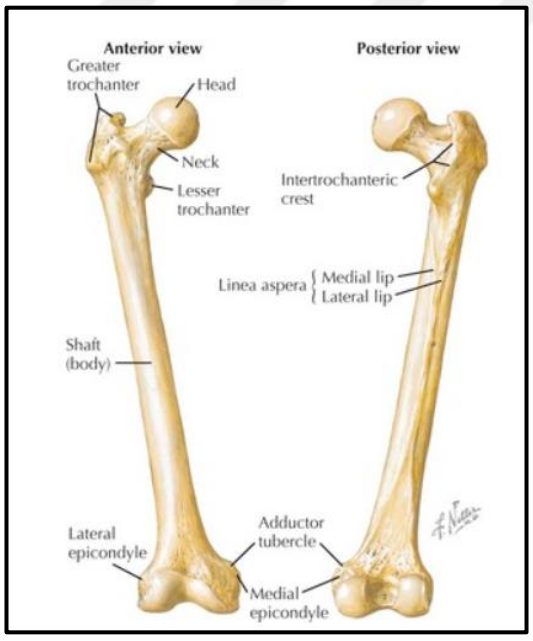
Bu amaç doğrultusunda, Sonlu elemanlar analizi (FEA) yöntemi kullanılarak daha stabil bir MAF modelinin tasarımı amaçlandı. Sonlu eleman analizi (FEA) yapıların stres analizini belirleyen bir mühendislik mekaniğidir (10). Ortopedi alanında ilk olarak 1972 yılında Brekelmans ve ark. tarafından kemiğin yük altındaki davranışı ve stres dağılımını araştırmak için kullanılmıştır (11). O tarihten beri kırık fiksasyon cihazları ve bunun dokularla olan etkileşimini, protez dizaynlarının yük dağılımlarını ve stres analizleri için yaygın olarak kullanılmaktadır. En ciddi avantajı ise maliyeti yüksek ve uzun sürelerde yapılacak olan çalışmaların gerçekliğe yakın, maliyeti düşük ve çok kısa zamanda yapılmasını sağlamaktır.

Önder tarafından gerçekleştirilen ve 2006 yılında yayınlanan çalışmada sistem stabilitesinin temininde etkinliği gösterilmiş olan dört parametre (bar uzunluğu, fonksiyonel çivi boyu, Schanz sayısı ve Schanz çivilerinin kırık hattına mesafesi) dikkate alınarak, sistemin stabilitesini arttırmak amaçlı yeni bir MAF modeli tasarlandı. YENİ MAF sistemi tasarlanırken, 2006 tarihli çalışmada bar uzunluğu, Schanz sayısı ve Schanz çivilerinin kemikteki konumu net olarak belirlenmiş olmakla birlikte, fonksiyonel çivi boyunun, özellikle şişman hastalarda, arzu edilen seviyeye indirilememiş olması dikkate alındı. Fonksiyonel çivi boyunu kısaltacak bir aparat eklenen YENİ MAF sistemi ile ulaşılmak istenen hedef; instabil femur üst uç kırıklarının da daha kısa anestezi süresi, daha kısa cerrahi süre, daha az kanama, daha kısa immobilizasyon süresi yanında daha az morbidite ve mortalite ile tedavisiydi.

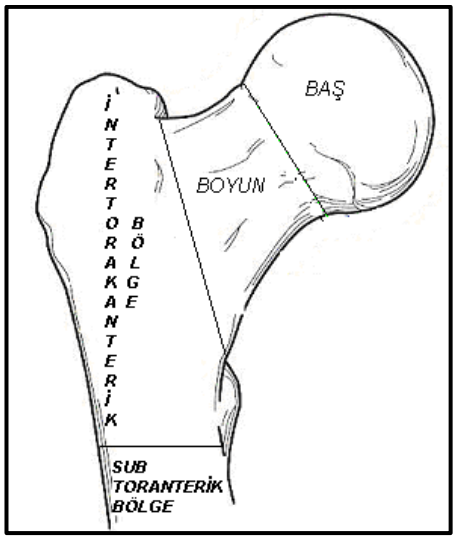
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Anatomi

Femur; kalça eklemi ile diz eklemi arasında bulunan insan vücudunun en kuvvetli ve en uzun kemiğidir (12). Femur ayakta dururken, koşarken ve yürürken vücudun ağırlığını destekler. Uzunluğu ortalama olarak insan vücudunun %26'sıdır (13). Proksimalde asetabulum, distalde tibia ile eklem yapar ve asetabulumdan aldığı yükü diz eklemi aracılığıyla tibiaya aktarır. Proksimal, cisim ve distal olmak üzere 3 bölümden oluşur. Proksimal bölge baş, boyun ve iki adet trokanter içerir. Trokanter minörün 5 cm distaline kadar ki bölüm proksimal olarak adlandırılır. Cisim bölgesi ise trokanter minör ve 5 cm distalinden başlayıp adduktör tüberkülün 5 cm proksimaline kadar uzanır. Distal bölgesi ise adduktör tüberkülün 5 cm proksimalinden başlayıp diz eklemine kadar uzanır (Şekil 2.1). Proksimal bölgesi kendi içerisinde baş, boyun, intertrokanterik ve subtrokanterik olmak üzere 4 bölgeye ayrılır (14) (Şekil 2.2).

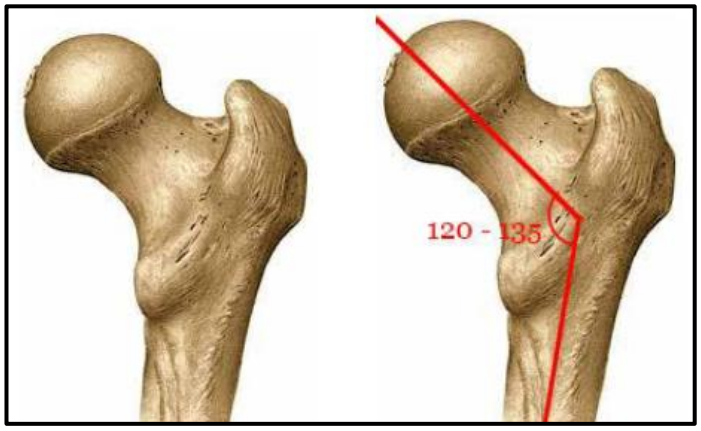


Şekil 2.1. Uyluk kemiği (Os femur) (Netter's Concise Atlas of Orthopaedic Anatomy 2001)

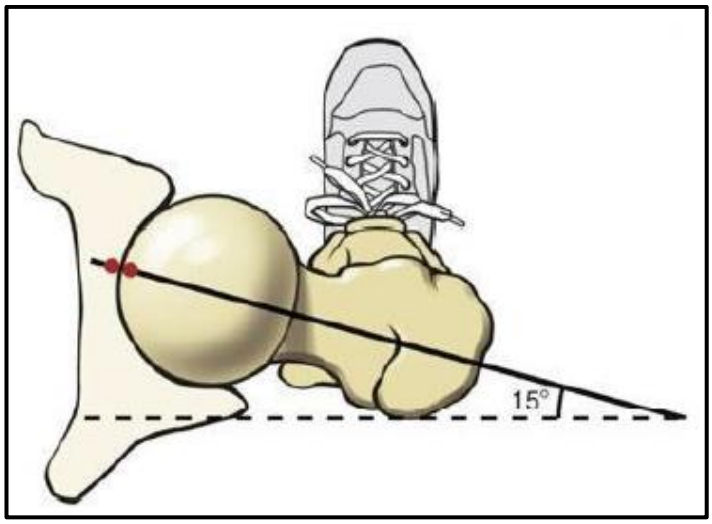


Şekil 2.2. Femur üst uç anatomik bölgeleri

Femur boynu piramit şeklinde olup ön yüzü femur cismi ile intertrokanterik çizgide arka yüzüde intertrokanterik krestte birleşir. Femur boynunun uzunluğu yaklaşık olarak 5 cm olup femur cismini, femur başına femurun uzun aksı ile mediale açı yapacak şekilde bağlar. Bu açıya "boyun-cisim açısı" (kollodiafizer açı) veya "İnklinasyon" açısı adı verilir (Şekil 2.3). Bu açı yetişkin insanlarda genellikle 120° - 135° arasındadır. Çocuklarda daha büyük olan bu açı yaş ilerledikçe yüke maruz kalması ile küçülmeye başlar. 75 yaş üzerinde yaklaşık olarak kollodiafizer açı (inkliasyon açısı) 125° civarındadır (15). Aksiyel planda ise femur boynunda femur kondillerine göre 10° - 15° arasında öne açılanma vardır. Bu açılanmaya ise anteversiyon açısı adı verilir (16) (Şekil 2.4).



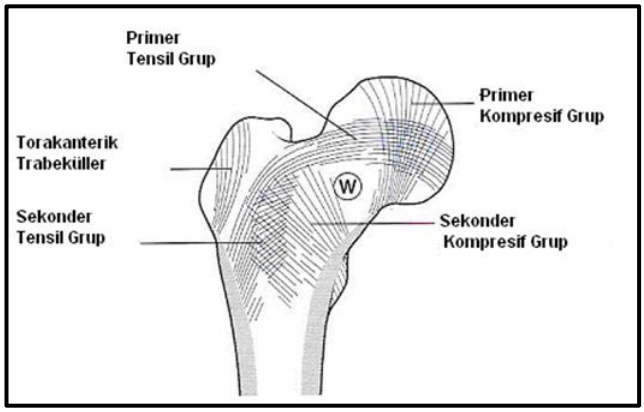
Şekil 2.3. Proksimal femur-kollo-diafizer açı



Şekil 2.4. Normal femoral anteversiyon

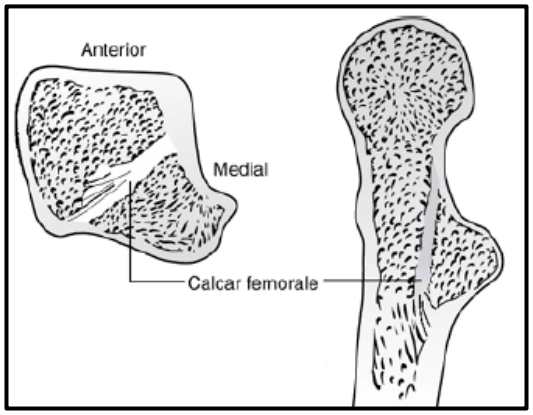
Kollodiafizer bölgenin kesişim yerinde arkaya ve dışa doğru yönelen trokanter major vardır. Trokanter majöre kalçanın abduktörleri olan gluteus medius ve gluteus minimus kasları yapışır. Femur boynunun altında ve posteromedialinde ise trokanter minör bulunur. Trokanter minöre ise kalçanın en güçlü ve en önemli fleksör kası olan iliopsoas yapışır. Trokanter majör ve trokanter minörü birleştiren çizgi ile tokanter minörün daha distalinden geçen transvers çizgi arasındaki bölgeyede intertrokanterik bölge adı verilir. Bu bölgenin spongioz yapısı nedeniyle kanlanması oldukça iyidir (16).

Femur üst ucu, trabekül yapısı nedeniyle maruz kaldığı fazla yükü uygun şekilde gövdeye aktarır (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Femur proksimalindeki trabeküler yapı (W; Ward)

Femur üst ucunun içyapısının proksimal ve distalinde kompakt kemik yapı incelir ve kavite trabeküler kemik yapı ile kaplanır. Trabeküler kemik yapısı şayet kompakt bir kemik yapısı şeklinde olsaydı küçük travmalarda bile ciddi kırıklar meydana gelebilirdi. Femur üst ucundaki trabeküler yapı ilk defa 1838 yılında Ward tarafından tanımlanmıştır (17). Femur üst ucundaki bu trabeküler yapı etkiyen kuvvetlerin oluşturdukları kavislere göre 2 gruba ayrılmaktadır. Frontal kesitte bu trabeküller, kompresyon ve gerilme kuvvetlerini aktaracak şekilde yerleşmişlerdir. Femur boynunun inferomedialinden başlayıp, yukarı doğru femur başına uzanan grup primer kompresif grup olarak adlandırılır. Femur cisminin medialinden başlayıp büyük trokhantere uzanan gruba sekonder kompresif grup adı verilir. Femur cisminin lateralinden başlayıp uzunca femur başına doğru uzanan gruba ise primer tensil grup adı verilir. Femur cisminin lateralinden başlayıp sekonder kompresif gruba karışan gruba ise sekonder tensil grup adı verilir. Merkezde trabeküler yapıların ortasında bu kuvvetlerin kesişmediği ve diğer bölgelere nazaran kemik dokunun hacim olarak az olduğu bölgeye Ward üçgeni adı verilmektedir. Ayrıca büyük trokanterde stres çizgileri boyunca "büyük trokanter grubu" bulunur (18). Kalkar femorale ise linea asperanın etrafındaki kompakt kemikten başlayan ve femur boynunun trabeküler yapısının içine uzanan, medialde femur boynunun arka duvarı ile birleşen, lateralde ise büyük trokantere doğru uzanan ince lameller kemik yapısına verilen isimdir (Şekil 2.6). Kalkar femorale bu anatomik özelliğinden dolayı femur üst uç kırıklarının internal tespitindeki ve tespitin stabilitesindeki en önemli destek noktasıdır (19, 20).



Şekil 2.6. Kalkar femoralenin transvers ve sagittal kesitleri

Femur üst ucunun beslenmesi Crock tarafından 3 gruba ayrılmıştır (21).

a) Ekstrakapsüler arteriyel çember

b) Asendan servikal dallar (Retinaküler arterler)

c) Arteriyel ligamentum teres

Ekstrakapsüler arteriyel çember; posteriorda, medial femoral sirkümfleks arterin (MFSA) büyük bir dalının, anteriora doğru lateral femoral sirkümfleks arterden (LFSA) çıkan dallarla birleşmesiyle oluşur. İnferior ve süperior gluteal arterler de bu çembere dallar vererek katkıda bulunur. Yenidoğanlarda LFSA ve MFSA başın beslenmesine eşit miktarda katkıda bulunurken, erişkinlerde ise çap olarak küçük olmasına karşın başın beslenmesinin %80'ini MSFA'in dalı olan Lateral Epifizer Arter sağlar (22) (Şekil 2.7).

Asendan servikal dallar ekstrakapsüler arteryel çemberden çıkarak anteriorda intertrokanterik seviyede eklem kapsülünü delip kapsülün orbiküler liflerinin alt tarafından femur başına uzanır. Femur boynuna doğru birçok küçük dallar gönderir. Asendan artelyel grup kapsülün synovial kıvrımlarının ve fibröz uzantılarının altından ilerleyip artüküler kıkırdağa doğru uzanır. Artiküler kıkırdağın çevresinde bu arterler subsynovial arteryal çember adında ikinci bir çember oluştururlar femur boynunun ve başının beslenmesini sağlayan bu grup 4 ana grupta incelenir.

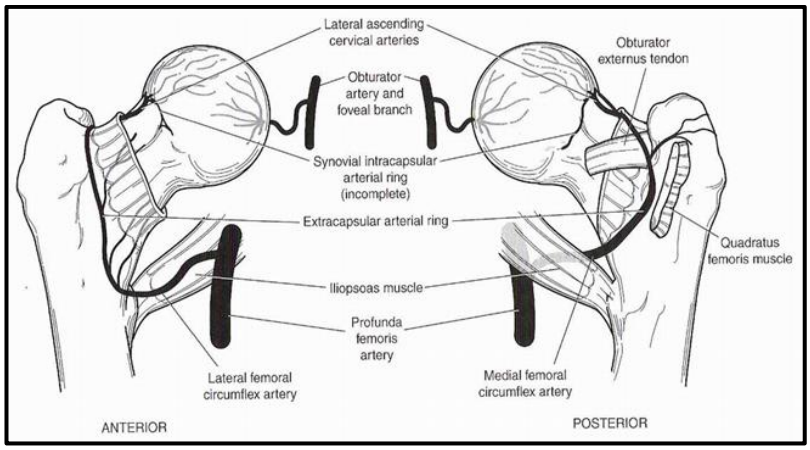
1) Lateral epifizyel arter; epifizin 4/5'ini besleyen arterdir. Femur başının sekonder ossifikasyon merkezine gider. Femur boyun kırıklarında yırtılması nedeniyle femur başında avasküler nekroze sebebiyet verir.

2) Süperior metafizyel arter

3) İnferior metafizyel arter

4) Medial epifizyel arter

Ligamentum teres arteri; obturator arterin asetabular dalından kaynaklanır. Besleyici kuvveti ihmal edilecek kadar azdır. Kırıklarda nadiren etkilenir.

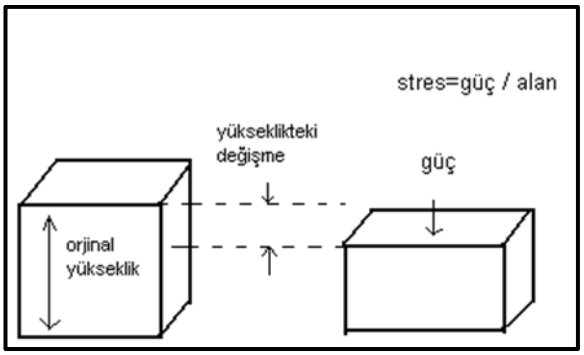


Şekil 2.7. Femur üst ucunun vasküler beslenmesi

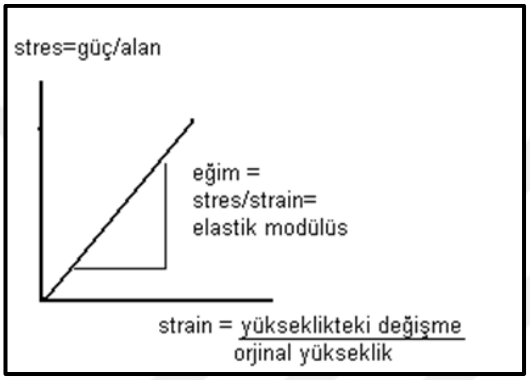
2.2. Biyomekanik

Biyomekanik, biyolojik dokuların hem mekanik özelliklerini hemde bu mekanik özelliklerin oluşturduğu fiziksel davranışları inceleyen bilim dalıdır (23). İnsan vücudundaki bu hareket sistemindeki hastalıkların etyopatogenezini ve bu hastalıkların tedavisini daha iyi anlamak için biyomekaniğin temel presiplerini bilmekte fayda vardır. Bu prensipleri daha iyi anlamak içinse bazı tanımlamaların bilinmesi gerekir.

Güç, itme ya da çekme kuvvetlerinin bir cisme uygulanması sonrası bu cisimde ivme ya da deformasyona neden olan bir etkidir. Gücün bir şiddeti ve birde yönü (vektör) vardır. Maddelerin mekanik özellikleri genelde stres (basınç) ve strain (zorlanma) ile ifade edilir. Stres maddenin başlangıcındaki birim alana maruz kaldığı kuvvettir. Strain ise birim alana maruz kalan kuvvetin maddenin başlangıcındaki birim uzunluğunda oluşan deformasyon miktarıdır (Şekil 2.8). Bu özellikler, tek yönlü stresin bir maddenin üzerindeki etkisini gösteren stres-strain eğrisi üzerinden değerlendirilebilir (Şekil 2.9). Maddenin boyutlarındaki değişmeler (alan ya da uzunluk) maddenin stres-strain eğrisi üzerinde bir etki yaratmaz (9).



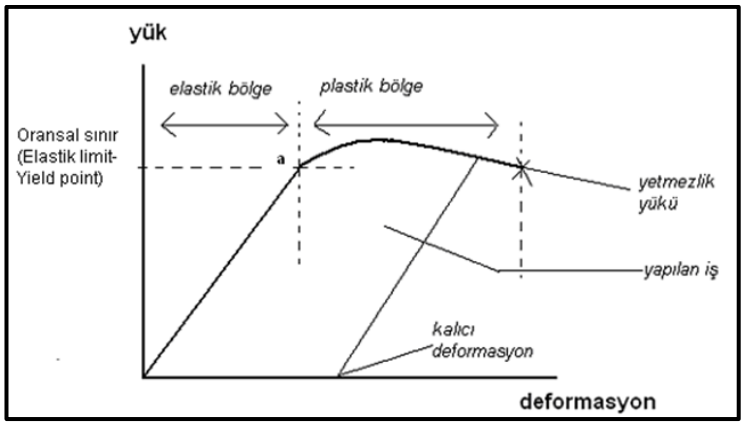
Şekil 2.8. Bir cismin güç karşısındaki stres ve strain özellikleri



Şekil 2.9. Stres/strain eğrisi

Bir maddenin mekanik özellikleri, ilk halinin eğiminin sertliğini gösteren yük-deformasyon eğrisinden de belirlenebilir (Şekil 2.10). Maddelerin yük-deformasyon eğrileri stres-strain eğrilerine benzemesine rağmen yük-deformasyon eğrileri maddelerin uzunluğundan ve çapından (yüzey alanı) etkilenir. Örnek verilecek olursa bir maddenin uzunluğu değişmeden çapının iki katına çıkarılması sertliğinide iki katına çıkacaktır. Çünkü artan çap uzamayı değiştirmeden yetmezlik yükünü iki katına çıkarmış olacaktır (Başka deyişle maddenin bir defada dayanacağı yükü iki katına çıkarır). Buna karşın maddenin çapının değişmeden uzunluğunun iki katına çıkarılması sertliği yarı yarıya düşürecektir. Çünkü artan uzunluk yetmezlik yükünü değiştirmeden uzamanın iki katına çıkmasına neden olacaktır. Bu nedenlerden dolayı maddelerin stres-strain ve yük-deformasyon eğrileri arasında farklar vardır. Dolayısıyla maddelerin özelliklerinin karşılaştırılması için aynı çeşit eğrileri kullanmak gerekir (24).

Stres-strain eğrisinin başlangıç doğrusal veya elastik kısmı, maddelerin deforme olmadan dayanabileceği maksimum stres miktarlarını belirler.



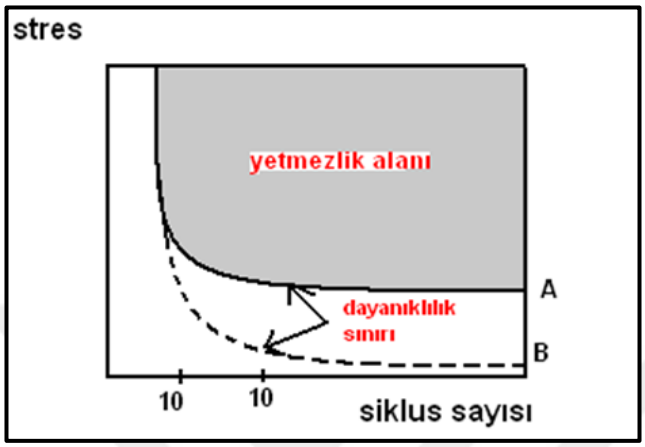
Şekil 2.10. Yük/deformasyon eğrisi

Yük – deformasyon grafiğinin eğimi o maddenin elastik modülünü (sertlik) verir. Küçük elastik modül o maddenin şeklinin daha kolay değiştirilebilirliğini verrir. Büyük elastik modül ise o maddenin kolay bir şekilde deforme olmayacağını ifade eder. Elastik modül sayesinde maddeleri karşılaştırmak daha kolaydır. İmplantlarda da karşılaştırılırken elastik modül özellikleri kullanılabilir. Ancak bu özellik o maddelerin sadece bir özelliği olup tüm yapının özelliği olmadığı unutulmamalıdır. Eğilmeler karşısında implantın sertlik derecesi (fleksural rijidite) maddelerin elastik modülünün yanında tasarım geometrilerinin de önemli olduğu bilinmelidir.

Maddelerin oransal sınırları (elastik limit - propotional limit) plastik deformasyonun başladığı noktadır (Şekil 2.10). Plastik deformasyonun başladıktan sonra (a noktası) maruz kalınan stresin ortadan kaldırılması sonrası madde elastik deformasyonuna geri dönecektir. Maddenin tek seferde yetmezlik öncesi dayanabileceği maksimum stres o maddenin uç gerilme gücü (yetmezlik gücü) olarak ifade edilir (25).

