

160140

T. C.
EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANA BİLİM DALI

KALÇA KIRIĞI İMPLANTLARININ BİYOMEKANİĞİ

UZMANLIK TEZİ

Dr. Ahmet Adnan KARAARSLAN

İZMİR-1984

İ Ç İ N D E K İ L E R

Sayfa No:

Ö N S Ü Z	
G İ R İ Ş	1
T A R İ H Ç E.....	3
G E N E L B İ L G İ L E R.....	5
M A T E R Y A L M E T O D.....	32
B U L G U L A R	50
T A R T İ Ş M A.....	62
S O N U Ç.....	73
Ö Z E T.....	74
K A Y N A K Ç A.....	76

Ö N S Ö Z

YetiŒmemde emeği geen Ege Üniversitesi Tıp Fakóltesi Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalında, baŒta sayın hocam Prof.Dr. Merih EROĐLU ve diğer sayın hocalarıma; asistan arkadaşlarıma; laboratuvar olanaklarından yararlandığım Ege Üniversitesi Makina Fakóltesi Mekanik laboratuvarı elemanlarına, sayın Do.Dr. Tefvik AKSOY'a; alıŒmamda yardımlarını gördüğüm Dr. Lokman ÖZTÜRK'e; Op.Dr. Halil KARAASLAN'a; araŒtırmamla ilgilenen Evren II ve Hipokrat Medikal Firmalarına ve özellikle tez alıŒmamı yönlendiren ve yakından ilgilenen değerli hocam Sayın Do.Dr. Emin ALICI'ya teŒekkürü bor bilirim.

G İ R İ Ő

Trokanterik kalça kırıkları yaşlıların önemli bir sorunudur. Artan sosyo-ekonomik refah düzeyi ile orantılı olarak yaşlı nüfus yıldan yıla artmaktadır. Boucher (2), son 17 yılda trokanterik kalça kırığı oranının iki kat arttığını bildirmiştir. Günümüzde Ortopedi ve Travmatoloji kliniklerine yatırılan her beş hastanın birinde kalça kırığı mevcuttur (52).

Yaşlı hastaların immobilizasyona tahammülleri yoktur. Hızla kardio-pulmoner yetmezlikler, trombo-embolizm, üriner staz ve enfeksiyon, metabolik bozukluklar ve yatak yaraları gelişir. Yaşlıların kalça kırıkları, Geriatri, Ortopedi ve Travmatoloji dallarının başlıca sorunlarından biridir.

Yaşlılar, trokanterik kalça kırıklarının konservatif yöntemlerle kaynayıp iyileştiğini görecekt kadar yaşayamazlar. Konservatif tedavi ile çok yüksek mortalite oranları (%40) bildirilmiştir (57). Bu nedenle erken ambulasyon ve yüklenme için cerrahi tedavi şarttır. Birçok implant dizaynı trokante-rik kırıkların internal fiksasyonu için geliştirilmekle birlikte, herbirinin kendine özgü avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır.

Yaşlılar, senil demans nedeniyle, erken yürüme egzersizleri sırasında kalçalarını koruyamazlar ve rehabilitasyon ekibi ile işbirliğine girmekte zorluk çekerler. Bundan dolayı instabil trokanterik kırıklarda kullanılacak implantın yardımcısız yürümede, yüklemelerin tümünü karşılayabilecek dirençte olması gerekmektedir. Ayrıca implantın daha fazla enerji sönmüleme ve kollum femoriste rotasyona direnç kapasiteleri içermesi arzu edilir.

Halen trokanterik kalça kırıklarında kullanılan implantların hiçbiri, yüklenmelerin tümünü karşılayabilecek düzeyde olmadığı gibi, gerek enerji sönmüleme güçleri ve gerekse rotasyona direnç kapasiteleri yeterli değildir.

Günümüzde, trokanterik kırıklara özgü evrensel bir implant arama çalışmaları sürmektedir. Trokanterik kırıklardaki bu boşluğu doldurma çalışmalarına katkıda bulunabilmek amacı ile, kendi geliştirdiğimiz Alıcı-Karaağlan vida-plak kompleksini tasarladık.

Deneyssel olarak planladığımız bu çalışmada amacımız: Alıcı-Karaağlan vida-plak kompleksini en sık kullanılan iki gurub implantla, biyomekanik özellikler (yüklenme, enerji sönmüleme, kollum femoriste rotasyona direnç) içeren parametrelerin ışığında karşılaştırarak, Alıcı-Karaağlan vida-plak kompleksinin trokanterik kalça kırıklarındaki yerini araştırmaktır.

T A R İ H Ç E

Trokanterik kırıkların tedavisi ile ilgili ilk bilgi 16. yüzyılda Ambroise-Pare tarafından femur üst uç kırıklarının kasnakla tedavisi şeklindedir. 1878'de Langenbeck açık kalça kırığına ilk kez internal tesbit uyguladı. Nicolaysen 1897'de percutan çelik çubuklarla internal tesbit uygulayarak bu çubukları alçı ile inkoopere etti.

Trokanterik kalça kırıklarında ilk başarılı internal fiksasyon yapma ve yayma şerefine 1931'de Harvard Üniversitesinden Smith-Peterson ulaştı.

1933'de önce Westcott ve hemen sonra Thornton (92) üç kanatlı Smith-Peterson çivisinin ortasından klavuz Kirshner teli geçirilmesi için kanüllü tiplerini geliştirdiler.

Jewett (61) 1941'de Smith-Peterson çivisini daha stabil hale getirmek için bu çiviye yan plaklarla 130° açı yapacak şekilde kaynakla sabitleştirdi. 1947'de McLaughlin Smith-Peterson çivisiyle istenen açıda sıkıştırılan yan plak sistemini geliştirdi (78).

Moore, çivi kısmı giderek incelen bir implant tavsiye ederken, Neufeld (V) şeklinde çivisi olan bir implant önerdi (94).

1955'de Pugh (82) ve 1962'de Massie (76) kollum femoriste sekonder impaksiyona olanak veren içiçe kayabilen teleskop implantları ortaya attılar.

Richards kompresyonda yapabilen teleskop vidalar önerdi (86). 1958'de Deyerle kompresyon yapan multipli teleskop vidalar geliştirdi (90).

Son yıllarda Ender, kendi adı ile anılan intramedüller çivisiyle yaşlıların trokanterik kırıklarında başarılı sonuçlar bildirdi (26,69).

Günümüzde, soruna tam manası ile çözüm getirebilen bir implant bulunmadığından çalışmalar sürdürülmektedir.

GENEL BİLGİLER

TROKANTERİK KIRIKLAR

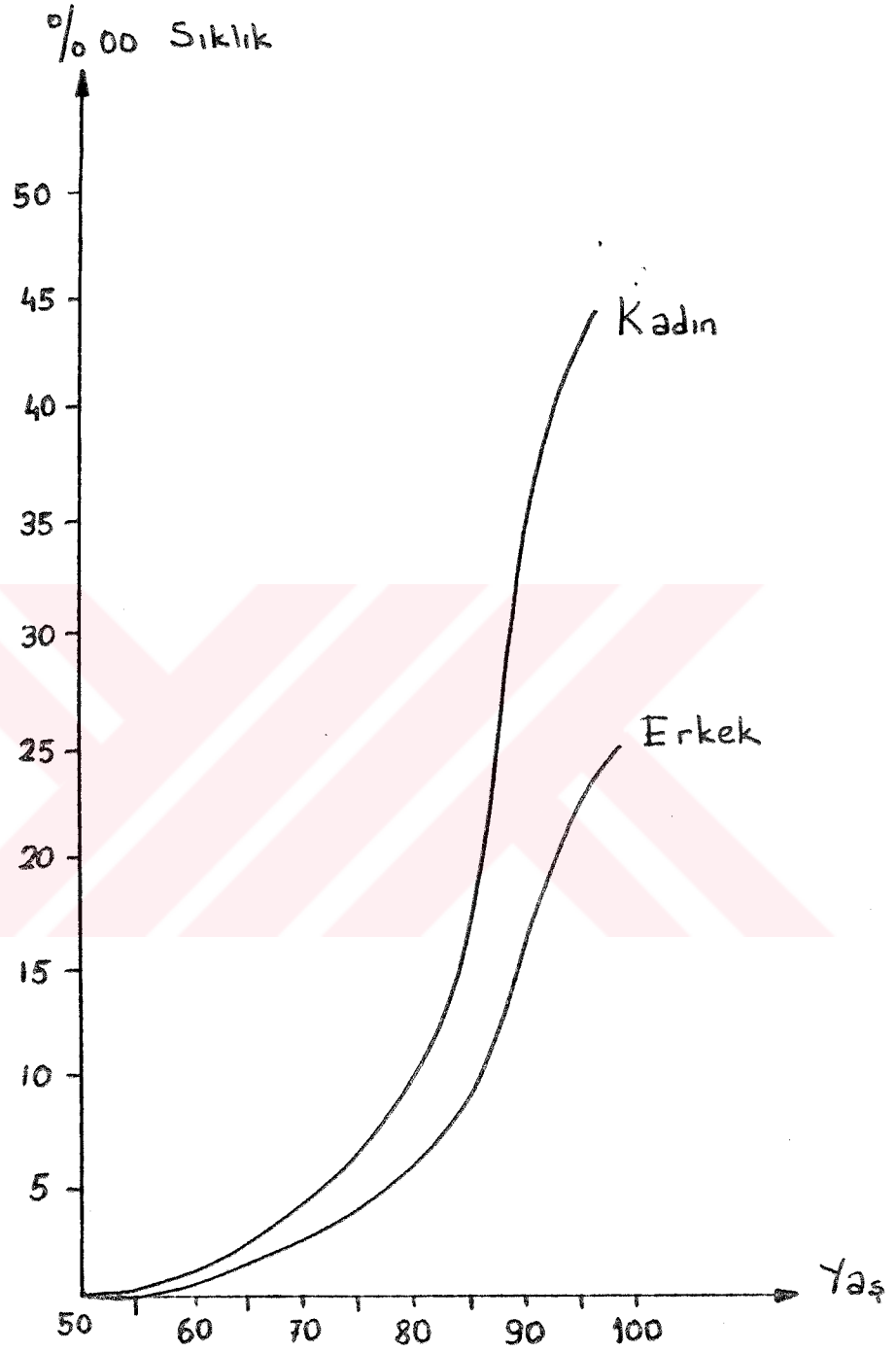
EPİDEMİOLOJİ VE MORTALİTE:

Trokanterik kırıkların sıklığı, yayınlarda genellikle kollum femoris kırıkları ile birlikte kalça kırıkları adı altında değerlendirilmektedir. Yaşlıların kalça kırıklarının yaklaşık yarısı trokanterik kırıklardır (2,54).

Kalça kırıkları genellikle yaşlılarda ortaya çıkmaktadır. 50 yaşın üzerindeki sıklığı %3'e ulaşmakta, 70 yaşın üzerinde ise sıklığı artan her 5 yaş için iki kat çoğalmaktadır. Ortalama kalça kırılma yaşı Batı kaynaklarında 77 yaş olarak bildirilmektedir (4,7).

Kadınlarda artan yaşla kollum femoris kırılma sıklığı azalırken, trokanterik kırık sıklığı artmaktadır. Erkeklerde ise yaş ile ilgili böyle bir bağıntı bulunmamaktadır (54,57) (Şekil: 1).

Hastanede ortalama yatma süreleri ortalama 24 gündür ve hastanedeki mortalite oranı yaklaşık %0.9 dur (16,33).



Şekil: 1- Kalça kırıkları sıklığı

ETİYOLOJİ

Direkt ve indirekt zorlamalarla olur.

1. İndirekt zorlama: Uyluk abdüksiyonda iken bacak eksenini doğrultusunda bir yüklenme ile olur. Torsiyon veya twist zorlamasında femur başının asetabulumuna dayanması sonucu da kırılabilir (24). Yada mevcut stress kırığı ufak bir torsiyonel zorlanma ile aşikar hale gelebilir. Özellikle osteoporotik yaşlı bir bayanın halı veya kilime takılarak düşmesi gibi önemsiz travmalarla gelişebilir. Ayrıca hastanın gördüğü ışın tedavisi, tümör ve diğer nedenlerle yapısı bozulan femur ufak travmalarla kırılabilir.

2. Direkt zorlama: Uyluk yarı fleksiyonda iken büyük trokanter üzerine düşme veya çarpma ile kırık oluşur. Bu durum daha çok gençlerde gözlenir.

PATOLOJİ

Erken menapozda, osteomalazi ve osteoporozda ve yete-
rinde hareketli olmayan bayanlarda daha sık ortaya çıkar.
Ayrıca yaşlılarda kemik çevresi kaslar, cilt altı ve diğer
yumuşak dokular atrofik olduğundan, kırık oluşturan kuvvet
absorbe edilememektedir.

Kırık yüzeyi geniş olduğundan kırık çevresinde dokular
arasına 800-1200ml. kadar internal hemoraji olur. Bu ka-
nama ve geniş kırık yüzlerinin sürtünmesi ile oluşan ağrı ne-
deniyle yaşlılar kolaylıkla şoka girerler. Zaten ileri yaşta
bulunmaları nedeniyle dolaşım, solunum, mental ve üriner

sistemleri güçlükle dengede olduğundan travma ve immobilizasyon ile genel durumları hızla bozularak yüksek mortalite oranları ortaya çıkar.

SINIFLANDIRMA

Trokanterik kırıklar kollum femorisin ekstra kapsüler bölümünden küçük trokanterin 5cm distaline kadar olan kırıklardır.

Trokanterik kırıkların gelişen internal tesbit sonuçları birçok yazarı yeterli bir sınıflandırma bulma çabasına itmiştir.

Sınıflandırma sistemi ilk planda kemiksel devamlılıkla redüksiyon imkanı hakkında yeterli bilgi vermelidir.

Bugüne kadar birçok sınıflandırma sistemi geliştirilmiştir. Başlıcaları şunlardır:

Primer yer değiştirmeye göre (Garden sistemi)

Tip I : Kaymamış

Tip II: Kaymış

Medial parçalanmanın varlığına göre

Tip I : Stabil, yani medial parçalanma yok.

Tip II: İnstabil, yani medial parçalanma var.

Fielding (31) sınıflandırması: Trokanter minor üst kenarından itibaren distale doğru birer birer inch (2,46cm) lik üç bölüme ayırır.

Tronzo (23,93) sistemi: Redüksiyon şekline göre beş kırık tipine ayrılır.

Tip 1 : İnkomplet trokanterik kırık

Tip 2 : Stabil trokanterik kırık

Tip 3 : İnstabil trokanterik kırık

Tip 4 : İleri deplasmanlı, parçalı instabil kırık

Tip 5 : Intertrokanterik çiziyi dik kesen oblik dia-
trokanterik kırık.

Body ve Griffin (8) sistemi:

Tip 1 : İzole intertrokanterik kırık

Tip 2 : Parçalı intertrokanterik kırık

Tip 3 : Subtrokanterik kırık

Tip 4 : En az iki planda trokanterik kırık hattı.

Ender sistemi:

Tip 1: Eversiyon kırığı

Tip 2 : İmpaksiyon kırığı

Tip 3 : Diatrokanterik kırık .

Evans (25) sistemi 1949: Nisbeten basittir ve çok kullanılır.

Tip 1 : Kaymamış iki fragmanlı kırık

Tip 2 : Kaymış iki fragmanlı trokanterik kırık

Tip 3 : Deplase büyük trokanter fragmanı nedeniyle posterolateral defektli 3 fragmanlı kırık

Tip 4 : Deplase küçük trokanter ve femoral ark fragmanı nedeniyle 3 fragmanlı kırık

Tip 5 : Medial ve posterolateral desteği bulunmayan 4 fragmanlı kırık.

Ender'in sistemi kırılma mekanizmasına dayanır. Boyd (8)'un sisteminde mekanik ve posterolateral instabilite göz önünde tutulur. Evans sistemi ayrıca sekonder yer değiştirme riskini göstermesi açısından diğerlerinden üstündür. Tedavi sonuçlarının karşılaştırıldığı yayınlarda Evans sistemi tercih edilmektedir (10,13,17,20,27,40,53).

BELİRTİ VE BULGULAR

Yaşlı bir kişi ufak bir sendeleme ve travmadan sonra kalçada ve dizde ağrı, bacak hareketlerinde zorluk, bacakta kısalık, addüksiyon ve dışa rotasyon deformiteleri varsa kalça kırığı düşünülür.

Dişlenmiş veya stress kırıklarında kalçaya ve dizin iç kısmına yayılan ağrı vardır. Topuktan vurmakla kalçada ağrı uyandırılır. Bu tür kırıklarda ağırlı ve topallayarak olsa da yürüme mümkündür.

Kaymış trokanterik kırıklar çok ağrılıdır ve hasta yürüyemez. Kalça eklemine ön kısmı basmakla duyarlı ve hafif şiştir. Travmadan biriki gün sonra Poupert bağı altında ve büyük trokanter çevresinde ekimoz gelişir.

Radyografik tetkikte patella öne bakar durumda ön-arka grafi oldukça fazla bilgi verirse de bazan yan grafi gerekebilir. Bazı impakte trokanterik kırıklar ancak trabekuler yapı izlenerek saptanır.

Trokanterik kırık ile birlikte kalça eklemine çıkık ve femur cisminde kırık olabileceğinden, küçük trokanterin 10cm distaline kadar olan bölge grafide görülmelidir.

TEDAVİ

Şok ve kardiovasküler sorunlar varsa önce bunlar tedavi edilerek kontrol altına alınır. Hemen kan şekeri ve üresi saptanarak, normalden yüksekse gerekli tedavisine başlanır.

Ölüm oranı, konservatif tedavide cerrahi tedaviye göre üç kat fazladır. Kırık kaynama oranı konservatif tedavi ile %40, operasyonla %80 dir. Mortalite ve morbitide oranı, kardiovasküler sorunları ve diyabet durumu, kırığın özellikleri ve hasta yaşı göz önünde tutularak uygun tedavi yöntemi seçilir.

Ölüm halindeki hariç, kalça kırıklarına ilk birkaç gün içinde erkenden anatomik reduksiyon ve rigid internal fiksasyon uygulanır. Amerikan Travma Komitesi araştırmalarına göre, yeni çekilen radyografilerdeki dişlenme aldatıcıdır ve

zamanla çözülmektedir. Bu yüzden, dişlenmiş kırıklar da dahil olmak üzere, her kırığın redüksiyon ve internal tespiti önerilmektedir.

Kaymamış kırıkların pelvipedal alçı ile tedavisine ancak özel endikasyon şartlarında başvurulur. Kaymış kırıklarda ise redüksiyon ve pelvipedal alçı ile kırıkların %47'si kaynamaktadır. Bununla birlikte yaşlıların çoğu uzun süre yatma sonucu pnömoni, tromboflebit, üremi ve enfekte dekübitis yarısından ölmekte olduğundan, ancak kalp hastalığı ve diyabeti kontrol altına alınamayan veya ameliyatı kabul etmeyenlere konservatif tedavi uygulanır.

