

16182

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

FEMUR BAŞI SPONGİOZASININ
YÜKLENMEDEKİ ROLÜ
(Deneysel Araştırma)

DR. ERHAN SESLİ
(UZMANLIK TEZİ)

T. C.
Yükseköğretim Kurulu
Dokümantasyon Merkezi

YÖNETEN: PROF. DR. GÜVEN YÜCETÜRK

İzmir - 1991

İÇİNDEKİLER

1=Önsöz-----	4
2=Giriş ve genel bilgiler-----	7
2.1=Kemik Histolojisi-----	7
2.2=Kemik fizyolojisi-----	9
3=Femur üst uç anatomisi-----	9
4=Kalça eklemi biomekaniği-----	11
5=Femur başının biomekanik özellikleri-----	15
5.1=Dansite-----	18
5.2=Mekanik özellikler-----	19
5.3=Kompresif özellikler-----	23
5.4=Kemğin elastik modülü-----	24
5.5=Femur baş ve boynunun stress analizleri-----	28
6=Klinik uygulamada femur başı spongiozasının rolü---	33
6.1=Kor dekompresyon Tekniği-----	38
6.2=Komplikasyonlar-----	39
7=Deneysel yöntem-----	42
7.1=Amaçlar-----	42
7.2=Kemik materyallerinin hazırlanması-----	42
7.3=Gereçler-----	47
7.4=Deneyin yapılışı-----	48
7.5=Değerlendirme-----	49

8=Bulgular-----	50
9=Sonular-----	54
10=Kaynaklar-----	55



ÖNSÖZ

Günlük aktivite sırasında iskelet sistemindeki kemik yapılar sürekli olarak çeşitli kompressif , tensil ve torsiyonel kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bu nedenle kemikler bu güçleri maksimum ölçüde karşılayabilecek ve kas sistemine destek sağlayarak normal aktiviteyi oluşturacak şekilde gelişmişlerdir.

Eklem yüzlerinin dışında tüm kemik dokusu başlıca iki komponentten oluşmuş olup bunlar; kemiğin dış yüzeyini oluşturan daha sert, lamellöz ve frajil bir yapı gösteren kortikal kemik ve genellikle kemik dokusunun iç kısmını oluşturan ve elastisitesi daha fazla ancak dayanıklılığı daha az olan ve trabeküler bir yapı gösteren spongioz kemik dokularıdır.

20. yüzyılın bu son çeyreğinde bilim ve teknolojideki ilerlemeye paralel olarak tıpta da birçok gelişme kaydedilmiştir. Bugün iskelet sistemini oluşturan kemik yapıların anatomik, fizyolojik , fonksiyonel ve biomekanik özellikleri konusunda büyük araştırmalar yapılmış ve önemli yenilikle geliştirilmiştir.

Çeşitli ortopedik ve travmatolojik patolojilerin tedavisi

için kemik dokusuna çeşitli cerrahi girişimler yapılmakta ve tedavi amacıyla da olsa kemiğin bütünlüğü, dolayısıyla da sağlamlığı bozulmaktadır .Bu nedenle özellikle vücudun yük taşıyan kısımlarındaki kemik dokularına yapılan bu tür girişimlerden sonra oluşabilecek kırık riski nedeniyle bu ekstremiteleri yükten kurtarmak için hastalara alçılı tespit, yatak istirahati, traksiyon gibi koruyucu önlemler uygulanarak kemiklerin normal sağlamlıklarına erişmeleri beklenmektedir. Tüm bu yöntemler kendi potansiyel komplikasyonlarının yanı sıra önemli bir iş gücü kaybına neden olabilmektedir.

Vücudun en fazla yük altında kalan kısımlarından biri olan femur başı spongiozasının iskelet sisteminin dayanıklılığındaki rolünün araştırılması, ve bu bölgedeki klinik uygulama olan femur başı aseptik nekrozlarının tedavisinde trepanasyon ve kor biopsilerden sonra femur başının kompressif kuvvetlere karşı dayanıklılığındaki değişikliklerin ölçülmesi konusunu uzmanlık tezi olarak bana verip, klinik içi teorik ve pratik eğitimimin yanı sıra deneysel uygulamalarda da yetişmemi sağlayan değerli hocam Prof. Dr. Merih EROĞLU'na, tezimin yöneticiliğini üstlenerek her konuda tüm desteğini benden esirgemeyen hocam

Prof.Dr.Güven YÜCETÜRK'e,eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini rehber olarak aldığım değerli hocalarım Prof. Dr İsmail ÇALLI,Prof.Dr Hakkı ÖNÇAĞ,Prof.Dr.Veli LÖK,Doç.Dr. Hakkı SUR, Doç.Dr.Halit Özyalçın,Yard.Doç.Dr.Akın Kapubağlı, Kliniğimizdeki tüm uzman ve asistan arkadaşlarıma,tezimin deneysel kısmında bana her türlü yardımı yapan 9 Eylül Üniversitesi,Mühendislik ve mimarlık Fakültesi İnşaat bölümü öğretim üyesi Doç.Dr.Bülent BARADAN'a ve tezimin hazırlanmasında emeği geçen tüm arkadaşlarıma en derin teşekkürlerimi sunarım.

Dr.Erhan SESLİ
Haziran 1991

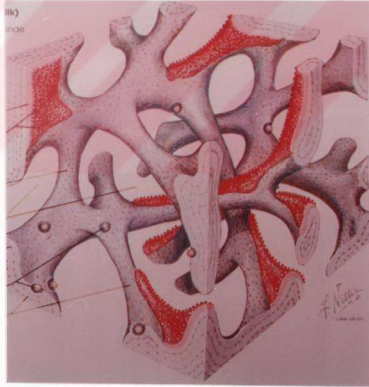
2.GİRİŞ VE GENEL BİLGİLER

2.1-KEMİK HİSTOLOJİSİ

Kemik dokusu mineralize kollagen çatısı olan ve vücudun iskelet desteğini sağlayan özel bir bağ dokusudur.Spongioz veya kompakt olmak üzere iki tür yapılanma gösterir.Kompakt kemik devamlı bir kemik kitlesi olup korteksi oluşturur.

Kortikal kemik insan vücudundaki en düzgün mineralize dokudur,büyük kemiklerde yüklerin çoğunluğunu taşır.üç-dört μ kalınlıktaki lamellerden oluşmuştur.Her bir lamel içerisinde birbirine az çok paralel kollagen lifler uzanır.Her bir lamel bir sonrakinden, aralarında nispeten daha az mineralize, düzensiz bir ara madde ile ayrılır.Lameller, kemiğin uzun eksenine paralel olup her bir osteon Haversian kanalın etrafını çevreleyen yapılardır.Orta kısımlarında kan damarları ve sinir lifleri bulunur.Her bir Haversian sistem,etrafındaki diğerleri ile ince kanaliküller aracılığıyla temas halindedir.Bu komplekse osteon denmektedir.Uzunlukları birkaç santim,genişlikleri ise 300-450 μ kadardır.Korteksin iç ve dış yüzeylerinde dairesel lameller bulunur,bunları Wolkmann kanalları çevreler ve bu kanallardan kemiğe giren damarlar havers sistemine ulaşırlar(60).

Spongioz kemik ise birbiri ile aralarında birleşen, fakat genellikle en aşırı stress veya gerilim çizgileri boyunca dizilen gevşek kemik trabekülleri ağından oluşmuştur. Trabeküller çeşitli sayıda kemik plaklarının birbirleri ile birleşmesi sonucunda oluşurlar. Her trabekül 1 ile 5 kemik tabakasından oluşmaktadır. Bu tabakalar aralarındaki kanallar aracılığı ile birbirleri; ve lakünalarla onların içindeki osteositler ile ilişkileri devam eder. Kemik iskeletini oluşturan kemik trabekülleri arasında ise içinde damarlı myeloid doku bulunan boşluklar vardır, ve tüm bu oluşumlar birlikte spongioz kemiği meydana getirirler. (Resim 1)



Resim 1=Trabeküler kemiğin yapısı

2.2-KEMİK FİZYOLOJİSİ

Kemiğe bir stress uygulanırsa kemik içindeki trabeküller gelişir ve stress yönünde yapılanmaya başlarlar

Buna *Wolff* kanunu denmektedir(60).Kemik eksenine dikey olarak uygulanacak bir basınç daha fazla kemik rezorpsiyonu sağlar. Kemik ekseninde uygulanacak basınç ise kemikleşmeye yardımcı olur(60).Kemik yapılar normalde 3 yoldan yüklenme altına girerler:

1-Direkt kompresyon kuvvetleri

2-Eğilme ve çekme kuvvetleri (ekstremitte kaslarının çekmesi sonucu)

