



Modüler Aksiyel Fiksator Stabil Femur Üst Uç Kırıklarının Tedavisinde Güvenilir Bir Seçenektir*

Bir Sonlu Eleman Modelleme ve Mekanik Laboratuvar Çalışması

Modular Axial Fixator is a Reliable Method for Stable Proximal Femoral Fracture

A Finite Element Analysis and Mechanical Study

Hakan ÖZDEMİR¹, Yılmaz ÖNDER², T. Kürşat DABAK³

¹Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye

²Izmir Ödemiş Devlet Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İzmir, Türkiye

³Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye

Yazışma Adresi

Correspondence Address

Hakan ÖZDEMİR

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi,
Ortopedi ve Travmatoloji
Anabilim Dalı, Antalya, Türkiye

E-posta:

hakanozdemir@akdeniz.edu.tr

Geliş tarihi \ Received : 05.04.2016

Kabul tarihi \ Accepted : 04.05.2016

ÖZ

Amaç: Çalışmanın amacı femur üst uç kırığı olan yaşlı hastaların genel durumlarının büyük cerrahiye izin vermediği durumlarda kullanılan Modüler Aksiyel Fiksator'un biyomekanik özelliklerinin belirlenmesi ve çıkan sonuçlara göre yapılacak değişiklikler ile stabilizasyonunun artırılması ve standardizasyonunun sağlanmasıdır.

Gereç ve Yöntemler: Bu amaçla birinci aşaması sonlu eleman analizi, ikinci aşaması laboratuvar çalışması olmak üzere iki aşamalı çalışma planlandı. Sonlu eleman analizinde, eksternal fiksatorlerde stabiliteyi etkileyen faktörler göz önüne alınarak Modüler Aksiyel Fiksator'un 14 değişik konfigürasyonu ve Orthofix üzerinde çalışıldı. Laboratuvar ortamında ise sanal ortamda elde edilen verilere göre Modüler Aksiyel Fiksator'un 4 farklı konfigürasyonu ve Orthofix üzerinde aksiyel yüklenme yapılarak modellerin stabiliteyi, yük taşıma kapasiteleri, kırık hattına etkileyen yük miktarları ve rijiditeleri değerlendirildi.

Bulgular: Elde edilen verilerin değerlendirilmesi; femur üst uç kırıklarında kullanılan eksternal fiksasyonun, biyomekanik açıdan alternatif bir tedavi şekline çok standart bir tedavi şekli olarak kullanılabileceğini ve mevcut sistemler üzerinde yapılacak modifikasyonlar ile anstabil kırıklarda da güvenilir bir yöntem olabileceğini ortaya koymaktadır.

Sonuç: Normal kemikteki streslerle karşılaştırıldığında femur üst ucuna eksternal fiksator uygulanması, fizyolojik yük dağılımını bozmaksızın femur boyunca oluşan stresleri, yükün önemli bir bölümünü distale aktararak azaltmaktadır. Yine fonksiyonel çivi boyunun kısaltılması, bar uzunluğunun azaltılması, her fragmanda daha fazla çivi bulundurulması ve distal çivilerin kırık hattına yakın yerleştirilmesi hem stresleri azaltmakta hem de stabiliteyi artırmaktadır.

Anahtar Sözcükler: Eksternal fiksasyon, Kırık, Femur, Sonlu eleman analizi

ABSTRACT

Objective: In the present study, Modular Axial Fixator, which has promising clinical outcomes, was analysed by finite element analysis to clarify and standardize its biomechanical properties.

Material and Methods: During the finite element analysis carried on, 14 different Modular Axial Fixators and Orthofix were first evaluated, considering the factors influencing external fixator stability. Secondly, in the laboratory study, axial loading tests were conducted on the 4 most stable Modular Axial Fixators and Orthofix. Load carrying capacities, stabilities, amount of load affecting the fracture line and rigidity of the systems were evaluated.

Results: Evaluation of the obtained data showed that external fixation can be a standard method of treatment in addition to being a biomechanical alternative method in proximal femoral fractures. Besides, it can become a reliable method in unstable fracture management by modifying the presently used systems.

Conclusion: Compared with the stresses in normal bones, application of external fixator to the proximal femur decreases the stresses through the femur by transferring the majority of the load to

* Çalışma Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiş ve ODTÜ Teknokent'de gerçekleştirilmiştir.

the distal part, without deteriorating the physiological load distribution. In addition, shortening of functional screw length and cross-bar length, presence of more than three screws in both fragments, and placement of the distal screws near the fracture line decreases the stress increasing stability.

Key Words: External fixation, Fracture, Femur, Finite element analysis

GİRİŞ ve AMAÇ

Vücuttaki tüm kırıkların %8-10'unu oluşturan, sıklıkla yaşlı hastalarda görülen, mortal ve morbid bir seyir izleyen femur üst uç kırıklarının tedavisinde eksternal fiksatorlerin kullanılmasına yönelik yayın sayısı az olmakla birlikte hastanın genel durumunun büyük cerrahiye izin vermediği durumlarda kullanılabileceklerine dair bir görüş birliği mevcuttur(1-6).

Özdemir ve ark. genel durumu bozuk ve cerrahi risk taşıyan hastaların (American Society of Anesthesiologists (ASA) Grade III-IV) femur üst uç kırıklarının tedavisinde Modüler Aksiyel Fiksator (MAF)'den yararlanmış, sonuçlarını da 2002 ve 2003 yıllarında yayınlamışlardır(7,8).

Bu çalışmada, femur üst uç kırıklarının tedavisinde dikkate değer klinik sonuçları olan MAF'in mekanik özelliklerinin belirlenmesi ve standardizasyonunun sağlanması amaçlanmıştır.

GEREÇ ve YÖNTEM

Sonlu Eleman Analizi çalışması için üç yetişkin erkek kadavranın sağ femurları Siemens Somatom Sensation 16 Multi Detector (Forchheim, Germany) cihazı ile taranmış ve metafizer bölgeden 2-4 mm, diafizer bölgeden 5-9 mm'lik aralıklarla, toplam 632 bilgisayarlı tomografi kesiti elde edilmiştir. Bu kesitlerin Voxel boyutları X ve Y koordinatlarında 0,74, Z koordinatında ise 0,7'dir.

Bilgisayarlı tomografi kesitleri 3D-Doctor 3.5.050106 (Able Software, USA) yazılımı ile rekonstrükte edilerek kortikal ve kansellöz kemiğin üç boyutlu katı modeli elde edilmiştir. Elde edilen katı kemik modeli ANSYS Workbench 10.0 (ANSYS, Inc., USA) yazılımı ile analiz edilmiştir.