Ölüm oranı, operasyon geciktikçe immobilizasyon süresine bağlı olarak artmaktadır. Stabil internal fiksasyon, hareketli bir kalça ve hastayı kısa sürede ayağa kaldırmak için gereklidir. Yakın geçmişte hasta postoperatif tekerlekli sandalyeye oturtulmakta, ancak bir miktar kaynama olduktan sonra kısmi yüklenmeye izin verilmekteydi. Günümüzde ise rigid ve stabil internal fiksasyon araçları ile birkaç gün içinde ambulasyon mümkündür.

Yükün bir kısmının femur tarafından taşınabilmesi için femurun medialinde kemiksel devamlılığı şarttır. Frankel (34) ve birçok yazar (84,85) düz bacak kaldırma ve yatağa girip çıkma gibi aktivitelerle ortaya çıkan zorlanmanın birçok implantın direncini aştığını gösterdiler.

İnstabil trokanterik kırıkları stabil hale getirmek için osteotomi ve femur shaftının kalkar femoral altına doğru

medial deplasmanı gerekebilir (21). Teleskop implantlar sekonder kırık impaksiyonuna ve daimi kemiksel devamlılığa yol açarak stabil pozisyon ve başarılı klinik sonuç sağlarlar (52, 58,76,86).

Trokanterik kırıklardaki ölüm oranının boyun kırıklarının iki katı olma nedenleri şunlardır: Yaş ortalamasının yüksek oluşu, daha şiddetli bir travmanın gerekmesi ve operasyonda daha geniş bir ameliyat sahası gerektirmesidir. Rigit internal fiksasyon ve erken ambulasyonla son yıllarda mortalite ve morbitide oldukça azalmıştır (90).

TEDAVİ KOMPLİKASYONLARI

Erken ve geç komplikasyonlar olarak ikiye ayrılır.

1. Erken komplikasyonlar

a. Kusurlu teknikten olanlar: Femur lateral korteksinin parçalanması, klavuz telin eğilmesi, kırılması, batına itilmesi; uzun vida ve perforatör ucunun damarları zedelemesi, vida gevşemesi ve kırılması.

b. Klinik komplikasyonlar: İnsizyon yeri enfeksiyonu, pnömoni, tromboflebit, akciğer embolisi, kalp yetmezliği, diz ve kalça eklemi sertliği ve dekübütis yaraları.

2. Geç komplikasyonlar

a. Kusurlu teknik: Çivinin eğilmesi, kırılması, dışarı kayması ve çivi-plak birleşme yerinin çözülmesi.

b. Koksa vara: Kas çekimi, erken ağırlık verme çivi-plak birleşme yerini iyi tesbit edememe sonucu hastaların %10'unda görülür. Deformite fazla ise düzeltici osteotomi gerekebilir.

c. Kalça eklemi dejeneratif artriti: Genel osteoart-rit veya çivinin ekleme penetrasyonu sonucu gelişir.

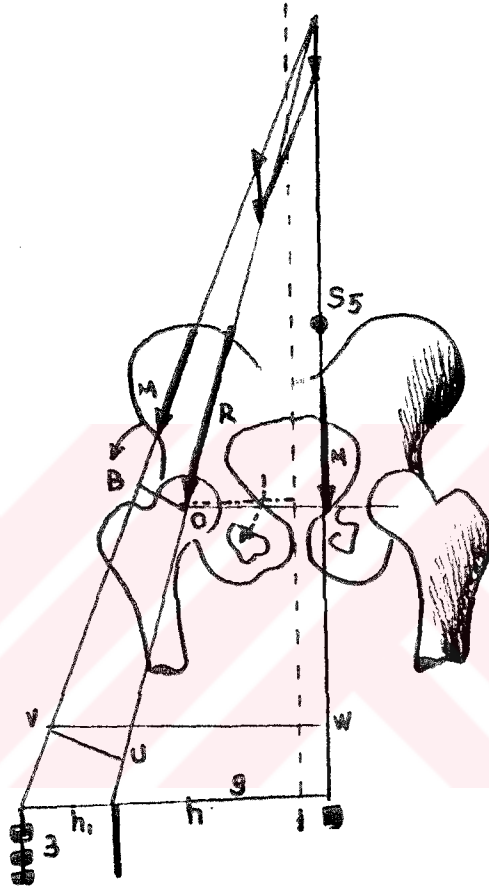
KALÇA BİYOMEKANİĞİ

Biyomekanik, bilindiği gibi son yıllarda Ortopedinin başlıca uğraş alanlarından biridir. Hareket sistemini etkileyen mekanik ilkelerin bilinmesi hareket sistemiyle ilgili bozuklukların en iyi şekilde tedavisi için zorunludur.

Trokanterik kırıkların en iyi şekilde tedavisi için Pauwels (81) tarafından ilk kez 1935 de başlıca ilkeleri ortaya atılan normal kalçanın biyomekanik özelliklerini bilmek gerekir. Trokanterik implantların araştırılmasında normal ve kırıklı kalçanın biyomekanik özelliklerinin incelenmesinde yarar vardır.

NORMAL KALÇA BİYOMEKANİĞİ

Normal bir kalçada statik ve dinamik olmak üzere iki tip denge söz konusudur. Bizi yakından ilgilendiren ve komplike olan dinamik dengedir. Yürüme olayının devrilmeden gerçekleştirilmesi, sözü edilen dinamik dengeyi yaratan mekanik kurallarla mümkündür. Yürümenin temas periyodunda (stans fazı) femur başına etki eden kuvvetler (Şekil: 2) de gösterilmektedir. Burada kısmi vücut ağırlığı K , abdüktör kas gücü M , ile belirtildi. Kuvvetlerin bileşkesi olan R , femur başını nihai olarak etkileyen kuvvettir. Bu kuvvet vektörü yukarıdan aşağıya içten dışa doğrudur ve femur aksı ile 16° lık açı yaparak femur başı rotasyon merkezinden geçer. Bu kuvvet normalde femur üst ucuna saf kompresyon yüklenmesi yapar (80).



Şekil: 2- Femur üst ucunun fizyolojik yüklenmesi.

M ve K vektörleri mutlak kuvvet büyüklükleri yanında femur başı hareket merkezine olan uzaklıkları, yani kaldıraç kollarıyla da bağıntılıdır. Normalde K kuvvetinin kaldıraç kolu OC, M kuvveti kaldıraç kolu OB'nin üç katı uzunluktadır. Yüklenmede temas periyodunda kalçanın dengede kalabilmesi, " kuvvet x kuvvet kolu = yük x yük kolu " kaldıraç yasasının gerçekleşmesine bağlıdır. Bunun için de abduktör kas kuvvetinin vücut ağırlığının üç katı olması gereklidir (80).

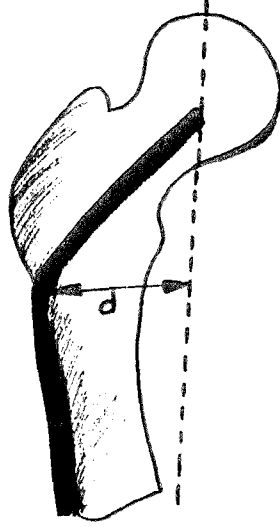
Femur başına gelen bileşke kuvvet R normalde femur şaftının uzun eksenine paralel olarak subtrokanterik bölgede kesişir. Bu nedenle subtrokanterik bölgede bükülme momenti en yüksektir. Medialde sıkışma (kompresyon) stressleri bulunmasına karşın, lateralde gerilme stressleri vardır. (Şekil: 3) de görüldüğü gibi d mesafesi arttıkça sıkışma kuvvetinin kaldıraç kolu da büyüyecek, sonuçta sıkışma stressleri de artacaktır.

Femur üst ucunda bileşke kuvvet R nin femur boynu aksı ile yapmış olduğu açıdan dolayı makaslama stressleri de S de ortaya çıkacaktır (Şekil: 4).

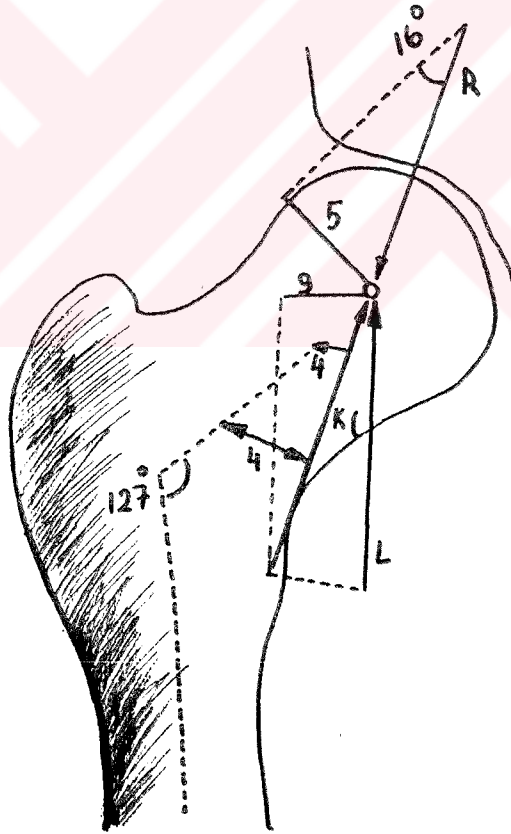
Koch (67) 1917 de tüm femur boyunca oluşan gerilme ve sıkışma stresslerini kadavra femuru üzerinde göstermiştir. Yalnız kas kuvvetini hesaba katmamıştır. Koch'a göre en büyük sıkışma stressleri küçük trokanterin yaklaşık 2.5-7.5cm distalinde medial subtrokanterik bölgede olmaktadır (Şekil: 5). Femurun lateralinde gelişen gerilme stressleri ise sıkışma stresslerinden yaklaşık %20 daha azdır (45,47,81,84).

Kalça addüktör kasları sıkışma stressini artırır. Uyluğun lateral kasları ve tensör fasya lata, sıkışma stress-

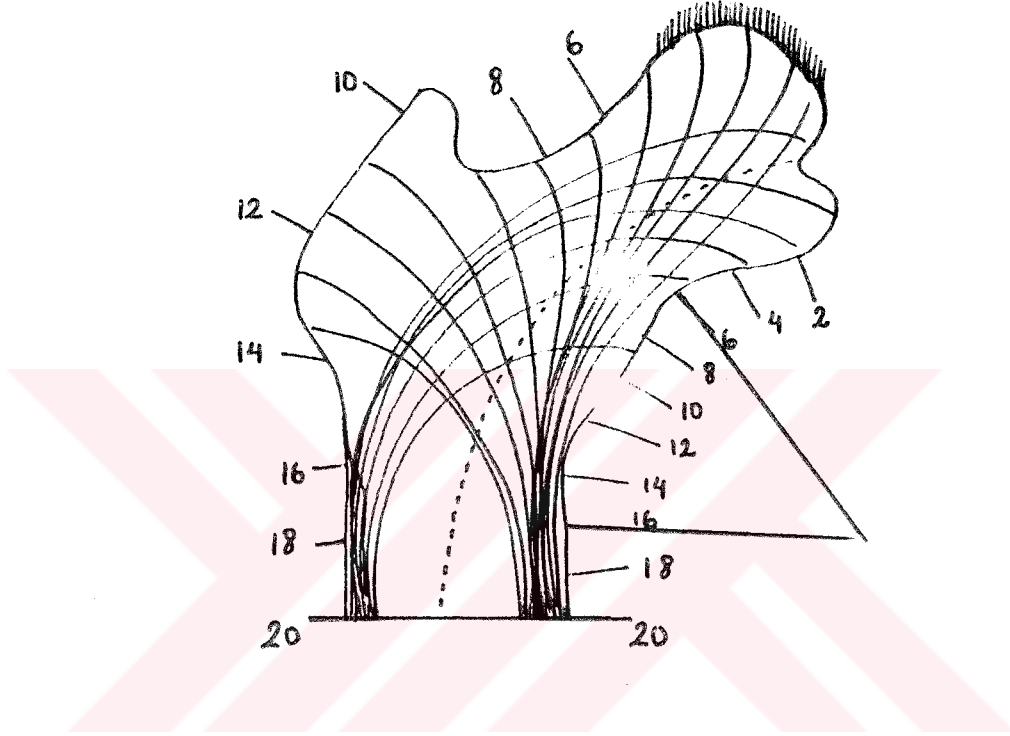
lerini azaltarak koruyucu bir mekanizma meydana getirirler.



Şekil: 3- Sıkışma kuvvetinin kaldıraç kolu



Şekil: 4- Femur üst ucuna etki eden kompresyon kuvvetleri



Şekil: 5- Femur üst ucuna etki eden gerilme ve sıkışma stresleri(Koch'a göre)

KIRIK KALÇANIN BİYOMEKANİĞİ

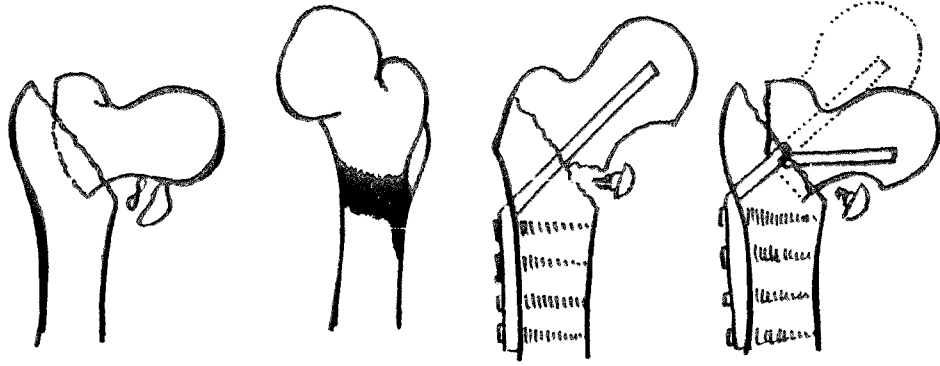
1. Stabil kırıklar:

Trokanterik bölge kırığı stabilse, yani medial destek sağlamsa, oluşan sıkışma stressleri medial korteks tarafından da taşınarak, tüm femur eksenini boyunca yayılacağından, tespit için konan materyale binen yük az olacaktır. Dolayısıyla stabil kırıklarda, karşımıza önemli bir sorun çıkmamaktadır (Şekil: 6).

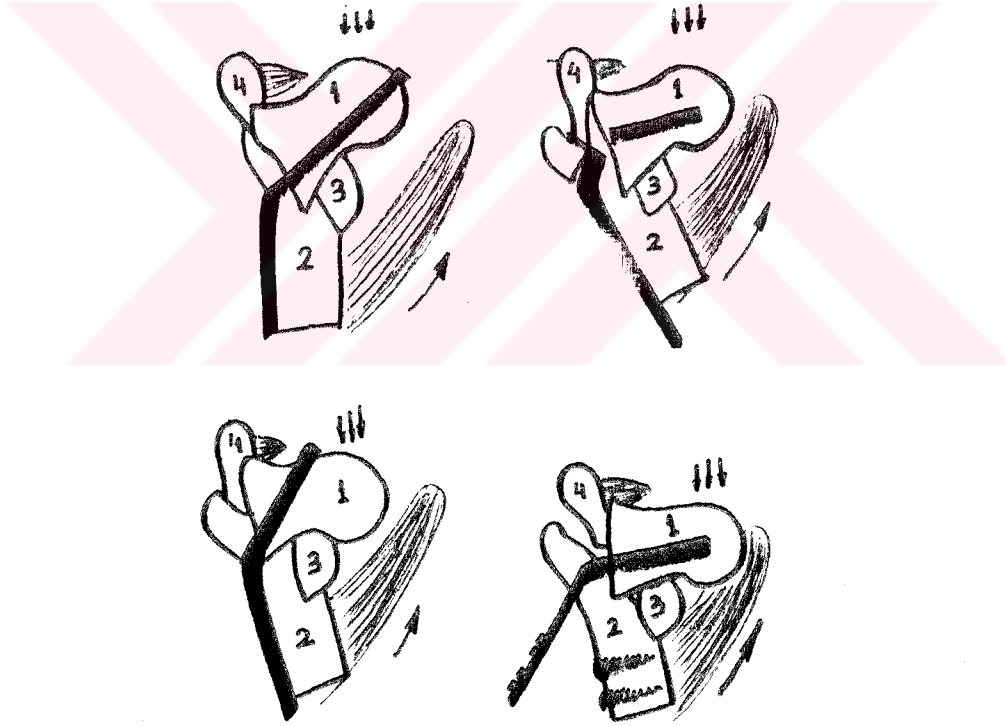
İnstabil kırıklar:

Trokanterik bölge kırığı instabil ise, yani çok parçalı ve posterioramedial destek kırılmışsa, 'd' manivela kolu uzayacağından ve medial desteğin olmamasından dolayı tüm yük çivi (vida)- plak birleşme yerine binecektir (Şekil: 6). Çivi (vida)-plak binen büyük gerilim stressleri, tesbit materyalinin yetersiz kalmasına, yani eğilmesine, kırılmasına, plakin korteksten ayrılmasına neden olacaktır (Şekil: 7). Hatta kırık iyileşse bile, yükün büyük bir kısmında çivi (vida)-plak kompleksi taşıdığından, bir süre sonra implantta yorgunluk kırıkları görülmektedir. Zamanla plak ile kemik temas yüzeyinde, fizyolojik stresslerin yerini patolojik stresslerin alması nedeniyle osteoporoz gelişir (48,54,85).

İnstabil trokanterik kalça kırıklarında plak eğilmesi, kırılması, varusta kaynama, ya da kalça eklemine protrüzyon gibi komplikasyonlar daima mevcuttur.



Şekil: 6- İnstabil kalça kırığında fiksasyon



Şekil: 7- İnstabil kalça kırıklarında çivi-plak yerleştirilmesinden sonra görülen komplikasyonlar

METAL MEKANİĞİ

Metalik malzeme deformasyon sırasında elastik (esnek) ve plastik (kalıcı) olmak üzere iki türde şekil değişmesine uğrar.

1. Elastik şekil değişmesi: Bir metal veya alaşımda belli bir sınıra aşmayan yüklenmelerde zorlayan kuvvet kaldırılınca malzeme eski şeklini alır. Başka bir deyişle kalıcı şekil değişmesi ~~olmaz~~ kalıcı şekil değişmesi olmaz.

Esneklik sınırına kadar olan yüklenmelerde malzemeyi zorlayan kuvvet, kristal içindeki mevcut atomlar arası mesafeyi değiştirmeye harcanır. Kuvvetin büyük ya da küçük oluşuna göre, atomlar arası uzaklıklarda az veya çok değişmeler olur. Fakat, kuvvet malzeme üzerinden kalkınca, atomlar eski yerlerini, birbirinden olan eski uzaklıklarını alırlar. Kısaca esnek şekil değişimine neden olan atomlar arasındaki uzaklığın değişmesidir.