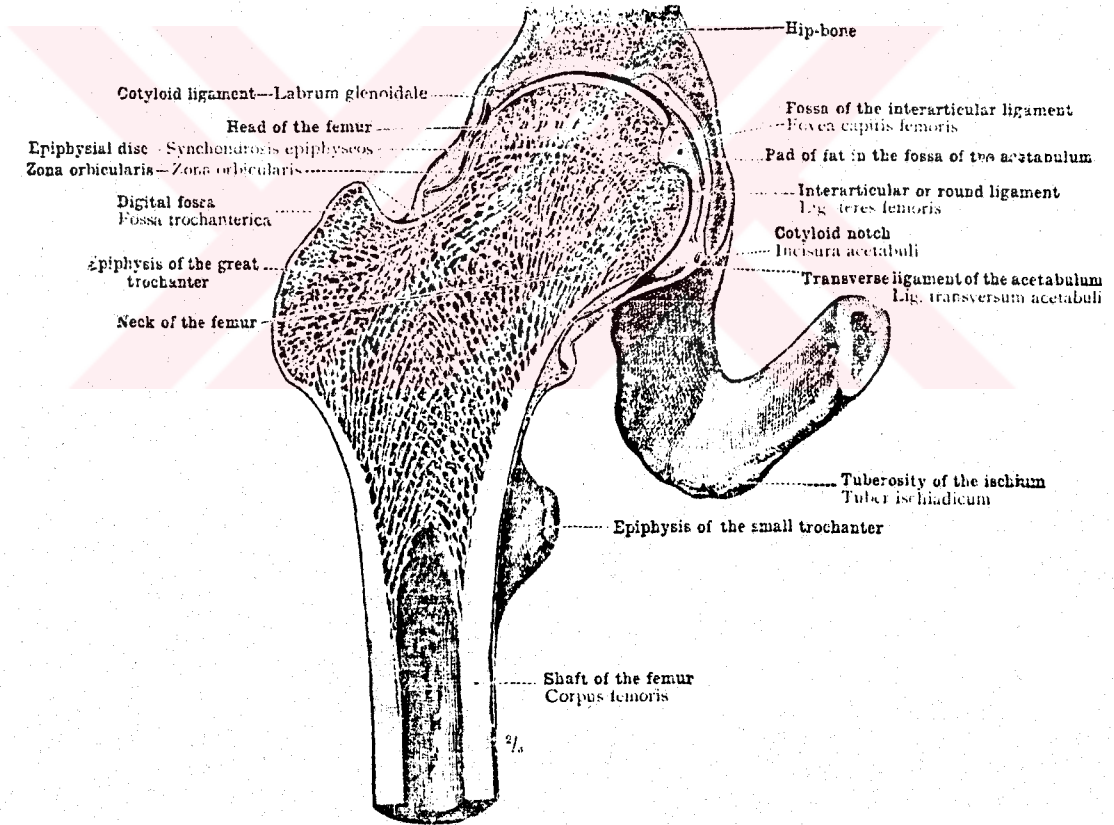
3-Torsiyonel kuvvetler(kas çekmesi ve fonksiyonel yüklenmelerin kombinasyonu olarak)(7).

Kompresyon kuvvetleri fizyolojik sınırlarda ise bu kemikleşmeyi uyarır veya ona yardımcı olur.Aşırı kompresyon ise nekroza neden olarak osteogenezisi geciktirir.Çekme kuvvetleri kemik oluşma hızını azaltır,torsiyonel kuvvetlerin etkisiyle de kemikleşme azalır ve daha çok fibröz doku ile kıkırdak dokusu oluşumu ortaya çıkar(60).

3-FEMUR ÜST UÇ ANATOMİSİ

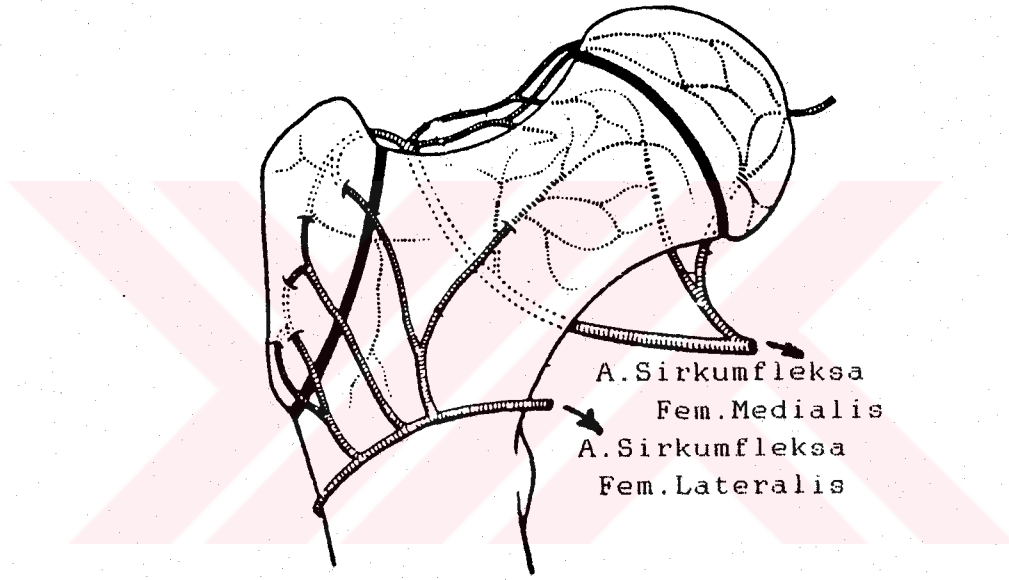
Doğadaki iki ayağı üzerinde durabilen ve hareket edebilen

nadir yaratıklardan olan insan vücudundaki en büyük eklem
lerden biri" *enarthrosis spherica* "grubundan olan kalça
eklemidir.Konkav olan asetabular kısım femur başına uygun
olarak şekillenmiştir ve 2 cm.genişliğindeki kenarı hyalin
kıkırdakla örtülüdür.Asetabulumu uyum gösterecek biçimde
olan kaput femoris'in ise ortalama çapı 2,5 cm olup ortalama
2/3 ü hyalin kıkırdakla kaplıdır(49).Femur başı tam sferik
değildir ve eklemün ağırlık yüklenmesine tam olarak uygunluk
gösterir(resim 2)(1,10).



Resim 2 Kalça eklemi anatomisi

Proksimal femur ve asetabulumun kanlanması başlıca derin femoral arterden ayrılan lateral ve medial sirkumfleks arterlerle sağlanır. A.Sirkumfleksa Femoralis Lateralis'in uç dalından biri olan assendan dal ile A.Sirkumfleksa Femoralis Medialis'in arka kapsülü delerek kalça eklemine giren dalı anastomoz yaparak femur başının kan dolaşımını oluştururlar (Resim 3)(58).

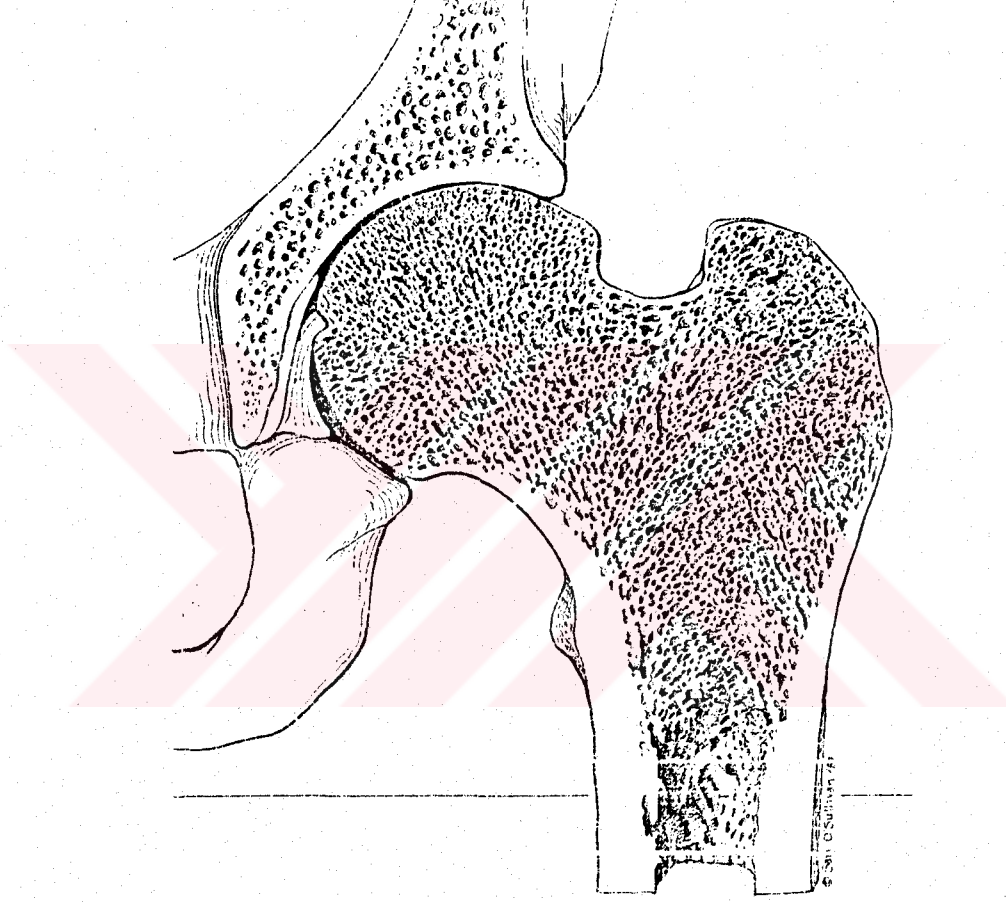


Resim 3: Femur üst uç kan dolaşımı

4-KALÇA EKLEMİ BIOMEKANİĞİ

Sakrum üzerine yüklenen gövde ağırlığı, pelvis kemiklerinin meydana getirdiği halka aracılığı ile iki tarafa bölünür ve

165°-170° lik bir açı ile asetabulumdan femur başına devredilir. Buradan femur boynu aracılığı ile kemiğin cismine iletilen ağırlık, boyun ve cisim doğrultuları aynı olmadığı için yönünü değiştirmek zorundadır. Bundan dolayı ağırlığın bölünmesi ve temel destek görevi yapan kemiklere iletiminde femur boyununun rolü çok önemlidir (Resim 4).