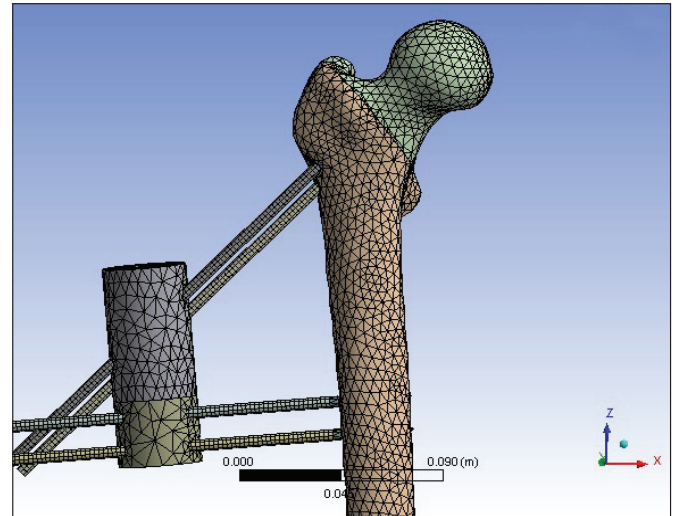
Bu çalışmadaki amacın biyomekanik özellikleri etkileyen değişkenlerin incelenmesi ve karşılaştırmalı biyomekanik analizlerin yapılması olması nedeniyle kemik homojen, izotropik ve lineer elastik bir materyal olarak ele alınmıştır (9-11).

Yukarıda sözü edilen mekanik özellikler temel alınarak, sanal ortamda, bir femur modeli oluşturulmuş, üzerine MAF yerleştirilmiş ve bu katı model bir mesh yapısı (örümcek ağı benzeri yapı) ile kaplanmıştır. Mesh'in temel yapı taşları olan eleman ve düğümlerin sayısı arttıkça elde edilen verilerin değeri de arttığı için, mesh'in eleman ve düğüm sayılarının olabildiğince fazla olmasına özen gösterilmiştir (Şekil 1).

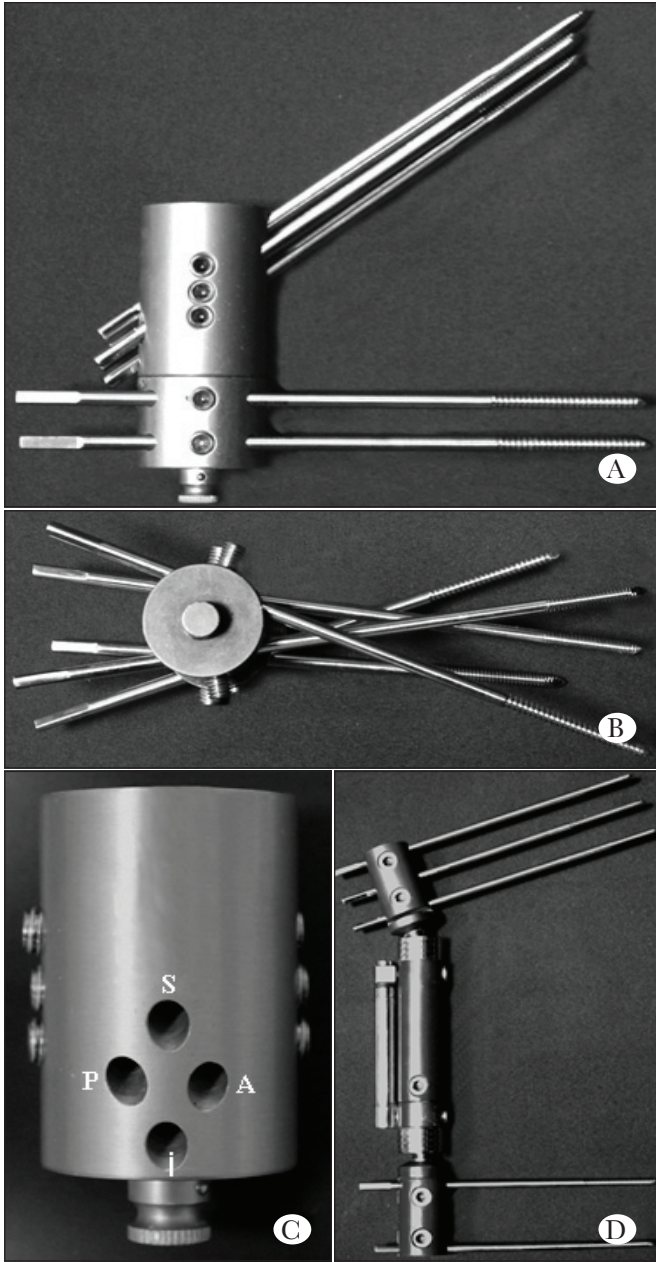
MAF; çeşitli modüllerin tek aksta, ardışık olarak monte edilmesi ile oluşturulan, çivilerinin farklı düzlemlerde uygulanabilmesine olanak tanıyan, distraksiyon - kompresyon yapabilen, bir unilateral-multiplanar eksternal fiksasyon sistemidir (Şekil 2A). Sistem unilateral olmasına karşın, özel modülleri ve konverjan çivi delikleri sayesinde tek aks üzerinde üç boyutlu stabilite elde edilebilmesini olanaklı kılmaktadır (Şekil 2B). Trokanterik modül üzerinde Schanz çivileri için dört adet delik bulunmaktadır. Bu çivi delikleri baklava dilimi şeklinde yerleşmiş olup tek aksta biplanar yönelim gösterirler (Şekil 2C).

Femur başına etkiyen kuvvetler çok değişken olmasına rağmen çalışmada, yürüme siklusunun duruş (stance) fazında kalçaya etkiyen kuvvetler simule edilmiştir (12,13). Buna göre birinci kuvvet; femur başına frontal planda 23°, sagittal planda 6° açıyla gelen 2460 Newton'luk, ikinci kuvvet; trokanter major'da abduktör kasların çekmesine bağlı frontal planda 24°, sagittal planda 15° açıyla etkiyen 1700 Newton'luk, üçüncü kuvvet ise frontal planda 41°, sagittal planda 26° açıyla etkiyen ve iliopsoas kasının çekme kuvvetine bağlı olarak oluşan 771 Newton'luk kuvvettir (Şekil 3).

İntakt femur modeli ile üzerine MAF yerleştirilmiş femur modeline yukarıda bahsedilen ve Şekil 3'te gösterilen yükleme uygulandı ve elde edilen stres değerleri hem makroskopik olarak renk skalasında, hem de nümerik olarak mesh'in her bir düğümünde, Megapascal (MPa) cinsinden, tespit ve kayıt edildi. Elde edilen bu değer "Von Misses Stres" olarak isimlendirilir.



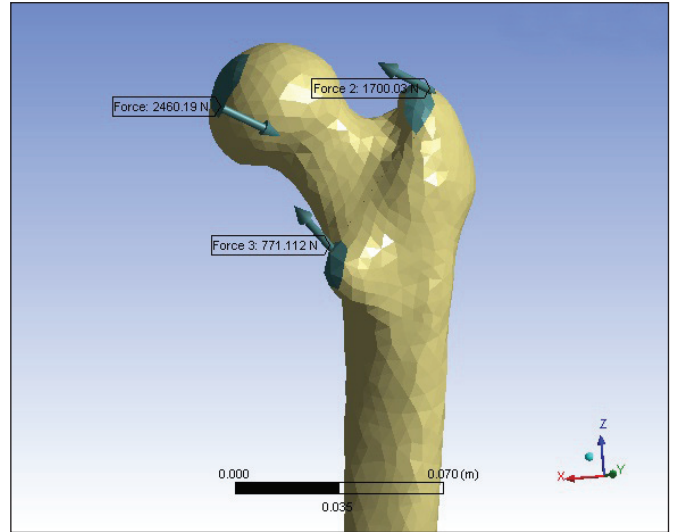
Şekil 1: Kemik modeli ve mesh yapısının görünümü.