2. Plastik şekil değişmesi : Esneklik sınırı üzerindeki yüklenmeler malzemede kalıcı bir şekil değişikliği yaratır. Zorlayan kuvvetin etkisi kalkınca, malzeme ilk boyut ve biçimini alamaz. Plastik deformasyon atomlar arası mesafenin değişmesi değil, kristal gurubları içindeki kaymalardan ileri gelir. Malzeme önce esner, daha sonra plastik şekil değişmesine uğrar. Zorlayan kuvvet arttıkça, kayan kristal kısımları çoğalır ve en sonunda, belli bir kuvvet etkisi altında kaymaya katılan kristal kısımları hemen hemen en büyük değere ulaşır. İşte o zaman " malzeme akıyor " denir. Plastik şekil değişmesi, malzemede iç gerginliklerin ve mekanik özellikleri-

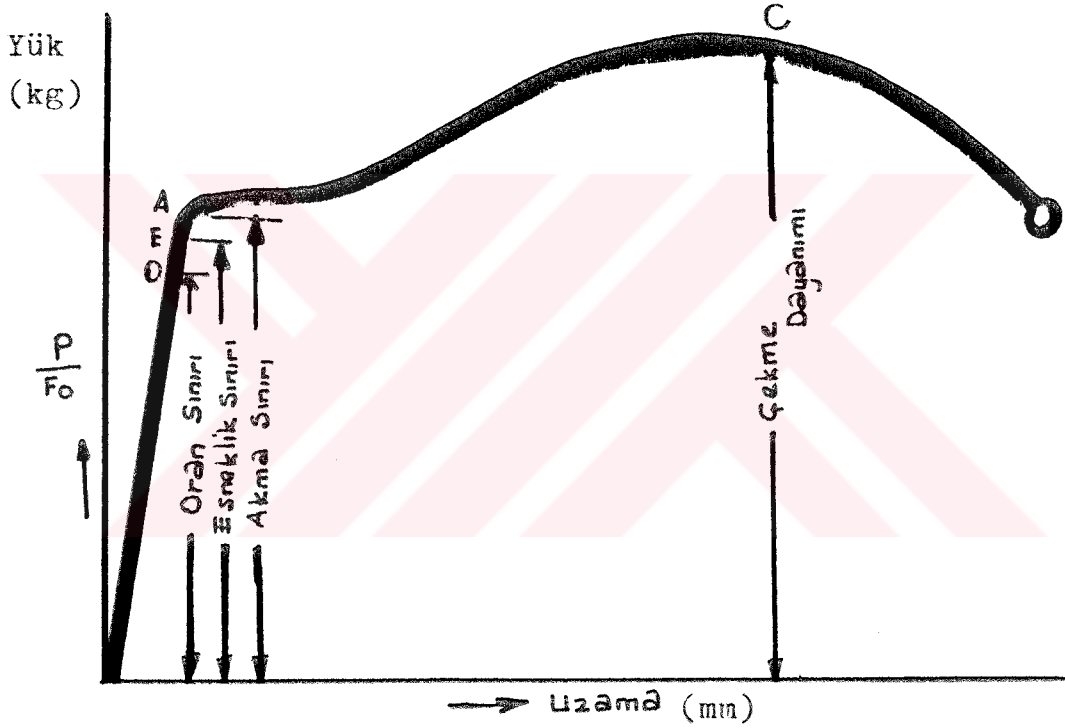
nin değişmesine neden olur.

Basma deneyinde (Şekil: 8) de görüldüğü gibi, O değerine kadar deformasyon, kuvvet ile doğru orantılı olarak artar (Hooke yasası) ve bu noktaya " oran sınırı " denir. Bunun üzerindeki zorlamalarda, deformasyon kuvvete oranla daha çok olur. E noktasında kuvvet kaldırılırsa malzeme eski şeklini alır, yani esnemiştir. Bu noktaya "elastiklik sınırı" denir. A noktasına varınca, kuvvet değişmediği halde deformasyon devam eder, bu noktaya " akma sınırı " denir. Akma sınırından sonra uygulanan kuvvet arttıkça, deformasyon orantısız şekilde artar. Maksimal gerilim değerini (çekme dayanımı veya maksimal yüklenme kapasitesi) aldığı C noktasından sonra, kuvvet miktarı azaldığı halde deformasyon hızla ilerler.

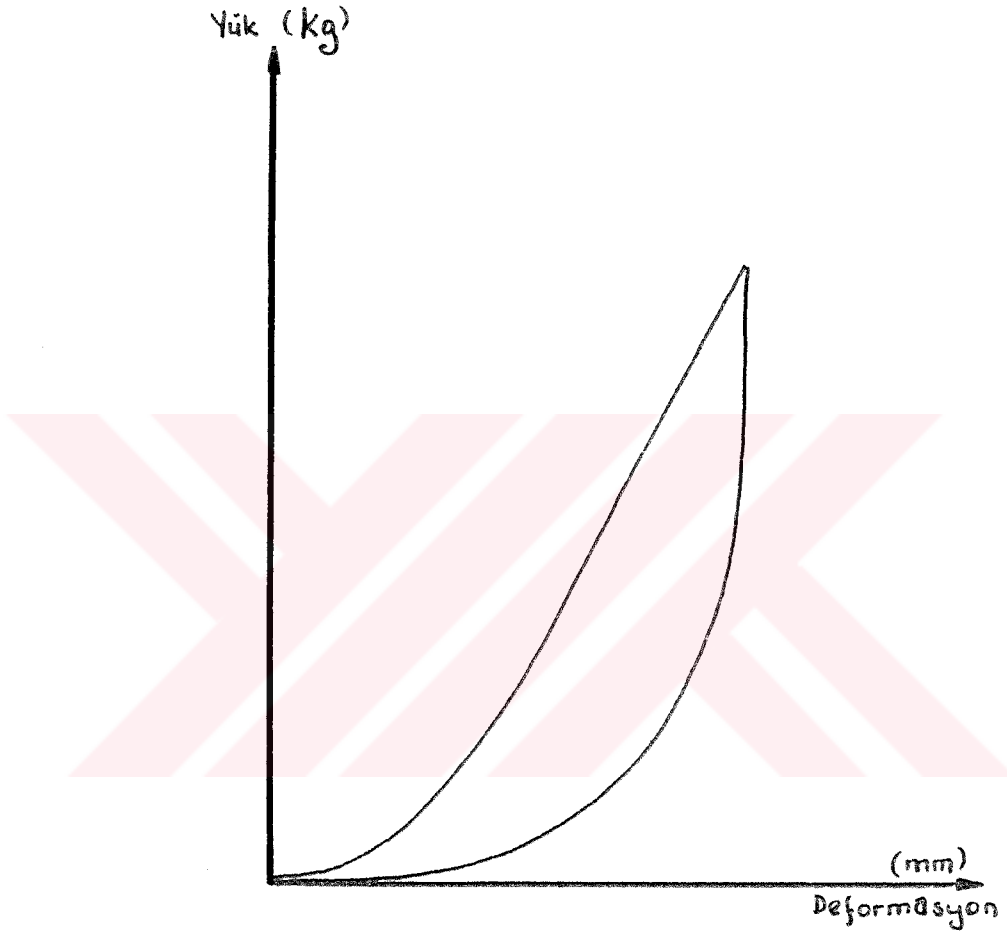
Akma noktasının pratik önemi büyüktür. Çünkü esaslı ve zararlı bir kalıcı biçim değişmesi, akma noktasından sonra gelişir. Onun için endüstride bir malzeme en çok akma noktasına kadar yüklenir. Akma sınırı ne kadar yüksekse, yük taşıma (iş görme) kapasitesi de o kadar fazladır.

Katı bir cisim elastik bir deformasyona uğramışsa eski halini alırken deformasyon için kullanılan enerjiyi geri verir. Deforme bir cisim enerjinin korunumu yasasına göre bir enerjiye sahiptir. Yük-deformasyon grafiklerinde Yük "X" ekseninde, deformasyon "Y" ekseninde gösterilir. Tipik bir "yük-deformasyon eğrisi" sigmoid biçimdedir (Şekil: 9). Konkavlığı önce yük eksenine bakar, sonra düz bir çizgi şeklinde seyreder. Kalıcı deformasyon sınırından önce, açıklığı deformasyon eksenine bakan bir konkavlık meydana getirir. Plastik deformasyon-

dan önce yük giderek uzatılır ve grafik şeridi yönü tersine çevrilerek "yük boşaltma eğrisi" elde edilir. Yavaş yük boşaltma sırasında cisim eski şekline dönerken tuttuğu enerjiyi tedricen verir. Enerjinin daha yavaş olarak geri verilmesi yük boşaltma eğrisinin, yüklenme ve yük boşaltma eğrileri arasındaki alan "viskoelastik" yapıda geçici olarak tutulan enerjiyi gösterir.



Şekil: 8- Çelik telde çekme deneyi (yük-deformasyon eğrisi)



Şekil: 9- Histeresis (Enerji sönümlenme) eğrisi.

Yüklenme ve yük boşaltma yük-deformasyon eğrileri.

INTERNAL FİKSASYONDA BAŞARISIZLIKLAR

Internal fiksasyonun komplikasyonları, seyrek olmalarına rağmen yarattıkları tehlike büyük olabilmektedir. Nedenlerinin bir kısmı iyi bilinmesine karşın, bazılarının etiyojisi karanlıktır.

Gözlenen çeşitli başarısızlıkları ayırdetmek ve muhtemel nedenlerine göre sınıflamak yararlıdır. Fonksiyonel, materyal ve mekanik olmak üzere başlıca üç guruba ayrılabilir.

1. Fonksiyonel nedenler: İmplantta herhangi bir kusur yoktur.

- a. Yanlış implant seçimi
- b. İmplantın yetersiz tesisi. (McLaughlin implantında kilitleme somununun gevşek olması gibi.)
- c. Enfeksiyon ve diğer medikal nedenlerden dolayı revizyon.

2. İmplantta ait faktörler: Mekanik nedenler dışında materyalin kendine ait gerçek materyal başarısızlığı.

- a. Korozyon.
- b. Lokal doku reaksiyonu (aşırı granülasyon dokusu ve nedbe).
- c. Allerjik reaksiyonlar.

3. Mekanik nedenler: Uygun olmayan dizayn.

- a. Aşırı fleksiyona izin veren implant dizaynı
- b. Akma noktasının aşılmasına olanak veren dizayn
- c. Aşınma
- d. Metal yorgunluk kırığı

Fonksiyonel tip başarısızlıklardan; mükemmel cerrahi teknik, iyi postoperatif bakım ile kaçınılır. İmplantta ait faktörler yapım sırasında oluşan inklüzyonlar, çatlaklar ve yüzey hasarları gibi defektlerdir. Lokal stress konsantrasyonuna yol açarak, mevcut defekt büyüdükçe sağlam kalan kısıma binen yük artar. Mekanik dayanıklılık; implant dizaynına, kesit ve açılma yeri dizaynına, yapıldığı malzemeye ve uygulama pozisyonuna bağlıdır.

İMLANT MATERİYALLERİNİN ÖZELLİKLERİ

İmplantlar cerrahi tedavide kullanılan, vücuda dışardan yerleştirilmiş maddelerdir. Özellikle son 50 yılda osteosentez ve eklem replasmanında kullanılan implantlar Ortopedik cerrahiye büyük yarar sağlamıştır. Bir implant materyalinin insan vücudunda kullanılabilmesi aşağıdaki özellikleri taşımasına bağlıdır.

1. İnsan vücuduyla biyolojik uyum içinde olmalı
2. Sağlam olmalı
3. Yerini tutacağı kısmın olabildiğince fiziksel ve mekanik özelliklerini yansıtmalı
4. Çevredeki normal anatomik yapıya zarar vermemeli
5. Saklanabilmeli ve sterilizasyondan zarar görmemelidir.

Canlı, bünyesinde bulunan herhangi bir yabancı maddeye karşı tepki gösterir. Bu tepki materyalin cinsi, büyüklüğü, şekil ve elektriksel aktivitesine bağlıdır. Yüksek molekülü, nötr elektrik yüklü, parlak yüzeyli, homojen yapıların biyolojik uyumu iyidir.

Kalça fiksasyon araçları, bugün işlenmiş 316 L paslanmaz çeliğinden veya krom-kobalt-molibden (ASTM 690) alaşımından yapılmaktadır.

316 L çeliğinin metalürjik özellikleri:

Bileşim (% ağırlık)	C	0.008 max.
	Mn	2 "
	p	0.03 "
	SI	0.75 "
	Cr	17-20 "
	Nc	10-14 "
	Mb	2-4 "
	Fe	62-64 "
Sertlik	RB	85-95
"	CW	RC 30
UTS		80 000
UTS	CW	140 000
Max. Gerilim		% 55
Modulus % 0.2		17.5-57.5 x 10 ⁶ PSI

INTERNAL FİKSASYONUN STABİLİTESİ

Kırık-implant kompleksinin kuvveti, beş bağımsız değişken tarafından saptanır. Bunlar:

1. Kemik kalitesi
2. Fragman geometrisi
3. Redüksiyon
4. İmplant konumu
5. İmplant tipi

1. Kemik kalitesi: Trokanterik kalça kırıklarınınin yaklaşık %75'i, ortalama 79 yaşında kadınlarda rastlanır (53,57). Farkas (29) ve arkadaşları 50 yaşını aşan kadınlarda, artan yaşla birlikte femur boynunda osteoporozun başladığını bildirdi. Bu osteoporotik değişiklikler femur boynunun mekanik direncini azaltırlar (41,43). Bu yüzden olguların bir kısmında çivi yer değiştirir veya protrüze olur (51).

Kemiğin mekanik özellikleri (sertlik, elastiklik, sağlamlık v.d.); yaş, cins, ırk, genel sağlık durumu, kas kütlesi, günlük aktivite düzeyi ile değişir. Dayanıklılık kemikten kemiğe değiştiği gibi, aynı kemiğin farklı bölgelerinde de değişiklik gösterir (91). Trokanterik kırıkların çoğu; atrofik osteoporotik ve osteomalazi bulunan kemiklerde küçük travmalarla ortaya çıkar (64). Kırılan femur kalitesinin belirlenmesi, kırık ve hasta prognozu açısından önemlidir. X-Ray ile saptanmaya çalışılan kemik dansitesi ve osteoporoz, yumuşak dokuların varlığı nedeniyle kesinlik kazanmaz (71). Korteks kalınlıkları osteoporoz hakkında daha doğru bilgi verir (77).

Singh (89), proksimal femurun trabekuler yapısına dayanan radyografik bir yöntem geliştirdi. Bu basit, her yerde uygulanabilen, özel donanım gerektirmeyen, histolojiyle uyum gösteren, yeterince duyarlı ve prognoz açısından değerli bilgiler veren bir yöntemdir.

Singh'in 6 osteoporoz derecesinden, derece 1 en şiddetli osteoporozu gösterir ve bu derecede, femur boynu üst kısmındaki primer tansiyon trabekülleri kaybolmuştur. Halbuki

derece 4 de sayıca azalmalarına rağmen hala intakttırlar. Primer tansiyon trabeküllerinin varlığı sıkı internal tesbit için şarttır. Laros (73), laboratuvar deneylerinde, siklik yüklenmelerle osteoporozlu (derece 3 ve aşağısı) kemiklerde yapılan internal fiksasyonun %80 başarısızlığa uğradığını belirtti. Klinik gözlemlerde, zayıf ve osteoporotik kemiklerde daha çok internal tesbit komplikasyonu saptanmıştır (26,77).

2. Fragman geometrisi: Fragmanların sayısı, şekli, büyüklükleri, lokalizasyon ve deplasmanları prognozu etkiler (21, 48,83). Özellikle medial ve posterior trokanterik korteksteki parçalanma, internal tesbitin başarısız olmasına yol açar (26, 73).

Operasyon sırasında ortaya çıkabilecek operatif fragmentasyon dışında, fragman geometrisi kırığı oluşturan travma ile belirlenir. Fragman geometrisine cerrahın olumlu katkısı sınırlıdır (64).

3. Redüksiyon: Stabil redüksiyonda proksimal ve distal fragmanlar arasında posterior ve medial trokanterik kısımda kemiksel devamlılık vardır. Bu destek sayesinde posteriora ve varusa deplasman önlenir. Yapılan laboratuvar çalışmaları sonucu mükemmel stabil redüksiyon ile izole implant direncinin %25-30 arttığı saptandı (48).

İnstabil trokanterik kırıklarda fragmanlar arasında yeterli temas yoktur ve direnç tamamiyle implantın mekanik özelliklerine bağlıdır. İnstabil kırıkların anatomik redüksiyonunda zorluk çıkabilir ve bu durumda ısrar etmek komplikasyon-

lara yol açabilir. Bu nedenle anatomik olmayan stabîl redüksiyona olan ilgi artmaktadır. Dimon ve Hughston'un medial deplasmanlı redüksiyonu oldukça yeterlidir (26,83).

4. İmplant konumu: Proksimal fragman daima posterior ve varusa deplasman eğiliminde olduğundan, femur başının anterior-süperior kısmında yüklenme stresi en fazladır (84,85). Proksimal femur fragmanını deplase eden kuvvetlerin nötralize edilmesi için, çivi (vida) ucunun başın posterior-inferior bölgesine sıkıca tesbiti gereklidir. 130° lik implantlar femur başı posterior-inferior bölgesine ulaşırken, 150° likler de çivi ucu daha proksimaldedir. Tansiyon ve kompresyon trabeküllerinin kesiştiği başın posterior-inferior bölgesi, implantlar için en iyi bir tesbit yeridir. Femur başının süperior kısmının bu özelliği taşımaması nedeniyle 150° lik implantlarda protruzyon ve penetrasyon sıktır.

Keskin uçlu çiviler proksimal fragmana kolayca çakılmalarına karşın, kırık hattı kollabsı geliştiğinde ekleme protüze ve penetre olurlar. Künt uçlu implantlar (Holt) az penetrasyon riski taşıdıklarından, daha derine çakılarak daha fazla proksimal fragman kontrolü temin ederler (44). Kırık kollabsına ayak uyduran teleskop vidalarda ise, ekleme penetrasyon riski olmadan, vida ucu subkondral kemiğe kadar sokulabilir (23).

5. İmplant tipi: Trokanterik kırıkların tesbiti için, 40 yılı aşan süredir birçok çivi ve internal tesbit uygulaması geliştirilmektedir. Çeşitli merkezlerde en sık olarak kullanılanlar şunlardır: Jewett, Thornton, Depuy, Holt, Sarmiento,

Deyerle, Richards vidası, AO anguler plağı ve Ender çivisi-
dir. Ender çivisi dışında hepsi kollum femoristen başa doğru
sokulan çivi (vida) ve femur lateral korteksine tesbit edi-
len plak içerirler.

Depuy, Richards ve Deyerle kırık bölgesinde impaksiyo-
na izin veren kollebe olabilen implantlardır. Kırık hattında
rezorbsiyon gelişse bile teleskop özelliğı nedeniyle kemiksel
devamlılık sağlanır ve kemik de yükün taşınmasına katılır.

Çivi-plak komplekslerinin tek parçalı olanları, açı-
lanma yerinde gevşeme ve reduksiyon kaybı olmaması nedeniyle
daha popülerdir. İstenilen açıya ayarlanabilen çok parçalı
implantlarda (McLaughlin) uygulama kolaylığı bulunmasına kar-
şın açılanma yerinde gevşeme sızılır.