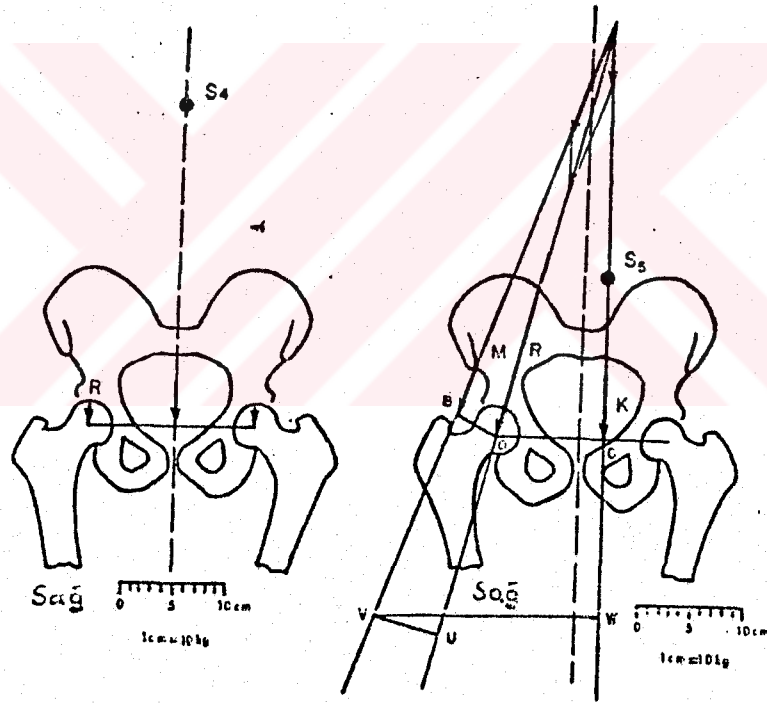


Resim 4 Kalça eklemi spongiozasının yapısı

Bu bölgedeki spongiosanın yapısındaki ince kemik levhaların durumunun, ağırlık kuvvetinin etki yönlerine göre ayarlanmış olması nedeniyle nispeten az madde harcanarak çok kuvvetli

bir kemik desteği meydana gelmiştir(42,61).

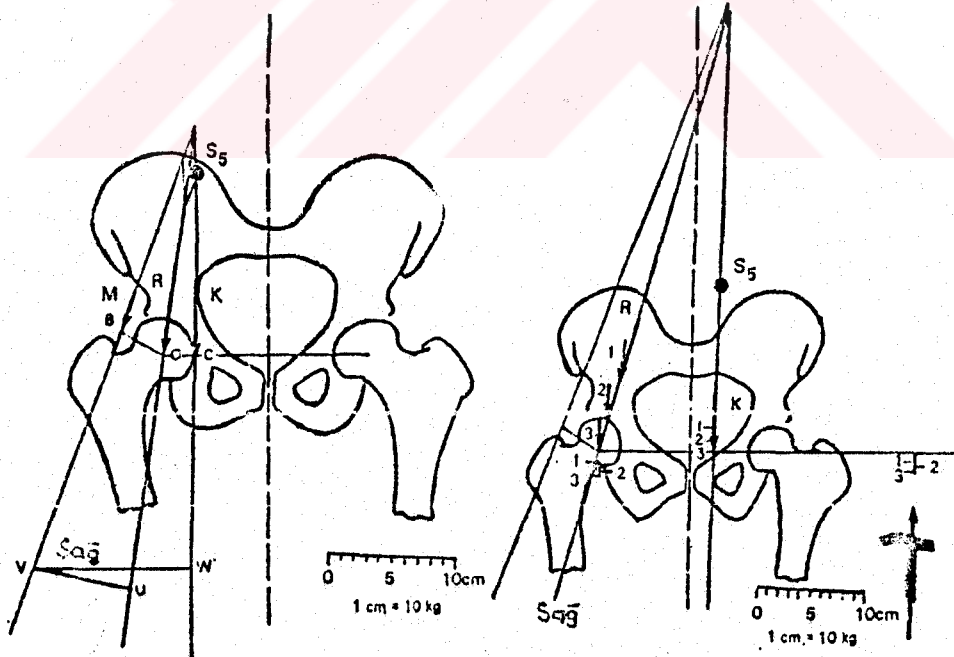
Alt ekstremitelerin üzerindeki gövdenin ağırlığı her iki normal kalça eklemi üzerine eşit olarak geldiğinde, her kalçaya gelen statik kuvvet gövdenin bütün ağırlığının yarısı veya 1/3 ünden daha azıdır. Yürümenin " swing" fazında olduğu gibi örneğin sol alt ekstremiten kaldırıldığında bu ekstremitenin ağırlığı da gövde ağırlığına eklenecek ve normalde median sagittal düzlemde olan gövde yerçekimi merkezi sola kayacaktır (Resim 5).



Resim 5 Yürümenin "swing" fazında kalça eklemi yüklenmesi

Bu durumda dengeyi sağlamak için addüktör kaslar karşı bir kuvvet ortaya koyarlar. Sağdaki femur başına gelen yük ise bu

iki kuvvetin toplamına eşittir. Her kuvvet kaldıraç kollarının relatif uzunluğu ile ilişkilidir. Adduktor kaldıraç kolu (BO çizgisi), femur başından yer çekimi merkezine giden kaldıraç kolunun (OC çizgisi) uzunluğunun $\frac{1}{3}$ üne eşit ise dengeyi sağlamak için Abduktor kasların aşağıya doğru çekiş kuvveti yer çekimi kuvvetinin 3 katı olmalıdır. Böylece femur başına gelen toplam kuvvet verilen yükün 4 katı olacaktır (61). Karşı tarafta bir baston kullanılması, kaldıraç kolunu uzattığı için kalçaya gelen statik kuvvetlerde bastona verilen yükün çarpanları oranında azalma sağlar böylece bastona verilen bir kuvvet karşı taraf kalçadaki statik kuvvetin, bastona verilen yükün 8-10 katı kadar azalmasına neden olur (Resim 6) (61).



Resim 6 Baston kullanıldığı zaman kalça eklemi yüklenmesi

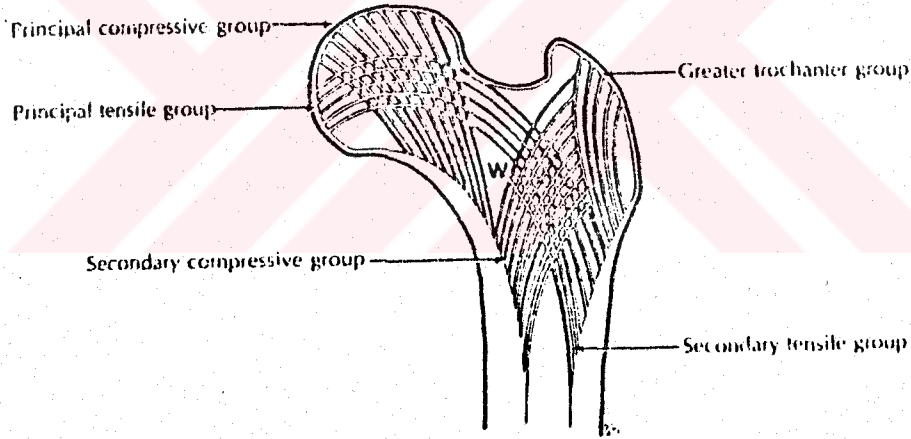
5-FEMUR BAŞININ BIOMEKANİK ÖZELLİKLERİ

İnsan vücudunun en fazla yük altında kalan bölgelerinden biri olan femur başı, çeşitli eksenlerdeki kompressif ve tensil kuvvetlere karşı koyabilmek ve eklem hareketi içindeki görevini yerine getirebilmek için özel bir yapılanma göstermiştir. Gerek mikrostrüktürü ve gerekse biomekanik özellikleri çok eski yıllardan beri incelenmiş ve bu konuda birçok çalışmalar yapılmıştır.

Femur başı iki ayrı yapılanma göstermektedir. Bunlardan biri kemiği dışarıdan bir kabuk gibi saran ve tüm diafiz boyunca da uzanan kompakt yapıdaki korteks , diğeri ise bu kabuğun içinde bulunan, üç boyutlu bir kafes şeklinde ve korteksi içerden destekleyen trabeküler yapıdaki spongioz kemik dokularıdır(10). Bu yapılar porozitelerine bağlı olarak birbirlerinden farklılaşırlar ki bu da mineralizasyon göstermeyen dokunun hacim olarak oranına bağlıdır. Kompakt kemiğin porozitesi yaklaşık %5 -30 arasında değişirken, trabeküler kemiğin ise %30-90 arasındadır(37,41).