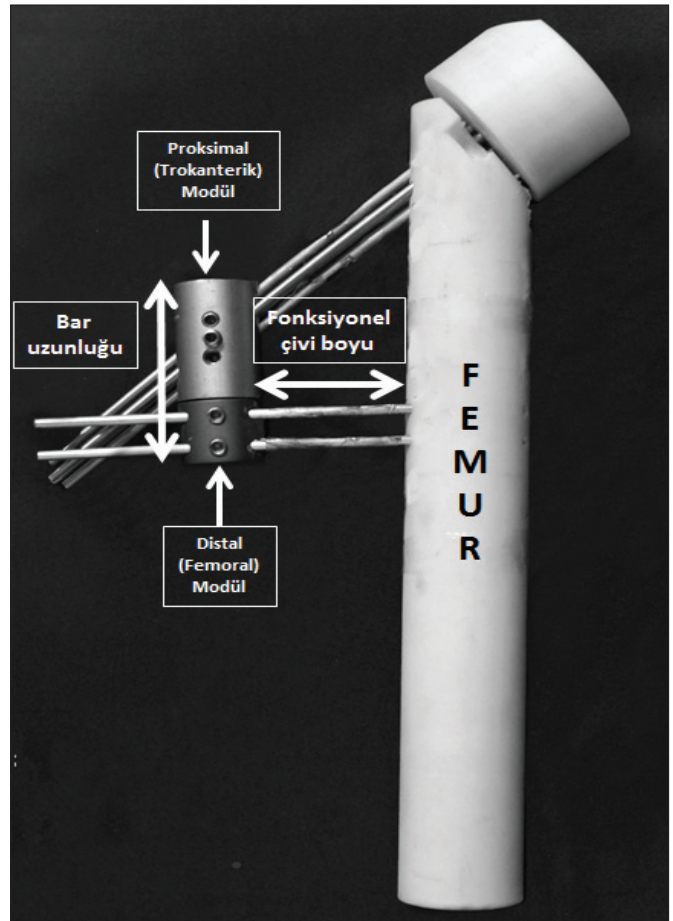
Şekil 2: Modüler Aksiyel Fiksator ve Orthofix tipi eksternal fiksator.

- A.** MAF'nin görünümü
B. MAF'nin femoral modülünün görünümü
C. MAF'nin trokanterik modülündeki çivi deliklerinin dizaynı
 S. Superior çivi deliği
 A. Anterior çivi deliği
 P. Posterior çivi deliği
 İ. İnfierior çivi deliği
D. Orthofix tipi eksternal fiksatorün görünümü

Sağlam femurun analizini takiben, oluşturulan femur modelinde Boyd - Griffin Tip I, stabil intertrokanterik kırık modeli oluşturuldu (14). Bu kırık modeli MAF'nin 14 değişik konfigürasyonu ve Orthofix tipi eksternal fiksator (Şekil 2D) ile fikse edilip, normal femur üzerinde test edilmiş olan yüklenme kondisyonları ile, yedişer kez yüklemeye maruz



Şekil 3: Femur üst ucunu etkileyen kuvvetlerin simülasyonu.



Şekil 4: Deney modellerinde test edilen parametreler

bırakıldı. MAF'nin 14 değişik konfigürasyonu oluşturulurken, eksternal fiksatorlerde stabiliteyi etkileyen faktörlerin; proksimal çivi sayısı, distal çivi sayısı, fonksiyonel çivi boyu ve bar uzunluğu olduğu göz önüne alındı (15,16). Şekil 4'de test edilen dört parametre, Tablo I'de ise modellerin yapısal özellikleri gösterilmiştir.

Tablo I: Eksternal fiksator modellerinin yapısal özellikleri.

Fiksator Modelleri	Modüllerdeki Schanz çivisi sayısı		Fonksiyonel çivi boyu (cm)	Bar uzunluğu (cm)	
	Trokanterik modül	Femoral modül			
M	Model 1	3	2	6	8,5
	Model 2	3	2	10	8,5
	Model 3	3	2	14	8,5
	Model 4	4	2	6	8,5
	Model 5	4	2	10	8,5
A	Model 6	4	2	14	8,5
	Model 7	3	3	6	8,5
F	Model 8	3	3	10	8,5
	Model 9	3	3	14	8,5
	Model 10	4	3	6	8,5
	Model 11	4	3	10	8,5
	Model 12	4	3	14	8,5
	Model 13	3	2	6	11,5
	Model 14	3	2	6	14
Orthofix	3	3	6	24,5	

Elde edilen verilerin analizini takiben, MAF ile klasik bir eksternal fiksator olan Orthofix tipi eksternal fiksatorün karşılaştırılması amacıyla mekanik laboratuvar çalışması aşamasına geçildi. Eksternal fiksatorün stabilitesinde rol oynayan parametreler temel alınarak, sonlu eleman analizi değerlendirme verilerine göre en ciddi stabilitenin elde edildiği 1-4-9-14 numaralı MAF modelleri ve Orthofix tipi eksternal fiksator laboratuvar ortamında test edildi.

Deneysel kemik modeli olarak, mekanik özelliklerinin kemik dokusuna özellikle de kortikal kemiğe yakın olması ve kolay işlenebilirliği nedeniyle Kestamid (Döküm Poliamid) adı verilen sanayi tipi, içi dolu, silindirik, dayanıklı bir materyal kullanıldı. Kırk santimetre uzunluğunda ve beş santimetre çapındaki bu silindirik borular femur üst ucunu simüle edecek ve 50 derece inklinasyonla kırık oluşturacak şekilde işlendi. Kırık hattında ASTM (American Society of Testing Materials) standartlarına uygun olarak 10 mm'lik boşluk oluşturuldu (17). Bu boşluklara yerleştirilen 2 adet load cell (yük ölçer) ile kırık hattındaki yükün, kestamid femur modelinde medial ve lateral yüzlere yerleştirilen toplam 6 adet strain gage (stres ölçer) ile kestamid yüzeyinde oluşan streslerin ve eksternal fiksatorlerde kullanılan çivilerin alt ve üst yüzeylerine yerleştirilen strain gage'ler ile de çivilerde oluşan streslerin ölçümü gerçekleştirildi (Şekil 5A).

Oluşturulan deney modeli materyal test makinasına yerleştirildi. Modellerin distal ucu bir ayna yardımı ile sabitlendi. El yardımı ile çevrilen vana sayesinde deney modellerine aksiyel yönde ve femurun mekanik aksını simüle edecek şekilde yük uygulandı. Yüklemeler, beş farklı deney modeli için yedişer kez tekrarlandı. Mevcut deney

sistemiyle; kestamid femur modelinde ve çivilerde oluşan streslerin, kırık hattına etkiyen yükün, fiksatorün yük taşıma kapasitesinin ve fiksatorlerin rijiditesinin değerlendirilmesi amaçlandı. Bu aşamada kestamid femur modelinde kırık hattında 1 mm. deplasmana yol açan aksiyel kuvvet "fiksatorün rijiditesi", kırık fragmanları arasında bırakılan 1 cm.'lik boşluğun kapanması ve fragmanların birbirleri ile temas ettiği nokta ise "maksimum deformasyon noktası" olarak tanımlandı ki bu değer fiksatorün "yük taşıma kapasitesi"ni de göstermekteydi.