Kısaca, trokanterik kırıkların internal fiksasyonu sta-
bilitesinde en büyük rolü, kemik kalitesi ve fragman geomet-
risi oynar. Bunlar tamamıyla hasta ve travmaya bağlı olan
unsurlardır. Ortopedistin manüpülasyon yapabildiğı alanlar;
reduksiyon, implant konumu ve implant seçimidir. Trokanterik
kırıklarda, özellikle uygun implant seçimi önem kazanmakta-
dır.

M A T E R Y A L M E T O D

Trokanterik kalça kırıklarında kullanılan implantların biyomekaniğini inceleyen bu araştırma, Ege Üniversitesi Ege Tıp Fakültesi Ortopedi-Travmatoloji Ana Bilim Dalı ve Morfoloji Ana Bilim Dalları ile Ege Üniversitesi Makina Fakültesi Mekanik Laboratuvarının işbirliği ile yapıldı.

Bu incelemede kemik materyal olarak, Ege Üniversitesi Ege Tıp Fakültesi ve Dokuz Eylül Tıp Fakültesi Morfoloji Ana Bilim Dallarından sağlanan kadavra femurlarından 43cm ile 38cm arası uzunlukta, görülebilir ve tesbit edilebilir herhangi bir patolojisi (primer tümör, metastaz, yeni kırık veya kırık kallusu...) olmayan yaş, cins ve ölümden sonra geçen süre göz önüne alınmadan seçilen 21 femur inceleme kapsamına alındı.

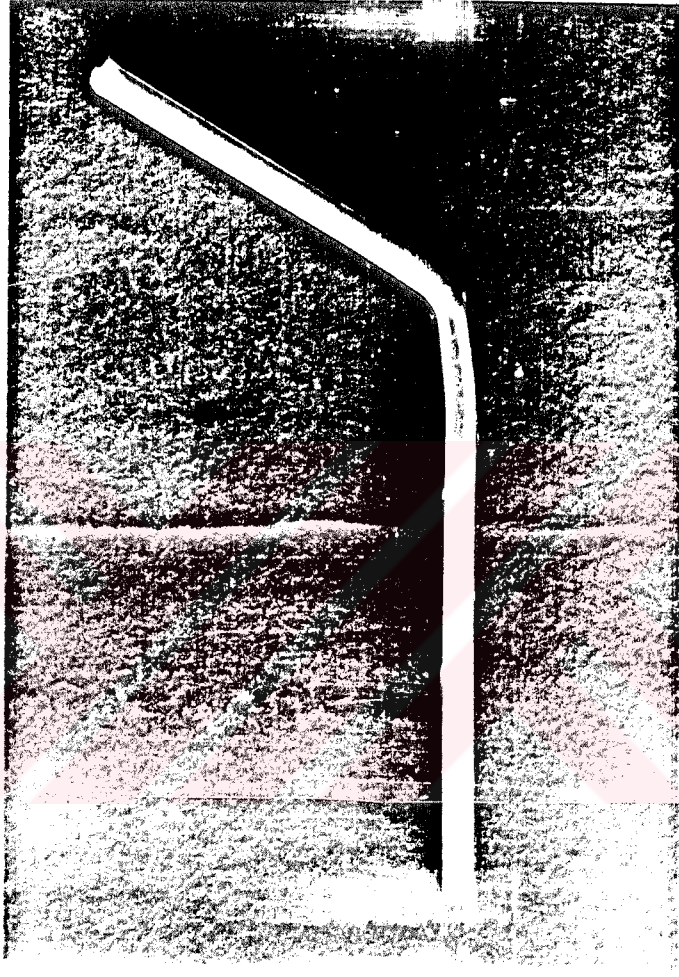
Özellikle diz eklemi çevresi ve femur üst ucu yumuşak dokulardan tamamıyla temizlendi. Kemik materyalin testler süresince korunması ve kadavra kemiğinde histolojik değişikliklerin minimal olması için, ıslak bir havlu beze sarılarak buzdolabı soğukluğunda muhafaza edildi.

Bu incelemede kullanılan trokanterik implantlar şunlardır.

A. AO 130° anguler plağı 85mm blade'li yan plağı kesiminde 4-6 yuvarlak delik (Resim: 1) Katolog No: 2403-085-06 pertrokonterik plak Zimmer U.S.A Indiana.

B. Alıcı-Karaarslan vida-plak kompleksi: Hipokrat, İzmir firması tarafından 316 L çeliğinden imal edilen, yan plağın distal kısmında plağın femur diafizine tesbitine yarayan 3 ile 5 adet kortikal vida için yuvarlak delik. Yan plağın (Resim: 2,3) geniş olan proksimal kısmında, modifiye Alıcı-Karaarslan spongioz vidalarının geçmesi için; 6.7mm çapında 135° ile proksimale doğru yönelmiş multipil delikler ve proksimal kısmın ortasında 3mm. çaplı K telinin geçebileceği klavuz delik mevcuttur. Alıcı-Karaarslan vida-plak kompleksinde 6.5mm lik AO spongioz vidasında olmayan, 3cm lik 6.6mm çapında kaide kalınlaşması vardır. 6.6mm lik kaide kalınlığı ile, Alıcı-Karaarslan yan plağındaki 6.7mm lik deliklerden açığı kolayca geçer. 3cm lik kaide 2cm lik kaymaya izin verir. Evren II tarafından imal edilen bu spongioz vidaların değişik boyları (8,9,10,11cm) mevcuttur (Şekil: 10) (Resim: 2, 3,4).

C. Richards kompresyon vida-plak kompleksi: 135° açılı 6 delikli yan plak ve 85-90mm uzunluğunda kompresyon vidası. Katolog No: OK 746 135° Richards Manufacturing Company (Resim: 5).

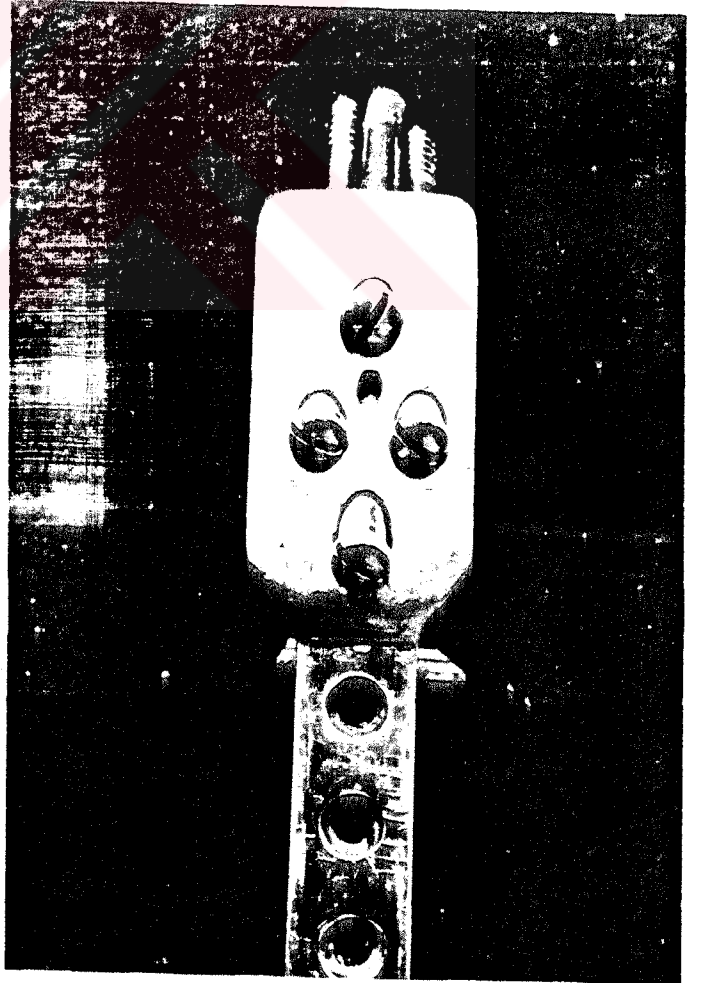


Rasim:1- AO anguler plağı



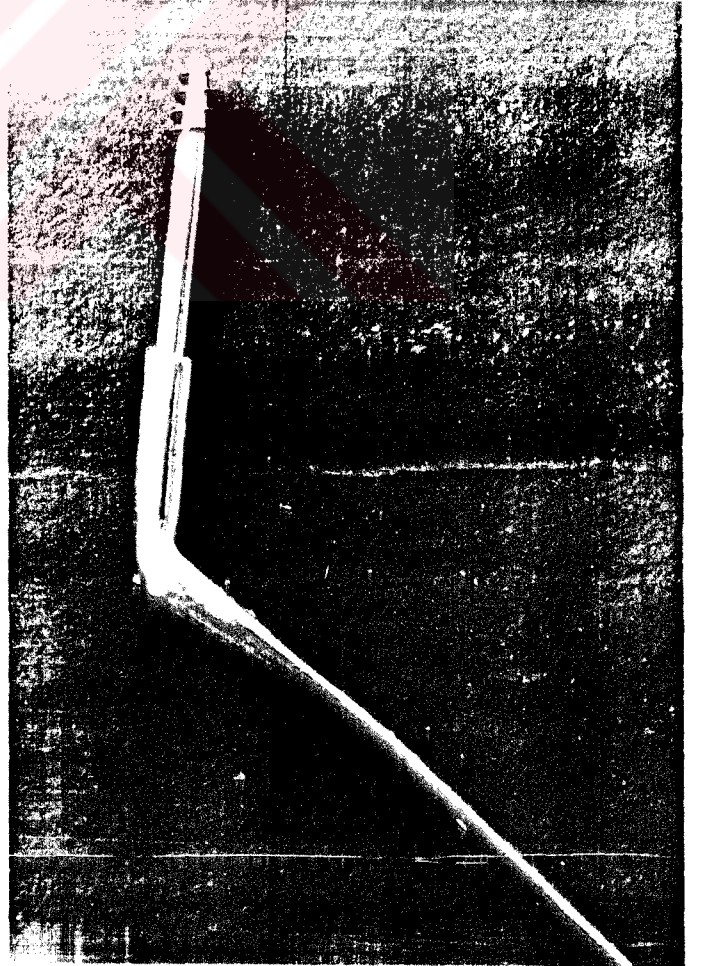
Resim: 2- Alıcı-Karaarslan
kompleksi
(Ön-arka)

Resim: 3- Alıcı-Karaarslan
kompleksi
(Yandan)

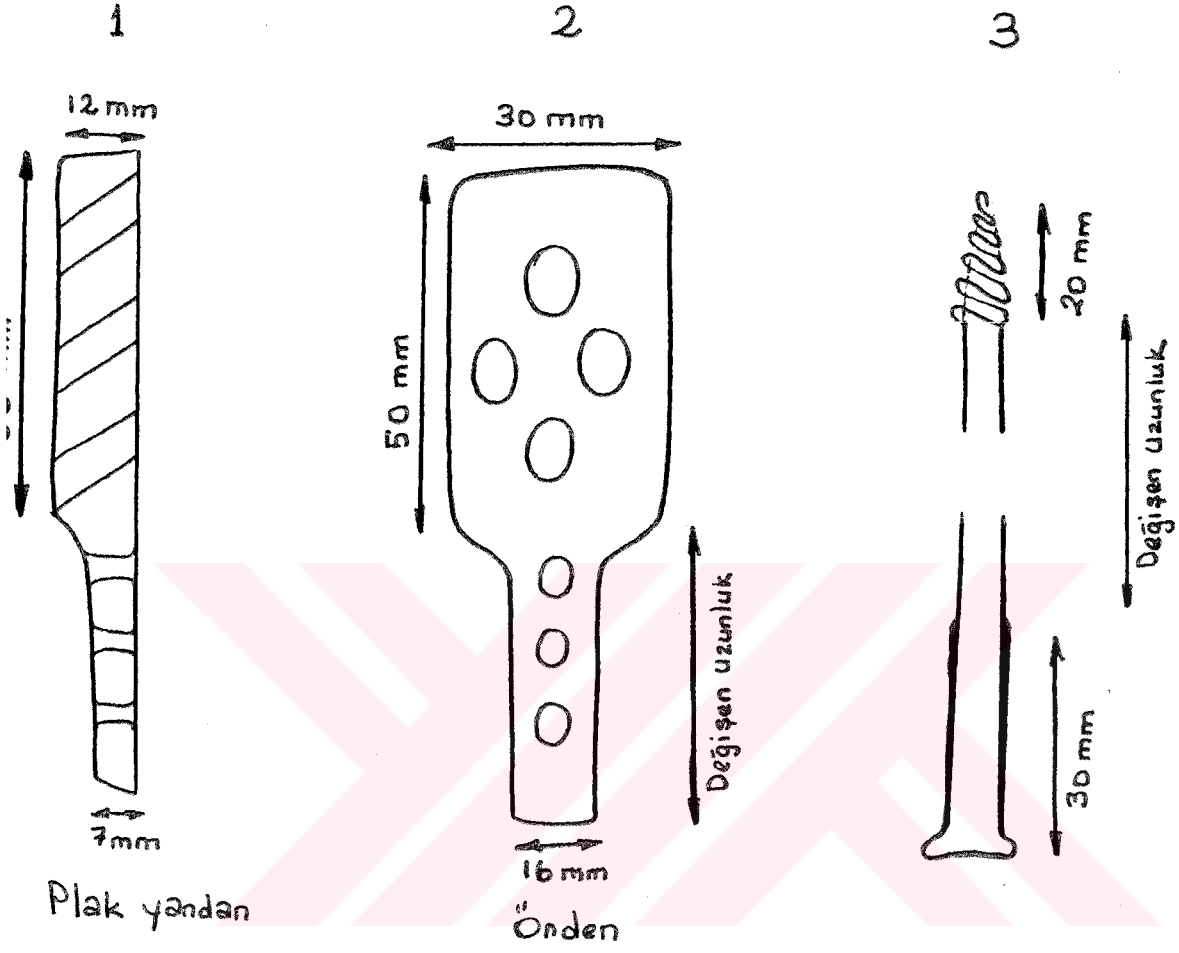




Rasim: 4-Alıcı-Karaarslan
kayıcı spongiöz
vidası



Resim: 5- Richards
kompresyon
vidası



Şekil: 10- Alıcı-Karaarslan vida-plak kompleksi

Yüklenme ve enerji sönümlenme kapasiteleri için kullanılan Instron 1114 Model Universal elektronik test makinası, 1972 yılında Instron firması tarafından yapılmıştır. 0-5 000Kp luk kapasitesi, 0.05-50cm/dak çekme ve basma hızı, 0.2 cm/dak kart hızına sahiptir. Instron 1114 Model test makinasıyla çekme, basma, eğilme ve periodik yüklenme deneyleri yapılabilir (Resim: 6).

Torsiyona direnç deneyleri, torsiyon gücünü ölçerek şekilde üzerinde gerekli değişiklikler yapılmış bir torna tezgahında yapıldı. Fritz Meiner lisansı ile Makina Kimya Endüstri kurumu tesislerinde DL 18 900/9901 no ile imal edilmiş olup çeşitli mekanik özellikleri yanında 22.4-1 000 d/dak'lık devir sayısı sağlanabilir. Makinanın iş (fener) milinde giderek artırılan ağırlıkları taşıyabilecek bir sistem vardır. Dişli kutusu üzerinde bir açı kadranı bulunup dört ayaklı Amerikan aynasına tesbit edilen ibre ile açı farkı saptanabilir (Resim: 7).

Y Ö N T E M

Bu çalışmada, üç farklı kırık tipinde üç farklı implant, üç ana parametrede incelendi. Yüklenme ve enerji sönmüleme parametreleri için 14 kadavra femuru, torsiyon direnç parametresi için de 7 adet olmak üzere toplam 21 adet kadavra femuru kullanıldı.

Kırık tipi I: Medial buttress fragmantasyonu ile birlikte intertrokanterik kırık (Şekil: 11).

Kırık tipi II: Tip I+ büyük trokanter kaidesi osteotomisiyle birlikte 4 fragmanlı instabil trokanterik kırık

Kırık tipi III: Tip II+ medial buttress defekti ile birlikte 4 fragmanlı oldukça instabil trokanterik kırık.

İmplant tipi I: AO 130° anguler plağı

İmplant tipi II: Alıcı-Karaarslan vida-plak kompleksi

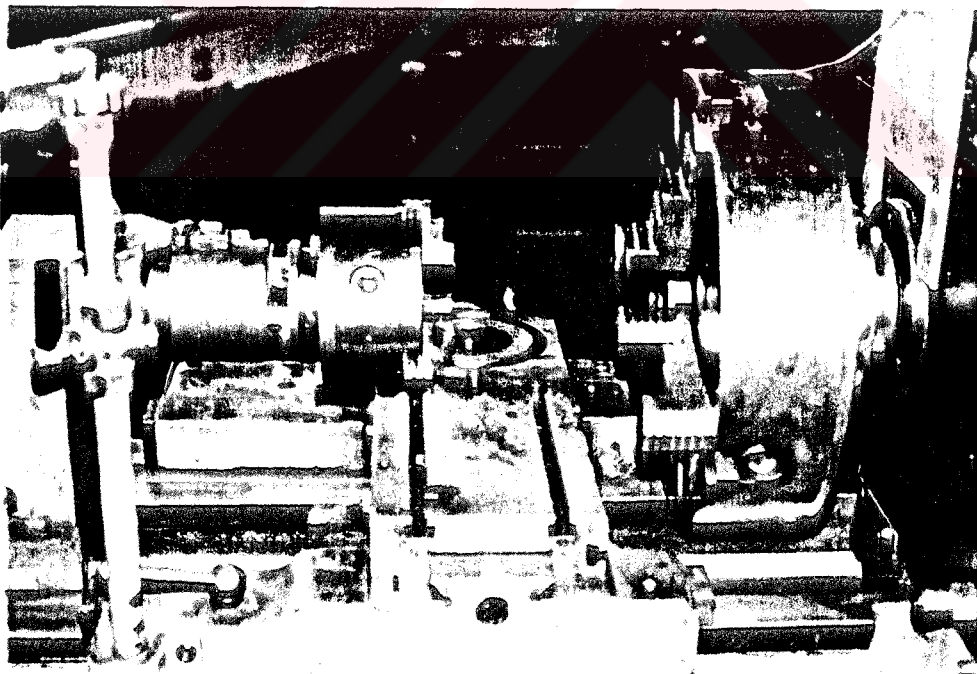
İmplant tipi III: Richards kompresyon vida-plak kompleksi.

Kullanılan parametreler:

A. Yüklenme: Instron 1114 ile basma kuvveti uygulanarak, "kritik elastik sınır" (ilk akma noktası) Kg cinsinden saptandı.



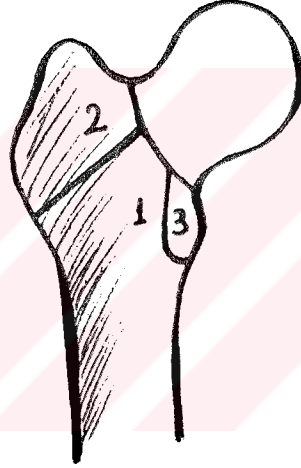
Resim: 6- Instron 1114



Resim: 7- "Torquemeter"

B. Enerji sönümlenme (histeresis), instron şeridinde yük-
leme ve yük boşaltma sırasında ortaya çıkan strain-defleksi-
yon eğrileri içinde kalan alan miktarından Joule cinsinden
saptandı.