Bir maddenin tekrarlayan yüklenmelere maruz kalması, uç gerilme gücünün altındaki basınçlarda yetmezlikle sonuçlanabilir. Yorulma eğrisi, maddelerin siklik yüklenmeler esnasındaki davranışını gösterir (Şekil 2.11). Bir maddenin maruz kaldığı siklus sayısı arttıkça o maddenin yetmezlik öncesi dayanabileceği maksimum stres miktarı da azalacaktır. Yine bir maddenin dayanaklılığı (endurance) siklus sayısından bağımsız şeklide yorulma yetmezliğinin olmayacağı maksimum basınçtır. Yorulma yetmezliği, yerel tepe basınçları (local peak stress)

ve bu basınçtaki yüklenme sikluslarının normalden fazla olması ile meydana gelir. Ortamın şartları yorulma davranışlarını ciddi bir şekilde etkiler. Fizyolojik ortam yıpratıcı olması nedeniyle bir maddenin yetmezlik öncesi dayanıklılık sınırını ve siklus sayısını ciddi oranda azaltır (26).



Şekil 2.11. Bir maddenin tekrarlayan yüklerle oluşan yorulma eğrisi

Kemik dokusu içyapısını ve konfigrasyonunu değişen mekanik ihtiyaçlara göre ayarlayabilen ve kendi kendini tamir etme özelliği olan bir yapıdır (Wolff kanunu). Yüklenme derecesinin uzun süre devam etmesi ya da az olması kemik dansitesini değiştirmektedir.

Bir maddenin mekanik özelliklerini oluşturan şeyler kompresyon, makaslama ve tensiyon kuvvetlerine karşı göstermiş olduğu performanstır. Bu özellikler bu maddelerin test edilmesinde en çok kullanılan kuvvetlerdir. İzotropik maddelerin mekanik özellikleri her bölgesinde aynı iken kemik gibi anizotrpik materyallerin farklı bölgelerinde farklı mekanik özellikler bulunur (27).

Kemik dokusu kansellöz ve kortikal olmak üzere iki farklı komponetten oluşur. Kortikal ve kansellöz kemiğin mekanik özellikleri birbirinden farklıdır. Kansellöz kemik kortikal kemikten daha yumuşaktır. Kansellöz kemiğin elastik modülüsü 1000 MPa (Megapaskal) iken kortikal kemiğin 15.000 MPa'dır. İnvivo şartlarda kansellöz kemiğin straini %75'e kadar kırılmazken kortikal kemiğin straini %2'yi aştığı zaman kırılır. Kansellöz kemiğin gözenekli olması nedeniyle enerji depolama kapasitesi (stres-strain eğrisinin altında kalan alan) fazladır. Sertlik dereceleri farklı olan kansellöz ve kortikal kemiğin şu özellikleri tüm kemik doku

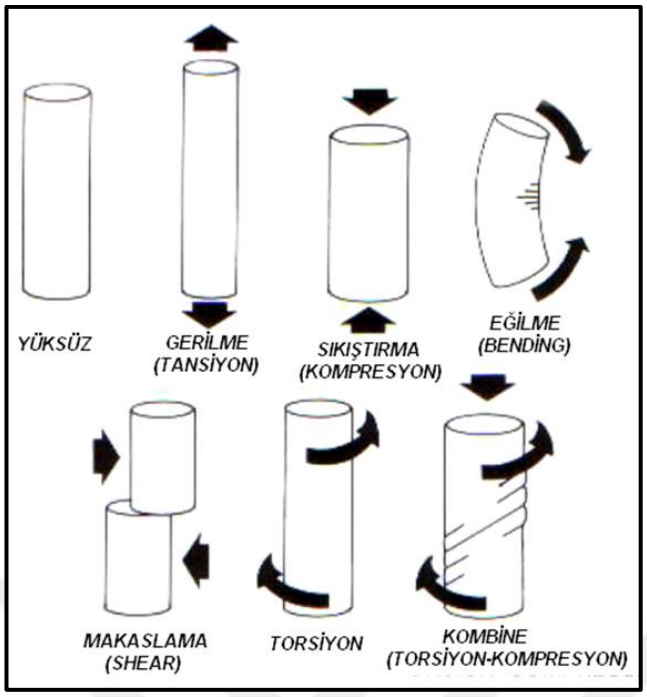
için geçerlidir. Kompresyon güçleri görünen yoğunluğun karesi ile elastik modülüsü veya sertliği görünen yoğunluğun küpü ile orantılıdır. Bu sebeplerden dolayı yaşın ilerlemesi ile oluşan gözeneklilikteki artış kemiğin yoğunluğunu azaltacak ve bu sebeple kemiğin kompresif gücü ve elastik modülü azalacaktır.

Kemiğin sertliği ve gücü, yükün en çok uygulandığı yönde (uzun kemiklerde longitudinal yön) en büyüktür. Yüklenme şekli açısında ise kortikal kemik makaslama kuvvetlerinde en zayıf iken kompresyon kuvvetlerinde en güçlüdür (27).

Tensiyon (gerilme) kuvveti bir cismin yüzeyinden dışarıya doğru eşit kuvvette ancak zıt bir kuvvetin uygulanmasıdır. En büyük streslerde yükün uygulanan düzleme dik olduğu görülmüştür. Mikroskop altında yapılan çalışmalarda haversian sistemli kemiklerde gerilme kuvvetinin yetmezliği çimento çizgilerinin ayrılması ve osteonların çekilmesi ile olduğu gösterilmiştir. Kemik yapının büyük oranda kansellöz doku içermesi nedeniyle tensiyon kuvvetine maruz kalması sonrası trabeküler kırıklar olduğu görülmüştür.

Kompresyon yüklenmesi ise tensiyon yüklenmesinin tersidir ve yüzeye doğru eşit ve zıt bir kuvvetin uygulanmasıdır. Kompresyon kuvvetine maruz kalan bir madde genişler ve kısalır. Mikroskop altında yapılan çalışmalarda kompresyon kuvvetinin yetmezliğinin kortikal kemikte oblik kırılmalara yol açtığı gösterilmiştir. Örnek verilecek olursa osteoporoz zemininde gelişen kompresyon yüklenmeleri ile oluşan vertebra kırıkları.

Kompresyon ve tensiyon yüklenmelerinin ayrı ayrı uygulanması maddede bir makaslama stresine neden olur. Makaslama stresi (shear), yüzeye paralel yük uygulanmasıdır ve oluşturduğu deformasyon açılıdır. Bu makaslama kuvvetlerinin oluşturduğu kırıklara en iyi örnek kansellöz kemik dokusunun fazla olduğu tibia plato kırıklarıdır (Şekil 2.12).



Şekil 2.12. Travmaya maruz kalan bir kemiğe uygulanabilecek kuvvetler ve bu kuvvetlere yanıtı

Kemiğin viskoelastik yapısı nedeniyle mekanik davranışları strain hızından etkilenir. Kemiklerin yüksek strain hızları düşük strain hızlarına göre %50 daha fazla sertliğe, yetmezlik yükünde ise 2 kat artışa neden olmaktadır. Sonuç olarak yüksek strain hızı iki kat enerji depolanmasına neden olur. Klinik çalışmalar, yüklenme hızındaki değişikliklerin kırığın hem şeklini hem de kırıkla birlikte yumuşak dokunun etkilenme miktarını değiştirdiğini göstermektedir. Bu nedenle düşük strain hızında depolanan enerji düşüktür ve buda yumuşak dokunun çok az etkilendiği ve deplasmanı minimal olan kırıklara neden olduğu gösterilmiştir. Yüksek strain hızı ise fazla miktarda enerji depolaması nedeniyle kemik ve yumuşak dokuda şiddetli bir travmaya neden olmaktadır (24).

Kuvvet, moment ve denge kavramları ortopedik biyomekanikte bilinmesi gereken kavramlar arasındadır. Kuvvet ve moment vektöryel olarak ifade edilir. Büyüklük, uygulama noktası ve yön ile tanımlanırlar. Kuvvet; bir cismin başka bir cisim üzerindeki etkisini temsil eder. Hareket belli bir mesafeden (yer çekimi) uygulandığı gibi doğrudan (itme veya çekme) da uygulanabilir. Makaslama kuvvetleri yüzeye paralel uygulanırken tensiyon ve kompresyon kuvvetler yüzeye

dik uygulanır. Ekseni merkezden geçen kuvvetler moment oluşturmazken merkezden geçmeyen kuvvetler moment oluştururlar (24).

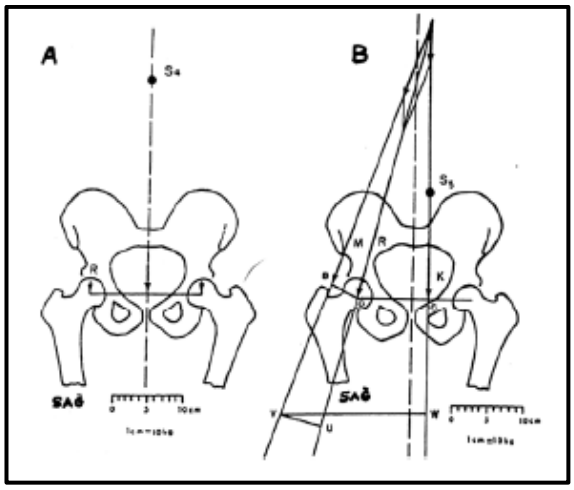
Yerçekimi kuvvetinin bir nesne üzerinde oluşturduğu etki ağırlık merkezi olarak ifade edilir. Ağırlık merkezinin yeri nesnenin şeklinden etkilenir. Örnek verilecek olursa asimetrik bir nesnenin ağırlık merkezi daha ağır olduğu bir tarafta iken simetrik bir nesnenin ağırlık merkezi geometrik merkezindedir. İnsan vücudunda ise ağırlık merkezi her bir vücut parçasının ağırlık merkezinin toplam bileşkesidir. Bu sebeple insan vücudunun ağırlık merkezi hareket ettikçe yer değiştirir hatta jimnastik yapan bir insanda ağırlık merkezi vücudunun dışında yer alabilir. Moment ise kuvvetin miktarı ile kuvvetin uygulama çizgisi ve rotasyon merkezi arasındaki dik mesafenin çarpımı olarak ifade edilir. Moment nesnelerin sabit bir aks çevresinde rotasyonuna neden olur.

Newton'un birinci kanunu, bir cisim ya da bir nesnenin üzerine etki eden kuvvetlerin ve momentlerin toplamı sıfır ise o cisim ya da nesne dengededir. Denge yürümenin belli bir anında kalça ekleminde artmış olan eklem tepki kuvveti gibi bir durumda kuvvet-cisim arasındaki ilişkiyi anlamak için önemlidir.

İnsan vücudundaki bozuklukların iyi bir şekilde tedavi edilmesi için insan vücudunun ve özelliklede hareket sistemini etkileyen mekanik durumların araştırılması gerekmektedir. Bu anlamda ilk defa 1935 yılında F. Pauwels tarafından normal kalça ekleminin biyomekaniği ve bu bölge kırıklarının daha iyi anlaşılması ve tedavi edilmesi için çalışmalar yapılmıştır (28).

Normal kalçanın biyomekaniğinde iki denge türü vardır.

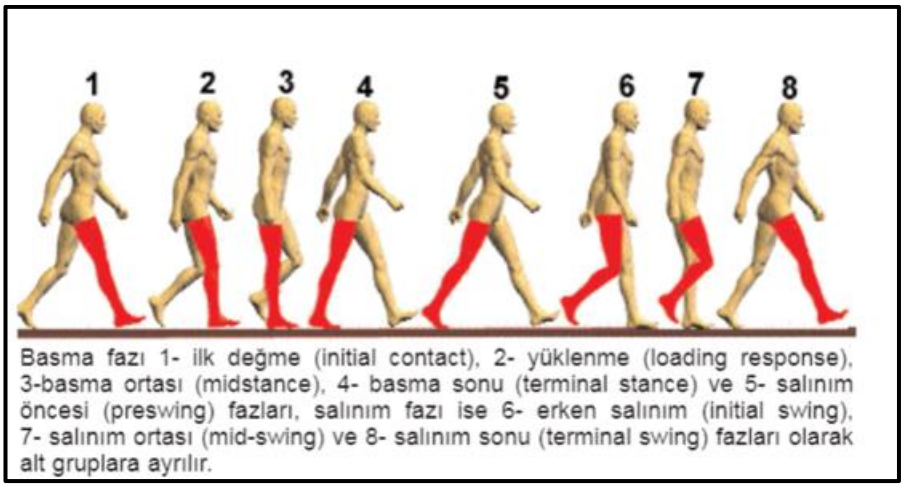
- Her iki ayağın yere bastığı ayakta durma pozisyonu (Statik faz) (Şekil 2.13. A).
- Tek ayak üzerindeki duruş pozisyonunda, yürüyüş esnasındaki stans fazında, yere temas pozisyonunda (Dinamik faz) denge vardır (Şekil 2.13. B).



Şekil 2.13. A-B Travmaya maruz kalan bir kemiğe uygulanabilecek kuvvetler ve bu kuvvetlere yanıtı

Bu konuyu yakından ilgilendiren ve konunun daha kompleks olan, dinamik dengedir. Yürüme esnasında insanın devrilmeden bu işlemi gerçekleştirebilmesi dinamik dengeyi oluşturan mekanik kurallarla mümkündür.

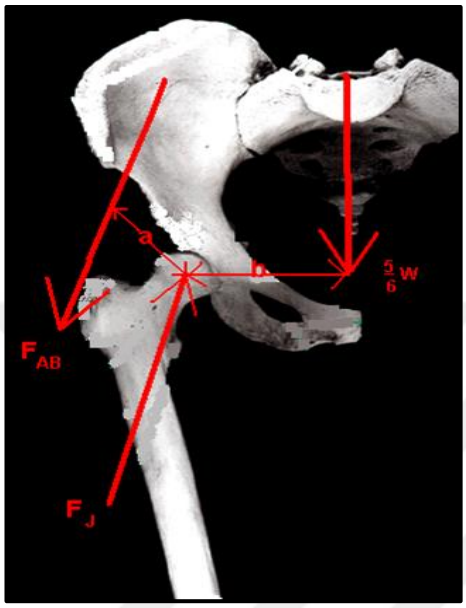
1889 yılında O. Fischer ve Braune tarafından yürümenin 31 fazı tanımlanmıştır. 16. fazına denk gelen midstans durumunda kalçadaki biyomekanik kavram tanımlanır (29). Topuğun yere teması ile temas periodu (stans) başlar (12. faz). Ayak tabanının tümünün yere temas etmesi ile (midstans) vücut dengeye gelir (16. faz). Topuğun yerden temasını kaybetmesi ile yük başparmağa biner ve başparmak yerle temasını kaybederken (toe-off) temas periyodu son bulur (22. faz) (Şekil 2.14). Yürüyüşün stans fazında femur başına etki eden kuvvetlerin bileşkesi femur üst ucundaki fizyolojik yüklenmeyi belirler (29). Pauwels'e göre ayakta statik konumda iken her iki kalçaya da eşit miktarda yük gelir. Ayakta dururken tek kalçaya binen yük ise vücudun toplam ağırlığının yarısı ile 1/3'ü arasındadır (30).



Şekil 2.14. Yürümenin fazları

Pauwels'a göre kalçaya iki kuvvet etki eder. Bunlardan birincisi vücut ağırlığından dolayı binen kuvvet (K) bir diğeri ise abduktor kas kontraksiyonlarıyla oluşan kuvvettir (M). Bu iki kuvvetin bileşkesine ise R kuvveti adı verilir. R kuvveti içten dışa ve yukardan aşağıya doğrudur. Bu kuvvet femur aksı ile 16º'lik açı yaparak femur başı rotasyon merkezinden geçer. Oluşan bu kuvvet femur üst ucuna, saf kompresyon stresleri yükler ve abduktor kas gücü (M) ile vücut ağırlığının (K) vektöryel toplamıdır. Bu bileşke kuvvete (R) karşı her pozisyonda bir karşı kuvvet oluşur (R1). Oluşan karşı kuvvetin (R1) vertikal komponenti (P) ve horizontal komponenti (Q) vardır. Horizontal komponent olan Q komponenti femur başını asetabuluma doğru itekler (28). 12. pozisyonda R kuvveti inferior-lateral-anterior yönlerindedir. 16. pozisyonda ise R kuvveti vertikokranial yöndedir. 22. pozisyonda R kuvveti kaudolateralposterior yöndedir. Temas periyodu sırasında dengeyi sağlayan kısmi vücut ağrılığı (K) ve abduktor kas gücünün (M) etkinlikleri kendi büyüklükleri ile beraber femur başının hareket merkezine olan mesafesiyle de (yani kaldıraç kolu) ilişkilidir. Vücudun ağrılık merkezi (K) yerçekimi ile aynı yönde ve yere ise diktir. Femur başı merkezi ise hareket noktasıdır (F). Vücut ağırlığından kaynaklı oluşacak olan kuvveti abduktor kas gücü (M) karşılamalıdır. Yük binen taraftaki kalçanın dengede kalabilmesi (temas periyodunuda) **"Kuvvet X Kuvvet kolu= yük X yük kolu"** kaldıraç kanunun gerçekleşmesine bağlıdır. Bu kaldıraç kanuna göre formüle edecek olursak **K x OC=M x OB** olur. Normal şartlarda K kuvvetinin kaldıraç kolu olan OC kuvveti, M kuvvetinin kaldıraç kolu

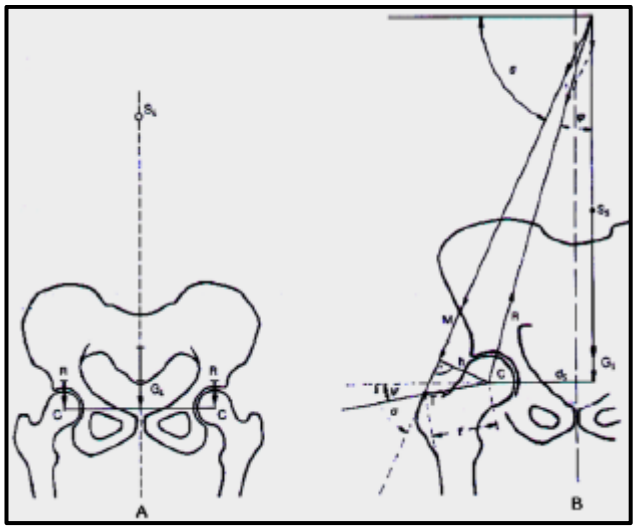
olan OB kuvvetinin 3 katı uzunluğundadır (Şekil 2.13). Bu nedenle abduktor kas kuvvetini kısmı vücut ağırlığının 3 katı olması gerekmektedir. Denge durumunda kalçadaki moment Şekil 2.15.'de gösterilmiştir. Ekleme etki eden toplam güç aktif kas gücü ile vücut ağırlığının vektöriyel toplamıdır.



Şekil 2.15. Tek ayak üzerinde durma sırasında kalçaya etkiyen kuvvetler

(Bu durumda gövde, iki kol ve bacağın ağırlığı kişinin tüm ağırlığının 5/6'sı kadardır. Denge sırasında oluşan denklem FAB x a = 5/6W x b 'dir. FAB: abduktor çekim kuvveti, a: varus moment kolu, b: yük kolu, W: vücut ağırlığı)

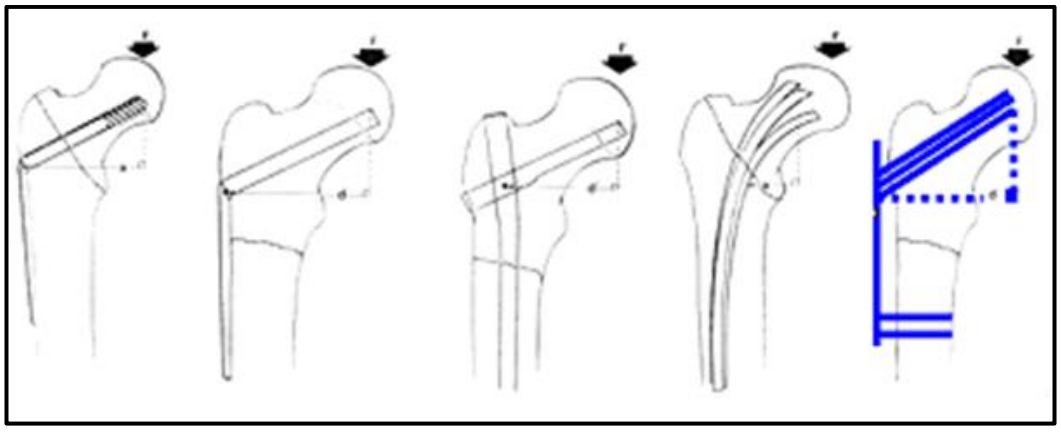
Kalça ekleminin destek noktasını femur başı oluşturur ve bu femur başı rotasyon merkezi gibi görev alan bir kaldıraç sistemi gibidir. Kaldıraç kollarından birine etki eden kuvvet karşı kaldıraç kolu tarafından dengelenmelidir aksi halde bu sistem destek noktası etrafında döner. Ayakta duran bir insanda vücut ağırlığı her iki kalçada eşit olacak şekilde dağılır. Yürüme esnasında bir ayak üzerinde durulduğunda ise aynı taraf kalçaya hem gövde hem de karşı ekstremitenin ağırlığı da eklenir ve ağırlık merkezi karşı tarafa kaymış olur (Şekil 2.16). Tek bacak üzerinde dururken kalçaya yansıyan yük vücut ağırlığının 2,5 katı olurken, koşarken 5 katı, supin pozisyonuda diz eklemide ekstensiyonda iken 1,5 katı, merdiven inerken 4 katı, merdiven çıkarken 2,5 katıdır (31).



Şekil 2.16. Kalça eklemine etki eden kuvvetler (A: Çift ayak basarken B: Yürümenin temas fazında)

Femur başına gelen bileşke kuvvet (R), normal şartlarda femur cisminin uzun ekseniyle subtrokanterik bölgede kesişir. Bu nedenle subtrokanterik bölgede bükülme momenti en üst seviyede olur. Medialde oluşan bükülme streslerine karşı lateralde gerilme stresleri oluşur. Bükme momenti femur üst ucunda lateral kortekste tensil strese neden olurken medial kortekste ise kompresif bir strese neden olur. 1907 yılında Koch yaptığı çalışmalarda medial kortekteki kompresif yüklerin lateral kortekteki tensil yüklere göre %25 oranında daha fazla olduğu ve ayakta duran bir 90 kg'lık bir insanda bu stres miktarlarının en fazla olduğu bölge olarak cm^2'de 83,7 kg olarak subtrokanterik bölgenin medial korteksi olduğunu göstermiştir (32, 33).

Yüklenme sırasında femur başının maruz kaldığı bu kuvvetler mekanik aks üzerinde distale iletilir ve bu durum kırık hattında varusa yol açar. Medialdeki bu bükülme momentine karşı lateralde tensiyon stresi oluşur ve bu strese karşı koyması gereken yapı kırık kemiğe uygulanan implant sayesinde olur. Hem medial hem de lateral yüzeyleri etkileyen bu kuvvetler arasındaki mesafe (varus moment kolu) kısalınca medialdeki bükülme momentide azalır hem de implantın kırığı varusa zorlayan kuvvetlere karşı daha az zorlanmasını sağlar (34). Bu durum göz önüne alındığında varus moment kolunun kısalmasını sağlayan implantlar (intramedüller teknikler) femur üst uç kırıklarını tedavi etmede daha uygun gibi görülürler (Şekil 2.17).



Şekil 2.17. Femur üst ucuna uygulanan implantların varus moment kolları

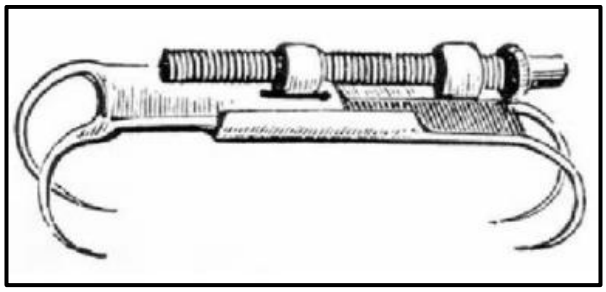
2.3. Eksternal Fiksasyon

2.3.1. Tanım ve Tarihçe

Eksternal fiksasyon yöntemi genel olarak, eklem veya kemik dokuya perkütan yerleştirilen teller veya çivilerin dışarıdan bir iskeleye bağlanması sonrası kemik parçaların veya tüm kemiğin tespit edilmesi yöntemidir (35).

Eksternal fiksasyon tarihine bakılacak olursa ilk olarak milattan önce 377 yıllarında Hippocrates tarafından gerçekleştirilmiştir. Eksternal fikasyon yönteminin gelişimi ise tarihsel olarak 4 aşamada incelenilebilir (36).