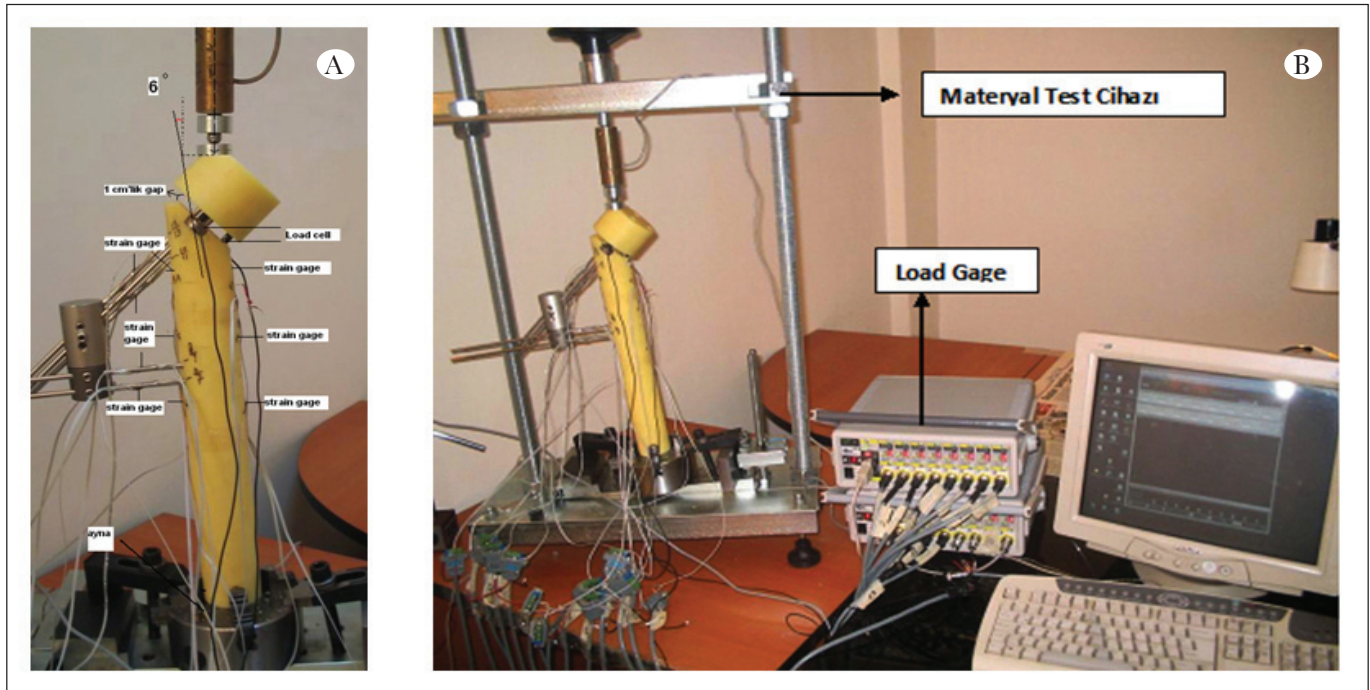
Uygulanan kuvvetler sonucu malzemenin boyunda bir deformasyon geliştiğinde, eninde de deformasyon oluşur. Bu durumdaki yüklenmelerde cismin boyundaki değişim miktarının enindeki değişim miktarına oranına "poisson oranı" denir ve bu oran, kuvvet etkisi altındaki cismin deformasyon davranışı hakkında fikir verir (18).

Biyomekanik testlerde, kuvvete maruz kalan malzeme ilk olarak elastik deformasyona uğrar. Birim kesite sahip bir malzemenin birim boyunu bir kat artırmak için gereken kuvvet "elastik modülüs", malzemenin elastik deformasyondan plastik deformasyona geçtiği nokta "elastik sınır noktası (yield point)", buna neden olan stres ise "akma direnci (yield strenght)" olarak isimlendirilir. Elastik sınır noktasını aşan kuvvet, kuvvete maruz kalan yapıda plastik deformasyona neden olur (18). Yani Von Misses Stres değeri akma gücünden yüksek ise yapıda yetmezlik gelişmesi beklenir.

Normal kemiğin, deney modeli yapımında yararlanılan Kestamid'in ve kullanılan implantları mekanik özellikleri Tablo II'de gösterilmiştir.

Tablo II: Kemik, Kestamid, Paslanmaz çelik ve Duraalüminyumun mekanik özellikleri.

Materyal	Elastik modülüs (MPa)	Poisson oranı	Akma direnci (MPa)	Basma dayanımı (MPa)	Çekme dayanımı (MPa)
Kansellöz kemik	1000	0,30	0,30	3	2
Kortikal kemik	15000	0,30	0,30	175	100
Kestamid	4000	0,39	90	145	75
6000 seri Duraalüminyum (Fiksator barı)	69000	0,33	380	385	385
316L Paslanmaz çelik (Schanz çivisi)	195000	0,25	690	485	485

**Şekil 5:** Deney modelleri.

A. Strain gage (stres ölçer) ve load cell (yük ölçer)'lerin deney modelindeki yerleşimleri

B. Deney ortamının görünümü

Sistemlerde bulunan strain gage'ler üzerinde oluşan gerilim kuvvetleri load gage yardımı ile volt cinsinden okundu ve bilgisayar ortamına aktarıldı (Şekil 5B). Bilgisayar ortamında elde edilen volt değerleri MPa cinsinden strese çevrildi. Load cell'lerin okuduğu değerler ise bilgisayar ortamında Newton cinsinden elde edildi.

Test sonuçlarının istatistiksel analizinde Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri kullanıldı. $<0,05$ P değeri anlamlı kabul edildi.

BULGULAR

Çalışmanın sonunda femur ve implant boyunca oluşan stres dağılımları, her bir sistemin stabilitesi, fiksator modellerinin yük taşıma kapasiteleri ve rijiditeleri ile kırık hattına etkileyen yük miktarları ayrı ayrı değerlendirildi.

I. Femur Boyunca Oluşan Stres Dağılımının Analizi

Normal femurda, femur üst ucunda anterior kortekste; maksimum stres değeri 34,5 MPa kompresyon yönünde, posterior kortekste; 45,6 MPa tensiyon yönünde, lateral kortekste; 31,3 MPa tensiyon yönünde ve medial kortekste; 45,6 MPa kompresyon yönünde stres saptanmıştır. Femur diafizine doğru inildiğinde ise özellikle anterolateral kortekste stres 90 MPa'a kadar çıkmaktadır.

İntakt femurda oluşan bu stresler incelendiğinde, maksimum stresin femurun posteromedial korteksinde olduğu görülmüştür. Kırık oluşturulup MAF uygulandığında da maksimum stresler, intakt femurdakine benzer şekilde, posteromedial kortekste oluşmuş ancak tüm femurda belirgin stres azalması saptanmıştır. Kırık hattı boyunca

oluşan stresin ise MAF uygulanmış modellerde belirgin şekilde arttığı gözlenmiştir.