Spongioz kemiğin bir kemik yapılar grubu olduğu genel olarak kabul edilen bir görüştür(18). Fotoelastik incelemelerde trabeküllerin *Wolff* kanununa uygun olarak normal yük-

lenme traselerine göre şekillenmiş oldukları tespit edilmiştir. Bu, taşıdıkları yüke karşı dayanıklılıklarını oldukça arttırmaktadır(31). Yüzelli yıl önce *Ward* (16) bu bölgede kemik sağlamlık ve stabilitesini sağlayan esas trabeküler kolonun ince lameller kolonlar halinde trokanterik bölgede dış kortekse yakın kalkar kısmından başlayıp, eğrilemesine yay gibi boynun yukarı ucuna ve sonra dönerek başın alt yüzüne doğru dönüp femur başında yüklenmeye karşı bir kuvvet oluşturduğunu göstermiş ve buna temel gerilme grubu adını vermiştir(16) (Resim 7)



Resim 7 Femur'un üç trabeküler kolonu

.Bu grup büyük trokanter ve dış kortekse doğru köprü gibi uzanmaktadır. Ayrıca boynun aşağı yüzünden başın

yukarı yüzüne doğru primer kompresyon grubu ve boynun aşağı yüzünden fakat daha aşağıdan küçük trokanter bölgesinden büyük trokantere doğru sekonder kompresyon grubu vardır. İşte bir inşaatın kolonları gibi olan üç trabeküler kolon arasında zayıf bir bölge olan Ward üçgeni oluşur(16).

Griffin femur boynuna sağlamlık veren Kalkar femoral'i küçük trokanter aşağısından femur cismi posteromedial kısmından başlayarak yukarıya ,büyük trokantere doğru,femur boynuna postero-inferiordan destek olan içte daha kalın ve laterale doğru incelen bir yapı olarak tanımlar(16).

Spongiosanın bir görevi de <Şok absorpsiyonu> dur(46). İlk kez *Wistar*(64) tarafından 1825 te gösterilmiştir.Spongioz kemiğin bu özelliği ile eklem kıkırdağının korunmasını sağlamaktadır(57). Dejeneratif değişiklikler olmaksızın günlük aktivite sonrasında bazan görülen yorgunluk kırıklarındaki trabeküler mikrokırık fenomeninin spongioz kemikteki remodelasyon mekanizmasının bir parçası olduğu bildirilmiştir.Bu remodelaj yalnızca mekanik olaylarla açıklanamaz,osteoklastlar ve osteoblastlar piezoelektrik potansiyellerine göre de hareket etmektedirler(20).

5.1-DANSİTE

Normal trabeküler ve kompakt kemik dokusunun içeriği ve gerçek doku dansiteleri birbirlerine benzerlik gösterir(50). Yapılan araştırmalarda trabeküler kemiğin mikroskopik özelliklerinin kompakt kemikle çok benzerlik gösterdiği tespit edilmiştir(35,37,44,45,59). Poroziteleri ve dansiteleriyle birbirinden farklılaşan ancak yapı elemanları ile temelde birbirinin aynı olan trabeküler ve kompakt kemik dokularının dansiteleri karşılaştırıldığında ; trabeküler dokunun dansitesinin kompakt'tan 3-4 kat daha az olduğu , 10-20 kat daha yumuşak ve 5 kat daha fleksibl olduğu görülmektedir(10). Günlük aktivite sırasında mekanik yüklenmenin şiddeti ile kemik kitlesi ve gücü arasında bir ilişki olduğu uzun zamandan beri bilinmektedir(13). Ayrıca farklı kişilerdeki farklı kemik dansitelerinin yanı sıra aynı kemik içindeki değişik bölgelerde de farklı dansiteler mevcuttur(12). *Wolf(1892), Meyer(1867), Roux(1880,1881,1891) ve Culman(1875)* gibi ilk araştırmacılar trabeküler kemiğin dansitesinin dağılım ve düzenlenmesine, tekrarlayan vücut yüklenmesinin neden olduğu şekilde açıklamaya çalışmışlardır. Femur proksimalindeki bu yüklenme yürümenin "stance" fazındaki tek ekstremitenin yüklenmesi şeklinde

düşünülmüştü, böyle bir yüklenme trabeküler morfoloji ile ilgili olan karmaşık bir stress dağılımı yaratmaktadır(13).

Wall ve Ark. kendi tecrübelerinde yalnız kemik dansitesinin kemiğin yük taşıma kapasitesini gösteremeyeceğini bildirmişlerse de (65) en son görüşlere göre spongioz kemiğin trabeküler yapısı ve dansitesi ; taşıdığı in vivo yüklerin doğrultusu ve büyüklüğü ile doğru orantılıdır (12,23,36,65).

5.2-MEKANİK ÖZELLİKLER

Kemik dokusu yalnız non-izotropik değil, aynı zamanda non-homojendir. *Evans(1957)*, oldukça bilinen çalışmasıyla kemiğin mekanik özelliklerini göstermiştir(19), daha sonra *Currey (1971) ve Yamada(1973)* bu konuda çalışmalar yapmışlardır(14,67). Bu yazarlar genellikle uzun kemiklerin kortekslerindeki kuvvetleri ve mekanik özellikleri incelemişlerdir. *Dempster ve Liddicoat (1952)* ilk kez anizotropik hayvan kemiği deneyleri yapmışlar, *Lang(1969)* ve daha sonra *Yoan ve Katz(1973)* insan ve hayvan kemiklerinin transvers kesitlerindeki izotropik materyalleri ve onların elastik modülünü ultrason ile incelemişlerdir(38). Spongioz kemiğin makaslama kuvvetlerine karşı mekanik özellikleri ilk

kez *Rauber(1876)* tarafından incelenmiştir(20). Yine spongioz kemiğin elastik modülü ve kompressif kuvvetler karşısındaki özellikleri ilk kez *Knese(1958)* tarafından incelenmiştir(20).

Carter ve Reilly, Adult insan kemik dokusunun mekanik özelliklerini ayrıntılı olarak bildirmişlerdir(Tablo 1) (10,49,57).

Tablo 1:Adult insan kemik dokusunun mekanik özellikleri

KORTİKAL KEMİK		
Elastik Modül	17.0	GPa*
Makaslama Modülü	3.3	GPa
Gerilme kuvveti Şiddeti	114	MPa**
Maks.Gerilme Kuvv.Şiddeti	133	MPa
Maks.Komp.Kuvv.Şiddeti	193	MPa
Maks.Makaslama Kuvv.Şiddeti	68	MPa