Birinci aşama KAVRAM devri olarak adlandırılır. Modern tıp alanında bilinen ilk eksternal fiksatör kullanımı 1840 yılında Fransız Doktor Jean François Malgaigne tarafından tasarlanan sivri uçlu metallerden oluşan ve patella kırıklarında kullanılan pençe şekilli eksternal fiksatördür (Şekil 2.18). Kendi icat ettiği bu cihaza "pointe metallique" adını vermiştir. Bu cihazda çiviler kemiğe yerleştirildikten sonra dışarıda askı sistemi ile stabilize eder. Bu tasarlanan eksternal fiksatör 1843'te Journal de Chirurgie'de yayınlanmıştır. 1850 yılında ise Riguad vidalar ve teller kullanarak monokortikal eksternal gergi bandını tasarlamıştır. 1852 yılında ise Chassin tarafından bu cihaz modifiye edilerek klavikula kırıklarında kullanmaya başlanmıştır. Keetley ise 1893 yılında, femur kırıklarının tedavi etmek amacıyla perkütan olarak uygulanan çivilerin bir cihaza bağlanarak kullanılmasını önermiştir (37).



Şekil 2.18. Malgaigne'nin patella klempi

İkinci aşama ise UYGULAMA dönemi olarak adlandırılır. 1893 yılında Keetley'in femur kırıklarının kaynama sorunlarını tedavi etmek amacıyla oluşturduğu eksternal fiksatör 4 yıl sonra Parkhill, 1897 yılında uzun kemik kırıklarını tedavi etmek amacıyla kırık fragmanlara ikişer tane çivi konularak toplam 4 çivi üstünden fiksasyonu sağlayarak gerçek unilateral fiksatör kullanımını gerçekleştiren birinci operatördür. Lambortte ise 1902 yılında geliştirdiği ekstenal fiksatör ile ilk olarak parçalı bir femur kırığının tedavisinde kullanmıştır. Bu tedaviler sonrasında bu operatörler "fiksatörün avantajları gerçektir ve sayısızdır, cihaz kolay ve çabuk tatbik edilir" başlığı ile yayınlamışlardır (37, 38).

Üçüncü aşama ise GELİŞME dönemidir. 1919 yılında Crile, Birinci Dünya Savaşı esnasında meydana gelen açık femur kırıklarının tedavisinde kendi tasarladığı eksternal fiksatörü kullanmıştır. Conn 1931 yılında ikişer yarım çivi kullanılan yarım halka tipli ve ilizarov tipi eksternal fiksatörün atası olarak düşünülen eklemli kendi tasarladığı eksternal fiksatör ile 20 vakalık bir çalışma yapmış ve bu vakaların 15'inde kusursuz neticeler almıştır. Bu çalışmasında tel çevresi enfeksiyonlar içinde uyarılarda bulunmuştur. 1931 yılında ise Bosworth kendi geliştirdiği cihaz ile eksternal fiksatörlerin tibia uzatmalarında da kullanılabileceğini söylemiştir. 1933 - 1945 yılları arasında ise, Burgess, Finlayson, McKibbin ve O'Neil eksternal fiksatörlerin artrodezlerde, uzun kemik kırıklarında ve ekstremite uzatma prosedürlerinde kullanımı ile ilgili çok sayıda makale yayınlamışlardır. 1948 yılında ise Charnley diz artodezinde kullandığı ve kompresyon yapabilme özelliğine sahip bilateral fiksatörü tanıtmıştır. Eksternal fiksatörlerin gelişiminde olumlu özellikleri yanında bazı dezavantajlarıda fark edilmiştir. Rijit fiksasyonu her zaman sağlayamaması ve yüksek oranda oluşan çivi dibi enfeksiyonları nedeniyle 1950 yılına kadar A.B.D.'de yaygınlaşamamıştır.

1950 yılında Amerika Ortopedik Cerrahi Akademisi'nin eksternal fiksasyonu önermesiyle kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır (39, 40).

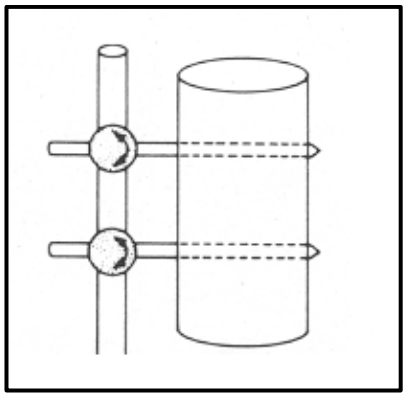
Dördüncü aşama ise 1957 yılında Scott'ın trokanterik femur kırıklarında eksternal fiksatörün kullanılması ile başlayan YENİ UFUKLAR dönemidir. 1968 - 1970 yılları arasında Vidal ve arkadaşları Hoffman'ın fiksatörünü geliştirip dayanıklılığına görünür bir şekilde yükseltmiş ve geliştirilen yeni cihazlarla olumlu neticeler almışlardır. 1980'li yılların başında ise Gavriil Abromovich İlizarov ve sirküler eksternal fiksatör ile tanışması sonrası eksternal fiksasyonda ciddi adımların atılmasını sağlamıştır. Daha sonra 1985'te ffried, 1986'da Girgin, 1991'de Dhal eksternal fiksasyon ile ilgili serilerini yayınlamışlardır. 1992 yılında ise Orhan Girgin cihazın oynar başında aynı düzlemde yerleşmiş olan 4 deliği iki farklı düzlem haline getirerek bu çivilerin femur boynuna 90 - 130 derecelerle gönderilmesini sağlamıştır (37, 38, 39, 40).

2.3.2. Sınıflama

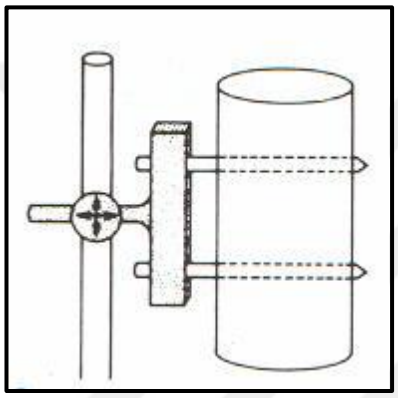
Eksternal fiksatörler Behrens tarafından çivi fiksatörler ve halka fiksatöler olarak 2 gruba ayrılmıştır (41).

1) **Çivi (pin) fiksatörler:**
   a) **Basit çivi fiksatörler:** Çiviler ile longitudinal fiksatörler arasındaki bağlantıyı bağımsız eklemler sağlar (Şekil 2.19. A). Wagner, Ortofix, AO fiksaörleri örnek verilebilir.
   b) **Kelepçeli çivi fiksatörler:** Çiviler ile longitudinal fiksatörler arasındaki bağlantıyı kelepçeler sağlar (Şekil 2.19. B). Hoffman cihazı, Chalet cihazı örnek verilebilir.
2) **Halka (ring) fiksatörler:** Tam veya tam olmayan halkalardan oluşan çerçevelerdir. Bağlantı rotları sayesinde ekstremiteyi kuşatırlar. Tespit çivileri ya da vidaları ile kemiğe asılırlar (Şekil 2.20).

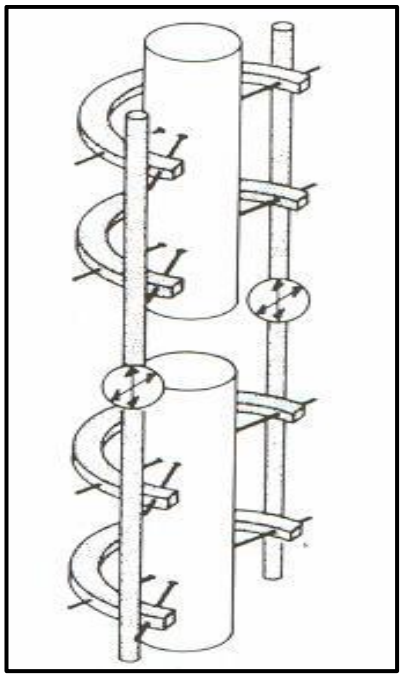
İlizarov fikstörü, Monticelli fiksatörü örnek olarak verilebilirler.



Şekil 2.19.A Basit çivi fiksatörü



Şekil 2.19.B Kelepçeli çivi fiksatörü



Şekil 2.20. Halka fiksatörler

Bir diğer sınıflama ise eksternal fiksatörlerin ekstremite etrafındaki yerleşimlerine göre yapılan sınıflamadır.

1) **Unilateral:** Ekstremitenin bir tarafında longitudinal olarak durur. Kemikten geçen yarım çivilerle sayesinde fiksatörler bağlantıyı kurar.
2) **Bilateral:** Fiksatör ekstremitenin her iki tarafında olur. Kemikten geçen çiviler sayesinde fiksatörle bağlantıyı kurar.
3) **Triangüler:** Fiksatör ekstremitenin üç tarafında da olur ve longıtudinal rodlar sayesinde bağlantıyı kurar. Ayrıca rodlar birbirine de bağlanır.
4) **Quadrilateral:** Bilateral fiksatörün her iki tarafında ikişer rod bulunur.
5) **Semisirküler:** Ekstremitenin yanındaki yarım çemberler longitudinal rodlar sayesinde bağlantı kurar. Kemikten geçirilen çiviler yarım çemberlere bağlanır.
6) **Sirküler:** Ekstremiteyi çevreler ve birbirlerine longitudinal rodlar sayesinde bağlanır.

Başka bir sınıflama ise çivilerin yerleştirildiği düzleme göre yapıldığı sınıflamadır.

1) **Uniplanar:** Çiviler tek planda yerleştirilir.
2) **Biplanar:** Çiviler iki planda yerleştirilir.
3) **Multiplanar:** Çiviler ikiden fazla planda yerleştirilir (42).

2.3.3. Eksternal Fiksatörlerin Biyomekaniği

Eksternal fiksasyon için kullanılan sistemler stabilizasyon için değişik formlarda çivi ya da teller ve bunları birleştiren cihazların kombinasyonu ile oluşurlar. Bu eksternal fiksasyon sistemleri için çok sayıda çalışma olmasına rağmen çok çeşitlilik göstermesi nedeniyle biyomekanik özellikleri için standart bir görüş birliği yoktur. Eksternal fiksasyon çivileri farklı uzunluklarda yivli segment içerir ve uç dizaynları farklılık gösterir. Kemiğe direkt yerleştirilen çivilerin uçları köşeli, yuvarlak ya da flüt şeklindedir. Self-tapping özelliğini flüt ağzı şeklinde küçük bir kesi ile kazanırlar. Künt uçlu çiviler ise dirilleme sonrası yerleştirilirler (35, 37, 41, 43).

Eksternal fiksatör çivileri genelllikle düşük basınç altında vakumlanarak eritilmiş paslanmak çelikten yapılmışlardır. Titanyumdan yapılar çivilerde mevcuttur. Bu çiviler sayesinde kemik fiksatöre bağlanır. Çivilerin çapları, sayıları, lokalizasyonları ve yönleri fiksasyon kalitesini ve rijiditesini belirler. Çivilerin sertlik dereceleri yarıçapları ile doğru orantılıdır. Çaptaki artış sertlik oranının artmasına neden olur. Geniş çiviler eksternal fiksatörün stabilitesini arttırır. Örnek verilecek olursa 6 mm'lik çiviler 4 mm'lik çivilerden 5 kat daha fazla bükülmeye ve eğilmeye dayanıklıdır. Bu özellik yarım çivilerin kullanım sıklığını arttırmıştır. Yarım çivilerin çapları ise kendisi ile aynıdır. Çivilerdeki direnç ve yüke bağlı yorgunluk çivinin gövdesinin çapı ve yivsiz kısmının genişliği ile bağlantılıdır. Yiv bölgelerinde çap azalır ve bu durum sertliğin azalmasına neden olur. Çivinin yivli ve düz kısmının birleşme yerinde ciddi oranda zayıflık vardır (35, 37, 41, 43, 44). Bu zayıflığı azalmak adına üç yöntem kullanılabilir. Birinci yöntem yivlerin yakın kortekse gömülmesi, ikincisi yivli kısmın kısa tutulması sağlanarak yakın korteksten düz kısmının geçmesinin sağlanması, üçüncü yöntem olarak da yivli kısmın çapının giderek azaltılmasıdır (35). Çivi sayısıda eksternal fiksatörün stablitesini etkiler. Wu ve ark. 6 çivili ve 4 çivili unilateral eksternal fiksatörleri karşılaştırıp 4 çivili eksternal fiksatör tespitinin aksiyel bükülmeye ve lateral eğilmeye karşı sertliğinin 6 çivili tespitin %70'i kadar olduğu, ön arka eğilmeye karşı sertliği ise yarısı kadar olduğunu tespit etmişlerdir.

Kelepçeler sayesinde çiviler kavranarak cihaza bağlanırlar. Kelepçeler genel olarak 2 gruba ayrılırlar. Bazı sistemlerde çiviler cihaza ayrı ayrı bağlanır, bazılarında ise özel kelepçeler sayesinde çiviler grup olarak cihaza bağlanırlar. Kelepçeler sayesinde cihaz ile bağlantı kurulur ve birçok planda düzeltme yapılabilir. Çivi çapının yanısıra çivinin işlevsel uzunluğuda (kelepçe-kemik mesafesi) önemlidir. Uzunluğun artması rijidite ve eğilme gücünü karesi ile ters orantılı olarak azaltır. Kemik-kelepçe mesafesinin kısalması rijiditeyi artırırken yumuşak dokunun şişmesine ve yara bakımının sağlanmasına izin verecek kadar bir mesafe bırakılmalıdır (38, 41).

Rodlar genellikle karbon-fiber, titanyum, çelik gibi maddelerden üretilmiştir. Modüler sistemlerde rodlar ya da tüpler arasındaki birleşme çivi veya çivi gruplarının arasındaki bağlantıyı kuracak şekilde kullanılır. Rodların komponetleri

uzunluk ayarlamasına imkân verecek şekilde düzenlenmiştir. Yarım çivi kullanımının artması ile daha geniş çapta, daha rijit ve kuvvetli rodlar geliştirilmiştir. Bağlayıcı rodların çapı ve üretim maddeleri rijiditedeki primer faktör olsa da eksternal fiksatördeki rod sayısıda rijiditeyi arttırır (46). Karbon fiber rodlar çelik rodlarda %15 daha serttir. Ancak yapılan çalışmalar karbon fiber rotlarla yapılan tespitlerin paslanmaz çelik tüplerle yapılan tespitin %85'i kadar olduğu ortaya konulmuştur. Bunun nedeni olarak çivilerin karbon fiber rot bağlantı kleplerinin etkinliğinin az olması olduğu kanıtlanmıştır. Kullanılan rodların birbirine yakın olmasıda ekternal fiksatörün stabilitesini arttırmaktadır.

Bu bilgiler ışığında eksternal fiksatörün stabilitesini etkileyen çok sayıda faktör vardır (35, 37, 41). Bu faktörleri sayıcak olursak;

1) Kullanılan çivinin kalınlığı,
2) Yivli çivi kullanımı,
3) Her fragmandaki çivi sayısının artması,
4) Her fragmandaki çivilerin farklı planlarda yerleştirilmesi,
5) Proksimaldeki çivilerin kırık hattına yakın, distaldekilerin uzak yerleştirilmesi,
6) Kullanılan barın kalınlığı, uzunluğu ve sayısı,
7) Fonksiyonel çivi boyu,
8) Çok düzenli sistemlerin kullanımı.

2.3.4. Eksternal Fiksatörlerin Avantaj, Dezavantaj, Endikasyon ve Kontrendikasyonları

Eksternal fiksatörlerin avantajları (35, 37, 38, 41, 45, 46):

1) Kırık hattında bazı nedenlerden dolayı haraketsizlik sağlanamaması halinde kemiğin tespitinde kullanılabilir. Gustilo Anderson tip 2 ve tip 3 açık kırıklarda; yumuşak doku kondisyonunun alçıya, internal tespite uygun olmadığı ve enfeksiyon riskinin yüksek olduğu durumlarda kullanılabilir.

2) Transvers kırıklarda kompresyonu sağlamak, parçalı kırıklarda ekstremite kısalığını engellemek, kemik kaybının olduğu kırıklarda veya ekstremite uzatma cerrahisinde kullanılabilir.

3) Eksternal fiksatörün uygulandığı vakalarda yara takibi, damar sinir takibi, cilt fleplerinin canlılık durumu ve kompartman sendromuna gidiş kolaylıkla takip edilebilir.

4) Fiksasyonun bozulmadan pansumanların değişimi, cildin kolaylıkla greftlenmesi, kemiğin greftlenmesi ve irrigiasyonu gibi müdahaleleri yapmakta kolaylık sağlar.

5) Eklem haraketine izin verir. Böylelikle ödemin azalmasını, eklem yüzeylerinin beslenmesini sağlar. Eklem sertliğini önlemiş olur. Kas atrofisi ve osteoporozu geciktirir.

6) Ekstremitenin yükselmesi ile yumuşak dokulardaki basıncın azalmasını sağlar.

7) Hastanın sağlık durumunun spinal veya genel anestezi almasına engel ise lokal anestezi ile alınmasına dahi uygundur.

8) Enfekte akut kırıklarda ve kronik enfeksiyon zemininde kaynamama durumlarında tespit sağlayarak enfeksiyonun kontrol altına alınmasına yardımcı olur.

9) Başarısız artroplastiler ve enfekte durumlarda artrodez tedavisinde kullanılabilir.

10) Enfeksiyon geliştirme riski azdır, gelişmesi durumunda internal tespit kadar tehlike arz etmez.

11) Kemik dokuyu az etkilemesinin yanı sıra kurulumuda kolaydır.

Eksternal fiksatörlerin dezavantajları (35, 37, 38, 41, 45, 46):

1) Çivi dibi enfeksiyon riski vardır. Önlemek için çivi dibi bakımı özenle yapılmalıdır.

2) Hasta uyumunun zor olması

3) Fiksatör çıkarıldıktan sonra refraktüre gelişme riski vardır.

4) Uygulama esnasında çivi çevresinde kırık oluşması

5) Yumuşak doku örtümü ve damar sinir onarımı zordur.

6) Çivi dibi enfeksiyonu sonrası internal tespit veya artroplastide enfeksiyon riski artar.
7) Uyumsuz hastaların ayarlama mekanizmalarını bozma durumu vardır.
8) Eklemin tespit edildiği durumlarda eklem sertliğinin gelişmesi
9) Ekleme yakın bölgelerde eklem sertliğine sebep olabilir.
10) Damar, sinir yaralanması veya kas tendon tespitine neden olabilir.

Eksternal tespitteki bu dezavantajların büyük kısmında yaralanmanın şekli, deformitenin ve hastalıkların doğal seyrinin yanı sıra tasarımdaki yetersizlik, uygun olmayan endikasyon, deneyimsiz cerrahların uygulamadaki yanlışları ve kötü postoperatif bakım ciddi rol oynar.

Eksternal fiksasyonun endikasyonları (35, 37, 46):

1) Gustillo tip 2 ve tip 3 kırıklar
2) Ciddi yanıkların eşlik ettiği kırıklar
3) Yumuşak doku defekti olan veya kemik rekonstruksiyonu gerektiren kırıklar
4) Damar sinir onarımı gerektiren kırıklar
5) Distraksiyon yapılması gereken kırıklar
6) Enfekte kırıklar ve bazı psödoartrozlarda
7) Bazı pelvik kırıklarda
8) Replantasyon gerektiren ekstremite yaralanmalarında
9) Transportu zor olan bazı kırıklarıda
10) Ligamentotaksisin hedeflendiği bazı kırıklarda
11) Kafa travması olan bazı kırıklarda
12) Rijit olmayan internal tespitin rijiditesine katkı sağlamak için
13) Kompartman sendromu sonrası fasiyatomi açılan bazı kırıklarda

Eksternal fiksasyonun kontreendikasyonları (35, 37, 46):

1) Kişisel bakımlarını yapamayan hastalar
2) Çok ileri derecede osteoporoz olması
3) Çivi sahasında cilt problemlerinin olması

4) Morbid obez hastalarda (göreceli kontreendikasyon)

Eksternal fiksasyonun komplikasyonları (35, 37,46):

1) Eklem hareket kaybı
2) Nörovasküler yaralanma
3) Çivi dibi enfeksiyonlar
4) Kaynama süresinde uzama
5) Geç dönem enfeksiyonları
6) Geç dönemde angülasyon ya da refraktür gelişmesi
7) Fiksasyon sahasında yetmezlik

Kırık fiksasyon yöntemlerinde amaç alignmentin sağlamak, yumuşak dokuyu korumak ve böylece kırığın iyileşmesini sağlamaktır. Eksternal fiksatör ile kırığın kaynaması sağlanırken kırık modeline göre fiksasyon şekli değişiklik gösteririr örneğin aksiyel kompresyona uyum sağlayabilecek transvers bir kırık olduğu zaman iki taraflı üçer adet 4 mm'lik çivi içeren tek rodlu eksternal fiksatör yeterli iken oblik ya da parçalı bir kırıkta basit ya da elastik cihazlar redüksüyonu korumada yeterli olmaz. Gereklilik halinde fiksasyon kalitesini arttırmak için daha geniş çiviler kullanılabilir, transfikasyon çivileri kullanılabilir, iki planlı bir fiksasyon kullanılabilir (35, 37, 38, 47, 48).

Yüksek enerji ile oluşan kırıklarda kas ve tendon hasarı kas fibrozisi ve kas-kemik, tendon kemik yapışıklıklarına neden olur. Bu durumlar yanı sıra eksternal fiksasyonda hareket kısıtlılığına sebep olur. Genellikle kasın orjinine ve eklem kapsülüne yakın konulan çiviler hareket kısıtlılığına sebep olmaktadır (47, 48).

Damar sinir yaralanmaları nadiren de olsa uygulama esnasında görülen bir komplikasyondur. Green yapmış olduğı bir çalışmada 400 eksternal fiksatör uygulamasının 24'ünde damar sinir yaralanması olduğunu göstermiştir (47).

Eksternal fiksasyon işleminin en sık komplikasyonu çivi yolu enfeksiyonu ve bu durumun doğurduğu gevşeme problemidir. Çivi yolu enfeksiyonun da çivinin etrafında yumuşak dokularda kızarıklık, hassasiyet, şişlik ve akıntı ile belirtir verir. Çivinin perküsyonunda hassasiyet radyolojik görüntüde radyolusen alan olması gevşeminin belirtisidir. Çivi yolu enfeksiyonu ya da gevşeme çivilerin 1/10'unda

eksternal fikastör ile tedavi edilen vakaların 1/3'ünde görülmektedir. Çivilerin %3'ünde hastaların %8'inde çivilerin çıkarılıp debritman ve küretaj ihtiyaçları olmaktadır (48). Çivi yolu enfeksiyonlarında en sık etken Staphylococcus Epidermidis' tir ikinci ve üçüncü en sık etkenler ise Staphylococcus Aureus ve Escherichia Coli'dir. Çivi yolu enfeksiyonuna patofizyolojik olarak bakılacak olursa bakterin yerleşmesi ve kolinizasyonu, yumuşak dokunun erken dönem enfeksiyonu, geç gelişen derin enfeksiyon ve en son oluşan ostemiyelittir (49).

Çivi yolu enfeksiyonu dört evreye ayrılmaktadır (50).

Evre 1 - Düzensiz seröz veya seropürülan akıntı: Genellikle pansumanın dışına taşmayan sızıntı vardır. Sızıntının devamlı olması patolojik bir durumdur. Çivi dibine yoğun pansuman yapılır ve birinci kuşak sefalosporin tedavisi gerektirir.

Evre 2 - Yüzeyel yumuşak doku enfeksiyonu: Çivi dibinin etrafında eritem olması yumuşak doku enfeksiyonunu düşündürür. Yine yoğun pansuman ve oral antibiyotik tedavisine devam edilir cevap vermemesi durumunda parenteral antibiyotik tedavisine geçilir.

Evre 3 - Derin enfeksiyon: Nadir bir durum olmakla beraber tüm çivi yolunda enfeksiyon vardır. Yüzeyel enfeksiyondan akıntının karekterinin pürülan olması ve birden fazla çiviyi tutması ile ayrılır. Çivi gevşemesine neden olur ve bu çivilerin çıkarılması gerekmektedir. Aynı bölgeye tekrar çivi uylanması planlanılıyorsa enfeksiyonun geçmesi beklenir. Gevşeme olan çivilerin giriş bölgesinde radyolusen alan saptanır. Bu radyolusen alan mekanik gevşemeyi düşündürür.