C. Kollum femoriste "Torsiyona direnç", "torquemeter" ha-
line getirilen bir torna tezgahında Kg. cinsinden hesaplandı.



Şekil: 11. Oluşturulan trokanterik
kırık tipleri

T E K N İ K

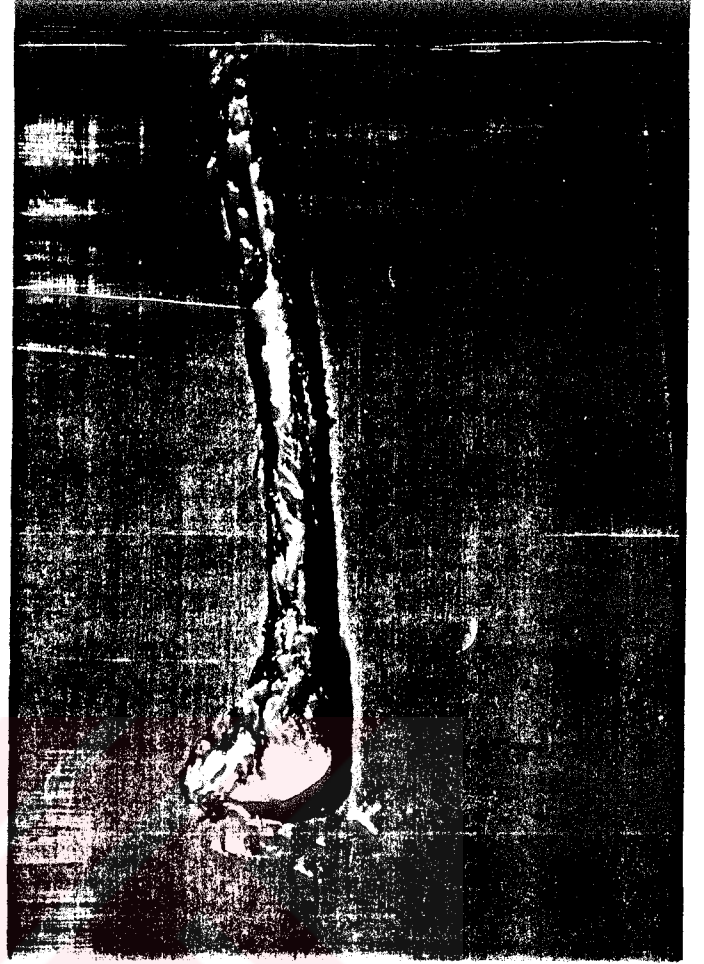
Çalışmamızda kadavra femurlarının çoğuna yüklenme ve enerji sönümlenme deneyleri birlikte uygulanırken, bir kısmına da torsiyona direnç deneyi uygulandı.

Kadavra femurları önce servikobaziler bölgede 45° açı ile osteotomize edildi. Ön deneylerde implantın elastik bükülmesi sırasında kalkar femorale dayandığını gördük. İmplantın elastik direncinden ziyade, kalkar femoral direncinin işe karışarak ön plana çıkması nedeniyle, küçük trokanteride içine alan bir kalkar femoral fragmanının medial buttress osteotomize edilmesi zorunlu görüldü. Kırık instabil hale getirilerek kadavra femurları üç ayrı implantla farklı sıralar takip etmek üzere tesbit edildi (Resim: 8,9,10,11,12,13). Ortaya çıkan femur-implant kompleksi, Instron 1114 test makinasına fizyolojik yere basma pozisyonunda yerleştirildi. Kırık tipi I için her bir implantla yüklenme ve enerji sönümlenme deneyleri yapıldı (Resim: 14,15,16).

Büyük trokanter kaidesinde ilave bir osteotomi yapılarak 4 fragmanlı instabil kırık yaratıldı. Kırık kadavra femurlarına implantlar farklı sıralar halinde uygulanarak değişik kadavra femurlarına ait olabilecek yanılma payı azaltıldı. Kemik-implant kompleksi Instron 1114 test makinasına yerleşti-



a- Önden



b- Yandan

Resim: 8- AO Anguler plağı



Resim: 9- AO Anguler plak radyografisi

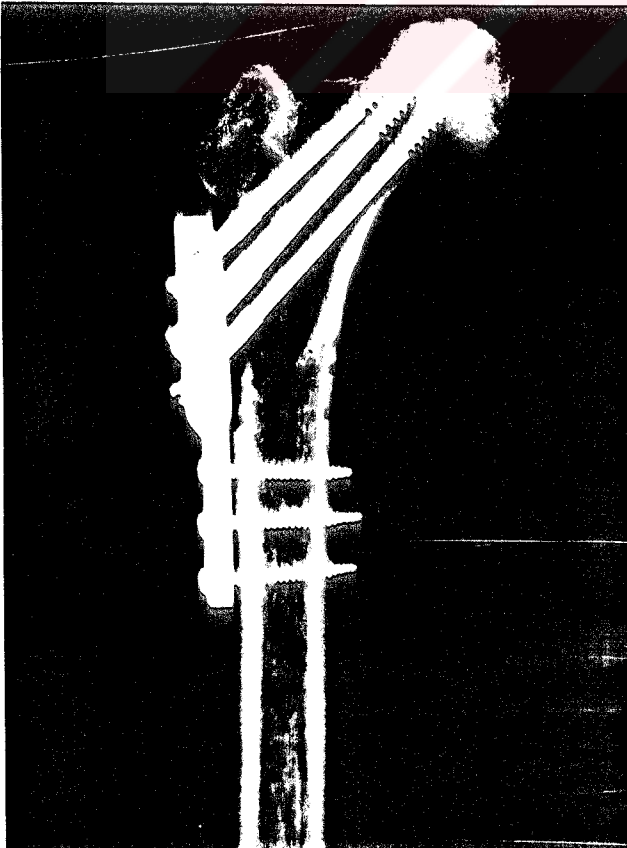


a- Önden



b- Yandan

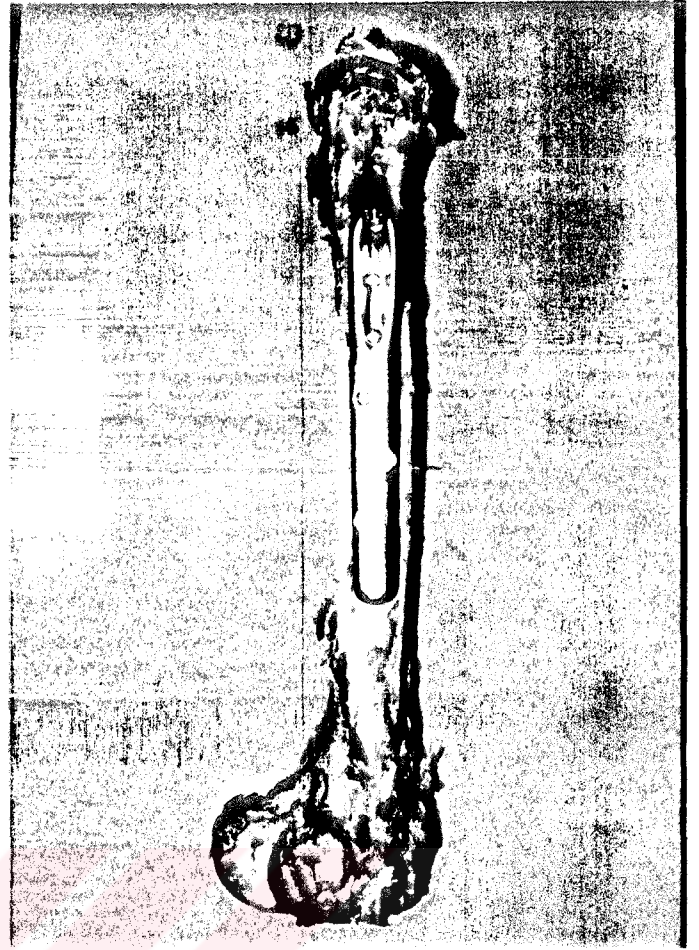
Resim: 10- Alici-Karaarslan
kompleksi



Resim: 11- Alici-Karaarslan
kompleksi
radyografisi

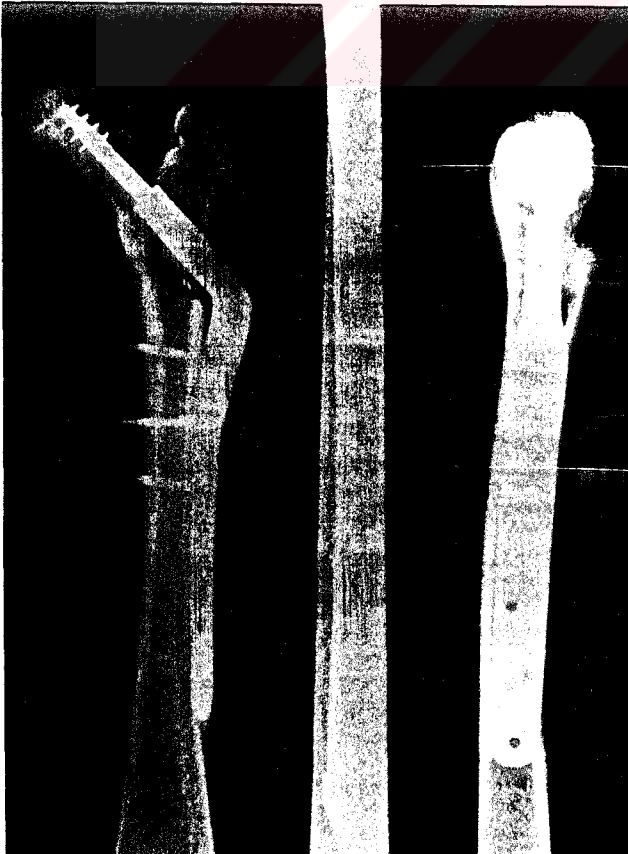


a- Önden



b- Yandan

Resim: 12- Richards kompresyon
vidası



Resim: 13- Richards kompresyon
vidası radyografisi

rildi. İkinci kırık tipine özgü deneyler yapılarak büyük trokanter kaide osteotomisin yüklenmeye ve enerji sönümlene kapasitesine olan etkileri araştırıldı.

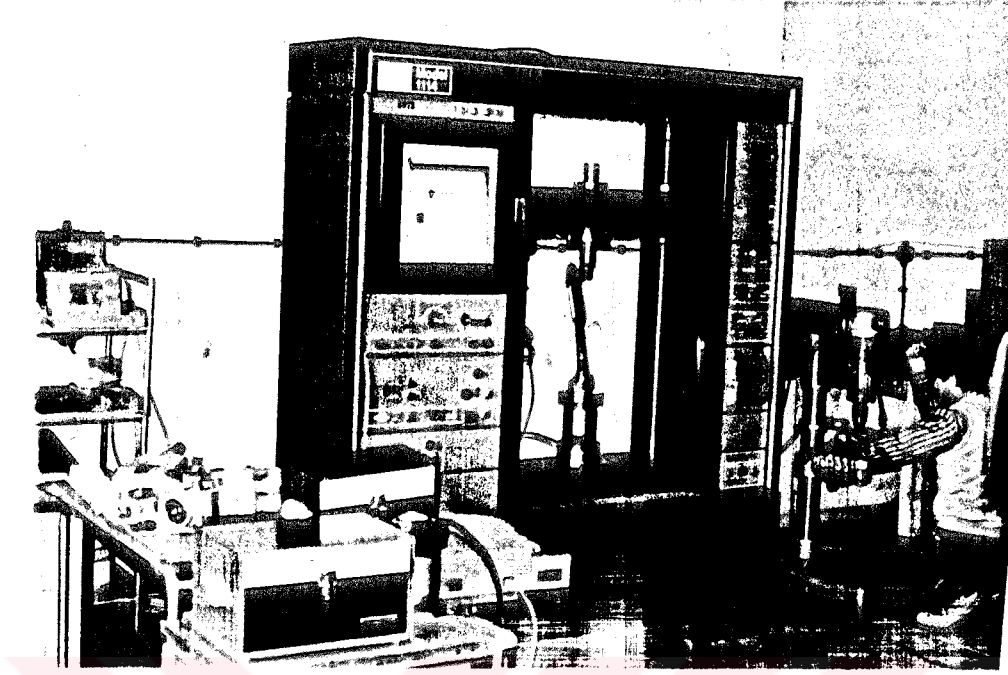
Daha sonra medial buttress parçalanmasının yüklenme ve enerji sönümlene kapasitelerine olan etkisini araştırmak için medial buttress defekti oluşturuldu. Kırık kadavra femurları implantlarla tesbit edilerek üçüncü kırık tipiyle ilgili deneyler yapıldı.

BASMA DENEYİ UYGULANISI

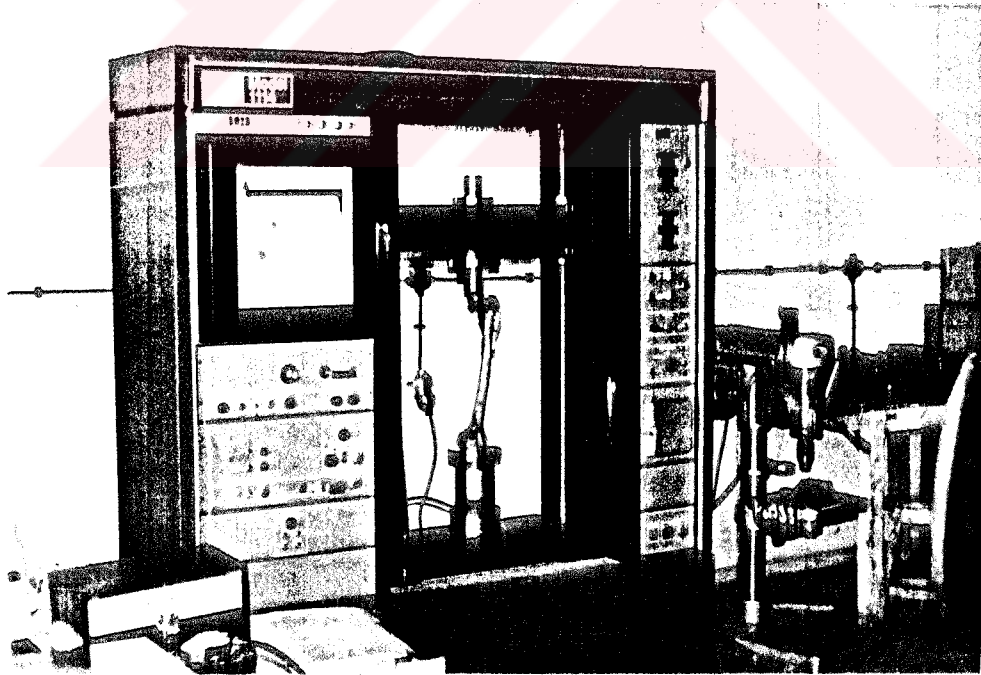
Özellikleri ve ilkeleri materyal bölümü ve genel bilgilerde açıklanan Instron 1114 model universal elektronik test makinasıyla yüklenme ve enerji sönümlene parametreleriyle ilgili deneyler gerçekleştirildi (Resim: 14,15,16).

Instron 1114 test makinası dakikada 2mm basma hızına, dakikada 20mm şerit hızına ve 200Kgm lık şerit genişliği ölçeklerine göre ayarlandı. Elektronik test makinası basma deneyi konumuna getirildi. Basma sırasında femur alt uç kondillerinin, alttaki "load-cell" tablasına aynı anda teması sağlandı. Diz eklemi kondiler eksenini yer düzlemine paralel duruma getirilerek, vücuttaki fizyolojik ayakta durma pozisyonu taklit edildi. Böylece femur diafizi ile düşey eksen arasında 11° lik bir açı ortaya çıktı.

Basma deneyi sırasında, femur başında nokta teması ile lokal spongioz depresyon gelişimini önlemek için, kuvveti femur başına eşit olarak dağıtan, kemik çimentosundan (bone cement) yapılmış ince bir femur başı adaptörü hazırlandı.



Resim:14- AO Anguler plağı ile basma deneyi

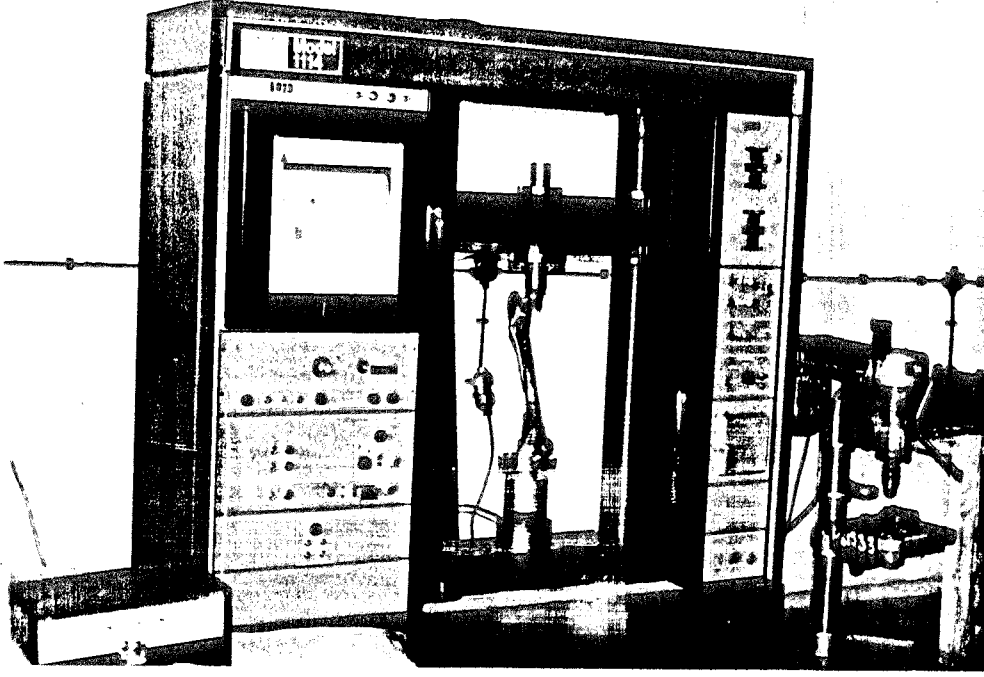


Resim: 15- Alıcı-Karaarslan kompleksi ile
basma deneyi

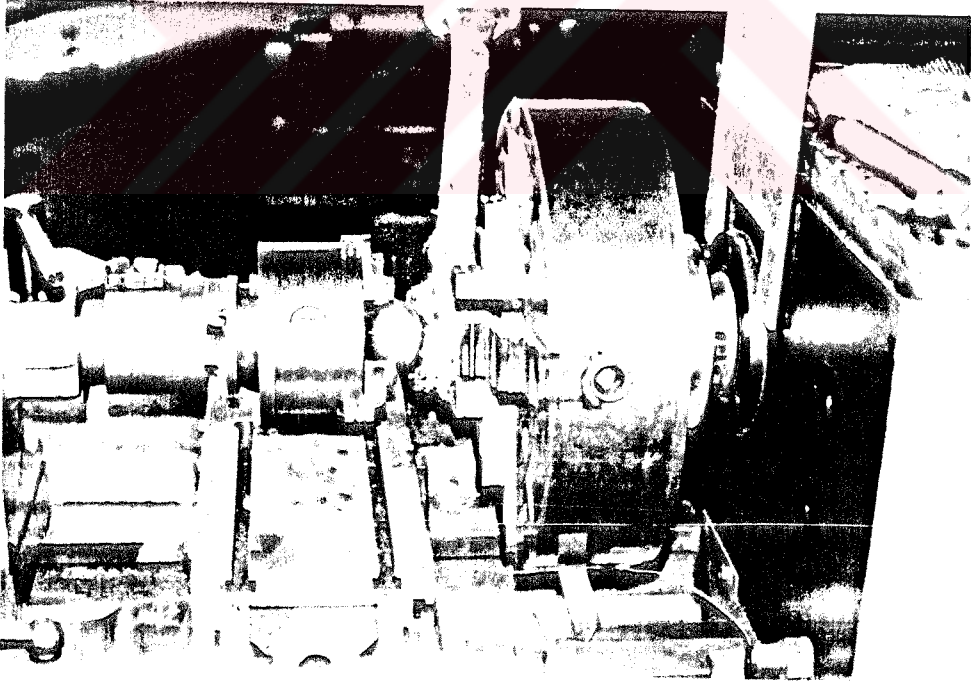
Basma tablası yavaş yavaş distale doğru ilerlerken, kemik-implant kompleksi önce artan strain (gerilim) ile birlikte, buna uyan orantılı bir defleksiyon gösterdi (Sekil: 9). Strain-defleksiyon eğrisinin doğrusallığını kaybettiği nokta, "kritik elastik sınırı" (ilk akma noktasını) verir. Kritik elastik nokta açılırsa, implantta kalıcı deformasyon meydana gelmeye başlar. Bu kritik elastik sınır noktasında basma deneyi hemen durduruldu. Hemen Instron test makinası çekme deneyi konumuna ayarlandı. Böylece, basma tablasının ilerleme yönü proksimale çevrildi. Şerit yönü de tersine çevrilerek, yükleme ve yük boşaltma strain-defleksiyon eğrileri arasında bir alan oluşturuldu. Eğriler arasında kalan alan, Ege Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesinden sağlanan "planimeter" ile ölçüldü.