SPONGİOZ KEMİK		
Elastik Modül	75.5	MPa
Maks.Momp.Kuvv.Şiddeti	4.1	MPa

9

* GPa = 10 Pascal

6

**MPa = 10 Pascal

1 MPa=1 N/mm² =9.81 Kgf/cm²

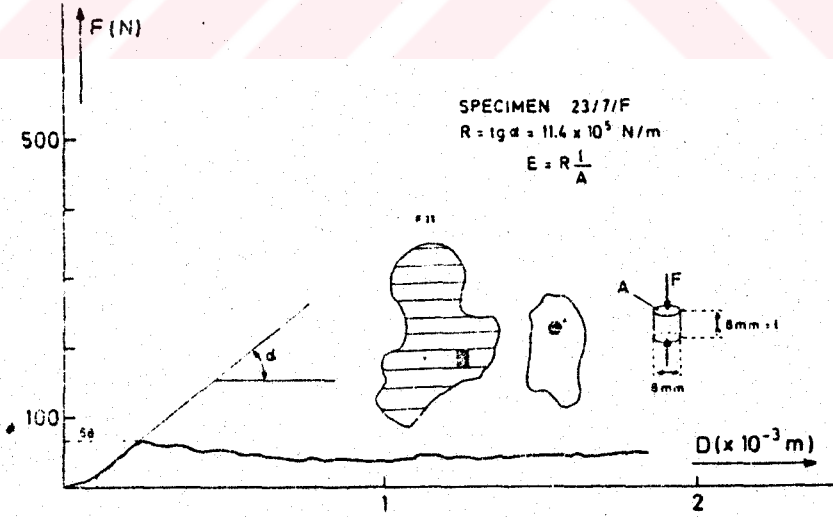
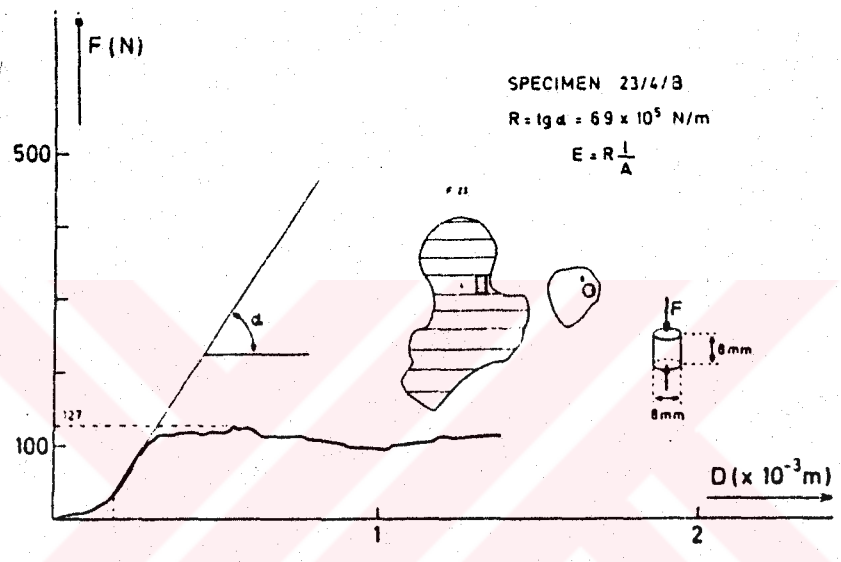
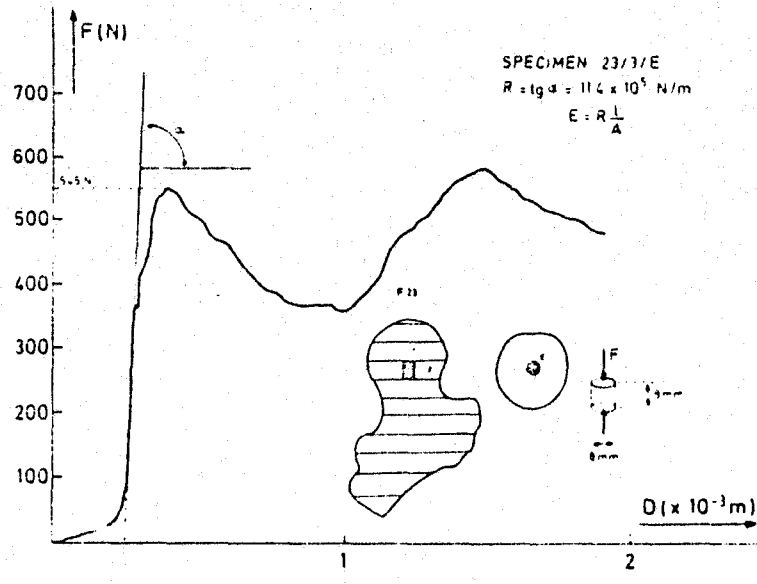
Tecrübeler trabeküler kemiğin mekanik özelliklerinin intratrabeküler boşlukta bulunan sıvı ve yağ dokusu ile hemen hiç ilişkili olmadığını göstermiştir(57).

Martens ve ark. femur başının mekanik özelliklerini araştırmak için yaptıkları çalışmada femur başının merkezi, boynun superioru ve trokanter major dan aldıkları 8 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda spongiosa örneklerine kompresyon testleri uygulamışlar ve elastik modül ile kompressif yüklenme değerlerini elde etmişlerdir(34).her üç bölgedeki yük-deformasyon eğrileri Resim 8 de gösterilmiştir.

Proksimal femur spongiozasının santral kısmından bir parça çıkarıldığı zaman; bunun sağlam kemikle karşılaştırıldığında gücünde önemli ölçüde azalmaya neden olacağını göstermektedir(34).

Kemikler kompresyon, germe ve makaslama kuvvetlerinin etkisi altındadır.Kortikal kemikler kompressif kuvvetlere karşı daha dirençli oldukları halde (26)spongioz kemiğin germe ve kompressif kuvvetlere karşı direnci ve her iki durumda yüklenme sonucu elastik modülü birbirine eşittir(11).

Femur korteksinin germe kuvvetlerine karşı direnç ve elastik



Resim 8 Farklı anatomik bölgelerdeki yük-deformasyon eğrileri

modülü maturasyonu takiben her dekada yaklaşık % 2 azalmaktadır(6), kemiğin dansitesi 1/3 oranda azaldığı zaman ise kompressif kuvvetlere karşı direnci normalin 1/9 una inecektir(10). Trabeküler kemik, normal uzunluğunun %7 si kadar uzunluk farkı yaratabilecek kuvvete dayanabilir, aynı oran kortikal kemikte %2 dir(17).

5.3-KOMPRESSİF ÖZELLİKLER

Evans(1961) insan femurlarından alınan kübik ve dikdörtgen prizma şeklindeki spongios kemik örneklerinden yaptığı deneylerde kemik üzerine farklı yönlerden yapılan kompressif basınçlarla elastik modül ve dansite ölçümleri yapmış ve supero-inferior, antero-posterior, boyuna paralel ve lateromedial plandaki kompressif kuvvetlere karşı direnç, elastik modül ve dansitede büyük farklılıklar olmadığını tespit etmiştir. Ayrıca enerji absorpsiyonu açısından latero-medial yönde belirgin artışlar saptamıştır(20).

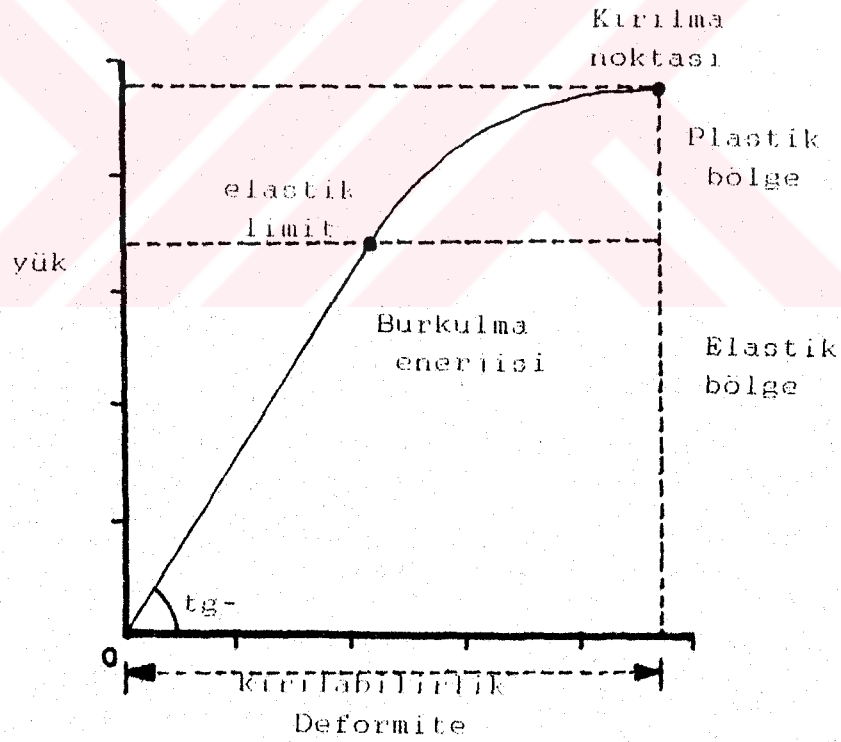
Carter ve Hayes yaptıkları invitro araştırmada trabeküler kemiğin kompressif kuvvetlere karşı direncini ve kompressif modülünü incelemişler ve 100 silindirik insan trabeküler kemik ve 24 sığır trabeküler kemik örnekleri üzerinde yaptıkları kompresyon deneylerinde, kemiğin kompressif

kuvvetlere karşı direncinin dansitesinin karesi ,kompresif modülünün ise dansitesinin kübü ile yakından ilişkili olduğunu saptamışlardır(2,9,10). Proksimal femur trabeküler kemiğin kompresif sertliği ve parametreler konusunda *Brown ve Ferguson(1980),Martens ve ark.(1983)(34)* in da çalışmaları vardır.*Odaard,Hvid ve Linde* ise spongioz kemik örneklerinde yaptıkları invitro kompresif aksiel yüklenme deneylerinde non-homojeniteleri nedeniyle kemiğin bütün olarak değerlendirilmesinin zor olduğunu ve önceden bildirilen parametrelerin ihtiyatla ele alınması gerektiğini bildirmektedirler(43).

5.4-KEMİĞİN ELASTİK MODÜLÜ

Laboratuar şartlarında standardize ,uniform kemik örneklerine kuvvet uygulanması sonucunda Yük-Deformasyon grafiği elde edilir. (Resim 9)Bu grafik kemiğin diğer materyal özelliklerini anlamakta çok yardımcı olur.Eğrinin lineer kısmı Elastik bölgeyi,kavisli kısmı ise Plastik bölgeyi gösterir.Elastik bölgeden plastik bölgeye geçişteki sınır noktaya elastik limit denmektedir.Yük bu noktanın üzerindeki değerlerde etki etmeye devam ederse plastik deformasyon başlar ve kemikte kalıcı deformasyonlar

oluşur.elastik bölgedeki yük/deformasyon eğrisinin eğimi Elastik modülü(Young modülü)vermektedir.Elastik modül cismin sertliği hakkında bilgi verir.Maksimum yük altındayken yetersizliğe ve kırılmaya başladığı nokta kemiğin dayanıklılığını göstermektedir.Yük-Deformasyon eğrisinin altında kalan alan Burkulma(strain)enerjisi olarak adlandırılır.Kırılma noktasındaki total burkulma ene jisi maddenin kırılabilirliği ni gösterir.Burkulma enerjisi kompresyonda,distraksiyondan daha fazladır(15,17).