Evre 4 - Osteomiyelit: İmplantta klinik gevşemenin olmasının yanısıra radyolojik olarak da kemikte rezorbsiyon varsa kemik enfeksiyonu düşünülmelidir. Akut durumlarda implantın çıkarılmasının ardından 10-14 günlük parenteral antibiyoterapi ile tedavi edilebilir. Radyolojik olarak sekestrum ve tedaviye yanıt vermeyen akıntı olması cerrahi debritman ihtiyacını hatırlatır. Sekestrumun çıkarıldığıda radyolojik olarak postoperatif dönemde gösterilmelidir. Osteomiyelite ilerleme ve gevşeme erken tanı ve tadavi ile sağlanır. Pürülan akıntının olduğu, ağrılı eritemin eşlik ettiği vakalarda kültür alınmalıdır. Bu nedenlerden dolayıdır ki

eksternal fiksatörlü hastalar bir veya iki hafta aralıklarla takip edilmesi gerekmektedir. Böylelikle komplikasyonların önüne geçilmiş olur.

Paley çivi yolu enfeksiyonlarını 3 dereceye ayırmıştır.

1. Derece: Yumuşak dokuda enflamasyon vardır. Antiseptik solüsyonlar ve çivi dibi bakımı ile tedavi edilir.

2. Derece: Yumuşak doku enfeksiyonu vardır. Lokal drenaja ek olarak parenteral veya oral antibiyoterapi ile tedavi edilir.

3. Derece: Kemik enfeksiyonu vardır. Çivinin çıkarılması, küretaj ve parenteral antibiyoterapi gerektirir.

Dhal ise çivi dibi enfeksiyonlarını 6 dereceye ayırmıştır.

0. Derece: Akıntı yoktur. Haftalık bakım gerektirir.

1. Derece: Enflamasyon vardır. Günlük çivi dibi bakımı gerektirir.

2. Derece: Seröz akıntı vardır. Antibiyoterapi gerektirir.

3. Derece: Pürülan akıntı vardır. Antibiyoterapi gerektirir.

4. Derece: Osteoliz vardır. Çivinin çıkarılması gerekmektedir.

5. Derece: Halka şeklinde sekestre vardır. Debritman gerektirir.

Çivi kemik arasında yetersiz kontakt yüzey oluştuğu zaman çivi-kemik temas yüzeyine binen yük miktarıda artar. Bu durum basınç yetmezliğine, kemik rezorbsiyonuna neden olur ve sonuç olarakda çivinin gevşemesine neden olur. Çivi-kemik kontak yüzeyini genişletmek çivi üzerinde birim yüzeye binen yükün azalmasına neden olur. Bu yüzeyin genişletilmesi için birkaç yöntem kullanılır bunlarda bazıları; kortikal kemiğin drillenmesi işlemi, yivli çivilerin kullanılması, çivinin her iki kortekside kat etmesi ve yeterli sayıda çivinin kullanılması (35, 48). Standart tip motorlar dönme esnasında 550 °C üzerinde ısı üretir. Bu ısı ile kortekste nekroz oluşur. Nekrotik doku sekestre olabilir ya da etraf doku tarafından rezorbe olur. Her iki durumda gevşeme ve enfeksiyona neden olur. Termal nekrozun önlenmesi için çivi uygulamasından önce drilleme işi uygulanmalıdır. Drilleme işi ile oluşacak ısının %50 oranında azaldığı çalışmalarda gösterilmiştir (51).

Çivi-kemik kontakt alanı çivi sayısı ve çapı ile doğru orantılı olarak artar. Kırık hattının proksimalinde ve distalinde dörder çivi kullanımı redüksiyon üzerindeki stresi azalmaktadır. Wu ve ark. (52) yaptıkları bir çalışmada fiksasyonda

iki ve üç çivi ile stabilite sağlamışlardır. İki çivi ile yapılan fiksasyonda 120 gün içerisinde %47, üçer çivi ile yapılan çalışmada ise %11 oranında gevşeme olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca şişman ve osteopenisi olan hastalarda üç ve daha fazla çivi kullanılmasını tavsiye etmektedirler (48, 52).

Çivi-kemik birleşme yerindeki mikrohareket olması burada gevşemeye ve enfeksiyona neden olur. Siklik olarak yüklenmeye maruz kalması ile nekroz ve implant yetmezliği ile sonuçlanır. Çivi etrafında oluşan rezorbsiyon zamanla yerine fibrin dokuya bırakır. Mikrohareket enfeksiyona yatkınlık oluşturur. Çivi-kemik stresini ve hareketini önlemenin en etkili yolu kırık hattına uygulanan kompresyon kuvvetler ile olur. Aksiyel kuvvetler kemik boyunca aktarılır ve böylece rotasyonel hareketlerin etkisi azalır. Kemikte defektin olduğu ya da parçalı kırıklar gibi kırık hattına kompresyon kuvvetlerin uygulanmadığı vakalarda eksternal fiksasyonun rijiditesini arttırmak için çivi çapının arttırılması ve birden fazla planda çivi yerleştirilmesi gerekmektedir (53).

Günümüz şartlarıyla ekipman yetmezliği sık görülen bir komplikasyon değildir. Shiba ve ark. yaptıkları bir çalışmada Hoffman fiksatörü kullanarak yeterli miktarda gerginlik elde ettikleri vakalarda 6 ay kadar uzun bir sürede yetmezlik gelişmeden bu hastalara yük verebileceklerini göstermişlerdir (54).

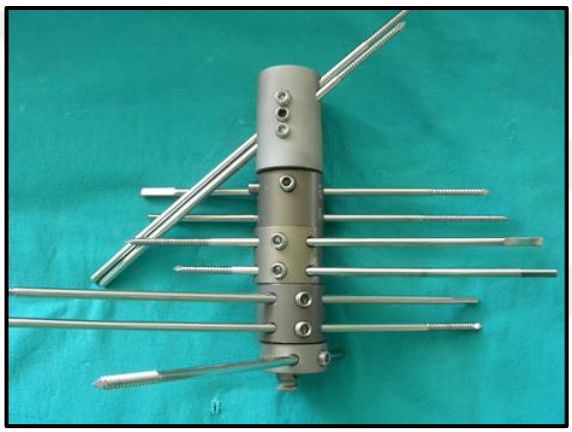
Eksternal fiksatör uygulanan vakalarda kırık fragmanlar arasındaki malpozisyon kaynama gecikmesinin nedenlerinden biridir. Fragmanlar arasındaki temasın artması stabilizasyona ciddi katkı sağlar. Artan temas osteoblastik proliferasyona olumlu yönde etki eder ve kallus köprüleşmesine olumlu katkıda bulunur. Rijit fiksasyonu sağlamaması da kaynamayı geciktiren nedenlerden biridir.

Fiksatör çıkarıldıktan sonra gelişen komplikasyonlardan biride angülasyon deformitesidir. Bu komplikasyonun nedeni genellikle fiksatörün erken çıkarılması ve çıkarıldıktan sonra kırığın breys ve alçı ile korunmamasıdır. Angülasyon deformitesi ve eksternal fiksatörün çıkarılmasının ardından oluşan refraktürler genellikle çok parçalı kırıklarda ve kemik defekti olan vakalarda görülmektedir. Stabil olmayan kırıklarda periferik kallus hacmi kırık eğilmesine karşı gösterilecek direnç için önemli bir kriterdir. Yüksek enerji ile meydana gelen açık kırıklarda eşlik eden damar, sinir ve kas yaralanmalarının eşlik etmesi kırığın daha kolay

deplese olmasına neden olur. Yeterli kallus oluşumunu indüklemek adına bu vakalarda kemik grefti uygulabilir.

2.4. Modüler Aksiyel Fiksatör

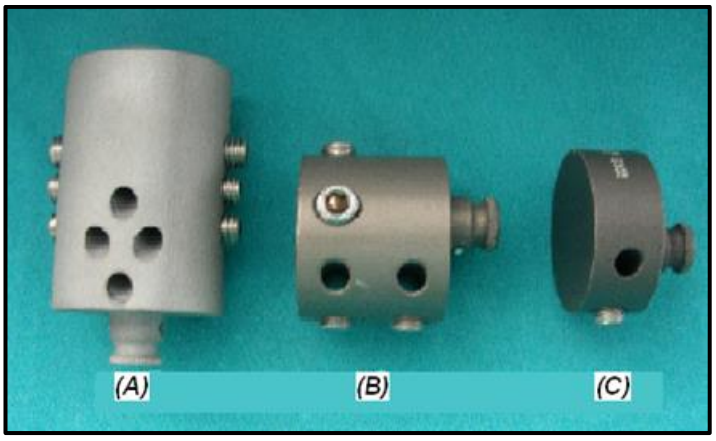
Modüler Aksiyel Fiksatör sistemi unilateral -multiaksiyel bir eksternal fiksatör sistemi olup bu özelliklerini modül sistemi ile sağlamaktadır. Bu modüller tek aksta, ardışık olarak birbirlerine monte edilebilmekte ve çivilere farklı düzlemlerde uygulanabilme olanağı sağlamaktadır. Ayrıca kompresyon ve distraksiyon yapabilme imkanıda vermektedir (Şekil 2.21).



Şekil 2.21. MAF modeli

Modüler Aksiyel Fiksatör ayrıca ekstremite kırıklarının tedavisinde ve ekstremite deformitelerinin düzeltilmesinde de kullanılmaktadır.

Cihaz hasta tarafından kolaylıkla taşınmaktadır. Stabilitesi ise modüllerin gövdesindeki 6,000 serisi duraliminyum ve dış yüzeyindeki 35 mikron kalınlığındaki sert eleksal ile sağlanmaktadır. Modüllerin dış çapı 34 mm iken iç çapı 15 mm'dir. Modüldeki çivi delikleri ise 5,2 mm'dir. Sistemdeki modüller dişi ve erkek olarak 2'ye ayrılmaktadır (Şekil 2.22). Modüller ise birbirine bilya sistemi ile bağlanmaktadır. Çiviler kemiğe yerleştirildikten sonra rotasyonel stabiliteyi sağlamak amacıyla birbirlerine ikişer kitleme vidası ile fikse olurlar ve bu kitleme vidaları çelikten üretilmiştir.



Şekil 2.22. A. Trokanterik Modül, **B.** Çiftli Erkek Modül, **C.** Tekli Erkek Modül

Sistemdeki Schanz çivileri 5 mm çapında olup, 316 L inert paslanmaz çelikten üretilmiştir. Schanz çivilerinin ihtiyaca göre kullanılan 32 mm, 28 mm, 22 mm olmak üzere 3 farklı boyu bulunmaktadır. Ayrıca ihtiyaç halinde kompresyon amaçlı kullanılan stoplu türü de bulunmaktadır.

Modüllerin sentrik ve eksantrik olarak dönebilme özellikleri çivilerin farklı planlarda uygulanmalarına olanak sağlamaktadır. Unilateral özellikte olmasına karşın bu modüller sayesinde farklı planlarda gönderilebilen çiviler ile üç boyutlu bir stabilite sağlanmaktadır.

Proksimal femur kırıklarında femur boynuna ve başına gönderilecek Schanz çivileri trokanterik modül ile fikse edilir. Trokanterik modülde 4 tane delik bulunmaktadır. Bu delikler baklava dilimi şeklinde dizayn edilmiş olup tek aksta biplanar bir yönelim gösterir. Uygulama esnasında hastanın femur baş-boyun açısına göre ihtiyaç duyulabilecek (95^o, 110^o, 120^o ve 130^o) 4 farklı açıda trokanterik modül bulunmaktadır.

Modüler Aksiyel Fiksatör sistemi unilateral olmasına karşın tek aks üzerinde multiplanar bir stabilete sağlar. Farklı kombinasyonlar oluşturabilen bu sistem ile cerrahın farklı ihtiyaçlarına farklı çözümler sağlanabilmektedir.

2006 tarihli çalışmada; kırık fragmanlardaki çivi sayısı ile bar uzunluğunu arttırmanın ve Schanz çivilerini kırık hattına yakın olarak yerleştirmenin, klasik eksternal fiksatörlerden farklı olarak, MAF sisteminin stabilitesini arttırmadığı gösterilmiş ve en stabil tespitin; proksimal fragmanda 3, distal fragmanda 2 Schanz çivisi içeren, 6 cm fonksiyonel çivi boyu ve 8,5 cm bar uzunluğuna sahip MAF

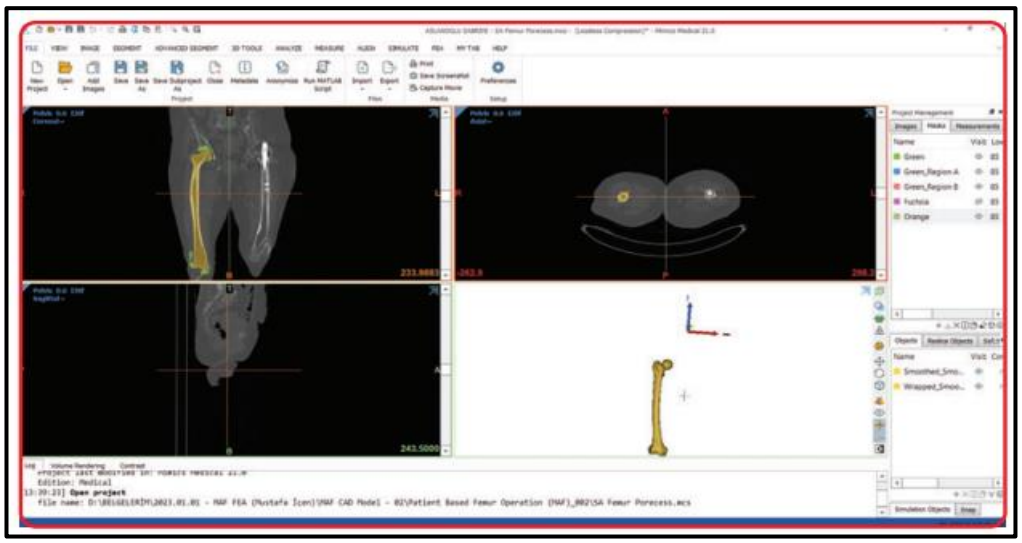
modeli ile sağlandığı ortaya konulmuştur. Çalışma sonucunda elde edilen bir diğer önemli bilgi ise, bir transfiksatör olarak tanımlanabilecek MAF sisteminin, proksimal fragmanın maksimum 12°'lik rotasyonuna izin vermesi nedeniyle instabil femur kırıklarındaki etkinliğinin stabil femur kırıklarına oranla daha az olmasıdır (9). Bu sonuçlardan hareketle; değiştirilebilecek tek parametre olarak görünen fonksiyonel çivi boyunu kısaltıp sistem stabilitesini arttırarak proksimal fragmandaki rotasyon derecesini azaltmak amaçlanmış ve bu amaca ulaşabilmek adına da fiksatör barına eklenen bir destek elemanı ile fonksiyonel çivi boyu iyice azaltılarak YENİ MAF sistemi dizayn edilmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

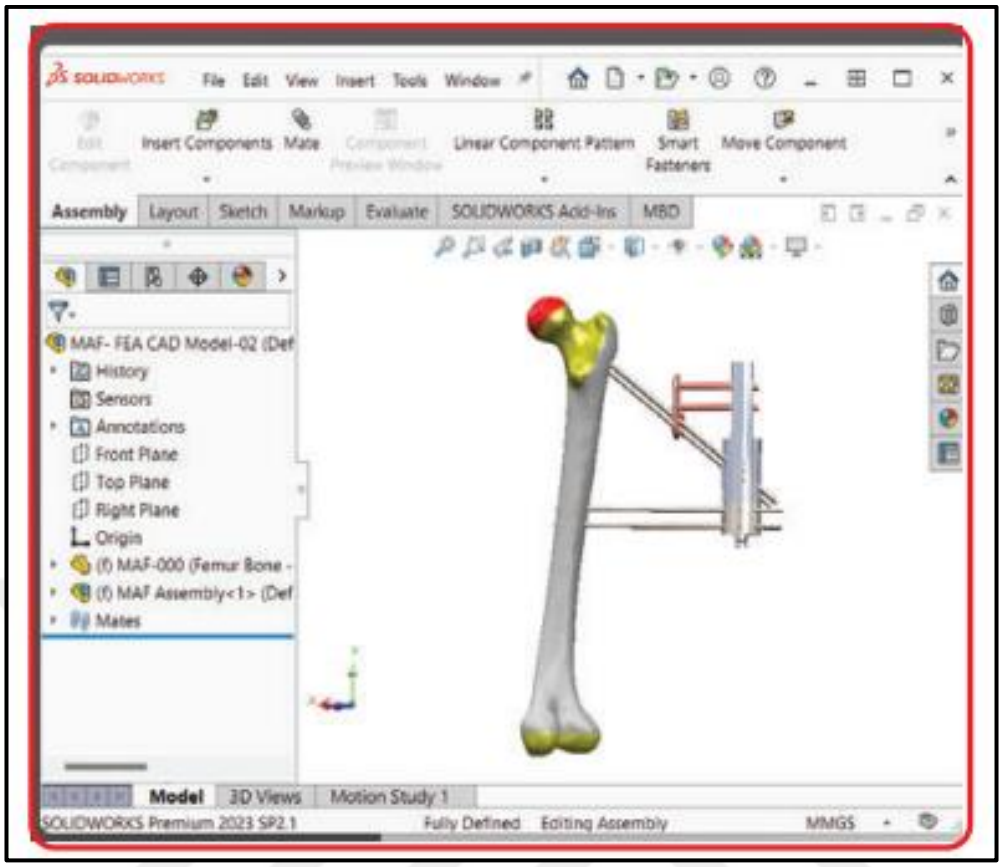
3.1. Üç Boyutlu Modelin Hazırlanması

78 yaşında 70 kg ağırlığında, 158 cm boyundaki, ek hastalığı olmayan hastanın kendi seviyesinden düşme sonrası sol femur boyun kırığı olan ancak sağ alt ekstremitede fizik muayene bulguları normal olan ve görüntüleme yöntemlerinin deneyimli bir radyolog ve ortopedist tarafından kapsamlı olarak incelendiği ve kemik patolojinin saptanmadığı ileri yaş bireyin sağ femur proksimalinden başlayıp diz eklemine kadar Siemens go.Up BT cihazı (Siemens, Münih, Almanya) ile BT görüntüleri alındı. Tarama parametreleri şu şekilde ayarlandı: 100 KV, 36 Ma, 0,6 mm dilimleme mesafesi, toplamda 812 eksenel dilim elde edildi.

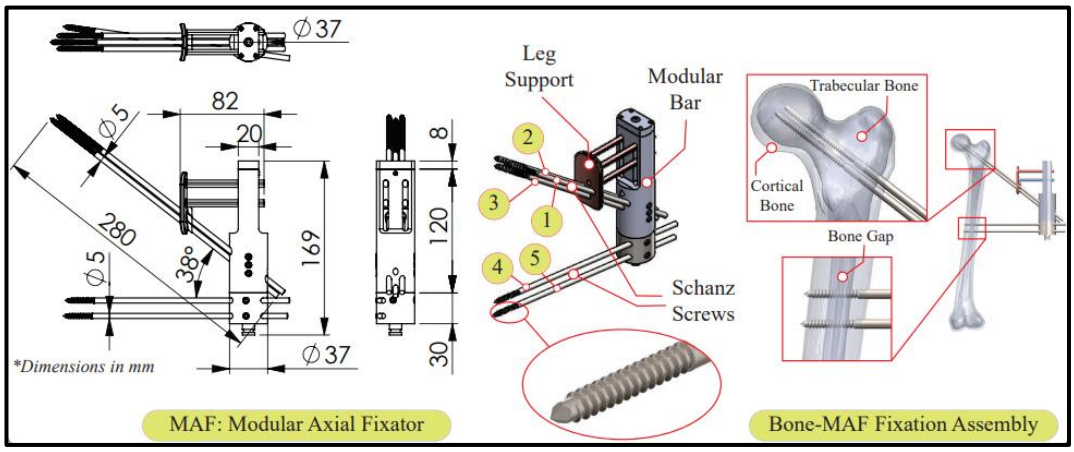
Femur katı modeli Mimics Medikal yazılımı (Materialise) kullanılarak yumuşak dokular kemik yapılardan ayrılarak oluşturuldu. Modeli daha da geliştirmek için 3 boyutlu parametrik katı modelleme yazılımı olan SolidWorks kullanıldı (Şekil 3.1). Daha sonra stabil ve stabil olmayan kırık modelleri geliştirildi. Oluşturulan katı femur modeline parametrik olarak tasarlanmış bir MAF modeli eklendi (Şekil 3.2). Proksimalde 3 distalde 2 tane olmak üzere toplam 5 schanz çivisi ve destek eleman ile MAF modeli tasarlandı (Şekil 3.3) Hem stabil hem de stabil olmayan proksimal femur kırığı senaryolarında analiz için toplamda altı farklı MAF konfigürasyonu hazırlandı.



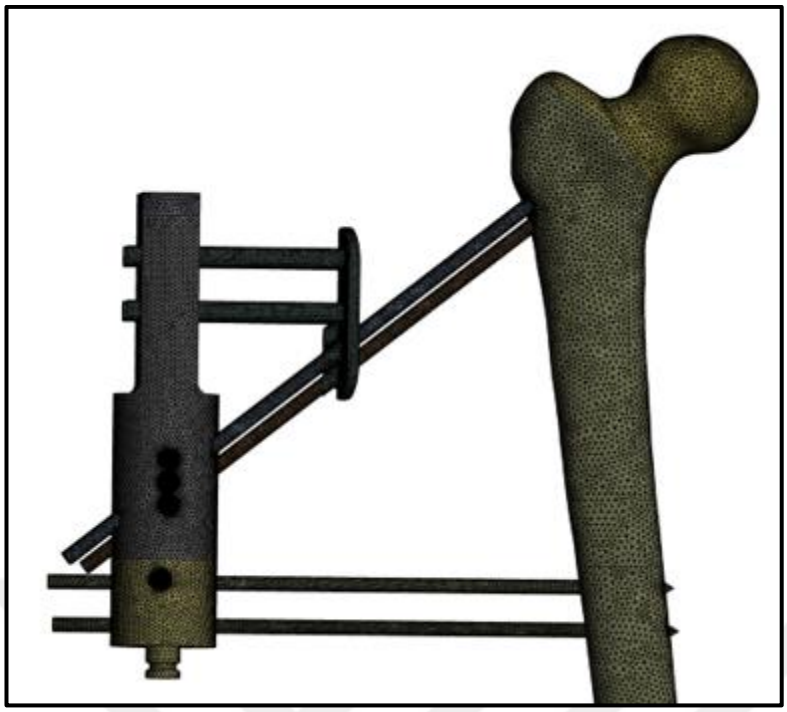
Şekil 3.1. MIMICS® programında verilerden üç boyutlu model oluşturulması



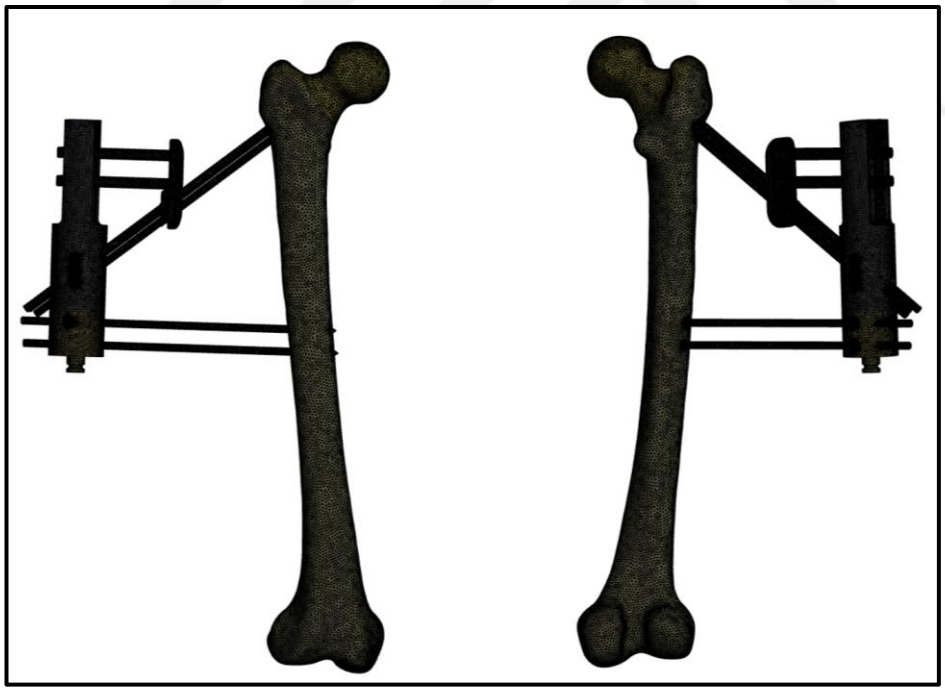
Şekil 3.2. Femur modeline eklenmiş MAF modelinin tasarlanması



Şekil 3.3. Tasarlanan MAF modeli, schanz çivilerinin numaralandırılması ve tasarlanan kemik modeli



Şekil 3.4. Femur ve MAF modelinin mesh yapısı



Şekil 3.5. Femur ve MAF modelinin ön-arka mesh yapısı

3.2. Malzeme Özellikleri

Femur kemik yapılarının oluşturulmasında önceki çalışmalarda tartışılan malzeme özellikleri dikkate alınarak deformasyon davranışları dikkatli bir şekilde incelendikten sonra oluşturulmuştur. Bu konularda fikir birliğine varılmamasına rağmen, bazı deneysel çalışmalarda femur kemiğinin materyal özelliklerine ilişkin değerli bilgiler sunulmuştur.