Kadavra femurlarının basma deneyinde, ilk ölçümde trabekuler kemik çökmesinin yanlış olarak ilk akma noktası şeklinde değerlendirilmesi olasılığı nedeniyle, her test 3 kez tekrarlandı.

Torsiyon kuvvetini ölçen torna tezgahının üç ayaklı divizör aynasına, femur başı sıkıca tesbit edildi. Kollum femoris eksenine makina iş mili eksenine yerleştirildi (Resim: 17). Trokanterik ve subtrokanterik femur bölgesi, dört ayaklı dev Amerikan aynasına sıkıca tesbit edildi. Makina iş mili kasnağına, giderek artan 50 şer gr. ağırlıklar kondu. Her ağırlık konulduktan sonra ibrenin ilk ve son durumu saptanarak açı farkı ortaya çıkarıldı. Ağırlıklarla orantılı seyreden "linear burulmada açı farkının" $1-3^{\circ}$ olduğunu görerek, ilave 50gr. ile 5° 'yi aşan burulma açı farkını "kritik burulma noktası" olarak saptadık.



Resim: 16- Richards kompresyon vidası ile basma deneyi



Resim: 17- Implantların femurda torsiyon direnç deneyleri

B U L G U L A R

İstatistiksel değerlendirme, Ege Üniversitesi Bilgisayar Araştırma ve Uygulama Merkezinde bölüm öğretim üyelerinden Doç.Dr. Aydın ÖZTÜRK ve Ar.Gör. Hülya ATIL tarafından yapıldı. Genstat isimli paket program ile eksik gözlemler de dik-kate alınarak, "faktöryel tesadüf parselleri" deneme desenine uygun olarak veriler bilgisayarca değerlendirildi.

Herbir parametre için, veriler ışığında, genstat paket programı uyarınca "varyans analiz tablosu" ve "genel ortalamalar tablosu" gerçekleştirildi. Kırık tipleri arasında, implant tipleri ve kırık-implant kompleksleri (kırık tipi-implant tipi etkileşimini) arasındaki farkın istatistiksel açıdan önemli olup olmadığı araştırıldı.

İstatistiksel açıdan önemli bir fark varsa, bu farkın hangi kırık tipleri ve hangi implant tipleri arasında olduğunu saptamak için, daha sonra ayrıca LSD testi uygulandı.

Bilimsel çalışmalarda en sık kullanılan 0.01 ile 0.05 istatistiksel varyansları arasında, 0.01 varyansını istatistiksel açıdan daha önemli bir farkı gösterdiği için tercih ettik.

YÜKLENME

Yüklenme parametresinde 126 tam gözlem ve 28 eksik gözlem ile birlikte (Tablo: 1) genstat paket programı uyarınca varjans analiz tablosu (Tablo: 2) ve genel ortalamalar tablosu (Tablo: 3) aşağıdaki şekilde gerçekleşti.

Varyans analiz tablosundan elde edilen F değeri ile, kırık tipleri, implant tipleri ve kemik-implant komplekslerinin subgrupları içinde, istatistiksel açıdan önemli bir fark bulunup bulunmadığı incelendi.

Yüklenme deneyinde, kırık tipleri arasında alfa 0.01 düzeyinde önemli istatistiksel fark bulundu (F değeri: 6.289). İmplant tipleri arasındaki farklılık 24.291 lik F değeri ile alfa 0.01 düzeyinde daha önemli bulundu. Yine aynı şekilde, kırık-implant konbinezonları arasındaki farklılık alfa 0.01 düzeyi için 3.668 lik F değeri ile istatistiksel açıdan önemli bulundu.

Yüklenme deneyinde, istatistiksel açıdan önemli farklılığın hangi kırık tipleri, hangi implant tipleri ve hangi kırık-implant kompleksleri arasında olduğunu saptamak için yapılan LSD testinde, kırık tip III ile kırık tipi I arasındaki fark istatistiksel açıdan alfa 0.01 düzeyi için önemli bulundu. Kırık tipi I ile tip II arasındaki ve kırık tipi II ile tip III arasındaki farklılık alfa 0.01 düzeyi için istatistiksel açıdan önemsiz bulundu.

Yüklenme deneyinde alfa 0.01 düzeyi için , implant tipi II (Alıcı-Karaarslan vida-plak kompleksi) ile implant tip

III (Richards kompresyon vidası) arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark saptanmadı. Alfa 0.01 düzeyi için, gerek implant tip I (AO 130° anguler plağı) ile implant tip II arasında ve gerekse implant tipi I ile implant tipi III arasındaki farklılık, istatistiksel açıdan önemli bulundu.

Yüklenmede, 0.01 düzeyi için kırık-implant kompleksleri arasında istatistiksel açıdan önemli farklılık gösteren interaksiyonlar (Tablo: 4) de belirtilmiştir. Bu tabloda yer almayan diğer interaksiyonlar arasında alfa 0.01 düzeyi için istatistiksel açıdan önemli bir farklılık bulunmadı.

TABLO: 1- Yüklenme (Kg.)

Femur	Kırık I			Kırık II			Kırık III		
	AO	A-K	R	AO	A-K	R	AO	A-K	R
1	142	110	138	168	138	160	150	124	118
2	116	166	170	86	118	152	114	174	116
3	—	144	182	—	137	—	128	160	156
4	112	148	194	92	124	142	—	—	106
5	144	—	—	140	—	164	—	—	150
6	—	154	142	—	156	160	116	144	114
7	108	142	154	118	104	—	118	124	140
8	141	170	198	142	150	158	—	148	150
9	148	—	—	109	132	156	100	135	—
10	152	186	124	102	—	188	—	120	140
11	92	174	196	—	158	172	78	160	186
12	84	—	172	98	142	162	176	—	90
13	126	174	160	128	—	—	124	—	120
14	—	168	178	104	148	—	126	138	—

TABLO: 2- Varyans Analiz Tablosu " Akma Noktası (Kg.)"

Varyasyon Kaynağı	DF Serbestlik Derecesi	SS Kareler Toplamı	MS Kareler Ort.	VR F. Değeri
Kırık tipi	: 2	6113.2	3062.6	6.289
İmplant tipi	: 2	23660.1	11830.0	214.291
Kırık-implant interaksiyonu	: 4	7116.2	1786.5	3.668
Kolon	: 89(28)	43344.3	487.0	
Total	: 97	80275.8	827.6	
Grant total	: 97	80275.8		

TABLO: 3- Akma Noktası (Kg.) Genel Ortalamaları

	ASIF	A-K	Richards	Ortalama
Kırık	12 örnek	11 örnek	12 örnek	
I	124.1	156.9	167.3	149.4
II	11 örnek	11 örnek	10 örnek	
	117.0	137.0	161.4	138.5
III	10 örnek	10 örnek	12 örnek	
	123.0	142.7	132.2	132.6
Ortalama	121.4	145.5	153.6	

TABLO: 4- Yükleme Deneyinde Alfa: 0.01 düzeyi için istatistiksel açıdan farklılığın önemli olduğu kırık tipi-implant interaksiyonları (K: Kırık tipi, P: İmplant tipi).

KIPI	ile	KIP2	K2P2	ile	KIP3
KIPI	ile	KIP3	K2P2	ile	K2P3
KIPI	ile	KIP3	K3P1	ile	KIP2
			K3P2	ile	K2P3
K2PI	ile	K3P2	K3P2	ile	KIP3
K2PI	ile	KIP2			
K2PI	ile	KIP3			
K2PI	ile	K2P3			

YÜKLENME VE YÜK BOŞALTMA

Enerji sönümlenme parametresinde, 126 tam gözlem ve 28 eksik gözlem ile (Tablo:5) genstat paket programı uyarınca enerji sönümlenme kapasitesine ait varyans analiz tablosu (Tablo: 6) ve genel ortalamalar tablosu (Tablo: 7) de gerçekleştirildi.

Enerji sönümlenme bakımından kırık tipleri için 1.886 lık F değeri varyans analiz tablosundan bulunarak kırık tipleri arasındaki farklılık, alfa 0.01 düzeyinde istatistiksel açıdan önemsiz bulundu. İmplant tipleri arasında 17.358 lik F istatistiği ile alfa 0.01 düzeyi için istatistiksel açıdan oldukça önemli bir farklılık saptandı. Kırık-implant kompleksleri arasında, alfa 0.01 düzeyi için istatistiksel önemli bir farklılık saptanmadı (F değeri: 1.736).

Enerji sönümlenme kapasitesi ile ilgili olarak yapılan LSD testi sonucunda, alfa 0.01 düzeyi için implan tip I (AO

130° anguler plağı) ile implant tip II (Alıcı- Karaarslan vida-plak kompleksi) arasında istatistiksel açıdan önemli bir farklılık saptandı. Yine aynı şekilde, alfa 0.01 düzeyi için, implant tip I ile implant tip III (Richards kompresyon vidası) arasında istatistiksel açıdan önemli bir farklılık saptandı. Enerji sönümlenme kapasitesi bakımından, alfa 0.01 düzeyi için implant tip II ile implant tip III arasında ise istatistiksel açıdan önemli bir farklılık görülmedi.

TABLO: 5- Enerji Sönümlenme (cm²)

Femur	Kırık I			Kırık II			Kırık III		
	AO	A-K	R	AO	A-K	R	AO	A-K	R
1	22.9	35.2	43.2	21.2	66.6	38.4	20.5	20.3	50.9
2	29.6	49.4	23.6	11.3	24	37.2	17	35.4	36.5
3	—	32.5	30.2	—	27.3	—	12	40.1	37.1
4	63.6	51.9	23	50.5	54.4	38.5	—	—	24.3
5	65.8	—	—	19.4	—	54.5	—	—	53.4
6	—	58.3	41.2	—	43.8	39.5	40	56.4	27.4
7	26	27.8	39.7	31.8	41.6	—	12.8	40.8	38.6
8	45.7	40.5	59.3	11.2	51.2	—	—	19.4	56
9	26.6	—	—	35.6	38.1	46.7	14.9	37.4	—
10	23.4	34.5	38	21.2	—	26.3	—	47.5	19.5
11	29	68.2	37	—	29.8	36	16.3	39.5	35.8
12	21.5	—	35.3	15.4	34.1	21.6	28.1	—	38.4
13	15.1	28.4	30.8	13.5	—	—	18.4	—	38.6
14	—	39.3	24.4	20.7	30.8	—	21.5	—	48.4

TABLO: 6- Enerji Sönülemeye Ait Varyans Analiz Tablosu

Varyasyon Kaynağı	DF Serbestlik Derecesi	SS Kareler Toplamı	MS Kareler Ort.	VR F. Değeri
Kırık tipi	2	548.0	247.0	1.886
İmplant tipi	2	5043.6	2521.8	17.358
Kırık-implant İnteraksiyonu	4	1008.7	252.2	1.736
Kolon	89(28)	12919.7	145.3	
Total	97	19530.0	201.3	
Grand total	97	19530.0		

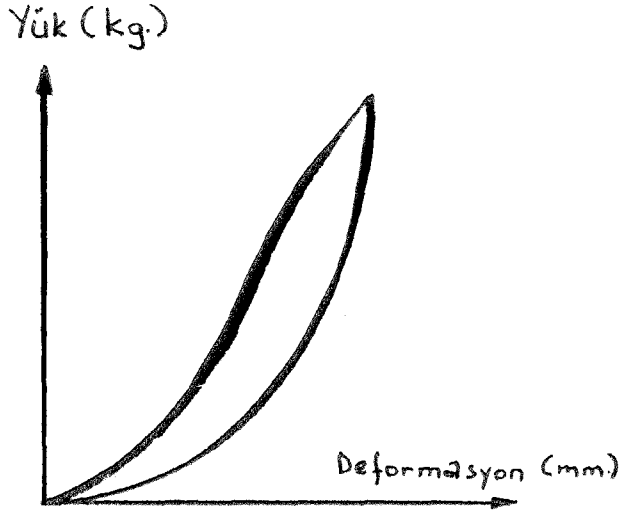
TABLO: 7- Enerji Sönüleme Genel Ortalamaları Enerji (Joule): Histeresis Alanı (cm²) X 0.08175

	ASIF	A-K	Richards	Ortalama
Kırık I	12 örnek 33.6 cm ² 2.746	11 örnek 52.4 3.466	12 örnek 35.5 2.902	37.1 3.032
II	11 örnek 22.9 1.872	11 örnek 40.2 3.286	10 örnek 37.2	33.4 2.730
III	10 örnek 20.2	10 örnek 38.5 3.147	12 örnek 38.0 3.041	32.2 2.632
Ortalamalar	25.5 cm ² 2.084 J.	40.3 cm ² 3.294 J.	36.9 cm ² 3.016 J.	

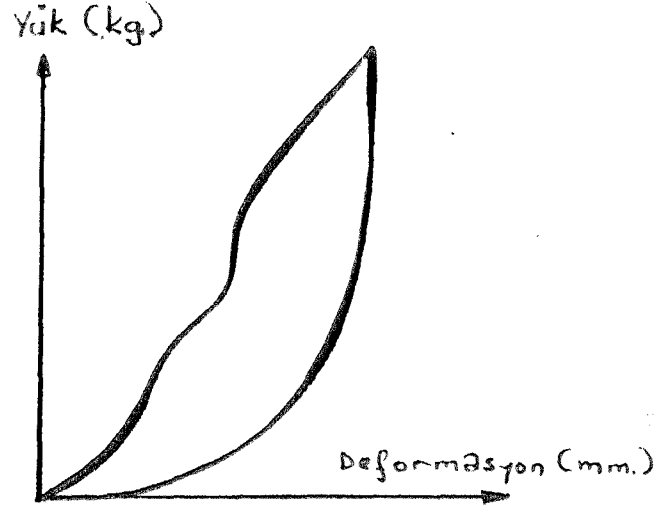
Histeresis (enerji sönümlenme) eğrileri incelendiğinde yük boşaltma eğrisinin bir miktar trabeküler kemik çökmesinden dolayı, yüklenme eğrisi başlangıç noktasına gelmediğini gördük.

A0 anguler plağına ait yüklenme ve yük boşaltma eğrilerinin, yüklenme eksenine yakın seyrederek deformasyona oranla oldukça büyük yüklenme gerilimi sergilemek^{te} olduğunu saptadık. İki eğri arasında kalan alanın küçüklüğünden de anlaşılacağı gibi, enerji sönümlenme kapasitesi azdır ve yük boşaltılır boşaltılmaz aldığı enerjiyi hızla verir (Resim: 12). Alıcı-Kararsız kompleksinde yüklenme eğrisinin, basamaklar şeklinde ve deformasyon eksenine daha yakın tembel bir eğri şeklinde olduğunu gözledik. Her basamak başlangıcında, vidalardan biri daha yük taşıma işlemine katılıyordu. Yük boşaltma sırasında ise, aldığı enerjiyi geri vermede oldukça yavaş davranarak iyi bir enerji sönümlenme örneği verdi (Resim: 13). Richards kompresyon vidası, tembel bir yüklenme ve nisbeten yavaş yük boşaltma eğrileri ile orta derecede enerji sönümlenme kapasitesi ortaya çıkardı (Resim: 14).

cm^2 cinsinden bulunan histeresis alanı, alfa katsayısı ($0.08175 \text{ Joule/cm}^2$) ile çarpılarak Joule cinsinden sönümlenen enerji hesaplandı.



Resim: 12- AO 130° Angular
plağının histeresis
eğrisi



Resim: 13- Alıcı-Karaarslan
kompleksinin
histeresis eğrisi



Resim: 14- Richards kompresyon vidasının
histeresis eğrisi

TORSİYONA DİRENÇ

İmplant ile tesbit edilmiş kırık kollum femorisin torsiyon direnci ile ilgili parametrede 63 tam gözlem bulunmaktaydı. Veriler (Tablo: 8), genstat paket programında değerlendirilerek, rotasyon direncine ait varyans analiz tablosu (Tablo: 9) ve genel ortalamalar tablosu (Tablo: 10) elde edildi.

Kollum femorisin torsiyona direnci deneyinde; varyans analiz tablosundan elde edilen kırık tiplerine ait 3.569 luk F ile, alfa 0.01 düzeyinde, kırık tipleri arasında istatistiksel açıdan önemli bir farklılık saptandı. Yapılan LSD testi sonucunda, kırık tipi I ile kırık tipi II arasında alfa 0.01 düzeyi için istatistiksel açıdan önemli bir farklılık saptandı. Alfa 0.01 düzeyi için, kırık tipi I ile III arasında ve kırık tipi II ile III arasında istatistiksel açıdan önemli bir farklılık görülmedi.