Resim 9 Yük-Deformasyon eğrisi

İzole kemik dokusunun materyal özellikleri ile ilgili olarak 1950 lerin başlarında birçok çalışma yapılmaya başlandı (39). Spongioz kemik anizotropik bir yapı göstermektedir (2,10,14,17,39,43,48,62,66). Kemik uçlarının nonuniform yüklenmesi, yüzeylerin düzensizliği, kemik trabeküler yapısındaki lokal değişiklikler yüklenme testlerinin uygulanmasında çeşitli güçlükler neden olmaktadır(2), bu nedenle birçok yazar kemiğin mekanik özellikleri içerisinde inceledikleri elastik modül hakkında farklı değerler bildirmişlerdir(48). *Simkin ve Robin* (1973) sığır kemiklerinin kompressif kuvvetlere karşı elastik modülünün germe kuvvetlerinden 3 kat fazla olduğunu, *Sweeney ve ark.* (1965) yine sığır kemiklerinin kompressif ve germe kuvvetlerine karşı elastik modüllerinin yaklaşık eşit olduğunu bildirmişlerdir. *Mc Elhaney ve Ark.* (1957-1964-1965) kompressif kuvvetlere karşı elastik modülün germe kuvvetlerin karşı olandan daha büyük olduğunu bildirmişlerdir(48). *Reilly ve Burstein* birçok yazarın verdiği insan kortikal kemiğinin elastik modülünü incelemişler ve ortalama 15 GPa olarak tespit etmişlerdir(47). *Townsend ve Ark.* Trabeküler kemiğe bükülme testleri uygulayarak elastik modülü kuru trabeküle için 14.1

GPa, Taze Trabeküla için ise 11.4 GPa olarak bildirmişlerdir (59).

Williams ve Lewis iki boyutlu trabeküler kemik örneklerinin kompresyon testlerinde elastik modülü 1.3 GPa, *Ryan ve Williams* sığır trabekülalarında elastik modülü 0.76 GPa, *Ku ve Ark* ise insan trabekülasının üç nokta yüklenmeli bükülme deneylerinde elastik modülü 3.17 GPa olarak bildirmişlerdir (39). *Mente ve Lewis* Kuru kortikal kemiklerde elastik modülü 18.2 ± 1.4 GPa olarak tespit ettikten sonra aynı örnekleri ıslatmışlar ve elastik modülü 12.4 ± 3.8 GPa olarak bulmuşlar. Trabeküler kemikte ise bu değeri 7.8 ± 5.4 GPa olarak bildirmişlerdir (39). Görüldüğü gibi birçok yazar tarafından farklı değerler bulunmasına karşın hemen hepsinde ortak olan özellik trabeküler kemiğin elastik modülünün kortikal kemiğinkinin yaklaşık yarısı kadar olduğudur.

Aynı kemiğin farklı yönlerdeki kuvvetlere karşı elastisitesinde de farklılıklar vardır. *Vahey ve Levis* (1987) köpeklerde proksimal femur spongiozasının değişik yönlerden uygulanan yükler altındaki elastik modülü ile *Brown ve Ferguson'un* (1980) insan femurunun farklı yönlerdeki kuvvetler altındaki elastik modülleri Tablo 2 de gösterilmektedir (48, 62).

Tablo 2-İnsan ve köpekte femur elastik modülleri

cins / E(GPa)	Proks-Dist.	Med-Lat	Ant-Post.
İnsan	0.379	0.260	0.197
Köpek	0.435	0.340	0.364

En yüksek değerlerin elde edildiği Proksimal-Distal yönde yapılan kesitlerde trabeküler dizilimin en sık olduğu gözlenmiştir.

5.5-FEMUR BAŞ VE BOYNUNUN STRESS ANALİZLERİ

Solid yapıların stress analizleri maddenin yüklenme karşısındaki yapısal değişikliklerinin bilinmesi ve matematik formüller ile kolaylıkla yapılabilir. Ancak düzensiz geometrik yapıya sahip olan ve anizotropi gösteren kemiklerin stress analizleri bazı güçlükler göstermektedir. Kalça biomekaniği bölümünde değinildiği gibi femur başı yerçekiminin etkisiyle vücut ağırlığı ve kalçayı dengede tutan bir grup kas ve ligamentlerin basısı altındadır. Bu yükler femurun her noktasına değişik olarak etki etmekte ve kemiğin gerek kortikal gerekse spongios yapıları bu yükleri kompanze edecek biçimde uyum göstermektedir. Bu yüklerin dağılımının ölçülmesi ve gösterilmesi, bir başka deyişle haritasının bilinmesi birçok ortopedik patolojinin tanı ve

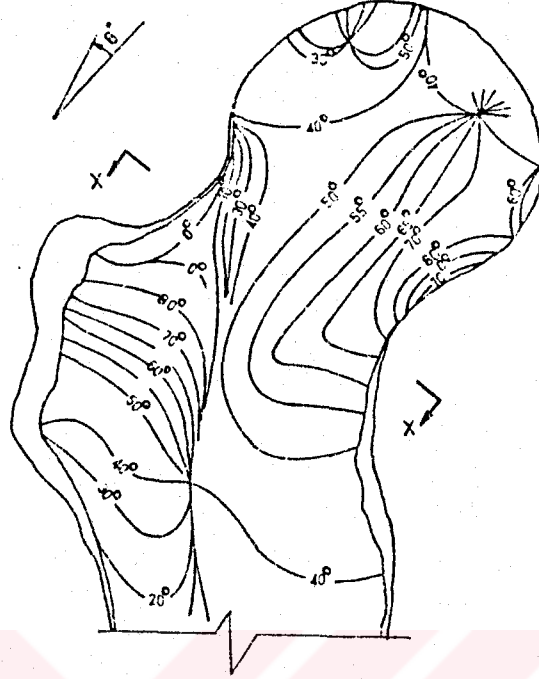
tedavisinde temel dayanak noktalarından birini oluşturmaktadır.

Kemiğin stress analizinde aşağıdaki metodlar kullanılmaktadır(5,66):

- 1=Yüzey basınçlarının çeşitli algılayıcılarla ölçülmesi
- 2=Fotoelastisite yöntemi
- 3=Ölçülebilir(finite) element yöntemi.

Fotoelastisite ile ilgili ilk denemeler *Milch*(1940), *Pauwells* (1951) ve *Fessler* (1957) tarafından yapılmış, ancak bu çalışmalarda kantitatif sonuçlar bildirilmemiştir. *Williams* ve *Swenson* yaptıkları çalışmalarla kemiğin fotoelastik yöntemlerle kantitatif stress analizlerini yapmışlardır (1971)(66). Bu yazarlar silastikten femur baş ve boynu yaparak tel ve lastik bağlantılarla gerçeğe benzer kalça eklemi yükleri oluşturarak basınç altında ısıtılan silastiğin soğurken stress çizgilerini oluşturması ile Resim 10 da ki eğrileri elde ettiler. Bu görünüm femur başı trabekülasyonu ile oldukça benzerlik göstermektedir. Femur başının trabekülasyonu aksiel yüklenme sonucu ortaya çıkan longitudinal kuvvetleri ve eğilme momentini distale iletmekte başarıyla makaslama kuvvetlerinde aynı derecede

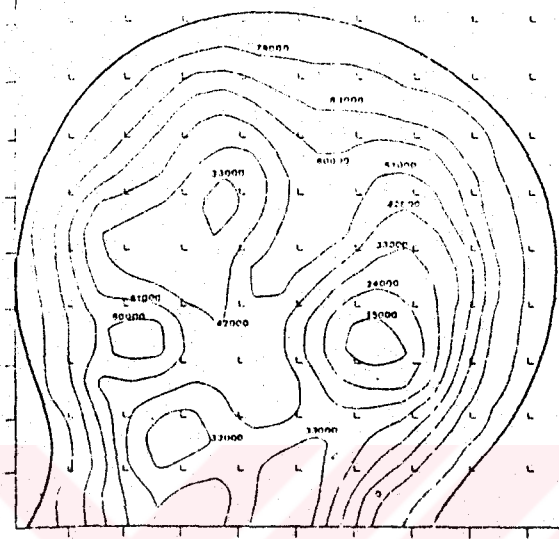
başarılı değildir(66)



Resim 10-Fotoelastisite yönteminde görülen major kesitler

Femur başı kemik yapısının düzensiz ve nonhomojen olması nedeniyle kemiğin stress analizlerini yaparken bazı güçlüklerin ortaya çıkması sonucu alternatif bir metod olan Ölçülebilir (Finite) element yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntem kemiğin birbirine benzer ve homojen yapı gösteren bölümler halinde küçük, düzgün kenarlı kübik elementlere ayrılarak her birinin çeşitli yönlerde basınç deneylerinin yapılarak elde edilen verilerden kemiğin bütünü stress analizinin yapılması esasına dayanmaktadır. *Rybicki ve*

ark.(51) bu konuda ilk öncüler olmuşlar,daha sonra *Valliapan* ve Ark.(63),*Scholten* ve Ark.(53) aynı konuda çalışmalar yapmışlardır.Bu yöntemle elde edilen femur başı stress analizi Resim 11 de gösterilmektedir.