Bu çalışmada kortikal kemik ve trabeküler kemiklerin malzeme özellikleri ayrı ayrı analiz edilmiştir. Çünkü; kortikal kemik, gözenekli trabeküler yapıya kıyasla daha fazla yoğunluk ve dayanıklılık gösterir. Bu çalışmanın temel amacını gerçekleştirmek için FEA senaryolarında kullanılan malzemeler için amaca yeterince hizmet eden homojen izotropik doğrusal elastik malzeme modeli kullanılmıştır. Literatür referanslarının ardından kortikal ve trabeküler kemik için elastik modül hesaplamaları Hounsfielde birimleri (HU) temel alınarak yapıldı. Poisson oranının hesaplamalar boyunca sabit kalacağı varsayılmıştır.

Birinci denklemde kemik görünür yoğunluğu ile HU arasındaki doğrusal korelasyon dikkate alınarak gerçek yoğunluğu belirlemek için kullanıldı. İkinci denklemde femur kemik yapısının elastik modülü hesaplandı (55, 56, 57).

FEA çalışmamızda bar ve ara destek elemanı için Alüminyum 7075-T6 malzeme özelliği kullanıldı. Schanz çivileri için de Paslanmaz Çelik 316 LVM'de kullanıldı. Tablo 3.1'de FEA analizimizde kullanılan malzeme özellikleri verilmiştir.

$$\rho = HU\ 750^{-1}$$

$$E = \begin{cases} 1904\ \rho^{1.64}, & \rho < 0.946\ (Trebecular) \\ 2065\ \rho^{3.09}, & \rho \geq 0.946\ (Cortical) \end{cases}$$

Where; HU: Hounsfield units (HU) measured from patient's CT data, *E:* Elastic Modulus (MPa); ρ: real density (g cm^{-3})

Tablo 3.1. Malzeme özellikleri

Parametre	Birim	Kortikal kemik	Trabeküler kemik	Schanz çivisi (SS316LVM)	Bar - Destek elemanı (AL7075-T6)
Elastik modül	(MPa)	21464	1320	200000	72000
Poison oranı	-	0.3	0.3	0.33	0.33
Dansite	kg m-3	2130	800	8000	2800

3.3. Sınırlı Koşullar ve Ağ Yapısı

FEA'de kullanılan yüklemenin büyüklüğü hastanın ağırlığı (70 kg) dikkate alınarak hesaplandı. Yükleme senaryoları, kırık tarafın tespiti sağlandıktan sonra aynı tarafın üzerinde durduğu ve tek bacak üzerinde statik duruş fazında femurun eksenel (dikey) yüklenmeye maruz kaldığı varsayıldı. Kalça eklemi, insan vücudunda ağırlık taşıyan en önemli yapı olarak görev yapmaktadır. Yüklenmede kasların ve diğer yumuşak dokularında uyluk kemiğine destek sağladığı ve ana yükün ise vücut ağırlığı olduğu kabul edildi.

Kalçaya etki eden ana kuvvetler; vücut ağırlığı, abduktör kas grubu ve fleksör kas grubu (iliopsoas) dur. Eschweiler ve ark. tarafından yürütülen kapsamlı bir çalışmada kalça eklemi üzerinde ortaya çıkan tüm kuvvetler araştırıldı. Mevcut literatürde açıklanan biyomekanik modeller kullanılarak kalça eklemine etki eden tüm kuvvetlerin bileşke kuvveti şeklinde modellendi (58). Çalışmamızda da femurun yüklenmesi için Eschweiler ve ark. tarafından tasarlanan model kullanılmıştır. Sonuç olarak FEA de kullanılan yüklenmenin büyüklüğü, hastanın 70 kg'lık ağırlığına karşılık gelen 18.47 derecelik açıyla 1752 N (dikey) ve 585 N (yatay) olarak kabul edildi (Şekil 3.6).

Diz eklemi sabit kabul edildi ve modeldeki en distal bölge olarak ele alındı. Yer çekimi kuvveti de hesaba katıldı. FEA sonuçlarını etkiyen bir diğer parametrede FEA de kullanılan komponentlerin birbiri ile olan temasıdır. Bizim

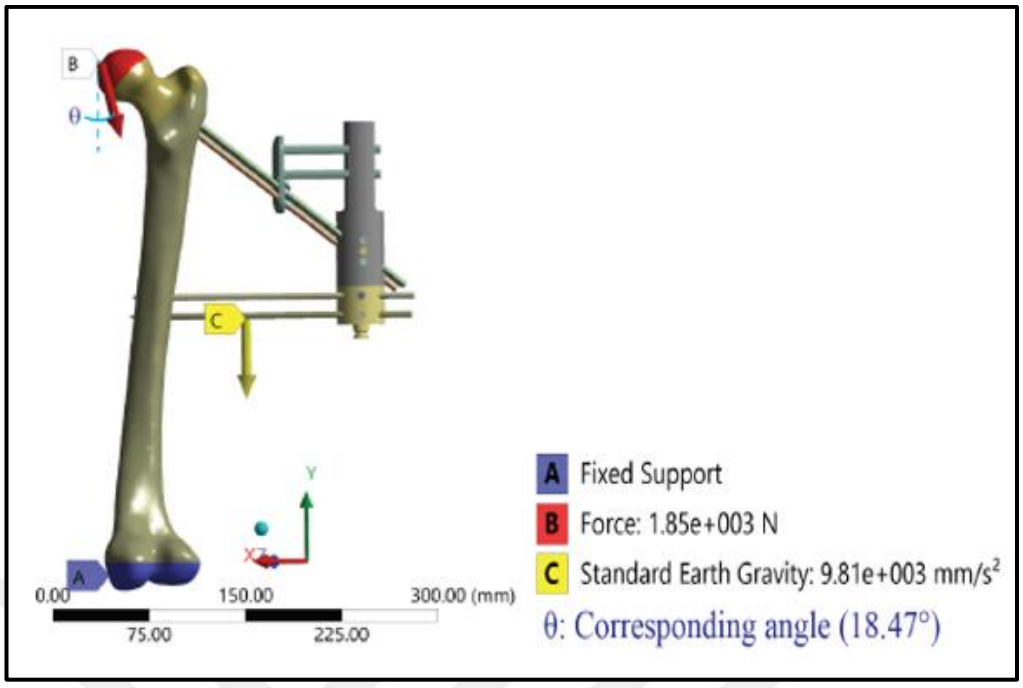
çalışmamızda da kırık fragmanlar, vidalar ve barlar arasından ayrıntılı kayan temas tanımları kullanıldı. Ayrıca femurun kortikal ve trabeküler yapılarının anatomik gerçekliğe uygun olması için bağlı temas tanımları kullanıldı. Çalışmada farklı bacak destekli lokasyonları ile stabil ve stabil olmayan proksimal femur kırığı dikkate alınarak toplam altı yükleme senaryosu oluşturuldu.

Ağ yapısı (FE modeli) FEA kodunun ağ oluşturma fonksiyonları kullanılarak oluşturuldu. Senaryoların her biri için aynı ağ oluşturma parametreleri kullanıldı. Sonuçların doğruluğunu artırmak için vida yivleri gibi alanlara özel olarak daha küçük eleman boyutlarıyla ayrı ayrı parçalara dayalı ağ oluşturma yöntemi kullanıldı (Şekil 3.7).

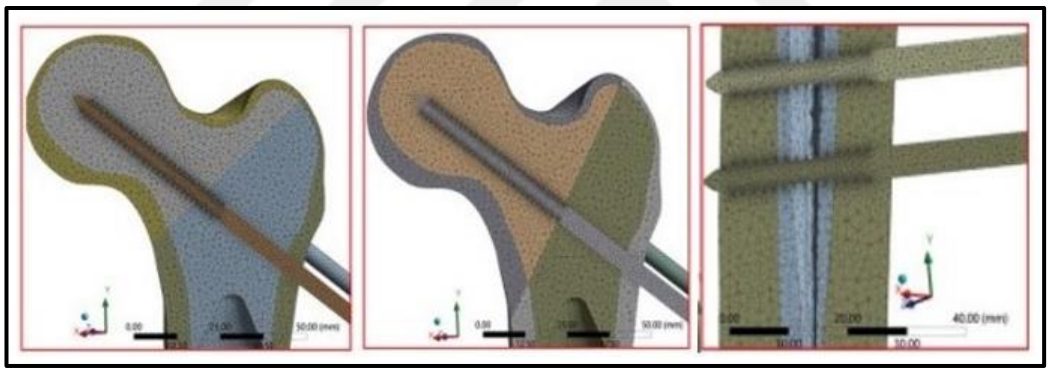
Ayrıca çalışmamızdaki modeller maksimum boyutu 8 mm, minimum boyutu 1 mm olacak şekilde toplamda ortalama 2401618 adet element, 3639241 nodes ten oluşturuldu.

FE modelinin doğruluğunu değerlendirmek için çarpıklık metriği kullanıldı. Eşkenar hücrelerdeki elementlerin 0 çarpıklık değeri mükemmel hücre kalitesini belirtirken, 1 değeri tamamen dejenere olmuş hücreleri gösterir (0: Eşkenar, 0-0.25: Mükemmel, 0.25-050: İyi, 0.50-0.75: Orta, 0.75-0.90: Zayıf, 0.9-1: Kötü, 1: Dejenere) (59). Bizim çalışmamızdaki FE modeli, 0.25'lik ortalama ile mükemmel bir çarpıklık metriği sergiledi.

Ön işleme adımları tamamlandıktan sonra çözüm süreçleri Dell Precision M4800 serisi mobil iş istasyonunda yürütüldü ve belgelendi. İş istasyonu, güvenilir ve verimli analiz sonuçları elde etmek için Intel Core i7-4910Q-2,9 GHz işlemci, 32 GB RAM ve NVIDIA Quadro K2100M-2 GB DDR5 grafik kartıyla donatılmıştır.



Şekil 3.6. Femur modeli ve yüklenme kuvveti



Şekil 3.7. FEA'de vida modelleri

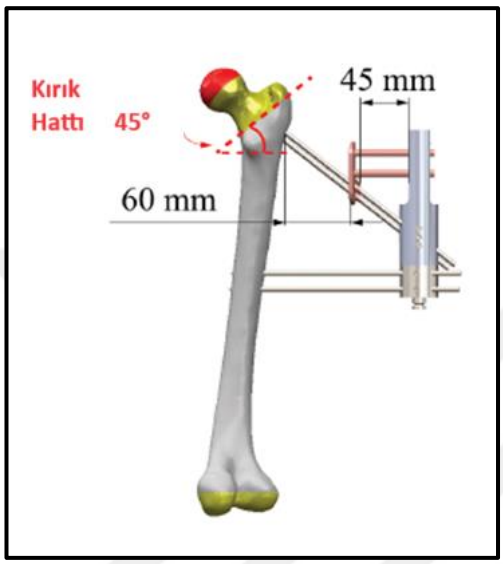
3.4. Fiksasyon Modelleri

FEA çalışmamızda stabil ve stabil olmayan iki adet kırık hattı oluşturuldu. Stabil kırık hattı büyük trokanterden başlayan küçük trokanterin üst sınırına uzanan 45 dereceklik bir kırık hattı iken stabil olmayan kırık hattı büyük trokanterden başlayan ve küçük trokanterin alt sınırına uzanan 117 derecelik bir kırık hattı olarak tanımlandı.

Tarafımızca tasarlanan ve destek elemanı olarak tanımlanan aparat femur ile MAF modeli arasında bulunur. Destek elemanın MAF modelinin en üst sınırına

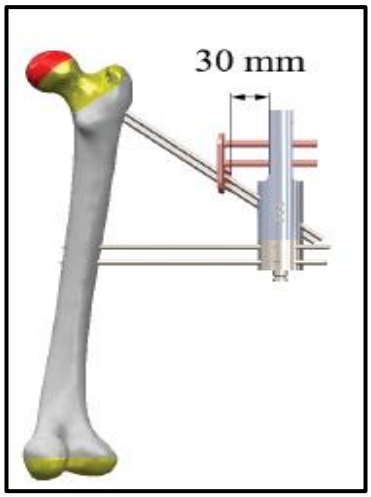
dayandığı nokta ile en alt noktasında dayandığı nokta arasında 30 mm hareket marjı vardır.

Model 1: Stabil kırık hattı ve destek elemanın MAF'ın en üst noktasında olduğu modeldir. Destek eleman ile femur arasındaki mesafe 60mm'dir. Destek eleman ile MAF arasındaki mesafe ise 45 mm'dir (Şekil 3.8).



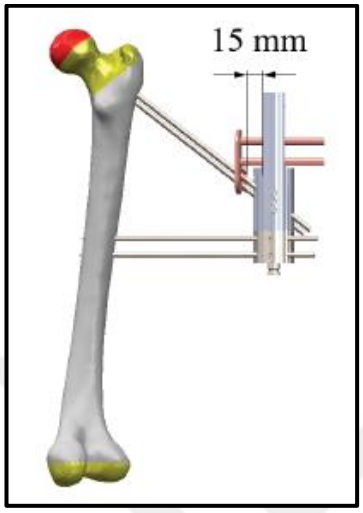
Şekil 3.8. Model 1

Model 2: Stabil kırık hattı ve destek elemanın MAF'ın orta noktasında olduğu modeldir. Destek eleman ile femur arasındaki mesafe 60mm'dir. Destek eleman ile MAF arasındaki mesafe ise 30 mm'dir (Şekil 3.9).



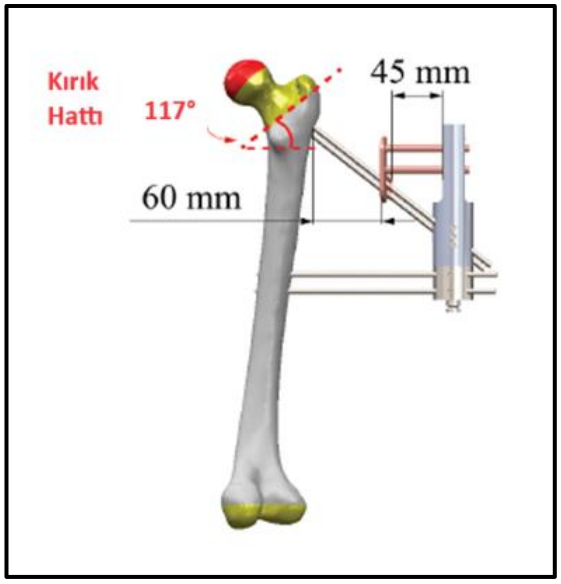
Şekil 3.9. Model 2

Model 3: Stabil kırık hattı ve destek elemanın MAF'ın en alt noktasında olduğu modeldir. Destek eleman ile femur arasındaki mesafe 60 mm'dir. Destek eleman ile MAF arasındaki mesafe ise 15 mm'dir (Şekil 3.10).



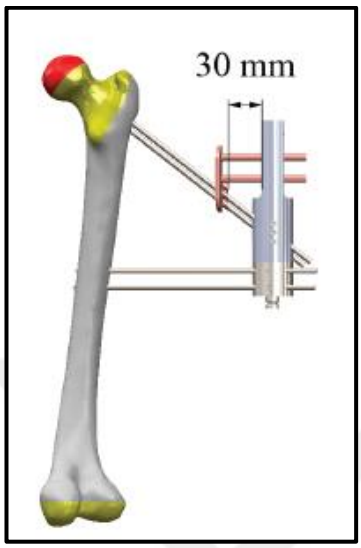
Şekil 3.10. Model 3

Model 4: Stabil olmayan kırık hattı ve destek elemanın MAF'ın en üst noktasında olduğu modeldir. Destek eleman ile femur arasındaki mesafe 60mm'dir. Destek eleman ile MAF arasındaki mesafe ise 45 mm'dir (Şekil 3.11).



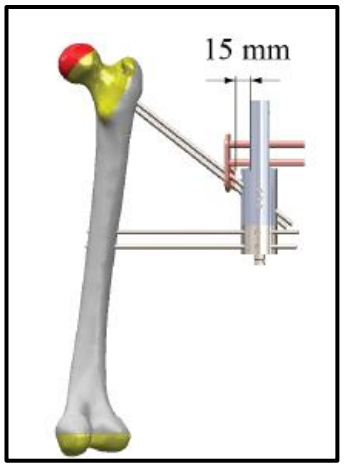
Şekil 3.11. Model 4

Model 5: Stabil olmayan kırık hattı ve destek elemanın MAF'ın orta noktasında olduğu modeldir. Destek eleman ile femur arasındaki mesafe 60mm'dir. Destek eleman ile MAF arasındaki mesafe ise 30 mm'dir (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Model 5

Model 6: Stabil olmayan kırık hattı ve destek elemanın MAF'ın en alt noktasında olduğu modeldir. Destek eleman ile femur arasındaki mesafe 60mm'dir. Destek eleman ile MAF arasındaki mesafe ise 15 mm'dir (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Model 6

4. BULGULAR

Bu çalışmada MAF-femur fiksasyonu gerçekçi, tam ölçekli 3 boyutlu modeli başarıyla oluşturuldu. Bu modeller MAF-kemik fiksasyonunun dayanıklılığını analiz etmek için kullanıldı. Modeller önceden belirlenen yükleme koşulları altında MAF'ın deformasyon davranışlarını görsel olarak gösterirken, sayısal sonuçlar ilgili bileşenler için gerilim ve deformasyon büyüklüklerini gösterdi. Simülasyon sonuçları, tüm modeller için mantıksal deformasyon davranışını ortaya çıkardı.

4.1. MAF-Femur Modelinde Maksimum Stres Dağılımının Analizi

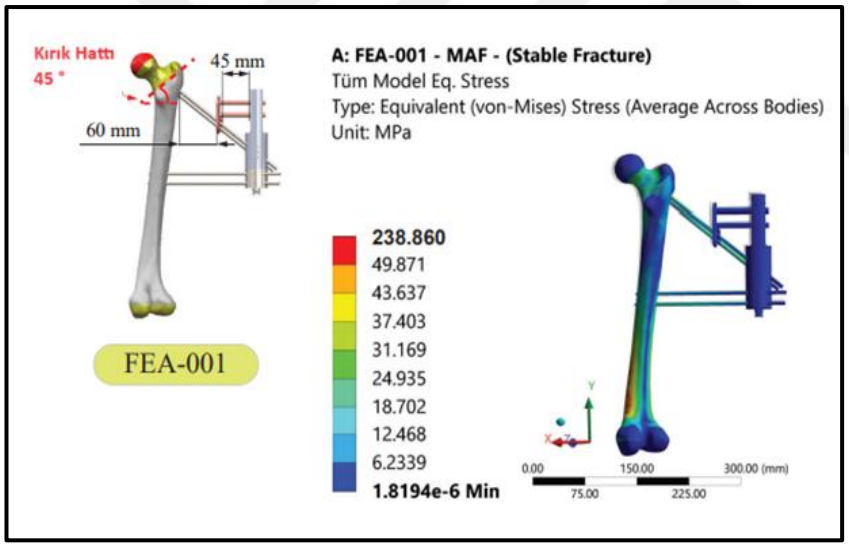
Tablo 4.1. MAF-femur modellerinde maksimum stres dağılımının analizi

KOMPONENT	MALZEME	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL 4	MODEL 5	MODEL 6
		(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)
Kortikal kemik	Kortikal kemik	150,490	150,610	159,630	306,880	306,400	308,200
Kortikal kemik-kırık hattı	Kortikal kemik	122,350	122,610	123,590	247,400	242,960	248,910
Spongios kemik	Spongios kemik	74,454	81,066	79,424	172,860	167,310	177,850
Spongios kemik-kırık hattı	Spongios kemik	65,196	65,480	66,732	95,950	114,310	115,830
Bar	Aluminum 7075-T6; 7075-T651	15,053	18,278	15,232	30,997	29,214	32,800
Destek elemanı	Aluminum 7075-T6; 7075-T651	13,283	16,826	15,784	15,589	21,663	25,448
Schanz-1(Anterior)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	119,280	124,230	126,080	221,060	214,790	226,990
Schanz2(Posterior)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	187,500	188,320	188,470	413,530	424,180	431,060
Schanz-3(İnferior)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	238,860	244,360	240,710	381,000	386,420	390,220
Schanz-4(Distal 1)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	150,110	160,440	194,560	205,590	199,410	215,610
Schanz-5(Distal 2)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	110,390	122,600	124,800	123,320	126,780	127,270

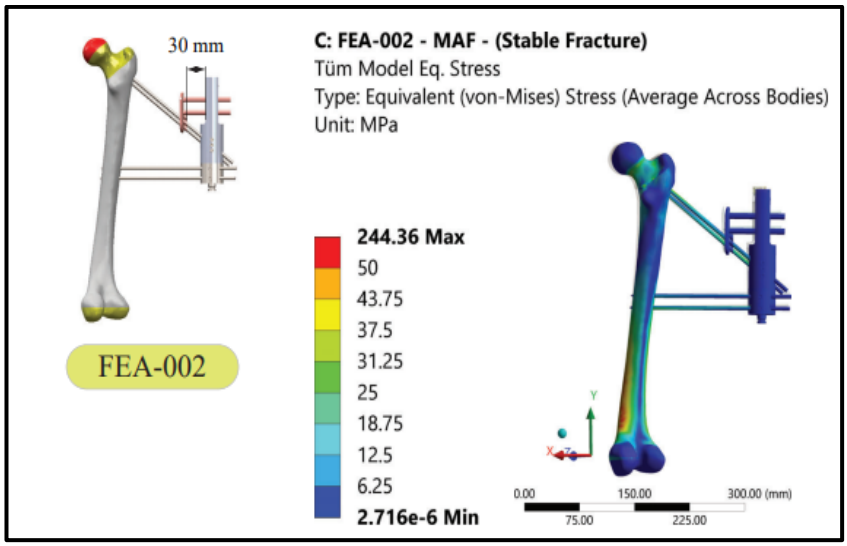
Maksimum stres sonuçlarının, stabil kırıklarda ve stabil olmayan kırıklarda farklı bölgelerde olduğu izlenmiştir. Stabil kırıklardaki maksimum stresin inferior Schanz çivilerinde olduğu görülürken stabil olmayan kırıklardaki maksimum stresin posterior Schanz çivilerinde olduğu görülmüştür.

Stabil kırıklardaki stres dağılımının schanz çivileri arasında ise inferior>posterior>dista1>anterior>distal2 şeklinde olduğu, stabil olmayan kırıklarda ise posterior>inferior>anterior>distal1>distal2 şeklinde olduğu görülmüştür. Bar ve destek elemanın ise tüm modellerde strese en az maruz kalan alan oldukları izlenmiştir.