Torsiyona direnç deneyinde, implant tipleri arasında 94.898 lik bir F değeri ile alfa 0.01 düzeyinde istatistiksel açıdan oldukça önemli bir farklılık elde edildi. Yapılan LSD testinde, implant tip II (Alıcı-Karaarslan vida-plak kompleksi) ile III (Richards kompresyon vidası) arasında ve implant tip II ile I (AO 130° angular plağı) arasında alfa 0.01 düzeyi için istatistiksel açıdan önemli bir fark saptandı. Yine aynı şekilde, implant tip I ile implant tip III arasında, alfa 0.01 düzeyi için istatistiksel açıdan önemli bir farklılık vardı.

Kırık-implant kompleksleri arasında, torsiyon direncine ait 2.288 lik F değeri ile, interaksiyonlar arasında alfa 0.01 düzeyi için istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunmadı.

TABLO: 8- Torsiyona Direnç (Kg.)

Femur	Kırık I			Kırık II			Kırık III		
	AO	A-K	R	AO	A-K	R	AO	A-K	R
1	3800	3550	2000	3700	4150	2150	3650	3800	2650
2	3400	3500	2100	3450	5150	2000	3350	3350	2250
3	3450	3800	1800	3150	4950	1950	3400	4100	1950
4	3850	3250	1650	3850	5800	1800	3550	6150	2800
5	3350	4150	2050	4150	3950	3150	3100	4300	1200
6	4000	3350	1900	3800	6200	1550	3900	6250	1450
7	3700	5450	1750	3750	575	2150	3800	5400	1950

TABLO: 9- Torsiyon Direncine Ait Varyans Analiz Tablosu

Varyans Kaynağı	DF	SS	MS	VR
	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı	Kareler Ort.	F. Değeri
Kırık tipi	2	27.105	13.105	3.563
İmplant tipi	2	728.105	364.105	94.898
İnteraksiyon	4	35.105	8.105	2.288
Total	54	207.105	3.105	
Grnd Total	62	998.105	16.105	

TABLO: 10- Torsiyon Direnci Genel Ortalamaları (Kg.)

	AO	A-K	Richards	Ortalama
Kırık				
I	3650	3864	1893	3136
II	3693	5136	2107	3645
III	3536	4764	1950	3417
Ortalama	3626	4588	1983	

T A R T I Ő M A

Trokanterik kalça kırıkları yaşlıların önemli bir sorunudur. Artan sosyo-ekonomik refah düzeyi ile birlikte, yaşlı nüfusu ve dolayısıyla trokanterik kalça kırığı insidensi artmaktadır. Yaşlılarda immobilizasyonu kompanse edebilecek fonksiyonel kapasite kritik sınırdadır. Hareketsizlik ile hızla kardio-vasküler yetmezlik, trombo-embolizm, pnömoni, üriner staz ve enfeksiyon ve yatak yaraları gelişerek yüksek mortalite oranları meydana gelmektedir.

Ortopedi ve Travmatoloji kliniklerinde, yatakların çoğunu (1/5) uzun süre işgal etmeleri, immobilizasyonla genel durumlarının hızla bozularak bakımlarının zorlaşması ve ortaya çıkan yüksek mortalite oranı nedeniyle, trokanterik kırıklarda erken ambulasyon ve erken yüklenme olanağı sağlayan cerrahi tedavi şarttır.

Erken yüklenme için stabil internal fiksasyon gerekmektedir. Internal fiksasyon stabilitesi, bir kısmı hastaya (kemik kalitesi, fragman geometrisi) ve bir kısmı da ortopedik cerraha (redüksiyon, implant tipi ve implant yerleşimi) ait olan faktörler tarafından tayin edilir (64).

Kaufer (65) trokanterik kırıkların cerrahi fiksasyonunda kemiğe bağlı faktörlerden özellikle fragman geometrisinin önemli bir yeri olduğunu ifade etti.

Dimon ve Hughston (21) trokanterik kırık iyileşmesinde kırık fragmanının sayısı, şekil, büyüklük ve özellikle lokalizasyonlarının önemli olduğunu öne sürdüler. Evans (25), yaptığı klinik izlemler sonucu, özellikle trokanterik bölgenin medialinde ve posteriorunda fragmentasyon arttıkça fiksasyon komplikasyonlarının arttığını savundu.

Jacops (48), strain-gauge'lerle yaptığı çalışmada, yükün kemik ile implant tarafından değişen ölçülerde paylaşıldığını ileri sürdü. Kaufer (64), özellikle stabil trokanterik kırıklarda, önemli miktardaki yükün kemik tarafından taşındığını ve izole implant gücünün % 25-30 artırıldığını belirtti.

Kaufer ve arkadaşları (65), 1974 yılında yaptıkları ön deneyler sonucu, implantların biyomekanik özelliklerinin araştırılabilmesi için, trokanterik kırıkların instabil şekle getirilmesi gerektiğini iddia ettiler. Yüklenme deneylerinde, 4 fragmanlı instabil trokanterik kırıklı femurları kullandılar.

Bizde öndeneyleerde, stabil trokanterik femur kırıklarında, implantların biyomekanik özelliklerinin saptanabilmesinin olanaksız olduğunu gördük. Özellikle ilk akma noktasının tayini için, trokanterik kırıkların instabil hale, getirilmesinin gerektiğini tesbit ederek, Kaufer ile aynı görüşü paylaştık.

Laros ve Moore (73), trokanterik kırıklarda küçük trokanteri içeren medial fragmanın büyüklüğü ile, kırık instabilitesi ve internal fiksasyon stabilitesi arasında önemli ilişki olduğunu iddia ettiler. Bizde aynı düşünceleri paylaşarak,

medial trokanterik fragmantasyonun önemini ortaya çıkarmak için, küçük trokanteri içeren medial kollum femoris fragmanı oluşturduk (Kırık tipi: I).

Evans'ın önemle üzerinde durduğu posterior trokanterik fragmantasyon için, büyük trokanteride içeren büyük bir posterior trokanterik fragman meydana getirildi (Kırık tipi: II, 4 fragmanlı trokanterik kırık). Kadavra femurunun taşıdığı yükü daha da azaltmak için, en son kırık gurubunda, küçük trokanteri içine alan medial kollum defekti oluşturuldu.

Yüklenme deneylerinde büyük trokanteri içeren posterior fragmana medial kollum defekti eklendiğinde, elastik yük taşıma kapasitesinde istatistiksel açıdan önemli bir azalış kendini gösterdi. Bu sonuç Dimon (21), Evans (27), Rowe (83)'nin görüşleri ile uyum içindeydi.

Büyük trokanteri içine alan posterior trokanterik fragmantasyon ile, kollum femoris kaidesinde rotasyona direnç kapasitesinin istatistiksel açıdan önemli derecede azaldığını saptayarak, Evans'ın klinik bulgulara ile uyum içinde olduğumuzu gördük. Özellikle büyük trokanteri içine alan posterior fragmantasyon gösteren trokanterik kırıklarda, torsiyona daha dirençli implantların gerektiğini düşündük.

Normal kalça ekleminde, yürümenin değişen periyodları ile vücut ağırlık merkezinin kuvvet vektörü yönü ve değerinin devamlı değiştiği bildirildi (6,54,68).

Kalça ekleminin, yürümenin salınım periyodunda, vücut ağırlığının 0.6 katı gibi, minimum bir yüklenme ile karşıla-

şırken, yürümenin temas periyodunda, maksimal yüklenmeye maruz kaldığı çeşitli yazarlar tarafından ileri sürüldü (6,54,64,65, 68,70).

Yürümenin temas periyodunda, kalça eklemine taşıdığı maksimum yüklenme miktarının bilinmesi, trokanterik implantların taşınması gereken yüklenmeyi gösterdiği için, birçok araştırmacı tarafından irdelendi.

Rydell (84) 1966'de yaptığı invivo çalışmada, femur başı protezi üzerine yerleştirdiği Stain-Gauge'lerle, yürümede femur başına gelen yüklenmenin vücut ağırlığının 2.5-3.5 katı olduğunu iddia etti. Rydell'e göre (84), bu yüklenme, yardımsız yürümede yaklaşık 245 kg, yatak aktiviteleri sırasında ise yaklaşık 140 kg idi.

Williams ve arkadaşları (95), yaptıkları matematik ölçümler sonucu, bu yüklenmenin vücut ağırlığının 4-6 katı olması gerektiğini iddia ettiler. Paul (7) kalçaya gelen bu yüklenmenin, vücut ağırlığının 7 katına ulaşabileceğini belirtti.

Diehl (19), yürümeyi fazlarına ayırarak yaptığı dikkatli incelemesinde, femur başına gelen yüklenmenin yürümenin temas fazı **başlangıçta vücut ağırlığının 4.2 katı**, ortasında 2.5 katına düşerek, temas fazı sonunda tekrar 4.2 katına ulaştığını savundu.

Yaşlı hastalarda yürüme dengesi zorlukla temin edildiğinden dolayı, özellikle instabil trokanterik kırıklarda kullanılacak implantın, vücut ağırlığının 3-6 katına dayanması gereğini ifade eden Jensen'in (56) görüşleri, birçok yazar tarafından paylaşıldı (19,54,70,81,95).

Jensen (54), uzun yıllar yaygın şekilde kullanılan Mclaughlin implantının maksimal yük taşıma kapasitesinin 81.6kg olduğunu belirtti. Bu miktarın, yatak aktiviteleri için gerekli olan 140Kg' mın bile çok altında olduğunu ifade etti (51). Mclaughlin implantının, klinik kullanımında da oldukça yetersiz kaldığı konusunda bütün yazarlar aynı görüştedir (51,54, 64).

Kaufer ve arkadaşlarının (65) kadavra femurlarında ve daha sonra Jensen'nin (51,56) izole implantta yaptığı yüklenme deneyleri sonucunda, Jewett implantının maksimal yük taşıma kapasitesinin yatak aktiviteleri için yeterli, erken yüklenme için kısmen yetersiz olduğu öne sürüldü.

Jensen (54), Jewett implantı gibi yekpare implantlarda, diastaz ve kırık hattında rezorbsiyon geliştiğinden, ya çivi ucunun protruziyona uğrayarak ekleme penetre olacağını, ya da bütün yükün implant tarafından taşınarak implantta deformasyon oluşacağını ifade etti.

Jensen (51) ilk kez, implantların sadece maksimal yük taşıma kapasitelerinin değerlendirmenin yeterli olmadığını, kalıcı deformasyon gelişmeksizin elastik yük taşıma kapasitesinin daha önemli olduğunu ortaya attı. Brittle (12) ise, maksimal yük taşıma kapasitesinden çok önce implantta belirgin kalıcı deformasyon geliştiğini izleyerek, kalıcı deformasyonun başladığı akma noktasının çok önemli olduğunu aydınlığa kavuşturdu.

İzole implantlarda bir seri araştırmalar yapan Jensen (51,52), McLaughlin implantına ait ilk akma noktasının, 25,5kgm ile çivi-plak birleşme yerindeki somunun deformitesine ait olduğunu bildirerek, Bremner'in (10) ileri sürdüğü %20-46 lık klinik tesbit komplikasyonu oranına açıklak getirdi. Jewett implantının ilk akma noktasının 122.4kgm da olduğunu ve bunun yatak aktiviteleri için yetersiz olduğunu belirtti. Ayrıca, Richards kompresyon vidasının ilk akma noktasının da 177.5kgm. da bulunduğunu bildirdi.

Bizde bu görüş ve çalışmalardan esinlenerek, yüklenme deneylerinde implantların elastik yük taşıma kapasitelerini gösteren akma noktalarını tesbit ettik. Jewett implantını anımsatan 130° AO anguler plakta ilk akma noktasını 121.4kg. bularak, kayıcı olmayan implantlarda kalıcı deformasyon riski olmadan tüm yatak aktivitelerinin yapılamayacağını görerek, Jensen'in fikirlerine katıldık. Richards kompresyon vidası ile kadavra femurlarında yaptığımız yüklenme deneyinde, ilk akma noktasını 153.6kg. bulduk. İlk akma noktasındaki bu farkın, Jensen'in deney sisteminde izole implant kullanması ve vidanın içiçe geçmesini engellemek için plak-vida bölgesini sıkıca tesbit ederek kayma olayını elimine etmesine bağladık.

Alıcı-Karaarslan vida-plak kompleksinin ilk akma noktasını 145.5kg. olarak saptadık. Bulgularımızın istatistiksel değerlendirilmesinde, Richards vidası ile Alıcı-Karaarslan kompleksi arasında önemli bir fark (alfa 0.01 P 0.01) olmamasına karşın, her ikisinin de AO anguler plağına göre önemli farklılık taşıdığını gördük.

Teleskop implantlarla (Richards, Alıcı-Karaarslan,...) nonteleskop implantlar (Jewett, AO 130° angular plağı,...) arasında, %35-45 maksimal yük taşıma kapasitesi ve %25-45 elastik yük taşıma kapasitesi farkı bulunduğunu saptayarak, araştırmacıların görüşlerini paylaştık (52,65).

Teleskop vidaların, kayıcı özellikleri sayesinde maksimal yük taşıma kapasiteleri dikkate alınarak erken yüklenme olanağı taşıdıkları ve en ufak kalıcı deformasyon gelişmeden yatak aktivitelerini yapabilecekleri görüşüne vardık.

Kyle (70) sekonder impaksiyon yoluyla teleskop vidalarda yük taşıma kapasitesinin içiçe kayma ile birlikte giderek arttığını iddia etti. Jensen (54) 10 mm'lik kayma ile 240 kg lık yük taşıma kapasitesine ulaşıldığı ve olguların %60'ında radyolojik olarak izlenebilen kayma oluştuğunu bildirdi. Clawson (13) kemiksel devamlılık ve yükün paylaşılması için sekonder impaksiyonun şart olduğunu yineledi ve yüksek klinik başarı oranı bildiren yazarlar, bu görüşü doğruladılar (47,59, 69).

Evans (25), vidanın teleskopik özelliği ile ekleme penetrasyon riski olmadan daha direne sokulabileceğini, ayrıca ucunun yivli olması ile de daha iyi bir proksimal fragman kontrolü sağlandığını belirtti.

Jacops (47), operasyon sırasında kompresyon vidası ile kırık hattında kompresyon yapılmasının, kırık kaynama oranı ve fiksasyon başarısını artırdığını ileri sürdü; klinik gözlemlerle de bunu doğruladı (22,23,47).

Laros ve Moore (73), Kaufer'in (65) femur başında vida veya çivinin sıkı tesbiti için, ucunun tansiyon ve kompresyon trabeküllerin kesiştiği posterior-inferior bölgeye ulaşmasının gerekliliği savına katıldılar ve kollum femorisin fizyolojik açısında (130° - 135°) en kolay ve uygun olarak yerleştirileceğini vurguladılar. 150° gibi yüksek implant açılarında, çivi ucunun femur başının süperioruna yerleştiğini, dolayısıyla ekleme penetrasyon riskinin arttığını ve bu açılarda daha düşük açılara göre elastiki yük taşıma kapasitesinin azaldığı vurgulandı (54, 73).

Geliştirdiğimiz Alıcı-Karaarslan kompleksi, plak-vida açısı 135° ile femur başının posterior-inferioruna kolay ulaşabilecek güçte, yivli ucu ile sıkı tesbit ve kompresyon sağlayabilecek yapıda, dört adet teleskop özelliği bulunan vida kaidesi ile güçlü kemiksel devamlılık sağlayarak önerilen tüm özellikleri taşımaktadır.

İmplantların dizaynı ve metalik yapıları kadar mekanik özelliklerinin de önemli olduğu açıktır. Metaliklerin direncini yalnız maksimal yükleme kapasitelerine göre

değil, enerji sönümlene kapasiteleriyle birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir (66). Malzemenin akma noktası ve enerji sönümlene kapasitesi ne kadar yüksek olursa, o kadar çok yüklenmeyi kalıcı deformasyon olmadan elastik sınırlarda karşılayacağı ve metallürjik açıdan yüklenmeye elverişli bir implant olacağı belirtilmektedir (II,12,34,75).

Alıcı'nın (3) kadavra omurgalarında yaptığı sönümlene denemelerinden esinlenerek, bu biyomekanik unsuru deney parametrelerimize kattık. İlk akma noktasının saptanmasından sonra yük boşaltma eğriside saptanarak bu iki eğri arasında kalan Joule cinsinden hesaplanarak enerji sönümlene parametresi elde edildi.

Enerji sönümlene kapasitesini, AO anguler plağında 2.08 Joule, Richards'ta 3.01 Joule ve Alıcı-Karaarslan'da ise 3.29 Joule olarak saptadık. Teleskop vidaların kendi aralarında istatistiksel açıdan enerji sönümlenede önemli bir fark bulunmasına karşın, AO 130^o göre daha fazla istatistiki önemli (%40-55) enerji sönümlene kapasitesinde olduğu görüldü. Teleskop vidaların bu yüksek enerji sönümlene kapasiteleri, sadece teleskop özelliğinin getirdiği sürekli kemiksel devamlılık ile açıklanabilir.

Normal kalça biyomekaniğinde, bilindiği gibi femur başına çeşitli açı ve yönlerden kuvvetler etki etmektedir.(8,49, 50,80). Pauwel (81)'den beri yapılan biyomekanik çalışmalarda, femur üst ucuna etki eden kuvvetlerden yalnız vertikal olanlar araştırmalara konu oldu. Fakat, stabil trokanterik kalça kırıklarında bile kırık hattında mikro hareketlerin bulunduğu bilinmekteydi (53).

Nets (79) köpeklerin bağlam uzun kemiklerinde (femur) torsiyon kuvveti ile ilgili deneylerle yaparak, torsiyon kuvvetinin önemini ilk kez bildirdi. Kaufer (64) ise implantların sadece vertikal yüklenme dirençleri değil, rotasyona karşı yarattıkları dirençlerinin de kırık iyileşmesi açısından önem taşıdığını vurguladı.

Bizde, Netz'in uyguladığına benzer bir yöntemle, kol-lum femoris eksenini boyunca implant-kemik kompleksinin rotasyona karşı dirençlerini kg cinsinden ölçtük. Richards kompresyon vidası yaklaşık 2kg olan torsiyona direnç kapasitesi ile, torsiyona enaz direnç gösteren implanttı. AO 130⁰ Angular plağı 3.6kg'lık torsiyon direnci ile Richards kompresyon vidasına göre %80 torsiyona daha dirençlidir. Bunun nedeninin AO plağının yekpare olması ve "U" şeklindeki çivi kesitine bağlı olduğu düşüncesindeyiz.

Alıcı-karaarslan kompleksinin torsiyon direncini ise 4.5kg bulduk. AO plağına göre istatistiksel açıdan ve ^{önemli} %25 daha fazla torsiyona direnç kapasitesi gösterir. Torsiyona direnç kapasitesi Richards vidasınının 2.5 katı olup torsiyon direnci en yüksek olan implanttır. Bizce, plak-vida kompleksimizin torsiyona karşı gösterdiği bu güçlü direnç dört adet kompresyon yapıcı teleskop özellikle vida taşımasındandır.

Kısaca, kayıcı olmayan implantlar (AO) enaz yüklenme ve enerji sönmüleme kapasiteleri, orta derecede torsiyona dirençleri ile instabil trokanterik kırıklar için yeterli bir implant şekli değildir.