Bu aşamada dikkat çeken nokta, MAF'lı modellerde, intakt kemikteki benzer şekilde, kemiğin medial yüzünde kompresyon, lateral yüzünde tensiyon stresleri oluşurken, Orthofix'li modelde kemiğin her iki yüzünde de kompresyon stresinin oluşmasıdır.

a. Fonksiyonel Çivi Boyu Artışının Femur Boyunca Oluşan Stres Dağılımına Etkisi;

Fonksiyonel çivi boyu artışı femur boyunca oluşan stresleri kırık hattı dahil olmak üzere artırmaktadır.

b. Proksimal Çivi Sayısı Artışının Femur Boyunca Oluşan Stres Dağılımına Etkisi;

Proksimal çivi sayısı göz önüne alınarak karşılaştırılan modellerde proksimal modüle bir çivi eklenmesi distal çivilerin kemiğe girdiği bölgede stres artışı yaparken, kırık hattı ile birlikte femur üst ucundaki stresi azaltmaktadır.

c. Distal Çivi Sayısı Artışının Femur Boyunca Oluşan Stres Dağılımına Etkisi;

Distal çivi sayısının artışı distal çivilerin bulunduğu femur bölgesinde stresi artırmaktadır. Distal çivi sayısı artışının stres dağılımına etkisi proksimal modülde üç ve dört çivi bulunan sistemlerde farklılık göstermektedir. Proksimal modülde dört çivi bulunan sistemlerde distale çivi eklemek tüm femur boyunca oluşan stresleri azaltırken, proksimalde üç çivi bulunan sistemlerde femur boyunca oluşan streslerde anlamlı bir değişiklik oluşturmamaktadır.

d. Bar Uzunluğunun Femur Boyunca Oluşan Stres Dağılımına Etkisi;

Bar uzunluğunun artırılması anterior, posterior ve lateral korteks streslerini azaltmakta ancak femurun medial korteksinde, distal çivi bölgesinde ve kırık hattında stres artışına neden olmaktadır.

II. İmplant Boyunca Oluşan Stres Dağılımının Analizi

Genel olarak her modelde fiksatorler incelendiğinde çivilerdeki stresin oldukça yüksek olduğu, fiksator barında ise çivilere göre daha az stres olduğu görülmektedir.

MAF'ta en yüksek streslerin proksimal modüldeki çivilerde olduğu bunlar içinde de en fazla strese maruz kalan çivinin posterior çivi olduğu saptanmıştır. Inferior çivi ise proksimal çiviler içinde en düşük strese maruz kalan çividir. Distal modüldeki en yüksek stres değerleri ise en distaldeki çivide oluşmaktadır.

Orthofix tipi fiksatorde ise en yüksek stres proksimal üst çivide oluşurken, fiksator barında MAF'a göre yaklaşık 2 kat daha fazla stres saptanmaktadır.

Çivilerde oluşan streslerin vektöryel incelemesi ise tüm çivilerde rotasyonel bir zorlanma oluştuğunu ortaya koymaktadır.

a. Fonksiyonel Çivi Boyu Artışının İmplant Boyunca Oluşan Stres Dağılımına Etkisi;

Fonksiyonel çivi boyu artışı proksimal çiviler ve fiksator barında stresi azaltırken distal çivilerde stresi artırmaktadır.

b. Proksimal Çivi Sayısının İmplant Boyunca Oluşan Stres Dağılımına Etkisi;

Proksimal çivi sayısı artırıldığında proksimal modüldeki çivilerde belirgin stres azalması gözlenirken, distal modüldeki çivilerde ve fiksator barında genel olarak stres artmaktadır.

c. Distal Çivi Sayısının İmplant Boyunca Oluşan Stres Dağılımına Etkisi;

Distal modüldeki çivi sayısının artırılması distaldeki tüm çivilerde stresi azaltmaktadır. Distal çivi sayısı artışının proksimal çivilerdeki strese etkisi ise proksimalde üç ve dört çivi bulunan sistemlerde farklılık göstermektedir. Proksimalde üç çivi bulunan sistemlerde distale bir çivi eklenmesi proksimal çivilerdeki ve fiksator barındaki stresi azaltırken, proksimalde dört çivi bulunan sistemlerde distale çivi eklenmesi proksimal çivilerdeki ve fiksator barındaki stresleri artırmaktadır.

d. Bar Uzunluğunun İmplant Boyunca Oluşan Stres Dağılımına Etkisi;

Sekizbuçuk cm'lik bar uzunluğu 11,5 cm'ye çıkartıldığında proksimal modüldeki çivilerde stres azalırken distal modüldeki çivilerde ve fiksator barında stres artmakta, bar uzunluğu 14,5 cm'ye çıkartıldığında ise inferior çivideki stres azalması dışında tüm çivilerde ve bar'da belirgin stres artışı gözlenmektedir.

III. Sistemlerin Stabilitésinin Değerlendirilmesi

Sonlu eleman analizinde femur modellerine yükleme yapılması sonrası fiksator-kemik bileşkesinde rotasyonel bir zorlanma oluşmaktadır. En düşük rotasyon dereceleri her fragmanda daha fazla sayıda çivi bulunduran Model 10, 11 ve 12'de saptanmıştır. Kemik ile fiksator, bir arada, tek bir sistem olarak düşünülür ise oluşan bu rotasyonun sistem ile ilgili olduğu söylenebilir.

Sistemlerin rijidite ve yük taşıma kapasiteleri değerlendirildiğinde; Model 9'un rijiditesinin Orthofix'e göre %75, yük taşıma kapasitesinin ise %78 daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Bu iki modelde gerek kırık fragmanlarındaki çivi sayısının gerekse de fonksiyonel çivi boyunun aynı olmasına rağmen tespit edilen farklı oranlar, proksimal çivi dizaynının önemini göstermektedir. Baklava dilimi şeklinde proksimal çivi dizaynına sahip MAF modellerinde proksimal modüle bir çivi eklenmesi; rijiditeyi %6, yük taşıma kapa-

Tablo III: Kemik modelleri ve fiksatorlerde tespit edilen maksimum stres miktarları ve rotasyon dereceleri.

	MAKSİMUM STRES DEĞERLERİ (MPa)										MAKSİMUM ROTASYON DEREJESİ (°)			
	Femur modelinde tespit edilen stres değerleri					Fiksator barı ve Schanz çivilerinde tespit edilen stres değerleri								
	Schanz çivileri					Bar								
	Anterior korteks	Posterior korteks	Lateral korteks	Medial korteks	Distal çivi bölgesi	Kırık hattı	Trokantenrik modül		Femoral modül					
							Superior	Anterior	Posterior	İnferior	Üst	Orta	Alt	
Normal femur	34,5	45,6	31,3	45,6	38	38								
Model 1	27,8	41,1	27,2	41,3	34,5	92	330	445	250	162	229	229	74	6
Model 2	28,5	42,4	28,2	42,9	40,4	97	304	395	203	235	246	246	68	9,3
Model 3	29,1	43,4	28,6	43,7	50,6	100	284	381	184	255	299	299	56	12
M														
Model 4	27,0	39,3	26,1	40,4	36,6	88	274	381	2202	179	240	240	103	4
Model 5	27,7	40,0	27,0	42,1	41,9	94	255	364	180	257	267	267	81	4,4
A														
Model 6	28,4	40,8	27,7	43,0	51,4	96	239	353	164	272	300	300	69	4,6
Model 7	27,9	41,1	27,4	41,3	37,0	92	310	403	232	132	225	225	67	5,2
Model 8	28,6	42,2	28,5	42,7	44,2	97	290	385	195	196	229	229	66	5,8
Model 9	29,3	43,2	29,6	43,2	56,1	99	274	371	178	215	240	240	51	6,8
Model 10	26,3	38,2	25,7	39,5	38,4	83	279	386	224	143	237	237	107	3,2
Model 11	27,0	39,1	26,8	41,7	46,0	89	272	369	193	202	244	244	91	3,9
Model 12	27,7	40,0	27,2	42,4	59,0	94	243	358	167	224	250	250	78	4,2
Model 13	27,7	40,4	27,4	42,8	45,4	94	313	403	235	278	292	292	92	6,2
Model 14	27,3	40,1	27,1	42,9	51,4	96	333	462	242	341	369	369	117	6,6
Orthofix							Proksimal		Distal		Distal			
	32,1	43,9	30,8	44,7	73,9	109	üst	orta	alt	üst	orta	alt	506	226
							455	312	410	469	342	506	226	20