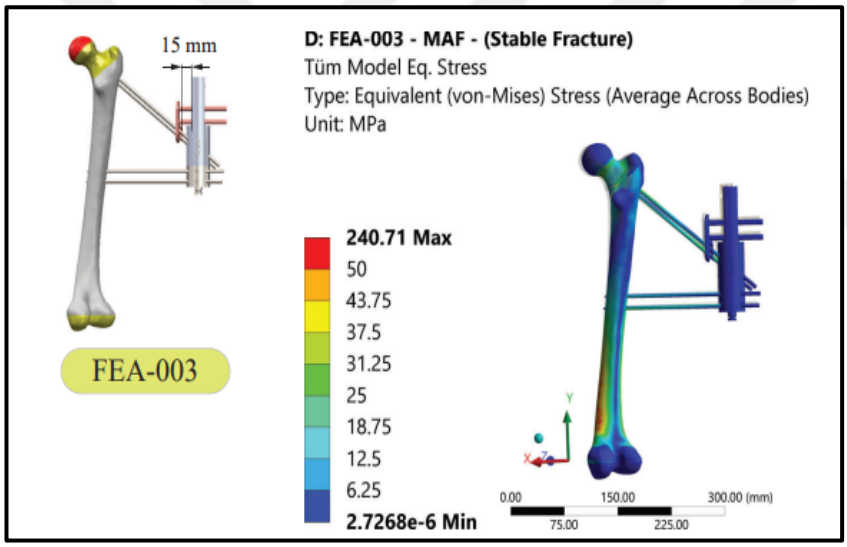
Fonksiyonel çivi boyunun en kısa olduğu stabil kırık modelinde (Model 1), en büyük strese maruz kalan inferior schanz çivisi olup 196.860 MPa iken, fonksiyonel çivi boyunun en uzun olduğu instabil kırık modelinde (Model 6) ise, en büyük strese maruz kalanın posterior Schanz çivisi olup 431.060 MPa dır. Bu durum fonksiyonel çivi boyunun kısaldığı durumlarda stabil kırık modelinin daha az strese maruz kaldığı, fonksiyonel çivi boyunun uzun olduğu instabil kırıklarda ise daha büyük bir strese maruz kaldığını göstermiştir (Grafik 4.1).



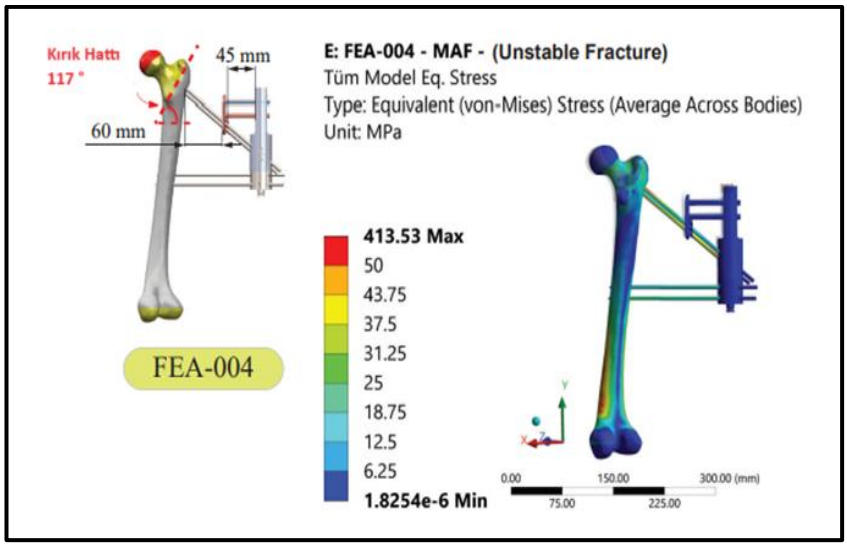
Şekil 4.1. Model 1 maksimum stres dağılımı



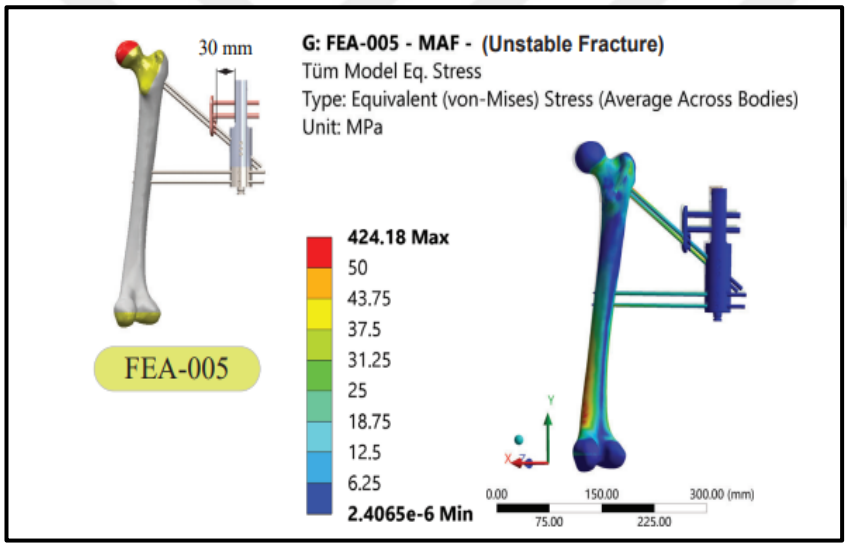
Şekil 4.2. Model 2 maksimum stres dağılımı



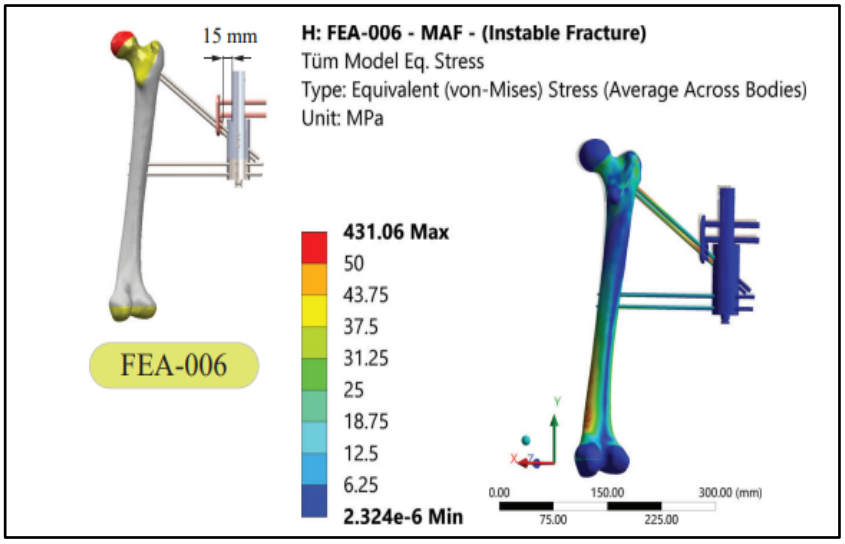
Şekil 4.3. Model 3 maksimum stres dağılımı



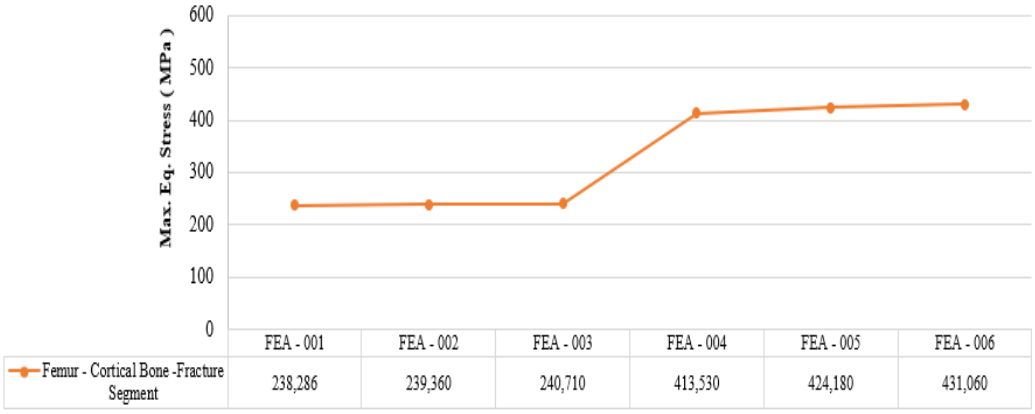
Şekil 4.4. Model 4 maksimum stres dağılımı



Şekil 4.5. Model 5 maksimum stres dağılımı



Şekil 4.6. Model 6 maksimum stres dağılımı



	FEA - 001	FEA - 002	FEA - 003	FEA - 004	FEA - 005	FEA - 006
Femur - Cortical Bone -Fracture Segment	238,286	239,360	240,710	413,530	424,180	431,060

Grafik 4.1. Maksimum stres dağılımı

4.2. MAF-Femur Modelinde Maksimum Yer Değiştirme Analiz Sonuçları

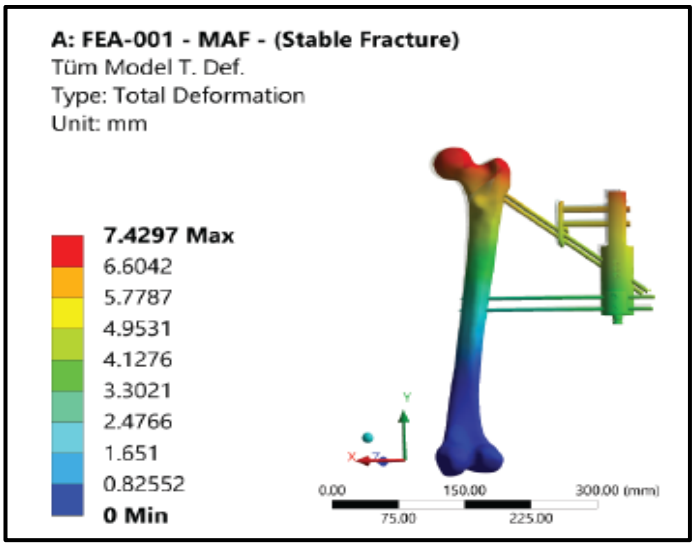
Yüklenme yönü dikkate alındığında kuvvetin uygulama noktası olan ve modelin sabitlendiği diz çevresinden en uzak nokta olarak bulunan femur başının yer değiştirme miktarının en fazla nokta olması doğaldır.

Yer değiştirme miktarlarının en fazla olduğu modeller stabil ve stabil olmayan kırık modelinde de destek elemanın femura en uzak olduğu Model 3 ve Model 6'dır (Tablo 4.2).

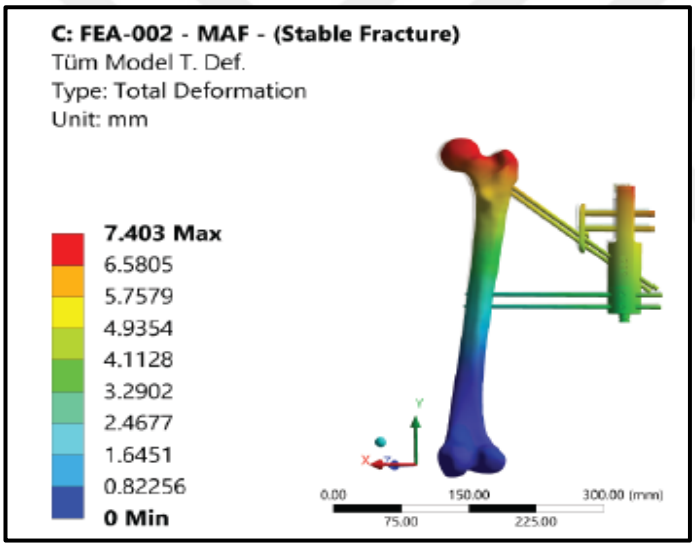
Diğer bileşenlerin deformasyon değerleri, önceden tasarlanmış sınırlı koşullar altında MAF yapısında ve kemikte herhangi bir sorun olmadığını gösterdi.

Tablo 4.2. MAF-femur modellerinde maksimum bileşke deformasyon (yer değiştirme)

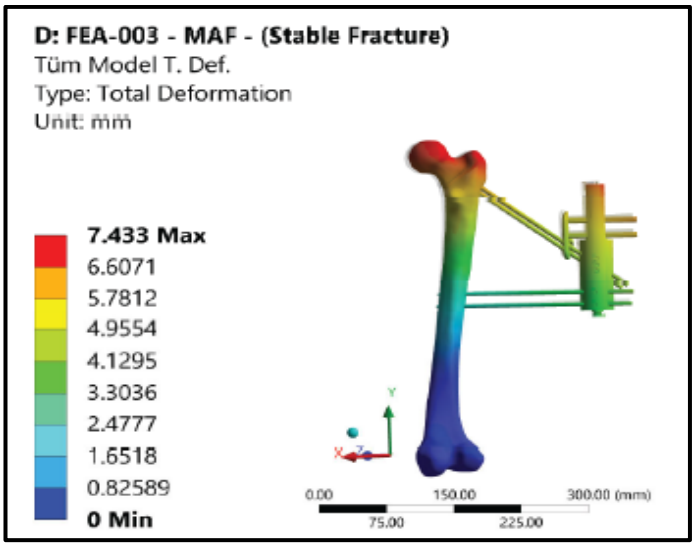
KOMPONENT	MALZEME	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL 4	MODEL 5	MODEL 6
		(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)
Kortikal kemik	Kortikal kemik	7,125	7,120	7,122	7,110	7,110	7,106
Kortikal kemik-kırık hattı	Kortikal kemik	7,460	7,403	7,433	7,366	7,366	7,362
Spongios kemik	Spongios kemik	7,085	7,075	7,079	7,054	7,055	7,050
Spongios kemik-kırık hattı	Spongios kemik	7,379	7,350	7,362	7,314	7,315	7,311
Bar	Aluminum 7075-T6; 7075-T651	7,087	7,016	7,010	7,071	6,983	6,899
Destek elemanı	Aluminum 7075-T6; 7075-T651	6,731	6,581	6,723	6,696	6,602	6,530
Schanz-1 (Anterior)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	7,110	7,080	7,109	7,042	7,043	7,040
Schanz-2 (Posterior)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	7,118	7,061	7,101	7,034	7,037	7,033
Schanz-3 (İnferior)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	7,019	6,984	7,011	6,952	6,954	6,950
Schanz-4 (Distal 1)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	4,668	4,655	4,661	4,558	4,570	4,514
Schanz-5 (Distal 2)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	4,628	4,443	4,623	4,456	4,468	4,409



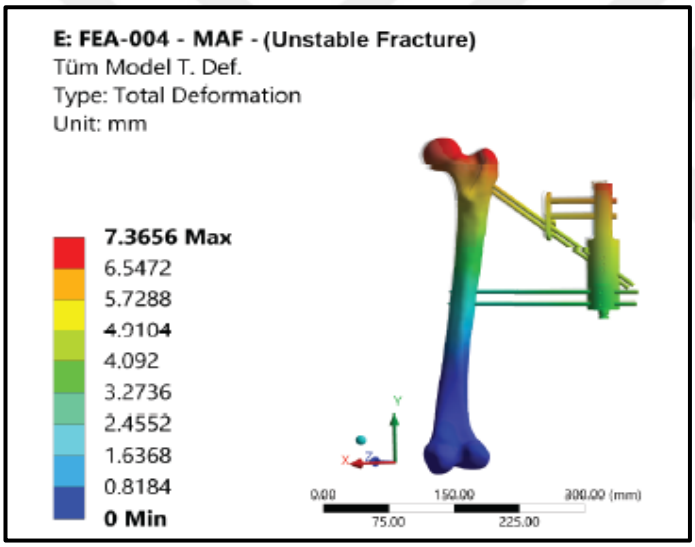
Şekil 4.7. Model 1 maksimum bileşke yer değiştirme



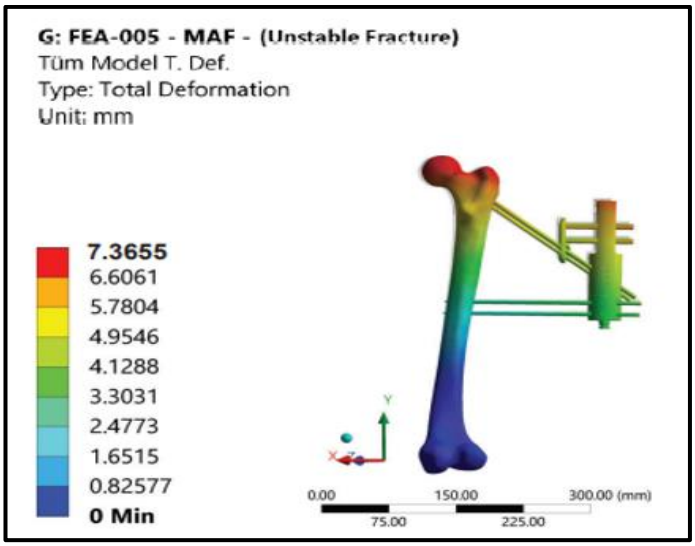
Şekil 4.8. Model 2 maksimum bileşke yer değiştirme



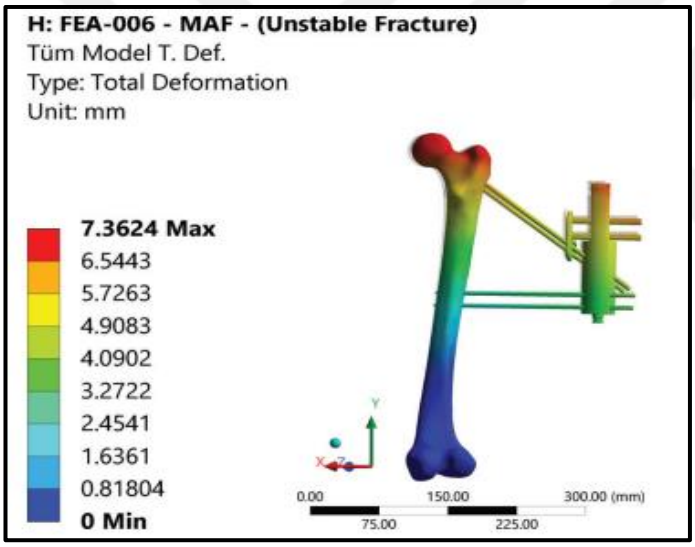
Şekil 4.9. Model 3 maksimum bileşke yer değiştirme



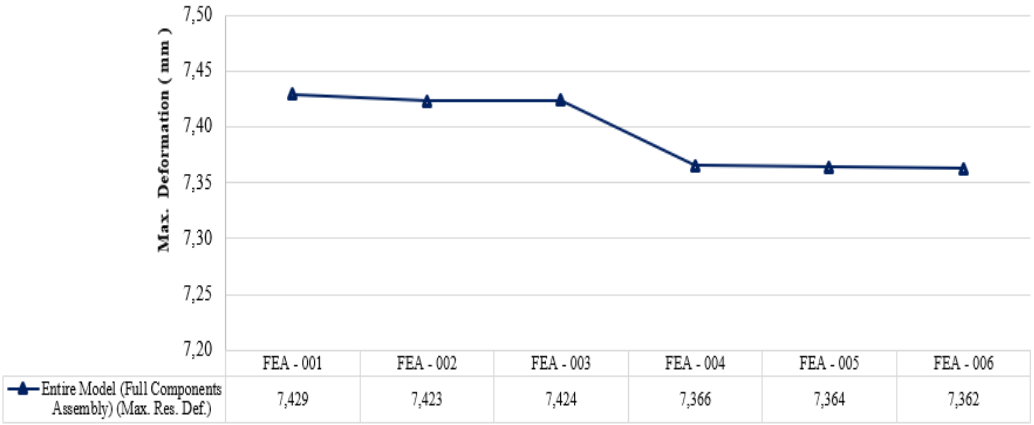
Şekil 4.10. Model 4 maksimum bileşke yer değiştirme



Şekil 4.11. Model 5 maksimum bileşke yer değiştirme



Şekil 4.12. Model 6 maksimum bileşke yer değiştirme



Grafik 4.2. Maksimum bileşke yer değiştirme

4.3. MAF-Femur Modelinde Malzeme Hasar Kriterleri

Malzemelerdeki hasar değerlendirilirken, bileşenler üzerindeki gerilim büyüklüklerinin dağılımı analiz edilerek malzemeye bağlı olarak nihai gerilim veya akma gerilim noktası ile temsil edilebilen malzemenin hasar eşiği karşılaştırılarak hasar belirtileri değerlendirilir. Bu çalışmanın amacı doğrultusunda hasar eşiği, kalıcı deformasyonun (plastik deformasyon) meydana geldiği noktayı ifade eden malzemenin akma gerilimi noktası olarak tanımlanır.

Bir FEA analizde bir bileşenin veya yapının beklenen yükleme koşullarına maruz kaldığında yapısal bütünlüğünü ve güvenliğini sağlamak için güvenlik faktörünü (FoS) hesaplamak çok önemlidir. Bu çalışmadaki bileşenler için FoS, malzeminin akma gerilimi değerinin deneyden elde edilen gerilim sonuçlarına bölünmesiyle belirlenmiştir. 1'in altındaki değerler hasar veya malzeme arızasını gösterir. Hiçbir bileşende herhangi bir arıza kanıtı ortaya çıkmadı. Modüler bar ve ara destek eleman için en düşük FoS değerleri 17.073 ile 6. modelde izlendi ve buda yüksek düzeyde güvenlik anlamına geliyordu. Schanz vidaları içinde en düşük FoS değeri 1.624 ile 6.modeldeki posterior schanz çivisinde izlenmiş olup bu değerde güvenliliğini test etmiştir. Bu sonuçlar, MAF elemanlarının belirli yüklenme koşulları altında strese etkili bir şekilde dayanabildiğini göstermiştir**.**

Tablo 4.3. MAF-femur modelinde malzeme hasar kriterleri

KOMPONENT	MALZEME	YİELD STRES (MPa)	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL 4	MODEL 5	MODEL 6
Bar	Aluminum 7075-T6; 7075-T651	560	37,202	30,638	37,765	18,066	19,169	17,073
Destek elemanı	Aluminum 7075-T6; 7075-T651	560	42,159	33,282	35,479	35,923	25,851	22,006
Schanz-1 (Anterior)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	700	5,869	5,635	5,552	3,167	3,259	3,084
Schanz-2 (Posterior)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	700	3,733	3,717	3,714	1,693	1,650	1,624
Schanz-3 (İnferior)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	700	2,931	2,865	2,908	1,837	1,812	1,794
Schanz-4 (Distal 1)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	700	4,663	4,363	3,598	3,405	3,510	3,247
Schanz-5 (Distal 2)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	700	6,341	5,710	5,609	5,676	5,521	5,500

FoS: Factor of Safety FoS: Material Yield Stress/Calculated Stress

4.4. Schanz Çivi- Kemik Bileşkesindeki Stres Değerlerinin Dağılımı

Tablo 4.4. Schanz çivi- kemik bileşkesindeki stres değerlerinin dağılımı

KOMPONENT	MALZEME	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL 4	MODEL 5	MODEL 6
		(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)
Femur- 1.schanz çivisi giriş noktası(kemikte)	Kortikal kemik	23,139	23,507	23,446	50,535	50,553	51,179
Femur- 2.schanz çivisi giriş noktası(kemikte)	Kortikal kemik	19,084	19,226	19,470	39,200	38,688	39,292
Femur- 3.schanz çivisi giriş noktası(kemikte)	Kortikal kemik	22,771	22,927	22,929	41,412	42,243	42,22+52
Femur- 4.schanz çivisi giriş noktası(kemikte)	Kortikal kemik	36,197	36,231	36,551	36,853	37,782	38,312
Femur- 5.schanz çivisi giriş noktası(kemikte)	Kortikal kemik	51,021	51,626	51,724	52,221	52,501	52,771
1.schanz çivisi kemik girş noktası (schanz çivisinde)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	37,050	38,510	38,050	72,170	72,170	72,240
2.schanz çivisi kemik girş noktası (schanz çivisinde)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	24,440	24,450	24,500	59,330	59,050	60,490
3.schanz çivisi kemik girş noktası (schanz çivisinde)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	37,150	39,330	37,190	68,690	69,080	70,490
4.schanz çivisi kemik girş noktası (schanz çivisinde)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	25,110	25,230	25,590	27,240	27,420	27,910
5.schanz çivisi kemik girş noktası (schanz çivisinde)	Medical Grade Stainless Steel 316 LVM	35,230	35,480	35,700	38,500	39,360	39,770
Femur- 1.schanz çivisi giriş noktası(kemikte)	Kortikal kemik	23,139	23,507	23,446	50,535	50,553	51,179

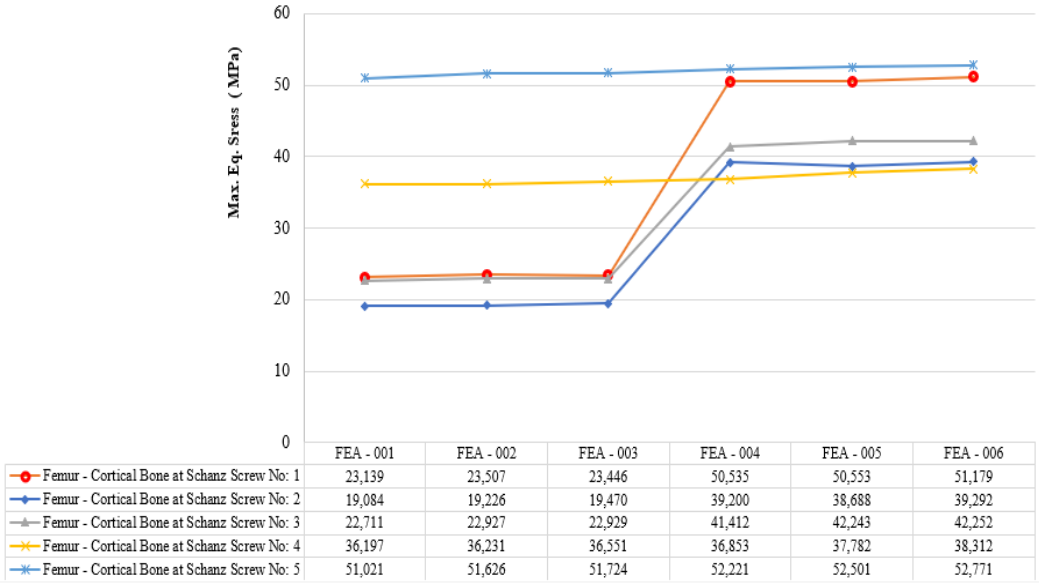
Schanz çivi-kemik bileşkesindeki stres değerleri; hem çivi üzerinde hem de kortikal kemik üzerindeki stres değerleri olmak üzere 2 farklı yerde değerlendirildi.