Resim 11=Finite element yöntemi ile stress analizleri.

Brown ve *Ferguson* insan femur başlarındaki stress analizlerini ölçülebilir element yöntemi ile yapmışlar ve aşağıdaki sonuçları bildirmişlerdir(5):

1=Femur başının santral bölgesi ve boynu medullası kalça ekleminde gelen yükleri iletmede minör rol oynar.

2=Lateral kortekse hem kompressif hem de tensil kuvvetler etki etmektedir ve her iki durumda da eklem yüzeyleri 10 kat daha fazla yük altındadır.

- 3=Boynun medial korteksi daima kompressif yüklerin altındadır,ve bu kuvvetler 30° valgusta yaklaşık eklem yüzeyine gelen basınca eşitken 30° varusta bu basınçların 10 kat fazlası olmaktadır.
- 4=Kaçınılmaz olarak koksartriti varıda boynun lateral inferior kısmındaki spongios kemige gelen makaslama kuvvetleri artmaktadır.

6-KLİNİK UYGULAMALARDA FEMUR BAŞI SPONGIOZASININ ROLÜ

Femur başı osteonekrozu,kemiğin çeşitli elemanlarının (osteositler,hemopoetik Hc.ler ve kemik iliğinin yağ Hc.leri) ölümü sonucu ortaya çıkan patolojik bir durumdur.Osteonekroz mekanik ve biyolojik faktörlerin kombine etkileriyle ortaya çıkmaktadır.Femur başının yük taşıyan yüzeylerinin çökmesi sonucunda bozulan eklem mekaniği ile erken gelişen osteoartroz ile karakterlidir (40).

Etiolojisinde birçok faktör rol oynayabildiği gibi % 20 olguda hiç bir neden saptanmamıştır(33,40,55).Tablo 3 te Femur başı osteonekrozunun etiolojik nedenleri görülmektedir (40).

Tablo 3=Femur başı osteonekrozu etiolojisi

A-TRAVMA

1-Boynun intrakapsüler kırığı

2-Kalça çıkığı

3-İatrojenik

4-Femur başı Crush injury

B-EMBOLİK NEDENLER

1-Sickle cell anemi

2-Yağ embolisi

3-Caisson hast.

C-KEMİK İLİĞİNİ TUTAN HAST.

1-Gaucher's hast.

2-Kompartman send.

3-Toksik

a-Alkol

b-Steroidler

c-İlaçlar

d-Gut Hast.

e-Radyasyon

D-İDİOPATİK

E-OSTEOPENİ

1-Travma

2-Alkolizm

3-Steroidler

4-Osteoporoz

Femur başının dolaşımının sınırlı olması ve bu bölgedeki büyük mekanik yüklenmeler hastalığın en çok neden bu bölgede görüldüğünü açıklamaktadır. Femur başı kan akımı durduğu zaman birkaç saat içinde kemik iliği hücrelerinin, daha sonra da osteositlerin nekrozu başlar. Klinik ve histolojik tutuluş kanlanmanın bozulduğu bölgenin genişliğine ve hücrelerin dejenerasyonu ve rejenerasyonu arasındaki dengeye bağlı olarak çeşitlilikler göstermektedir. Kısmi tutuluşlarda hücreler hemen hiç klinik bulgu vermeden rejener olurlar oysa geniş bir alanı tutan dolaşım yetersizliğinde (en çok başın antero-superior kısmında görülür) klinik semptomlar belirginleşir. Daha sonra lezyon periferden itibaren tamir safhasına başlar, damarlar lezyona doğru ilerleyerek bol miktarda osteoblast ve osteoklast bölgeye gelir ve nekrotik hücreler rezorbe olup; kemik, kıkırdak ve fibröz doku formları oluşmaya başlar. Trabekülalarda kalınlaşmalar olur ve bunlar radyolojik olarak skleroz görüntüsü verirler. Rezorbe olan hücrelerin oluşturduğu boşluklar kıkırdak, fibroz doku ve asellüler amorf debris ile dolarak büyük kistik görünümler ortaya çıkar. Ölü trabeküllerdeki mikrofraktürler sonucunda subkondral kemik ve spongiozanın üst bölgelerinde kollaps başlar(55). İntertrokanterik

bölgenin distaline kadar uzanan kemik içi basınç artması saptanır(8,22,27,30,32,33,55).

Erken tanıda intraossöz basınç ölçümünün yeri konusunda tartışmalar vardır. *Ficat, Zizic ve Hungerford (1986)* osteonekrozun erken tanısında intraossöz basınç ölçümünün değerli olduğunu (22,30)öne sürerlerken *Laermonth ve Ark.* ile *Lousten ve Mathiesen* kendi olgularında intraossöz basınç ile osteonekroz varlığı arasında bir korelasyon olmadığını bildirmişlerdir(32,33).

Lemberg ve Arnoldi (1978) ye göre Osteoartrozu olmayan bir femur başında normal intraossöz basınç:18.7 mmHg (min:12.9,Maks:23.5 mmHg),Trokanter Majorda ise 17.2 mmHg (Min:12,Maks:26 mmHg)dir(27,33).

Femur başı osteonekrozunun tedavisi halen tartışmalıdır(32). Başlıca tedavi yöntemlerinden biri de Kor dekompresyonudur. Kor biopsi,Trephinizasyon ve foraj adı da verilen bu yöntem yeni bir teknik değildir.İlk kez *Graber ve Duvernay* 1932 de osteoartritin tedavisinde bu tekniği uygulamışlardır(25). *Phemister ve Bonfiglio* femur başı osteonekrozunun tedavisinde drilleme ve kemik grefti yerleştirilmesi tekniğini bildirmişler ve 211 kemikte bu yöntemi uygulamışlardır(4,30)

Kor dekompresyonunun başlıca amaçları:

1-Erken girişim ile femur başını korumak(27)

2-Femurbaşı intraossöz basıncını ölçerek erken tanı koymaya yardımcı olmak(21,22,27)

3-İntraossöz basıncı azaltarak başın beslenmesini düzenlemek

4-Ağrıyı azaltmak(8).

İntraossöz hipertansiyonun tedavisinde kor

dekompresyonun, önkoldaki kompartman sendromunun tedavisinde

uygulanan fasciotominin etkisine benzer etkiler yaptığı ve

osteonekrozun erken fazında (Ficat I ve II) tedavide

başarılı olduğu *Learmonth ve Ark.* tarafından bildirilmiştir

(21,22,32,33). *Ficat* kor dekompresyonu uyguladığı 156

kalçanın değerlendirmesinde; klinik olarak Stage I de %

93,3, stage II de % 82,4; radyolojik olarak ise stage I de %

86,6, stage II de % 66,7 başarılı sonuçlar bildirmiştir(22).

Camp ve Colwell ise Ficat stage I ve II osteonekrozu

olgusuna uyguladıkları 40 kor dekompresyonu sonuçlarını

incelemişler ve % 60 olgunun klinik ve radyolojik olarak

daha kötüleştiğini bildirmişlerdir(8). *Hopson ve Siverhus* ,21

Ficat stage I ve II olguların dekompresyon sonuçlarının

başarı oranını % 40 olarak bildirmişlerdir(27). *Bonfiglio*,

femur başı aseptik nekrozunun tedavisinde drilleme ve kemik

greftli uygulaması ile % 75 iyi sonuç bilirmiştir(4).Bu yazarların takip sonuçları Tablo 4 te gösterilmektedir.

Tablo 4 Klinik ve radyolojik takip sonuçları

YAZAR	Stage I		Stage II	
	İyi(%)	Kötü(%)	İyi(%)	Kötü(%)
<i>Hungerford(1979)</i>	94	6	94	6
<i>Ficat(1985)</i>	94	6	18	82
<i>Camp ve Colwell(1986)</i>	40	60	50	50
<i>Hopson,Siverhus(1988)</i>	30	70	50	50
<i>Learmonth ve Ark.(1990)</i>	42	58	24	76
Radyolojik sonuçlar				
<i>Hungerford(1979)</i>	74	26	74	26
<i>Ficat(1985)</i>	87	13	67	33
<i>Camp ve Colwell(1986)</i>	47	53	64	36
<i>Learmonth ve Ark.(1990)</i>	25	75	14	86

6.1-KOR DEKOMPRESYON TEKNİĞİ

Traksiyon masasına supine pozisyonda alınan hastaya lateral femoral giriş ile trokanter major'un distalinden "Image Intensifier" kontrolü altında Vastus lateralis sırtının ortalama 1,5 cm distalinden femur boynuna doğru önce bir K-teli yerleştirilir ve aynı doğrultuda 8-10 mm çapında Michelle trephini femur başına doğru ilerletilerek eklemin 5 mm yakınına, subkondral kemiğe kadar ilerletildikten sonra içindeki spongioz kemikle birlikte dışarı çıkartılır. Bazı yazarlara göre tedavi için , tek trepanasyon yeterli