Teleskop implantlar, yüksek yüklenme ve enerji sönümleme kapasiteleri gösterirler. Fakat torsiyona dirençleri farklıdır. Richards vidasının torsiyona direnci enazdır. Alıcı-Karaarslan kompleksinin ise maksimaldir.

Geleceğin trokanterik implantları, teleskop özellikleri yanında, rotasyona da dirençli olmalıdır. Rotasyona direncin multipl vidalarla maksimale ulaşacağı görüşündeyiz. Ayrıca pratik uygulamada karşılaşılan teleskop vida yerleştirme güçlüğü, ya açısı ayarlanabilir vida-plakla yada bizim yaptığımız gibi multipl vida delikleri ile giderilecektir.

Alıcı-Karaarslan kompleksi, kompresyon yapıcı, multipl delikleri ve teleskop vidaları dizaynı ile, maksimal yük taşıma, enerji sönümleme ve rotasyona direnç kapasitesi ile ve teknik uygulama kolaylığı ile trokanterik kalça kırıklarının klinik uygulamalarında yararlı olabilecek özelliktedir.

S O N U Ç

Kadavra femurlarında deneysel olarak yaptığımız bu çalışmada: 3 instabil trokanterik kırık tipine 3 implantı (non-teleskop AO plağı, teleskop Richards ve Alıcı-Karaarslan kompleksimiz) uygulayarak biyomekanik parametrelerle (yüklenme, enerji sönümlenme ve torsiyona direnç kapasiteleri) değerlendirdik. Aşağıdaki neticelere vardık.

1. Kırık tipleri arasında yük taşıma ve enerji sönümlenme kapasiteleri bakımından önemli bir fark yoktur.

2. Kırık tiplerinde, büyük trokanteri içeren posterior trokanterik fragman bulunanlarda torsiyona direnç azalır.

3. Teleskop vidaların yük taşıma ve enerji sönümlenme kapasiteleri kayıcı olmayan implantlardan daha yüksektir.

4. Multipil vidalı implantların torsiyona direnci daha fazladır.

5. Sabit açılı teleskop implantlarda multipil delikler uygulama kolaylığı sağlamaktadır.

6. Geliştirdiğimiz Alıcı-Karaarslan kompleksi, kompresyon yapıcı multipil vidaları ile yüksek tüm taşıma, enerji sönümlenme ve torsiyona direnç kapasitesi taşır.

Ö Z E T

Günümüzde, sosyo-ekonomik koşulların düzelmesine paralel olarak artan ortalama yaşam süresine bağlı olarak trokanterik kalça kırıkları insidensi artmaktadır. İmmobilizasyon süresi ile artan mortalite (%40), nedeni ile Ortopedistler, trokanterik kalça kırıklarında erken ambulasyon ve erken yüklenmeye olanak veren implant arayışı içindedirler. Son yıllarda giderek daha sık kullanılan teleskop vidalar da soruna tam çözüm getirememektedir.

Yaşlıların trokanterik kalça kırıklarında erken yüklenmeyi sağlayabileceği kanısı ile geliştirdiğimiz Alıcı-Karaarslan kompleksini kadavra femurlarında deneysel olarak araştırdık. Üç implantı (Non teleskop AO plağı, teleskop Richards) biyomekanik parametrelerle (yük taşıma, enerji sönümlenme ve torsiyona direnç kapasiteleri) değerlendirdik.

Teleskop özellikle implantların yük taşıma ve enerji sönümlenme kapasiteleri kayıcı olmayan implantlara göre daha yüksektir. Richards vidasında torsiyona direnç enaz olmasına karşın, multipil kompresyon vidaları bulunduğu için Alıcı-Karaarslan kompleksinde ise en yüksektir.

İnstabil trokanterik kalça kırıklarında, kompresyon yapıcı multipil teleskop vidaları olan Alıcı-Karaarslan kompleksi, biyomekanik parametreler ve uygulama kolaylığı yönünden gelecek vaad eden bir implanttır.



K A Y N A K Ç A

1. Ainsworth, T.H: Immediate full weight-bearing in the treatment of hip fracture. J. Trauma 11 (1031-1040) 1971.
2. Alfram, P.A. :An epidemiologic study of cervical and trochanteric fractures of the femur in an urban population. Acta. Orthop. Scan. Suppl. 65, 1964.
3. Alici, E.: Vertebra cisimlerinin basma dayanımı. Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi 23(1001-1008) 1984.
4. Bauer, G.C.G.: Epidemiology of fractures in aged persons. Clin. Orthop. 17(219-225) 1960.
5. Beals, R.K.: Survival following hip fracture-long follow-up of 607 patients. J. Chron. Dis. 25(235-244) 1972.
6. Black, J.: Failure of implants for internal hip fixation. Orthop. Clin. of North Amer. Vol: 5 No:4 (833-845) Oct. 1974.
7. Boucher, C.A.: Accidents among old persons. Geriatrics 14(293-300) 1959.
8. Boyd, H.B,, Andersson, L.D.: Management of unstable trochanteric fractures. Surg. Gynec. Obstet. 112 (633-639) 1949.

9. Brekelmans, W.A.M., Poort, H.W., Slooff, T.J.J. H.: A new method to analyse the mechanical behavior of skeletal parts. *Acta. Orthop. Scan.* 43(301-317) 1972.
10. Bremner, R.A., Graham, W.D.: Treatment of pertrochanteric fractures of the femur by immediate fixation with a twopiece nail and plate. *J. Bone Jt Surg.* 40-B(697-700) 1958.
11. Brettle, J.: A survey of the literature on metallic surgical implants. *Injury* 2(26-38) 1970.
12. Brettle J., Hughes A.N., Jordan, B.A.: Metallurgical aspects of surgical implant materials.: *Injury* 2(225-234) 1971.
13. Clawson, D.K.: Intertrochanteric fractures of the hip. *Amer. J. Surg.* 93(580-587) 1957.
14. Clawson, D.K.: Trochanteric fractures treated by the sliding screw plate fixation method. *J. Trauma* 4(737-752) 1964.
15. Cleveland, T., Bosworth, D.M., Thompson, F.R.: Intertrochanteric fractures of the femur. *J. Bone Jt Surg.* 29(1049-1069) 1948.
16. Cleveland, M., Pietra, A.D., Friesen, C.: An analysis of deaths on an orthopedic service. *J. Bone Jt Surg.* 33-A(1009-1011) 1951.
17. Cram, R.H.: The unstable trochanteric fracture. *Surg. Gynec. Obstet.* 101(15-19) 1955.

18. Cuthbert, H., Howat, T.W.: The use of the Küntscher Y-nail in the treatment of the femur. *Injury* 8(135-142) 1976.
19. Diehl, K.: Zur Biomechanik der intramedullaren prothesenverankerung am coxalen femurende, Habilitationsschrift, Hamburg 1976.
20. Dimon, J.H.: The unstable intertrochanteric fracture. *Clin. Orthop.* 92(100-107)1973.
21. Dimon, J.H., Hughston, J.C.: Unstable intertrochanteric fractures of the hip. *J. Bone Jt Surg.* 49-A(440-450)1967.
22. Doherty, J.H., Lyden, J.P.: Intertrochanteric fractures of the hip treated with the hip compression screw-Analysis of problems. *Clin. Orthop.* 141 (184-187)1979.
23. Echer, M., Joyce, III, J.J., Kohl, E.J.: The treatment of trochanteric fractures using a compression screw. *J. Bone Jt Surg.* 57-A(23-27) 1975.
24. Ege, R.: Trokanterik bölge kırıkları. Hareket sistemi travmatolojisi. Yargıçoğlu Matb. Ankara 1978.
25. Ener, C.: Denel Fizik. Şirketi Mürettibiye, İstanbul 1972.
26. Ender, J., Simon-Weidner, R.: Die Fixierung der trochanteren Brüche mit runden elastischen condylennageln. *Acta Chir. Austriaca* 2(40-42) 1970.
27. Evans, E.M.: The treatment of trochanteric fractures of the femur. *J. Bone Jt Surg.* 31-B(191-203) 1949.

28. Evans, F.G., Pedersen, H.E., Lissner, H.R.: The role of tensile stress in the mechanism of femoral neck fractures. *J. Bone Jt Surg.* 33-A(485-501) 1951.
29. Farkas, A., Wilson, M.J., Hayner, J.C.: An anatomical study of the mechanics, pathology, and healing of fractures of the femoral neck. *J. Bone Jt Surg.* 30-A(53-69) 1948.
30. Fessler, H.: Load distribution in a model of the hip joint. *J. Bone Jt Surg.* 39-B(145-153) 1957.
31. Fielding, J.W.: subtrochanteric fractures. *Clin. Orthop.* 92(86-99) 1973.
32. Fielding, J.W., Cochran, G.V., Zickel, R.E.: Biomechanical characteristics and surgical management of subtrochanteric fractures. *Orthop. Clin. N. Amer.* 5(629) 1974.
33. Fitts, W.T., Lehr H.B., Schor, S., Roberts, B.: Life expectancy after fracture of the hip. *Surg. Gynec. Obstet.* 108(7-12) 1959.
34. Frankel, V.H.: Mechanical factors for internal fixation of the femoral neck. *Acta Orthop. Scand.* 23(21-42) 1960.
35. Freeman, M.A.R., Todd, R.C., Pirie C.J.: The role of fatigues in the pathogenesis of senile femoral neck fractures. *J. Bone Jt Surg.* 56-B(698-702) 1974.

36. Friedenberq, Z.B., Gentshos, E., Rutt, C.: Fixation in intertrochanteric fractures of the hip. Surg. Gynec. Obstet. 135(225-228) 1972.
37. Gallanaugh, S.C., Martin, A., Millard, P.H.: Regional survey of femoral neck fractures. Brit. Med. J. 2(1496-1497)1976.
38. Hafner, R.H.V.: Trochanteric fractures of the femur. J. Bone Jt 33-B(513-516) 1951.
39. Harrington, K.D.: The use of methylmethacrylate as an adjunct in the internal fixation of unstable comminuted intertrochanteric fractures in osteoporotic patients. J. Bone Jt Surg. 57-A(744-750) 1975.
40. Harrington, K.D., Johnston, J.O.: The management of comminuted unstable intertrochanteric fractures. J. Bone Jt Surg. 55-A(1367-1376) 1973.
41. Harty, M. The calcar femorale and the femoral neck. J. Bone Jt surg. 39-A(625-630) 1957.
42. Harvey, J.P., Hirsch, C., Wilson, P.D.: Experimental studies on the stability of internal fixation of femoral neck fractures in autopsy bones. Surg. Forum 9(756-762) 1959.
43. Hirsch, C., Brodetti, A.: The Weight-bearing capacity of structurel Acta Orthop. Scand. 26(15-24) 1957.
44. Holt, E.P.: Hip fractures in the trochanteric region: Treatment with a strong nail and early weight-bearing. J. Bone Surg. 45-A(687-705) 1963.

45. Hubbard, K.T.: A "contoured" device for fixation of intertrochanteric fractures. *J. Bone Jt Surg.* 44-A(1170) 1962)
46. Imman, V.T.: Functional aspects of the abductor muscles of the hip. *J. Bone Jt Surg.* 29(607-619) 1947.
47. Jacobs, R.R., Armstrong, J., Whitaker, J.H.; Pazall, J.: Treatment of intertrochanteric hip fractures with a compression hip screw and a nail plate. *J. Trauma* 16(599-603) 1976.
48. Jacobs, R.R., Mc Clain, O.: In vitro strain patterns in intertrochanteric fractures internally fixed with nail plate or compression screw plate. *Surg. Forum* 27: 511 1976.
49. Jensen, J. Steen.: A photoelastic study of a model of the proximal femur. *Acta Orthop. Scand.* 49(54-59) 1978.
50. Jensen, J.S.: A photoelastic study of the hip nail plate in unstable trochanteric fractures. *Acta Orthop. Scand.* 49(60-64) 1978.
51. Jensen, J.S.: Mechanical strength of Jewett and McLaughlin hip nail plates manufactured from Cobalt-Chromium-Molybdenum alloy. *Acta Orthop. Scand.* 51(145-156) 1980.
52. Jensen, J.S.: Mechanical strength of sliding screw plate hip implants. *Acta Orthop. Scand.* 51(625-632) 1980.
53. Jensen, J.S.: Classification of trochanteric fractures. *Acta Orthop. Scand.* 51(803-810) 1980.

54. Jensen, J.S.: Trochanteric fractures, An epidemiological, Clinical and biomechanical study. Acta Orthop. Scand. Suppl 188 vol: 52 1981.
55. Jensen, J.S., Sonne-Holm, S.: Critical analysis of the Ender nailing in the treatment of trochanteric fractures. Acta Orthop. Scand. 51 (817-823) 1980.
56. Jensen, J.S., Sonne-Holm, S., Tondevold, E.: Unstable trochanteric fractures. A comparative analysis of four methods of internal fixation. Acta Orthop. Scand. 51 (949-962) 1980.
57. Jensen, J.S., Tondevold, E.: A prognostic evaluation of the hospital resources required for the treatment of hip fractures. Acta Orthop. Scand. 51(514-521) 1980.
58. Jensen, J.S., Tondevold, E., Mossing, N.: Unstable trochanteric fractures treated with the sliding screw-plate system. Acta Orthop. Scand. 49(392-397) 1978.
59. Jensen, J.S., Tondevold, E., Sonne-Holm, S.: Stable trochanteric fractures. A comparative analysis of four methods of internal fixation. Acta Orthop. Scand. 51(811-816) 1980.
60. Jergesen, F.: Metallic surgical implants. J. Bone Jt Surg. 46-A 401-408, 1964.
61. Jewett, E.L.: One-piece angle nail for trochanteric fractures. J. Bone Jt Surg. 1941.

62. Johnson, L.L., Lottes, J.D., Arnot, J.P.: The utilization of the Holt nail for proximal femoral fractures. *J. Bone Jt Surg.* 50-A(67-78) 1968.
63. Johnston, R.C.: Mechanical considerations of the hip joint. *Arch. Surg.* 107(411-417) 1973.
64. Kaufer, H.: Mechanics of the treatment of hip injuries. *Clin. Orthop.* 146(53-61) 1980.
65. Kaufer, H., Matthews, L.S., Sonstegard, D.: Stable fixation of intertrochanteric fractures. *J. Bone Jt Surg.* 56-A (899-907) 1974.
66. Kaya, H.: Malzeme. Gün Matb. İstanbul 196.
67. Koch, J.C.: The laws of bone architecture. *Amer. J. Anat.* 21(177-298) 1917.
68. Kokino, M.J.: Endoprotezlerde sap uzunluğunun proksimal femurun biyomekanik yüklemi üzerine etkisi. Doçentlik Tezi. İstanbul Tıp Fak. Ortopedi ve Travm. Bilim Dalı İstanbul 1978.
69. Kuderna, H., Böhler, N., Collon, D.J.: Treatment of intertrochanteric and subtrochanteric fractures of the hip by the Ender Method. *J. Bone Jt Surg.* 58-A(604-611) 1976.
70. Kyle, R.F., Gustilo, R.B., Premer, R.F.: Analysis of six hundred and twenty-two intertrochanteric hip fractures. *J. Bone Jt Surg.* 61-A(216-220) 1979.
71. Lachman, E.: Osteoporosis: The potentialities and limitations of its roentgenographic diagnosis. *Amer. J. Roentgenol.* 74(712) 1955.

72. Laing, P.G., O'Donnell, J.M.: The engineering design of hip nails and the development of the H-beam nail. *Surg. Gynec. Obstet.* 112(567-576) 1961.
73. Laros, G.S., Moore, J.F.: Complications of fixation in intertrochanteric fractures, *Clin. Orthop.* 101(110-119) 1974.
74. Manpel, J., Marzulli, V., Boby, S.J.: The fractured hip, a complication of ageing. *Arch. Surg.* 82(474-477) 1976.
75. Martz, C.D.: Stress tolerance of bone and metal. *J. Bone Jt Surg.* 38-A(827-834) 1956.
76. Massie, W.K.: Extracapsular fractures of the hip treated by impaction using a sliding nail-plate fixation. *Clin. Orthop.* 22(180-201) 1962.
77. Meema, H.E.: Cortical bone atrophy and osteoporosis as a manifestation of ageing. *Amer. J. Roentgenol.* 89(1287) 1963.
78. McLaughlin, H.L., Garcia, A.: An Adjustable fixation device for the hip. *Amer. J. Surg.* 89(867-871) 1955.
79. Netz, E.: The diaphyseal bone under torque. An experimental study on dogs. *Acta Orthop. Scand. Supple.* 176 1979.
80. Paul, J.P.: Load actions on the human femur in walking and some resultant stresses. *Exp. Mechanics* 11(121-125) 1967.

81. Pauwels, F.: Atlas zur Biomechanik der gesunde and kranke Hüfte. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.
82. Pugh, W.L.: A self-adjusting nail-plate for fractures about the hip joint. J. Bone Jt Surg. 37-A(1085-1093) 1955.
83. Rowe, C.R.: The management of fractures in elderly patients is different. J. Bone Jt Surg. 47-A(1043) 1965.
84. Rydell, N.W.: Forces acting on the femoral head prosthesis. Acta Orthop. Scand. Suppl. 88 1966.
85. Rydell, N.: Biomechanics of the hip joint. Clin. Orthop. 92(6) 1973.
86. Sahlstrand, T.: The Richards compression and sliding screw system in the treatment of intertrochanteric fractures. Acta Orthop. Scand. 45(213-219) 1974.
87. Sarmiento, A., Williams, E.M.: The unstable intertrochanteric fracture: Treatment with an valgus osteotomy and I-beam nail plate. J. Bone Jt Surg. 52-A(1309-1318) 1970.
88. Schenk, W.G., Smith, R.G., Stevens, J.G.: The fractured hip- a major surgical and sociologic problem. Amer. J. Surg. 91(618-620) 1956.
89. Singh, M., Nagrath, A.R., Maini, M.S.: Changes in trabecular pattern of the upper end of the femur as an index of osteoporosis. J. Bone Jt Surg. 52-A(457-467) 1970.

90. Sisk, I. D.: *Campbell's Operative Orthopaedics*.
pp.(615-634) The C.V. Mosby Company St. Louis 1980.
91. Sonstegard, D.A., Kaufer, Matthews, L.S.: A biomechanical evaluation of implants, reduction and prosthesis in the treatment of intertrochanteric fractures. *Orthop. Clin. N.Amer.* 5(551-570) 1974.
92. Thornton, L.: The treatment of trochanteric fractures of the femur: Two new methods. *Piedmont Hosp. Bull.* 10(21-27) 1937.
93. Tobin, W.J.: The internal architecture of the and its clinical significance. *J. Bone Jt Surg.* 37-A(57-72) 1955.
94. Tronzo, R.G.: *Surgery of the hip Joint*. Lea and Febiger, Philadelphia.
95. Tronzo, R.G.: Hip nails for all occasions. *Orthop. Clin. N.Amer.* 5(479-491) 1974.
96. Williams, J.F., Svensson, N.L.: An experimental stress analysis of the neck of the femur. *Med. Biol. Engng.* 9(479-493) 1971.