Kortikal kemik üzerindeki stres değerlerinin en fazla tüm kırık modellerinde distal2 Schanz çivisinde olduğu gözlendi. Ayrıca stabil kırıklarda en az stresin yine tüm modellerde posterior schanz çivilerinde olduğu gözlenirken stabil olmayan kırıklarda bunun distal1 Schanz çivisi üzerinde olduğu izlendi.

Schanz çivilerinin kemik giriş yerinde çivi üzerlerindeki en büyük streslerin stabil kırıklarda 2. Modelin inferior Schanz çisinde olduğu izlenirken. Stabil olmayan kırıklardaki tüm modellerde anterior schanz çivisinde olduğu izlendi. En az stresin ise stabil kırık modellerinde posterior Schanz çivisi üzerinde olduğu görülürken, stabil olmayan kırık modellerinde ise distal 1 Schanz çivisinde olduğu izlenmiştir.

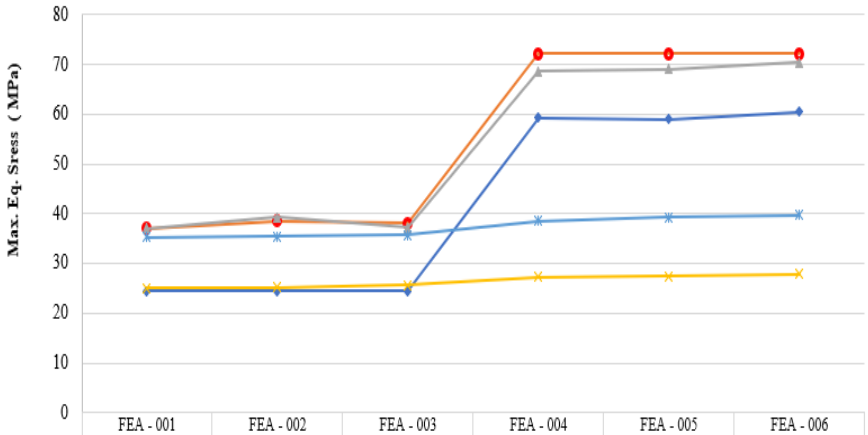
Ayrıca çivi-kemik bileşkesindeki kemik üzerindeki stres değerlerinin, stabil ve stabil olmayan kırık modellerinde de distal 1, distal 2 Schanz çivileri arasında ciddi bir fark olmamasına rağmen proksimal Schanz çivileri arasında instabil kırıklarda ciddi stres altında olduğu izlenmiştir (Grafik 4.3).

Çivi-kemik bileşkesindeki çivi üzerindeki stres dağılımı stabil kırıklarda proksimal Schanz çivilerinde stabil olmayan kırıktakilere oranla ciddi miktarda az iken distal 1 ve distal 2 Schanz çivilerinde bu stresin stabil ve stabil olmayan kırıklarda yakın olduğu görülmüştür (Grafik 4.4).



	FEA - 001	FEA - 002	FEA - 003	FEA - 004	FEA - 005	FEA - 006
Femur - Cortical Bone at Schanz Screw No: 1	23,139	23,507	23,446	50,535	50,553	51,179
Femur - Cortical Bone at Schanz Screw No: 2	19,084	19,226	19,470	39,200	38,688	39,292
Femur - Cortical Bone at Schanz Screw No: 3	22,711	22,927	22,929	41,412	42,243	42,252
Femur - Cortical Bone at Schanz Screw No: 4	36,197	36,231	36,551	36,853	37,782	38,312
Femur - Cortical Bone at Schanz Screw No: 5	51,021	51,626	51,724	52,221	52,501	52,771

Grafik 4.3. Çivi-kemik bileşkesinde kemik üzerindeki stres dağılımı



	FEA - 001	FEA - 002	FEA - 003	FEA - 004	FEA - 005	FEA - 006
Schanz Screw No: 1 at Cortical Bone	37,050	38,510	38,050	72,170	72,170	72,240
Schanz Screw No: 2 at Cortical Bone	24,440	24,450	24,500	59,330	59,050	60,490
Schanz Screw No: 3 at Cortical Bone	37,150	39,330	37,190	68,690	69,080	70,490
Schanz Screw No: 4 at Cortical Bone	25,110	25,230	25,590	27,240	27,420	27,910
Schanz Screw No: 5 at Cortical Bone	35,230	35,480	35,700	38,500	39,360	39,770

Grafik 4.4. Çivi-kemik bileşkesinde çivi üzerindeki stres dağılımı

4.5. Kırık Hattındaki Kayma Miktarları

FEA'de tarafımızca belirlenen sınırlı koşullar doğrultusunda uygulanan kuvvetin kırık hattında oluşturduğu kayma miktarı tarafımızca hesaplandı (Şekil 4.13). Ayrıca hem stabil kırıkta hemde stabil olmayan kırık modellerinde yer değiştirme miktarları göz önünde bulundurularak bu yer değiştirme miktarları ve kırık hattındaki yüzey alanları beraber değerlendiririlerek kırık hattındaki rotasyon miktarları hesaplandı (Şekil 4.15). Beklenildiği üzere stabil kırık modelinde kayma miktarının en az olduğu model destek elemanın femura en yakın olduğu Model 1'de olurken, kayma miktarının stabil olmayan kırık modellerinde daha fazla olduğu görüldü (Şekil 4.14).

Rotasyon miktarlarına bakıldığında; stabil kırık modellerinde bu rotasyon miktarlarının en az olduğu ve bu modeller içerisinde ise fonksiyonel çivi boyunun en kısa olduğu Model 1'de rotasyon miktarının en az, Model 3'te ise en çok olduğu görülmüştür. Ayrıca stabil kırık modellerinde rotasyon miktarlarının fonksiyonel çivi boyu ile ilişkili olduğu görülmüştür. Stabil olmayan kırık modellerinde ise en az rotasyonun Model 5'te olduğu görülmüştür. Stabil olmayan kırık modellerinde ise bu durumun fonksiyonel çivi boyu ile ilişkili olmadığı görülmüştür.

Tablo 4.5. Kırık hattındaki kayma miktarları

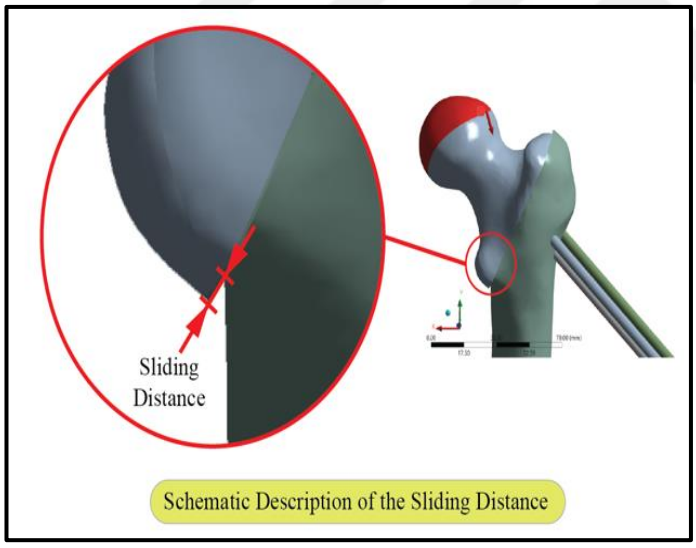
KOMPONENT	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL 4	MODEL 5	MODEL 6
	(Mm)	(Mm)	(Mm)	(Mm)	(Mm)	(Mm)
Max. Kayma miktarı (mm)	0,116	0,118	0,119	0,360	0,358	0,367
Basınç (MPa)	0,209	0,215	0,213	0,441	0,447	0,449
Basınca göre hesaplanan kuvvet (N)	408,365	420,089	416,181	1195,375	1210,825	1217,059
Rotasyon Açısı	0,219	0,223	0,225	0,549	0,547	0,560

Kırık Hattının Yüzey Alanı Stabil Kırık : 1953,9

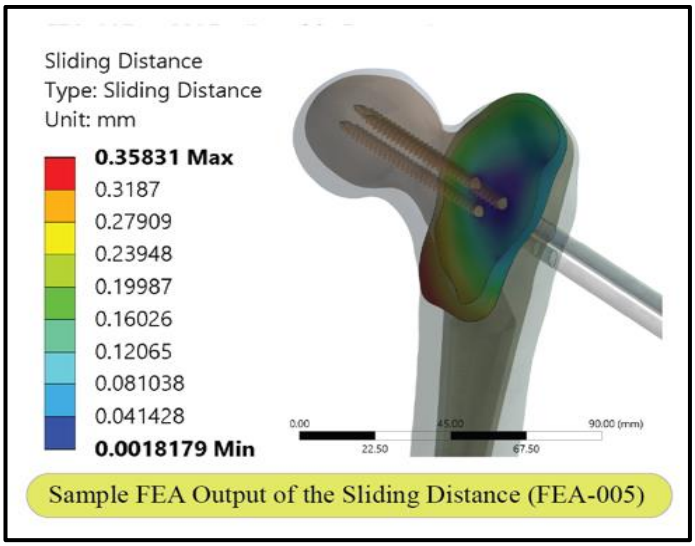
Kırık Hattının Yüzey Alanı Stabil Olmayan Kırık : 2710,6

Stabil Kırıkta Elipsoid Alan : 75,05

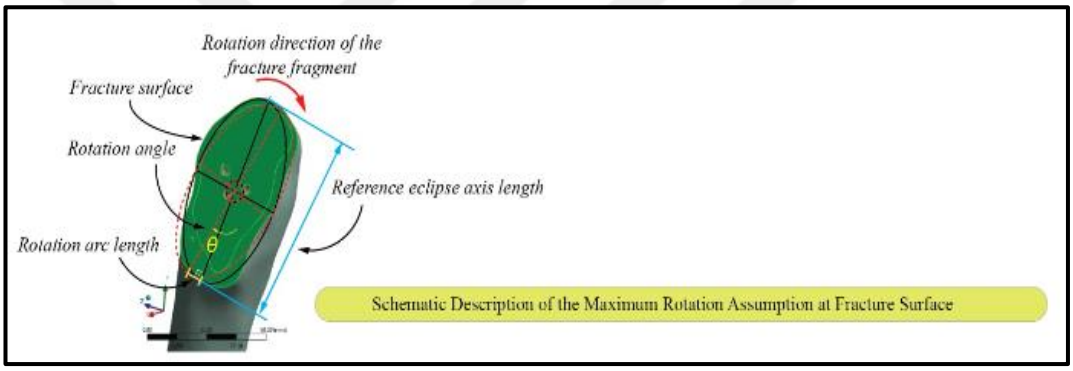
Stabil Olmayan Kırıkta Elipsoid Alan : 60,52



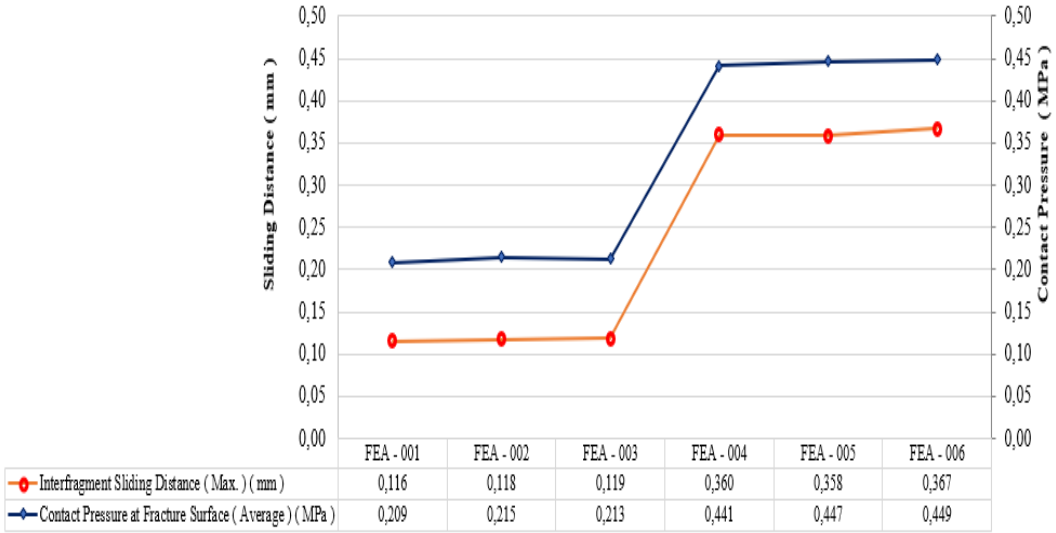
Şekil 4.13. Kırık hattındaki yer değiştirme miktarının şematize hali



Şekil 4.14. Stabil olmayan model 5'te yer değiştirme miktarı



Şekil 4.15. Rotasyon miktarları hesaplanırken kullanılan elipsoid alan



Grafik 4.5. Kırık Hattındaki Kayma Miktarları

4.6. Kırık Hattındaki ve Schanz Çivilerindeki Reaksiyon Kuvvet Miktarı

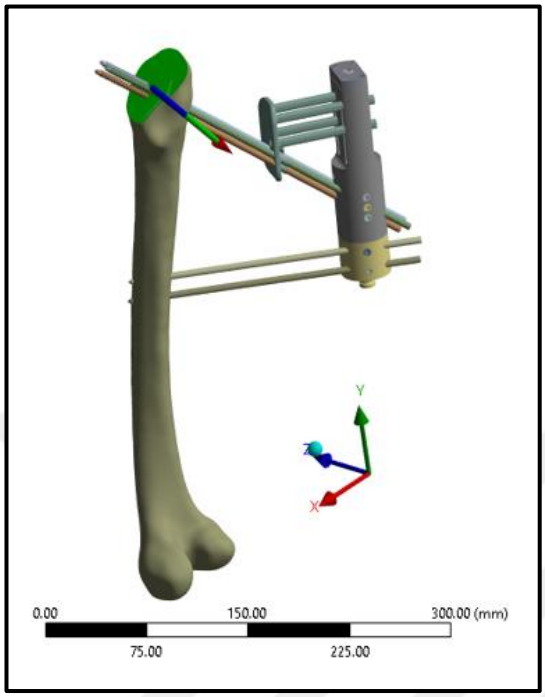
Tablo 4.6. Kırık hattındaki ve schanz çivilerindeki reaksiyon kuvvet miktarı

KOMPONENT	MALZEME	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL 4	MODEL 5	MODEL 6
		(N)	(N)	(N)	(N)	(N)	(N)
Tüm modelde uygulanan kuvvet (N)		1854	1854	1854	1854	1854	1854
	Bileşke kuvvet	1491	1481	1481	1119	1112	1112
	X kordinatı	-945	-935	-944	-828	-828	-827
	Y Kordinatı	-1153	-1148	-1140	-653	-642	-642
	Z Kordinatı	12	15	27	374	374	375
1. Schanz (Ant)	Sonuç	178,500	181,000	182,400	337,600	339,400	342,500
2. Schanz (Post)	Sonuç	77,770	79,410	78,950	130,200	130,600	131,100
3. Schanz (İnf)	Sonuç	228,100	232,000	231,500	718,300	714,600	720,800
4. Schanz (Dis1)	Sonuç	78,770	81,770	81,770	79,580	81,070	81,870
5. Schanz (Dis2)	Sonuç	81,750	81,080	81,080	71,760	71,620	70,820
1 + 2 + 3 Schanz	Sonuç	69,810	69,940	69,950	400,700	404,600	410,600
4 + 5 Schanz	Sonuç	138,100	137,100	136,100	132,900	132,600	130,900
1 + 2 + 3 + 4 + 5 Schanz	Sonuç	135,500	135,600	135,800	276,100	289,100	297,500

FEA de daha önceden belirlediğimiz sınırlı koşullar ve yüklenme miktarı doğrultusundan 1854 N büyüklüğünde bir kuvvet uygulandı. Bu kuvvete karşılık olarak kırık hattında ve MAF komponentlerinde anti bir kuvvet oluşacaktır. Bu kuvvetlere bakıldığında kırık hattında oluşan kuvvet miktarlarının stabil ve stabil olmayan kırık modellerinde farklılık gösteridiğini görmekteyiz. Stabil maf modellerinde kırık hattındaki kuvvetin büyüklüğünün stabil olmayan kırık modellerinden fazla olduğu görülmektedir.

Ayrıca schanz çivilerinde oluşan kuvvet miktarının tüm modellerde de kalkar femoraleden geçen inferiordaki inferior Schanz çivisinde olduğu görülmüştür. Schanz çivilerinde en düşük kuvvetin ise stabil kırık modellerinde anterior Schanz

çivisi üzerinde iken stabil olmayan kırık modellerinde distal2 Schanz çivisinde olduğu görülmüştür.



Şekil 4.16. Stabil kırık modelinde reaksiyon kuvvetinin hesaplandığı kırık yüzey alanı

5. TARTIŞMA

Proksimal femur kırıklarında, özellikle ileri yaş ve osteoporoz zemininde gelişen kırıklarda temel amaç; iyi bir kırık redüksiyonu ve kaynamayı sağlıklı bir şekilde sağlayacak bir stabilitenin elde edilmesidir. Bu hastalarda kısa bir süre içerisinde mobilizasyonu sağlamak önemlidir. (60-63). Bu amaçlar doğrultusunda günümüzde daha çok DHS ve intramedüller implantlar kullanılmaktadır (64-69). Yaygın kullanılan bu implantların yetmezlik sorunu ve bu durumla ilişkili artmış morbiditeleri çok sayıda çalışmada gösterilmiştir (70-74).

Son 20 yılda proksimal femur kırıklarında eksternal fiksatörlerin kullanılması ile ilgili yayınların arttığı görülmektedir. Bu bölge kırıklarında kullanılmak üzere dizayn edilmiş eksternal fiksatörlerin DHS ve intramedüller implantlar kadar etkili olduğu bildirilmiştir. (75, 76, 77).

Femur üst uç kırıklarında eksternal fiksatörlerin kullanılmasına karşı olan ön yargıların 1996 yılında Dhal'in yapmış olduğu çalışmadan sonra yersiz olduğu görülmüştür. Dhal yapmış olduğu çalışmada; daha önce stabil bir tespit sağlamadıkları kanısıyla kullanılmayan eksternal fiksatörler ile, aslında kapalı redüksiyon sağlandığını, bu sayede kırık hematomonun ve kırık fragmanlarının vaskülaritesinin korunduğu, böylece elde edilen elastik stabilite ile de eksuberant bir kallus oluşumunun sağlandığını göstermiştir. Dhal'ın çalışmasının sonuçlarına göre; bu eksuberant kallus zaman içinde stabil bir fiksasyona dönüşerek, kırığın kaynamasını olumlu yönde etkilemektedir. Dhal'ın çalışma sonuçlarına dayanarak ortaya attığı en önemli iddia ise fiksatörün bu bölgede lateral yerleşimli olmasının fizyolojik ve biyomekanik olarak avantaj sağladığıdır (78).

Yürümenin stanz fazındaki sağlam femur sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirildiğinde; medial korteks boyunca kompresyon, lateral korteks boyunca ise tensiyon streslerinin oluştuğu bilinmektedir. Femur diafizine doğru gidildikçe anterolateraldeki stres artmakla birlikte, femurun en fazla strese maruz kalan bölgesi posteromedial kortekstir. Proksimalden gelen yüklerin mekanik aks boyunca distale iletilmesinde kalın kortikal yapıya sahip olan posteromedial korteks önemli bir rol üstlenmekte, bunun sonucu olarak ciddi miktarda kompresif strese

maruz kalmaktadır. Bu kompresif strese karşılık olarak anterolateral kortekste tensiyon gerilimi oluşmaktadır (79, 80, 81).

Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile oluşturduğumuz intertrokhanterik kırık modeline uygulanan YENİ MAF sistemi ile; posteromedial kortekste maksimum stres oluşmakla birlikte distal fragmandaki Schanz çivilerinin kemiğe girdiği noktalar ile bar ve destek elemanındaki stres değerlerinin daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Önder'in yapmış olduğu çalışmada yine maksimum stres posteromedial kortktekste iken distal çivilerin kemiğe girdikleri noktadaki streslerin yeterince düşük olmadığı görülmekteydi. Bu veriler; YENİ MAF sisteminin femurdaki normal yük dağılımını bozmadığını ve adeta bir köprü vazifesi görüp, femur boyunca distale iletilen yükün bir kısmını absorbe ederek anterolateral kortekteki stresi azalttığını ortaya koymaktadır.

Femur boyunca oluşan streslerin azalması YENİ MAF sisteminin uygun tedavi seçeneği olduğu anlamına gelmez. Femur üst uç kırığını tedavi edecek uygun implantın hem kırık hattındaki yükü azaltacak hem de kırığın stabil tespitini sağlayacak nitelikte olması mutlak bir gerekliliktir. 2006 yılında Önder tarafından yapılan çalışmada sistem stabilitesini arttıran faktörlerin; baklava dilimi şeklindeki yapısı sayesinde proksimal fragmanın 3 Schanz çivisiyle tespit edilmesini olanaklı kılan proksimal MAF modülü, 8,5 cm uzunluğundaki bar sisteminin distal fragmanı 2 Schanz çivisiyle tespitini sağlaması ve azaltılmış fonksiyonel çivi boyu olduğu gösterilmiştir (9). Bununla birlikte aynı çalışma sonuçları; BMI yüksek hastalarda ve uyluk çevresinin fazla olduğu, şişman, hasta gruplarında fonksiyonel çivi boyunun yeterince azaltılamadığını düşündürmektedir. Tarafımızca tasarlanan destek elemanın fonksiyonel çivi boyunu bar sisteminden bağımsız olarak kısalttığı ve bu sayede sistemi daha stabil hale getirdiği çalışmada gösterilmiştir.

Yılmaz Önder tarafından yapılan çalışmada fonksiyonel çivi boyunun artmasının; kemikteki tüm kortkeslerde, kırık hattında ve distal çivi bölgesindeki stresi artırdığı gösterilmiştir. Schanz çivileri üzerindeki strese bakıldığında ise tüm modellerde en fazla stresin proksimal çivi grubunun posterior schanz çivisininde olduğu en az stresin ise inferiordaki schanz çivisinde olduğu görülmüştür. Distal çivi grubunda ise en az strese maruz kalan çivi 1. schanz çivisidir. Ayrıca fonksiyonel çivi boyunun artmasının proksimal çivi grubundaki tüm schanz

çivilerinde ve eksternal fiksatör barındaki stresi azalttığı, distal çivilerin her ikisinde de stresi arttırdığı görülmüştür. Yine aynı çalışmanın labaratuar aşamasında değerlendirilen yük dağılımında, schanz çivileri içerisinde en büyük yüke maruz kalanın proksimal inferior schanz çivisi olduğu ve bunun distal schanz grubu çivilerinin 2,5 katı kadar bir yük maruziyeti olduğu görülmüştür. Kırık hattındaki ve schanz çivisindeki yük dağılımının fonksiyonel çivi boyu ile ilişkili olmadığını göstermişlerdir. Ayrıca kırık hattındaki yer değiştirme ve rotasyon miktarının kırık kaynamasında ve sistemin stabilitesininde önemli bir rol aldığı gösterilmiştir (9).