sitesini %73 oranında artırmakta, bar uzunluğunun artırılması; yük taşıma kapasitesinde anlamlı değişiklik yapmazken fiksator rijiditesini %23 oranında artırmakta, fonksiyonel çivi boyunun azaltılması; rijiditeyi %228, yük taşıma kapasitesini ise %26 oranında artırmaktadır.

Çalışma sonucunda elde edilen veriler Tablo III'te özetlenmiştir.

TARTIŞMA

Femur üst uç kırıklarının, özellikle de osteoporoz zemininde gelişen kırıkların, tedavisindeki temel amaç; kabul edilebilir kırık redüksiyonu ile kaynamayı sağlayacak yeterli stabiliteyi elde ederek, hastanın mümkün olan en kısa süre içerisinde mobilizasyonunun sağlanmasıdır (19,20). Bu amaçla, günümüze kadar en sık kullanılan implantlar; dinamik kalça çivileri ve intramedüller kalça vidaları olmuştur (21,22). Son derece yaygın kullanımlarına rağmen literatürde bu implantlarla ilgili implant yetmezliği, kötü fonksiyonel sonuç ve yüksek morbidite oranları bildirilmiştir (23,24).

Mevcut klinik uygulamalar ve gözlemler sonucunda bu bölge kırıklarında eksternal fiksatorler ile rijit fiksasyon sağlanamayacağı konusunda görüş birliği oluşmuş iken 1996 yılında Dhal ve Singh'in yapmış olduğu çalışma bir dönüm noktası olmuştur (4). Bu çalışmaya göre; eksternal fiksator ile gerçekleştirilen kapalı redüksiyon, kırık hematomunun ve kırık fragmanlarının vaskülaritesinin korunmasını sağlarken, gerçekleştirilen elastik fiksasyon, erken eksuberant kallus oluşumunu temin etmekte ve bu sayede de erken internal stabilite elde edilmektedir. Bu durum fiksator ile proksimal femur arasında yük paylaşımını sağlamakta, fiksatordeki stresler progressif olarak azalırken kemikteki yük geçişi kırığın kaynamasına olumlu etki yapmaktadır. Bu bölgede kullanılan eksternal fiksatorün lateral yerleşiminin fizyolojik ve biomekanik olarak avantaj sağladığı da yazarlar tarafından savunulan bir diğer görüştür.

Gerçekleştirdiğimiz çalışmada, normal femurdaki en büyük stresin posteromedial kortekste olduğu, posteromedial korteksin kalın kortikal yapısı göz önüne alındığında ise bu bölgenin yük iletiminde önemli bir rol üstlendiği açıkça görülmektedir. Oluşan streslerin vektöryel olarak incelenmesinde, literatürle uyumlu olarak, femurun medial korteksi boyunca kompresyon, lateral korteksi boyunca da tensiyon stresleri oluşmaktadır (25,26). Diafize doğru inildiğinde, anterolateral kortekste stres yoğunluğu oluşmaktadır. Bu bölgedeki stres artışının nedeni ise femurun mekanik aksı boyunca gerçekleşen yük iletiminin sebep olduğu anterolateral korteksteki tensiyon gerilimidir.

İntertrokanterik kırık oluşturup MAF tipi eksternal fiksator uygulandığında ise femur üst ucundaki maksimum stresin yine posteromedial kortekste olduğu gözlenmektedir.

Ancak tüm sistemlerde, kırık hattı hariç tutulmak kaydıyla, femur boyunca oluşan streslerde belirgin azalma olmaktadır. Bu veriler, femur üst ucuna uygulanan eksternal fiksatorün femurun fizyolojik yük dağılımını bozmasızın, femur boyunca oluşan stresleri azaltarak işlev gördüğünü ortaya koymaktadır. Ek olarak, distal çivilerin kemiğe girdiği bölgede ve fiksator barındaki düşük stres değerleri MAF'ın femur üst ucundan aldığı yükü distale ileterek bir köprü görevi gördüğünü, bu iletim sırasında bar yapısının özelliği sayesinde de stresin bir bölümünü absorbe ettiğini düşündürmektedir.

Ancak yalnızca femur boyunca oluşan streslerin azalması eksternal fiksatorlerin uygun tedavi seçeneği olduğu anlamına gelmemektedir. Bunun yanında kırık hattındaki stresi ve sistem stabilitesini de göz önünde bulundurmaktır gereklidir. Kemik – implant yapısında oluşan streslerin ana belirleyicisi sistemin stabilitesidir ve bu stabilitenin miktar ve kalitesinin değişik parametrelerle değerlendirilmesi gereklidir.

Fonksiyonel çivi boyunun artırılması; kırık hattı dahil olmak üzere femur boyunca oluşan streslerin artmasına neden olmaktadır. Fonksiyonel çivi boyunun artışının implant üzerindeki etkisi ise, stabiliteyi azaltması nedeniyle proksimal çivilerde ve bar'da stres azalması, distal çivilerde ise stres artması şeklinde kendini göstermektedir.

Proksimal ve distal çivi sayısının da stres ve stabilite üzerinde önemli etkisi vardır. Proksimal çivi sayısı 3'ten 4'e çıkartıldığında; distal çivilerin femura girdiği bölge dışında tüm femurda stresler azalmaktadır. Distal çivi sayısını artırmak ise proksimalde 3 çivi bulunan sistemlerde femur boyunca oluşan streslerde anlamlı değişim yapmazken, proksimalde 4 çivi bulunan sistemlerde femur boyunca oluşan stresleri azaltmaktadır. Bunun anlamı; distale üçüncü çivi ancak proksimale dört çivi konulduğunda uygulamak gerektiğidir. Aksi takdirde distale konulan üçüncü çivi bu bölgede kırık oluşma riskini artırmak dışında hiçbir etki yapmayacaktır.

Proksimal ve distal çivi sayısının implant üzerindeki etkilerini de göz ardı etmemek gereklidir. Proksimal çivi sayısı üçten dörde çıkartıldığında yük paylaşımı nedeniyle, proksimal çivilerdeki stresler azalmaktadır. Böylece sistemin yük taşıma kapasitesi artmakta, bu da fiksator barında ve distal çivilerde stres artışı şeklinde kendini göstermektedir. Proksimalde 4 çivi bulunan sistemlerde, distale üçüncü çivinin eklenmesi sistemin varolan yük taşıma kapasitesinin daha verimli kullanılmasını sağlamakta ve distale yük aktarımının kolaylaşması ile proksimal çivilerdeki ve fiksator barındaki stresler artmaktadır. Proksimalde 3 çivi bulunan sistemlerde ise distale üçüncü çivi eklemek implanttaki tüm stresleri azaltmaktadır. İmplanttaki stresleri azaltmak, kırığın tedavisi süresince, implant yetmezliği gelişmemesi

açısından önemli olmakla birlikte, çalışmamızda kapsamındaki en yüksek stres değeri Model 14'te 462 MPa ile posterior çivide ve 117 MPa ile fiksator barında oluşmuştur. Bu değer bile paslanmaz çelik akma direnci olan 690 MPa ve 6000 seri duralüminyum akma direnci olan 380 MPa'nın oldukça altındadır (27,28). Bu veriler, sistemlerin hiçbirinde implant yetmezliği gelişmesinin beklenmeyeceği şeklinde yorumlanabilir ve umut vericidir.

Sadece bar uzunluğunun artırılmasının femur medial korteksi ve kırık hattındaki stresi belirgin olarak arttırdığı saptanmıştır. Bar uzunluğu artışı aynı zamanda distal çivilerin kırık hattından uzaklaşması anlamına da geldiğinden, klasik bilgi olan çivilerin kırık hattından uzağa yerleştirilmesi kuralının, femur üst uç kırıklarının eksternal fiksatorle tespitinde geçerli olmadığını düşündürmektedir (15,16).

Normal femurda intertrokanterik bölgede oluşan stres, kırık oluşturulup fiksator uygulanmasını takiben yaklaşık 2-3 kat artmaktadır. Kemik doku; kortikal ve kansellöz bileşenleri ile heterojen, lineer olmayan ve anizotropik bir yapıdır. Kemiğin mekanik özellikleri (elastik modülü, kompresif güç, poisson oranı, viskoelastik davranış vb.) bu bileşenlerin dansiteleri ile ilgilidir. Tensil ve torsiyonel güçler ise kemik dansitesinden bağımsız özelliklerdir ve kortikal kemiğin bu özellikleri, taze insan kadavrası çalışmaları ile tensil güç; 150 MPa, torsiyonel güç, 49-68 MPa olarak saptanmıştır (29).

Kırık oluşturulup fiksator uygulanmasını takiben, tüm femur boyunca oluşan streslerden yalnızca kırık hattındaki stres değerleri torsiyonel gücün üzerindedir ve bu nedenle çalışmamız kapsamında incelenen tüm sistemlerde kırık hattında deplasman gözlenmiştir. Ancak tespit edilen bu deplasman, elastik fiksasyonun bir özelliğidir ve kırık kaynaması üzerinde olumlu etkisi vardır (4).

Broekhuizen ve ark. (30), uzun kemik diafiz transvers kırık modelinde, farklı eksternal fiksatorler ile yaptıkları biomekanik çalışmada hiçbir eksternal fiksatorün fragmanlar arasında mutlak bir rijidite sağlamadığını göstermişlerdir. Aynı çalışmada, fragmanlar arasında 1 mm. ile 4 cm. arasında değişen hareket ve 1-16° arasında değişen rotasyonun kaçınılmaz olduğunu da saptamışlardır. Yaptığımız çalışmada ise MAF ile fikse edilen fragmanlar arasında, literatürdeki değerlerin çok altında, 3°.2-12° arasında, rotasyon olduğu tespit edilmiştir.

Seral ve ark. (31), trokanterik kırık modelinde, aynı yüklenme altında, yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasında Gamma Nail ile Proksimal Femoral Nail'i karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, her iki implantın da femur boyunca oluşan stresleri azalttıklarını ancak, distal kilit vidalarının olduğu bölgedeki streslerin intakt femura oranla daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Otörler; bu yüksek stres değerlerini her iki çivinin distal uçlarının korteks ile temasına ve

bu noktadan kemiğe yük aktarılmasına bağlamışlardır. Otörlere göre uyluk ağrısına neden olan bu yüksek stres değerleri postoperatif kırık riskini de yükseltmektedir. MAF uygulamalarında ise fiksator barının, muhtemel, stres absorbe edici özelliği nedeniyle, distal çivilerin kemiğe girdiği bölgedeki stres değerleri normal femura oranla belirgin şekilde azalmaktadır. Bu veriler de MAF ile yapılan klinik çalışma ve uygulamalarda uyluk ağrısı ve refraktür görülmemesinin nedenini açıklamaktadır (7,8).

Sim ve ark. (32) yaptıkları bir çalışmada Dinamik Kalça Çivisi ile Gamma Nail'i pertrokanterik kırık modeli üzerinde sonlu eleman analizi ile incelemişler ve Dinamik Kalça Çivisinde femurun lateral yüzeyinde, implantın konulduğu bölgede stres kalkanı etkisi saptamışlardır. Gamma Nail'de stres kalkanı etkisinin görülmemesini ise bu implantın tamamen intramedüller yerleşimine bağlamışlardır. Bizim çalışmamızda da, implantın kemik yüzeyi ile direkt ilişkide olmaması ve normal, fizyolojik, yük aktarımını bozmaması nedeni ile femur boyunca böyle bir etki görülmemiştir.

Apel ve ark. (33) yaptıkları çalışmada, intertrokanterik kırıklarda posteromedial korteks devamlılığının önemini vurgulamış ve posteromedial kortikal devamlılığın sağlanmasının implantın fiksasyon gücünü %57 oranında artırdığını saptamışlardır. Wang ve arkadaşları (34) ise Proksimal Femoral Nail ile femur boyun kırıklarında yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasında farklı kalınlıkta proksimal kilitleme vidalarını karşılaştırmış ve aynı kalınlıkta kilitleme vidası kullanıldığında femur boyununun inferiorundan geçen vidanın üsttekine oranla daha az strese maruz kaldığını tespit etmişlerdir.

Çalışmamız kapsamında incelenen tüm modellerindeki çivilerin stres dağılımları incelendiğinde; en yüksek stres değerlerinin proksimaldeki posterior çivide olduğu saptanmıştır. Proksimal çiviler içinde en düşük stres değerine sahip çivi ise femoral kalkar bölgesinde ilerleyen inferior çividir. Distal çiviler arasında en yüksek stres değeri ise en distal çivide oluşmaktadır. Proksimal çivilerde saptanan bu şekildeki bir yük dağılımı; kemikten aktarılan yükün, proksimaldeki inferior çivinin bulunduğu kalkar bölgesinden geçtiğini, fiksatorün ise diğer çiviler aracılığıyla yükü taşıdığını düşündürmektedir. Yani proksimaldeki inferior çivi, bölgenin yapısal özelliği nedeniyle, stabilitede önemli rol oynamaktadır. Posteromedial kenar redüksiyonunun sağlanamadığı durumlarda ise, bu çivinin yük taşıyıcı fonksiyon üstlendiğini iddia etmek yanlış olmayacaktır.