Çalışmadaki schanz çivileri üzerindeki streslere bakıldığında; tüm modellerde proksimal çivi grubundaki schanz çivilerinin daha fazla strese maruz kaldığı görülmüştür. Proksimal çivi grubunda ise stabil ve instabil kırık modelinde en fazla stres altındaki çivide farklılık olduğu görülmüştür. Stabil kırık modellerinde en fazla strese maruz kalan çivi inferiordaki schanz çivisi iken instabil kırık modellerinde posteriordaki schanz çivisidir. Yine tüm modellerde en az strese maruz kalan schanz çivisinin distaldeki 2. schanz çivisi olduğu görülmüştür. Bu sonuçlar; stabil ve instabil kırıklarda femur üst ucundaki yük dağılım bölgelerinin farklılık gösterdiğini, bu yüke karşı oluşan stresin distale iletiminde ise kayda değer bir değişikliğin oluşmadığını ortaya koymaktadır. Bir başka deyişle YENİ MAF sistemi, üzerine eklenen destek elemanı sayesinde, stresin proksimalden distale doğru azaltılarak aktarılmasını sağlamaktadır.

Yılmaz Önder tarafından yapılan çalışmada fonksiyonel çivi boyu artışının proksimal çivilerdeki ve bardaki stresi azalttığı, distal çivilerdeki stresi ise arttırdığı gösterilmiştir (9). Destek elemanlı YENİ MAF sisteminde ise bu parametrelerde anlamlı bir değişiklik saptanmamıştır. Bu verilere ek olarak kemik-çivi bileşkesindeki stres dağılımı incelendiğinde; proksimal fragmanda schanz üzerinde stresin, distal fragmanda ise kemik üzerindeki stresin daha fazla olduğu görülmüştür. Bu sonuç Yeni MAF sisteminin schanz üzerindeki stresi azaltarak distale ilettiğini göstermesi bakımından oldukça önemlidir.

Çalışmamızın sonuçları tüm korteks ve kırık hattındaki stres dağılımının fonksiyonel çivi boyu ile ilişkili olduğunu, fonksiyonel çivi boyu azaldıkça tüm kortkeslerde ve kırık hattında stresin azaldığını göstermiş olup bu veriler Önder'in verileri ile benzerlik göstermektedir (9).

Schanz çivileri üzerindeki yük dağılımına bakıldığında; en büyük yükün tüm modellerde inferiordaki schanz çivisinde olduğu görülmüştür. En az yükün ise distal schanz grubunda olduğu ve bu oranın yaklaşık 3,5 katına çıktığı görülmüştür. Önder'in çalışmasıyla benzerlik gösteren bu sonuç proksimal ve distal schanz çivilerdeki yük oranının 2,5 kattan 3,5 kata çıkmış olması bakımından dikkat çekicidir ve destek elemanın yük dağılımında tampon görevi üstlendiğini ortaya koymaktadır.

Kırık hattına ve schanz çivilerine etkiyen yük miktarlarına bakıldığında; stabil kırık modellerinde kırık hattına etkiyen yük miktarlarının instabil kırık modellerinden fazla olduğu, instabil kırık modellerinde ise schanz çivilerine etkiyen kuvvetin stabil kırık modellerinden fazla olduğu ancak bu durumun fonksiyonel çivi boyu ile ilişkisinin anlamlı olmadığı görülmüştür.

Modellerdeki proksimal ve distal çivi gruplarının maruz kaldığı toplam yüke bakıldığında ise stabil kırık modellerinde distal çivi grubunun maruz kaldığı yük fazla iken instabil kırık modellerinde proksimal çivi grubunun maruz kaldığı yükün fazla olduğu görülmektedir. Bu durumun ise fonksiyonel çivi boyu ile ilişkili olmadığı görülmüştür.

Tarafımızca gerçekleştirilen çalışma sonuçları; fonksiyonel çivi boyunun kısaltılmasını sağlayan destek elemanının fonksiyonel çivi boyu kısaldıkça daha az, fonksiyonel çivi boyu uzadıkça ise daha çok strese maruz kaldığını göstermiştir.

Çalışmamızın sonuçları; stabil ve instabil kırık modellerindeki yer değiştirme ve rotasyon miktarlarının fonksiyonel çivi boyu ile ilişkili olduğunu, fonsksiyonel çivi boyu azaldıkça fragmanlar arasındaki yer değiştirme ve rotasyon miktarının azaldığını göstermiştir.

Sonuç olarak; çalışmadan elde ettiğimiz veriler Yılmaz Önder'in verileri ile birlikte değerlendirildiğinde YENİ MAF sisteminin stabil kırıklar yanında instabil femur üst uç kırıklarının tedavisinde de kullanılabileceklerini ifade etmek yanlış olmayacaktır.

6. SONUÇ

Çalışmada aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1) Yeni MAF modelinde fonksiyonel çivi boyunun kısaltılmasının femurdaki stresleri azalttığı, böylelikle yeni MAF modelinin etkinliğinin arttığı görüldü.

2) Eski MAF modelinde fonksiyonel çivi boyunun artmasının proksimal çivilerdeki stresi azaltsa da distal çivilerde stresi arttırdığı görülmüştü. Çalışmamızda ise bu durumun hem stabil hem de instabil kırıklarda proksimal ve distal çivilerdeki streslerde anlamlı bir değişikliğe neden olmadığı görüldü.

3) Yeni MAF modelinde fonksiyonel çivi boyunun kısaltılmasının kırık hattındaki hem trabeküler hemde kortikal kemikteki yükü azalttığı görüldü.

4) Schanz çivilerin üzerindeki reaksiyon kuvvetlerine bakıldığında ise hem stabil hem de instabil femur modellerinde en fazla reaksiyon kuvvetinin inferiordan geçen Schanz çivisinde olduğu görüldü.

5) Yeni MAF modellerinin tamamında deformasyon miktarlarının 7.3mm-7.4 mm arasında olduğu ve bu değerlerin eski MAF modelinden az olduğu böylelikle daha stabil bir MAF modeli oluşturduğumuzu test ettik.

6) Yeni MAF modelindeki maksimum streslerin barda, destek elemanında ve çivilerde akma direncinden düşük olduğu böylelikle sistemlerde implant yetmezliği oluşturmadığı görüldü.

7) Yeni MAF modelinin hem stabil hemde instabil kırıklarda kullanılabileceği ve bu modellerin hiçbir simülasyonda deformasyona uğramadığı görüldü.

8) Yeni MAF modeli hem stabil hem instabil femur üst uç kırıklarında deformasyona uğramasa da stabil kırık modellerinde kırık hattındaki yer değiştirme miktarının ortalama 0.116 mm civarında olması instabil kırık femur modellerinde 0.370 civarında olması stabil femur üst kırıklarında daha etkili olduğunu göstermektedir.

9) Kırık hattındaki rotasyon miktarlarının hem stabil kırık modellerinde hem de instabil kırık modellerinde fonksiyonel çivi boyu ile ilişkili olduğu, fonksiyonel çivi boyunun azalması ile rotasyon miktarının azaldığı görüldü.

7. ÖZET

İleri yaş hastalarda ciddi mortalite ve morbidite sebebi olan femur üst uç kırığının tedavisinde kullanılan MAF tipi eksternal fiksatörlerin daha stabil hale gelmesi için fonksiyonel çivi boyunun kısaltılması hedeflendi. Destek elemanı olarak tasarlanan malzemin fonksiyonel çivi boyunu kısalttığı modeller geliştirildi.

Yeni MAF modellerin fonksiyonel çivi boyunu kısalttığı ve bu durumun tüm kemiklerdeki stresi ve kırık hattındaki yer değiştirme miktarını azalttığı görüldü.

Geliştirilen bu modellerin sınırlandırılan koşullar altında hiçbir yüklenmede deformasyona uğramadığı ve güvenli olduğu görüldü.

Yeni MAF modelinde fonksiyonel çivi boyunun kısaltılması ile kırık hattındaki yük ve streste de azalma olduğu görüldü.

Yeni MAF modelinin rotasyonel olarak instabil bir kırık olan femur üst uç kırıklarında kırık hattındaki yer değiştirme miktarını azalttığı ancak stabil kırık modellerinde bu etkiniliğinin daha fazla olduğu görüldü.

Geliştirilen MAF modelinin hem stabil kırıklarda hem instabil kırıklarda deformasyona uğramadığı ve femur üst uç kırıklarında kullanılabileceği ancak stabil femur üst uç kırıklarında daha güvenli olduğu görüldü.

Anahtar Kelimeler: Femur üst uç kırığı, stabil kırık, instabil kırık, modüler aksiyel fiksator.

8. ABSTRACT

It was aimed to shorten the functional nail length to make the MAF-type external fixators used in the treatment of femoral upper end fracture, which is a serious cause of mortality and morbidity in elderly patients, more stable. Models were developed in which the material designed as a support element shortened the functional nail length.

It was observed that the new MAF models shorten the functional nail length and reduce the amount of stress and displacement at the fracture site in all bones.

It was found that the developed models did not deform under any load under restricted conditions and were safe.

Shortening the functional nail length in the new MAF model was found to reduce the load and stress at the fracture site.

It was observed that the new MAF model reduces the amount of displacement at the fracture site in rotational unstable femoral neck fractures, but its effectiveness is greater in stable fracture models.

It was found that the developed MAF model does not deform in both stable and unstable fractures and can be used in femoral neck fractures, but it is safer in stable femoral neck fractures.

Key Words: Proksimal femur fracture, stable fracture, unstable fracture, modular axial fixator.

9. KAYNAKLAR

1. Ganz R, Thomas RJ, Hammerle CP. Trochanteric fractures of the femur. Treatment and results. Clin Orthop Relat Res 1979; 138: 30-40

2. Kaufer H. Mechanics of the treatment of hip injuries. Clin Orthop Relat Res 1980; 146: 53-61

3. Weijen W. Chang MD and Susan FriedmanHip Fracture Management, 2013-07-01Z, Volume 2, Issue 3, Pages e399-e421, Copyright © 2013.

4. Lu Y, Uppal HS. Hip fractures: relevant anatomy, classification, and biomechanics of fracture and fixation. Geriatr Orthop Surg Rehabil. 2019;10:2151459319859139.

5. Gotfried Y, Frish E, Mendes DG, Roffman M. İntertrochanteric fractures in high risk geriatric patients treated by external fixation. Orthopedics 1985; 6; 769-774

6. Moroni A, Faldini C, Pegreffi F, Hoang-Kim A, Vannini F, Giannini S. Dynamic hip screw compared with external fixation for treatment of osteoporotic pertrochanteric fractures. J Bone Joint Surg. 2005; 87: 753-759

7. Özdemir H, Ürgüden M, Dabak K, Söyüncü Y. Treatment of intertrochanteric femoral fractures with the use of a modüler axial fixator device. Acta Orthop Traumatol Turc. 2002; 36: 375-383

8. Özdemir H, Dabak K, Ürgüden M, Gür S. A different treatment modality for trochanteric fractures of the femur in surgical high risk patients. Arch Orthop Trauma Surg. 2003; 123: 538-543

9. Yılmaz ÖNDER, Femur Üst Uç Kırıklarında Kullanılan Modüler Aksiyel Fiksatör'ün Biyomekanik Olarak Değerlendirilmesi Ulusal Tez Merkezi Tez No:423634

10. Huiskes R, Chao EYS. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: The first decade. J Biomech 1983; 16: 385-409

11. Brekelmans WAM, Poort HW, Slooff TJJH. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. Acta Orthop Scand. 1972; 43: 301-317

12. Gray H. Anatomy of the human body. Philadelphia. Lea & Febiger. 1918. 20th ed. Newyork 2000. http://www.bartleby.com.

13. M.R Feldesman, J.G.Kleckner, and J.K.Lundy (1990) 'Femur/Stature Ratio And Estimates Of Stature İn Stature İn Mid-And Late-Pleistocene Fossil Hominids' Am.J.Phys. Anthropol.,83(3), 359-372

14. Ege, R. Trokanterik Bölge kırıkları. In: Ege R, editör.Kalça cerrahisi ve sorunları. Ankara: THK Basımevi. 1996. s. 1041-1094

15. Boyd, H.B., Anderson, L.D.: Management of Unstable Trochanteric 85Fractures. Surgery, 633-638, 1961A

16. Hoaglund FT., Low WD. Anatomy of the femoral neck and head, with comparative data from Caucasians and Hong Kong Chinese. Clin Orthop Relat Res. 1980; 152: 10-16

17. Griffin JB. The calcar femorale redefined. Clin Orthop Relat Res 1982; 164: 211-214

18. Lu Y, Wang L, Hao Y, Wang Z, Wang M, Ge S. Analysis of trabecular distribution of the proximal femur in patients with fragility fractures. BMC Musculoskelet Disord. 2013;14(1):1-8

19. Boyd, H.B., Anderson, L.D. (1961): Management of unstable trochanteric fractures, Surgery, May(A), 633-638.

20. Aksoy M. (1977): Femur üst uç içyapısı ve kalkar femorale, Acta Orthop. Traum. Turc. Cilt 11, 4: 210.

21. Crock H.V. (1980): An atlas of the arterial supply of the head and neck of the femur, Clin. Orthop., 152; 17-27.

22. Akkaya T, Tokgözoğlu M, Pekmezci M, Atilla B, Alpaslan M: İntertrokanterik Kırık Tedavisinde PFN Kullanımı. 18. Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi Sayfa 44.

23. Fung YC. Biomechanics: Mechanical properties of living tissues. 2nd ed. California. Springer.1993. p. 1-3

24. Skinner HB. Current diagnosis & treatment in orthopaedics. In: Gupta R, Caizozzo V, Cook SD, Barrack RL, Skinner HB, editors. Basic science in orthopaedic surgery. 3rd ed. Philadelphia: McGraw-Hill; 2005.p.7-9, 4-5

25. Bucholz RW, Heckman JD. Rockwood and Green's fractures in adults. In: Tencer AF, editor. Biomechanics of fractures and fixation. 5th ed. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkıns; 2001. p. 3-10

26. Skinner HB. Current diagnosis & treatment in orthopaedics. In: Gupta R, Caizozzo V, Cook SD, Barrack RL, Skinner HB, editors. Basic science in orthopaedic surgery. 3rd ed. Philadelphia: McGraw-Hill; 2005.p.7-9, 4-5

27. Whiting WC, Zernicke RF. Biomechanics of musculoskeletal injury. First ed. Canada. Human kinetics ltd. 1998. p. 87-94, 114

28. Pauwels F. Biomechanics of the locomotor apparatus. Berlin, Springer Verlag,1980:76-105.

29. Alturfan,A., Tözün,R., Yazıcıoğlu,Ö., Berkman,M., Türkmen,M., Temelli,Y.: Kalça ekleminin biyomekaniği. Acta Orthop. Traum. Turc. Cilt 18(4):214,1984

30. Günel U. Kalça biyomekaniği. Ege R (Ed.). Kalça cerrahisi ve Sorunları"nda. An-kara,Türk Hava Kurumu; 1994. s.53-61.

31. Radin EL. Biomechanics of the human hip. Clin Orthop Relat Res 1980; 152: 28-34

32. Frankel, Y.H: Biomechanical of proximal femoral fractures; influence of con-existing of the hip joint Bull. Hosp. Joint. Dis. 24: 118-28.1963.

33. Fielding, J.W, Cochrin, Y.B.G and Zickel, E.R;Biomechanical characterics and Surgical Management of Subtrochanteric Fractures. Orthop. Clin. North of America, 1974 Jul;5(3):629-50

34. Murray RC, Frew JFM. Trochanteric fractures of the femur. J. Bone Joint Surg Br. 1949; 31: 204-219

35. Çakmak M, Kocaoğlu M. Eksternal fiksatörler. In: Gülşen M, editör. Travmatolojide eksternal fiksasyon. 1. baskı. İstanbul: TOTBİD yayınları 1995. s. 89-102

36. Girgin O. Trokanterik bölge kırıklarında eksternal fiksatör uygulamaları. XI. Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi. 13-17 Eylül 1989 Ankara

37. Sisk, T.D., External fixation. Historic review, advantages, disadvantages, complications, and indications. Clin Orthop Relat Res, 1983(180): p. 15-22.

38. Browner B, Levine A, Jupiter J, Trafton P. Skeletal trauma. In: Pollak AN, Ziran BH, editörs. Principles of external fixation. 3rd ed. Philadelphia: Saunders; 2003.p.179-194

39. Vidal J. External fixation. Yesterday, today and tomorrow. Clin Orthop Relat Res. 1983; 180: 7-14

40. Paul GW. The history of external fixation. Clinics in podiatric medicine and surgery. 2003;20(1):1.

41. Behrens F. A primer of fixator devices and configurations. Clin Orthop Relat Res. 1989; 241: 46-52

42. Harkess,J.W., Ramsey,W.C.: Principles of fractures and dislocations. Rockwood and Green's Fractures in Adults.:54-82, Lippincott-Raven Publishers,4th.,Phil., 1996

43. Behrens F. General Theory and Principles of External Fixation. Clin Orthop Relat Res. 1989; 241:15-23

44. Karunakar,M.A., Bosse,M.J.: Principles of external fixation. Rockwood and Green's Fractures in Adults.:238-241, Lippincott Williams&Wilkins,5th.,Phil., 2001

45. Gustillo R.P, Merkow RL, Templeman D. Current concept review: The management of open fractures. J Bone Joint Surg. 1990; 72: 299-304

46. Gülşen M, Baytok G, Sarpel Y. Eklem yaralanmalarında eksternal fiksasyon. XII. Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongre Kitabı. Ankara. THK Basımevi. 1989;p.489-492

47. Green, SA. Complications of external skeletal fixation. Clin Orthop Relat Res. 1983; 180; 109- 115

48. Müler ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. Manual of internal fixation. In: Behrens F, editor. External fixation. 3rd ed. New York: Springer & Verlag; 1995.p. 367-410

49. Alcivar,E.: A new method of external fixation for proximal pertrochanteric fractures of the femur. İnjury, 32(suppl.4):107-114

50. Nepola,J.V., External fixation. Rockwood and Green's Fractures in Adults. 1996;:230-231, Lippincott-Raven Publishers,4th.,Phil.

51. Pommer A, David A, Barezik P, Muhr G. Loosening of Schanz screws in external fixator montage of the lower extremity. Unfallchırurg. 1998; 101: 708-712

52. Wu JJ, Shyr HS, Chao EY, Kelly PJ. Comprison of bone fracture healing under external fixation with varying stiffness characteristics. J Bone Joint Surg. 1983; 7: 316-323

53. Behrens F, Johnson W: Unilateral external fixation; Methods to increase and reduce frame stiffness. Clin Orthop Relat Res. 1989; 241: 48-56

54. Shiba R, Chao EYS, Kasman R. Fatigue properties of the Hoffmann-Vidal external fixation apparatus. Orthopedics.1984; 7: 443-449

55. Luo, S., Shen, X., Bai, X., Bai, J., Han, J., & Shang, Y. (2017). Validation of Material Algorithms for Femur Remodelling Using Medical Image Data. Applied Bionics and Biomechanics, 2017, 1–10.

56. Peng, L., Bai, J., Zeng, X., & Zhou, Y. (2006). Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. Medical Engineering & Physics, 28(3), 227–23

57. Taddei, F., Pancanti, A., & Viceconti, M. (2004). An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. Medical Engineering & Physics, 26(1), 61–69

58. Eschweiler, J., Fieten, L., Dell'Anna, J., Kabir, K., Gravius, S., Tingart, M., & Radermacher, K. (2012). Application and evaluation of biomechanical models and scores for the planning of total hip arthroplasty. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 226(12), 955–967.

59. ANSYS Product Doc. (2019). ANSYS Meshing User's Guide: Skewness (Release 2019 R2). In ANSYS Inc., USA

60. Dahl E. Mortality and life expectancy after hip fractures. Acta Orthop Scand. 1980; 51: 163-70

61. Kenzora JE, McCarthy RE, Lowell JD, Sledge CB. Hip fracture mortality; Relation to age, treatment, preoperative illness, time of surgery and complications. Clin Orthop Relat Surg. 1984; 186: 45-56

62. Sisk TD. Fractures of hip and pelvis. İn: Crenshaw AH, editor. Champell's operative orthopaedics. 7th ed. Missouri: Mosby; 1987.p. 1719-1781

63. Ege R. Travmatoloji kırıklar, eklem yaralanmaları. 4. baskı. Ankara: Kadıoğlu Matbaası; 1989 .s. 128-134

64. Goldhagen PR, O'Connor DR, Schwarze D, Schwartz E. A prospective comparative study of the compression hip screw and the Gamma nail. J. Orthop Trauma. 1994; 8: 367-372

65. Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM. Intramedullary versus extramedullary fixation for the treatment of intertrochanteric hip fractures. Clin Orthop Relat Res. 1998; 348: 87—94

66. Hardy DC, Descamps PY, Krallis P, Fabeck L, Delplancke JL, Delince P, et al. Use of an intramedullary hip-screw compared with a compression hip-screw with a plate for intertrochanteric femoral fractures. A prospective, randomized study of one hundred patients. J Bone Joint Surg Am 1998; 80: 618-630

67. Fritz T, Hiersemann K, Krieglstein C, Friedl W. Prospective randomized comparison of gliding nail and gamma nail in the therapy of trochanteric fractures. Arch Orthop Trauma Surg 1999; 119: 1-6

68. David A, Von der HD, Pommer A. Therapeutic possibilities in trochanteric fractures. Safe-fast-stable. Orthopade 2000; 29:294-301

69. Ahrengart L, Törnkvist H, Fornander P, Thorngren KG, Pasanen L, Wahlstrom P, et al. A randomized study of the compression hip screw and Gamma nail in 426 fractures. Clin Orthop Relat Res. 2002; 401: 209-222

70. Shen, G. (2012). Effectiveness comparison of proximal femoral nail antirotation and dynamic hip screw for intertrochanteric fractures in the elderly patients. Zhongguo xiu fu Chong Jian wai ke za zhi= Zhongguo Xiufu Chongjian Waike Zazhi= Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery, 26(6), 671-674.

71. Guan, G. P., Wang, X., Wang, C., Jia, X. L., Yin, J., Liu, X. H., ... & Liu, W. (2023). Comparison of PFNA and DHS in the treatment of sarcopenia with Seinsheimer type V subtrochanteric fracture. European Review for Medical & Pharmacological Sciences, 27(10).

72. Lu, J. F. (2019). Comparison of PFNA and DHS for the treatment of elderly unstable intertrochanteric fractures of femur. Zhongguo gu Shang= China Journal of Orthopaedics and Traumatology, 32(9), 824-829.

73. Li, H., Wang, Q., Dai, G. G., & Peng, H. P. F. N. A. (2018). PFNA vs. DHS helical blade for elderly patients with osteoporotic femoral intertrochanteric fractures. European Review for Medical & Pharmacological Sciences, 22.

74. Mereddy, P., Kamath, S., Ramakrishnan, M., Malik, H., & Donnachie, N. (2009). The AO/ASIF proximal femoral nail antirotation (PFNA): a new design for the treatment of unstable proximal femoral fractures. Injury, 40(4), 428-432.

75. Barros JW, Ferreira CD, Freitas AA, Farah S. External fixation of intertrochanteric fractures of the femur. İnt Orthop. 1995; 19: 217-219

76. Eksioglu F, Gudemez E, Cavusoglu T, Sepici B. Treatment of intertrochanteric fractures by external fixation. Bull Hosp Jt Dis. 2000; 59: 131-135

77. Vossinakis IC, Badras LS. The external fixator compared with the sliding hip screw for pertrochanteric fractures of the femur. J Bone Joint Surg Br. 2002; 84: 23-29

78. Dhal A, Singh S. Biological fixation of subtrochanteric fractures by external fixation. İnjury. 1996; 27; 723-731

79. Wang, Y., Chen, W., Zhang, L., Xiong, C., Zhang, X., Yu, K., ... & Zhang, Y. (2022). Finite element analysis of proximal femur bionic nail (PFBN) compared with proximal femoral nail antirotation and InterTan in treatment of intertrochanteric fractures. Orthopaedic Surgery, 14(9), 2245-2255.

80. Yang, P., Lin, T. Y., Xu, J. L., Zeng, H. Y., Chen, D., Xiong, B. L., ... & Zhang, Q. W. (2020). Finite element modeling of proximal femur with quantifiable weight-bearing area in standing position. Journal of Orthopaedic Surgery and Research, 15, 1-10.

81. Tucker, S. M., Wee, H., Fox, E., Reid, J. S., & Lewis, G. S. (2019). Parametric finite element analysis of intramedullary nail fixation of proximal femur fractures. Journal of Orthopaedic Research®, 37(11), 2358-2366.