Sitthiseripratip ve ark. (35), trokanterik kırıklı hastalarda, aynı yüklenme koşulları altında Gamma Nail ile yaptıkları sonlu eleman analizinde, implantın paslanmaz çelik ve titanyum formlarını karşılaştırmışlardır. Her iki implantta da en yüksek stres değerlerinin çivinin kendisinde olduğunu, kilitleme vidalarındaki stres değerlerinin daha düşük

olduğunu, çelikten üretilen implanttaki stres değerlerinin titanyumdan imal edilen implanttaki stres değerlerinden ise %30-50 oranında daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Bununla birlikte her iki tip implantın da üretildikleri materyalin akma direncinden daha fazla düzeyde strese maruz kaldıkları ve implant yetmezliği riskinin bulunduğu da çalışma sonucunda ortaya konulmuştur.

Sitthiseripratip ve ark.nın bulguları farklı MAF modelleri ile yapılan çalışmamız bulguları ile karşılaştırıldığında oldukça ilginç bir sonuç ortaya çıkmaktadır. Çalışmamızdaki, en yüksek stres değerleri çivilerde saptanmış olmakla birlikte bu değerler materyal akma direncinin oldukça altında kalmıştır. Bu durumda da MAF sistemlerinde implant yetmezliğinin gelişmeyeceğini iddia etmek mümkün görülmektedir.

Sonuç olarak elde edilen veriler, MAF'ın intramedüller implantlara oranla daha düşük streslere maruz kalması ve daha fazla yük taşıması yanında kırıktaki maksimum 12°'lik rotasyonel değişiklik sayesinde oldukça stabil bir kırık tespiti sağladığını ortaya koymaktadır. Aynı veriler, sistemin modifiye edilerek proksimal modüldeki anterior ve posterior çivilerin femur boynunu daha sıkı tespit etmesinin sağlanması ve yükün çok daha büyük bir bölümünün çiviler aracılığıyla fiksator barı üzerinden aktarılmasının temin edilmesi durumunda MAF'ın, femur üst ucunun instabil kırıklarında da güvenle kullanılabilir hale getirilebileceğini düşündürmektedir.

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. Gotfried Y, Frish E, Mendes DG, Roffman M. Intertrochanteric fractures in high risk geriatric patients treated by external fixation. Orthopedics 1985; 6:769-74.
4. Dhal A, Singh S. Biological fixation of subtrochanteric fractures by external fixation. Injury 1996; 27: 723-31.
5. Christodoulou N, Sdrenias CV. External fixation of select intertrochanteric fractures with single hip screw. Clin Orthop Relat Res 2000; 381:204-11.
6. Moroni A, Faldini C, Pegreff 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(4):753-59.
7. Özdemir H, Ürgüden M, Dabak K, Söyüncü Y. Treatment of intertrochanteric femoral fractures with the use of a modular axial fixator device. Acta Orthop Traumatol Turc 2002; 36:375-83.
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; 123:538-43.
9. Huiskes R, Chao EYS. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: The first decade. J Biomech 1983; 16:385-409.
10. Rybicki EF, Simonen FA, Weis EB. On the mathematical analysis of stress in the human femur. J Biomechanics 1972; 5:203-15.
11. Cegonino J, Garcia Aznar JM, Doblare M, Palanca D, Seral B, Seral F. A comparative analysis of different treatments for distal femur fractures using the finite element method. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2004; 7(5):245-56.
12. Verdonschot N, Huiskes R. Can polished stems reduce mechanical failures of the cement-bone interface in man? Trans Eur Orthop Res Soc 1995; 5:42-51.
13. Verdonschot N, Huiskes R. Acrylic cement creeps but does not allow much subsidence of femoral stems. J Bone Joint Surg 1997; 79:665-74.
14. Boyd HB, Griffin LL. Classification and treatment of trochanteric fractures. Arch Surg 1949; 58(6):853-66.
15. Behrens F. A primer of fixator devices and configurations. Clin Orthop Relat Res 1989; 241: 5-14.
16. Sisk TD. General principles and techniques of external skeletal fixation. Clin Orthop Relat Res 1983; 180:96-100.
17. ASTM F 1541-02. Standard specification and test methods for external skeletal fixation devices. Annual book of ASTM standards 2002: 1-31.
18. Sevil-Kilimci F, Kara ME. Kemiklerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde kullanılan temel biyomekanik kavramlar. Animal Health Prod and Hyg 2013; 2(2): 235-39.
19. Dahl E. Mortality and life expectancy after hip fractures. Acta Orthop Scand 1980; 51(1):163-70.
20. Ege R. Travmatoloji Kırıklar, Eklem Yaralanmaları, 4. baskı. Ankara: Kadioğlu Matbaası, 1989.
21. 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(5): 367-72.

22. Ahrengart L, Törnkvist H, Fornander P, Thorngren KG, Pasanen L, Wahlström P, Honkonen S, Lindgren U. A randomized study of the compression hip screw and Gamma nail in 426 fractures. *Clin Orthop Relat Res* 2002; 401:209-22.
23. Wolfgang GL, Bryant MH, O'Neill JP. Treatment of intertrochanteric fracture of the femur using sliding screw plate fixation. *Clin Orthop Relat Res* 1982; 163:148-58.
24. Gaebler C, Stanzl-Tschegg S, Tschegg EK, Kukla C, Menth-Chiari WA, Wozasek GE, Heinz T. Implant failure of the gamma nail. *Injury* 1999; 30(2):91-9.
25. Rybicki EF, Simonen FA, Weis EB Jr. On the mathematical analysis of stress in the human femur. *J Biomechanics* 1972; 5(2):203-15.
26. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng* 1990; 12(5):389-97.
27. Wnek GE, Bowlin GL. *Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering*, 1st ed. New York: Marcel Dekker, 2004.
28. Material Property Data (www.matWeb.com).
29. Wirtz DC, Schiffers N, Pandorf T, Radermacher K, Weichert D, Forst R. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *J Biomechanics* 2000; 33:1325-330.
30. Broekhuizen AH, Boxma H, Meulen van der PA, Snijders CJ. Performance of external fixation devices in femoral fractures; The ultimate challenge? A laboratory study with plastic rods. *Injury* 1990; 21:145-51.
31. Seral B, Garcia JM, Cegonino J, Doblare M, Seral F. Finite element study of intramedullary osteosynthesis in the treatment of trochanteric fractures of the hip: Gamma and PFN. *Injury* 2004; 35: 130-35.
32. Sim E, Freimüller W, Reiter TJ. Finite element analysis of the stress distributions in the proximal end of the femur after stabilization of a pertrochanteric model fracture: A comparison of two implants. *Injury* 1995; 26:445-49.
33. Apel DM, Patwardhan A, Pinzur MS, Dobozi WR. Axial loading studies of unstable intertrochanteric fractures of the femur. *Clin Orthop Relat Res* 1989; 246:156-64.
34. Wang CJ, Brown CJ, Yettram AL, Procter P. Intramedullary femoral nails: One or two lag screws? A preliminary study. *Med Eng Phys* 2000; 22(9):613-24.
35. Sitthiseripratip K, Van Oosterwyck H, Sloten JV, Mahaisavariya B, Bohez ELJ, Suwanprateeb J, van Audekercke R, Oris P. Finite element study of trochanteric gamma nail for trochanteric fracture. *Med Eng Phys* 2003; 25(2): 99-106.