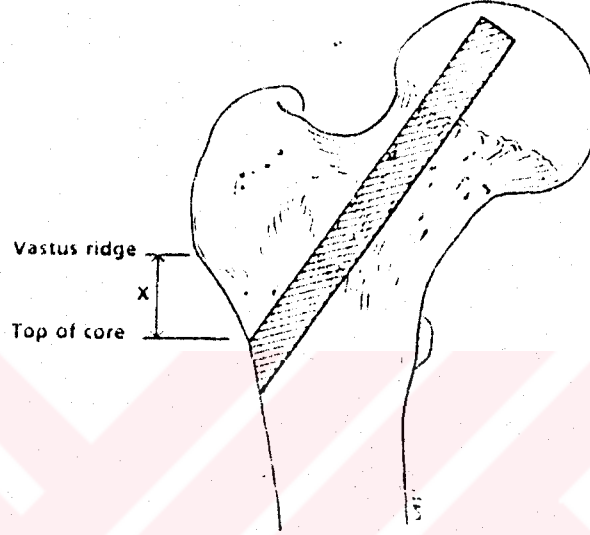
olurken(4,8,32,33,40,54,55),bir kısmı ise iki trepanasyonun gerekli olduğunu ileri sürmektedirler(4,22,54). Operasyon sonrası dönemde ekstremiteye 6 hafta süreyle yük verilmemesi birçok yazar tarafından önerilmektedir(8,22,30,32,33,54,55).

6.2- KOMPLİKASYONLAR

Kor dekompresyonu invaziv bir yöntemdir(24),morbidite potansiyeli taşımaktadır. Bazı yazarlar dekompresyon sonrasında proksimal femurda % 5-10 arasında değişen kırık insidensi bildirmişlerdir(33). *Hopson ve Siverhus* 17 hastaya 21 dekompresyon uygulamışlar ve 1 olguda post-op 2. hafta içinde proksimal femur kırığı tespit ettiklerini bildirmişlerdir(27). En fazla kırık komplikasyonu *Camp ve Colwell* tarafından bildirilmiştir(8),31 hastaya 40 dekompresyon uygulaması sonucunda 3 hastada post-op 6. haftada subtrokanterik kırık, 2 hastada yüklenmeden sonra ve 1 hastada da yatak istirahati sırasında proksimal femur kırığı ortaya çıkmıştır.*Hungerford* da kendi olgularında posterior femur boyun kırığı komplikasyonu bildirmiştir(30).

Camp ve Colwell ,kor dekompresyonu uygulaması sırasında M.Vastus Lateralis ile trephin'in giriş yeri arasındaki aralığı ölçmüşler ve komplikasyon olmayanlarda Ortalama:1.5

cm(Maks:4.5 cm),kırık görülenlerde ise aynı aralığı
Ortalama:2.5 cm (Maks:4.5 cm) olarak tespit etmişlerdir(8).
Springfield ve *Enneking* ise trephinin en uygun giriş yeri
olarak ;*Vastus Lateralis* çıkıntısının 4 cm distalini
önermektedirler(55).(Resim 12).



Resim 12 Trephinin giriş yeri

Femur başı epifiz kaymasının cerrahi tedavisi içinde femur
üst ucuna uygulanan girişimler yapılabilmektedir. *Schmidt* ve
Gregg uyguladıkları multipl çiviler ile tespit yönteminin
komplikasyonu olarak 15 olguda subtrokanterik kırık
bildirmişlerdir(8).Kalça eklemi revizyon artroplastilerinde
proksimal femurun fenestrasyonu sonucu post-op dönemde artan
kırık riski nedeniyle erken dönemde ekstremiteye yüklenme
verilmemesi önerilmektedir(52).

Literatür araştırmasında, kor biopsi sonucu femurun yük taşıma kapasitesinin değişip değişmediği ya da ne kadar değiştiğinin kantitatif olarak tespiti konusunda bir bildiriye rastlanmamıştır. Bu konuyu araştırmak üzere anatomik yapı olarak insan femuru ile benzerlikler gösteren koyun femurlarına (Resim 13) invitro şartlarda trepanasyon uygulanarak kompressif yükler karşısındaki dayanıklılığını kantitatif yöntemlerle ölçerek femur üst uç spongiozasının yüklenmedeki rolü tespit edilmeye çalışıldı.



Resim 13:Koyun femur üst uç kesiti

7-DENEYSEL YÖNTEM

7.1-AMAÇLAR

1=Koyun femurlarının kompressif yüklere dayanıklılığını ve trepanasyondan sonra bu kemiklerdeki dayanıklılık kaybını invitro olarak tespit etmek.

2=Bir ve iki trepanasyon uygulanmasının kompressif kuvvetlere karşı kemiklerde yaptığı dayanıklılık kayıplarını tespit etmek.

3=Verileri insan femuru biomekanik değerleri ile karşılaştırmak.

4=Femur başı spongiozasının yüklenmedeki rolünü tespit etmek.

7.2-KEMİK ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI

Yaşları 1-1.5 ve toplam vücut ağırlıkları 35-42 Kg olan 32 adet koyun'un sağ ve sol olmak üzere 64 adet femuru alınarak etraf yumuşak dokulardan sıyrıldı, proksimaldeki eklem kapsülü ve distaldeki menisküs kalıntıları ve krusiat ligamanlar periosta zarar vermeden sıyrıldıktan sonra kemikler sağ ve sol olarak çiftler halinde ayrılıp 1 den 32 ye kadar numaralandı(Resim 14).Kemiklerin anatomik

identifikasyonunu için aşağıdaki ölçümler yapıldı,Tablo 5 te gösterildi:



Resim 14 Koyun Femur Çiftleri

1=Kemiğın total ağırlığı (Ölçümde 1 Gr a duyarlı "Sartorius" hassas elektronik tartı kullanıldı)

2=Femur başının en üst noktası ile medial kondilin en alt noktası arasındaki uzunluk (mm).

3=Femur başının en geniş noktasındaki çapı(mm)

4=Femur boynunun en dar kısmı olan oblik eksenindeki çapı(mm).

5=Diafizin en dar yerindeki çapı(mm).

6=Başın supero-inferiordaki en uc noktası ile trephinin giriş yeri olan trokanter major'un 1 cm distali arasındaki mesafe(mm).

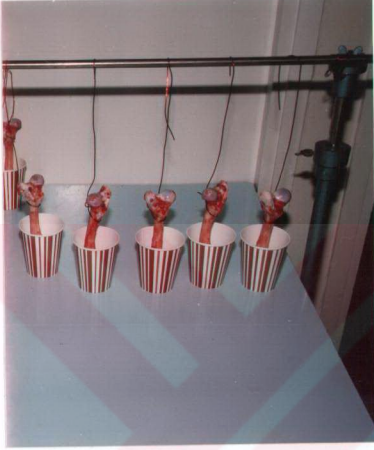
Tablo 5=Kemik örneklerinin ölçüm değerleri.

	* 1	2	3	4	5	6
Aritmetik Ort	109.14	15.96	23.64	16.84	14.80	45.30
Minimum	106.55	15.84	23.44	16.62	14.61	44.92
Maksimum	111.73	16.11	23.85	17.06	14.98	45.69
St.Sapma	16.18	0.83	1.33	1.38	1.16	2.42
Değişkenlik katsayısı	% 15	% 5	% 6	% 8	% 8	% 5

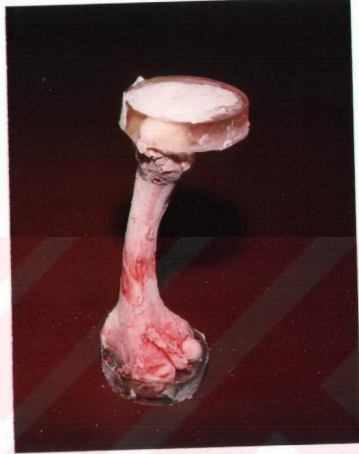
* 1=Ağırlık(Gr),2=Uzunluk(mm),3=Femur başı çapı(mm),
4=Femur boyun çapı(mm), 5=Diapfiz çapı(mm),6=Baş boyun uzunluğu(mm)

Sağ taraf olanlar kontrol grubu olarak ayrıldıktan sonra sol taraf olanlardan 1 den 16 ya kadar numaralanmış olanlara trokanter major'un en lateral noktasının 1 cm distalinden ; lateralden mediale,aşağıdan yukarıya ve boynun sagittal eksenine paralel olmak üzere 4.5 mm drill ile baştan subkondral kemiğe kadar birer; 17 den 32 ye kadar numaralanmış olanlara ise ilk trepanasyonlara ilaveten bunlara paralel ve daha distalde olmak üzere ikinci trepanasyonlar açılarak tek ve çift trepanasyon yapılmış örnekler hazırlandı(Resim 14).Mekanik prese bağlanabilmek için tüm kemikler; proksimalde femur başı ve trokanter major'un üst yarısını, distalde ise lateral ve medial

kondillerin alt yarısını kaplayacak şekilde 1 cm kalınlıkta ve 5 cm çapında DEWİLUX Dewester genel amaçlı polyester içine gömülerek kalıplandı(Resim 15,16,17). Kıрма deneyleri yapılana kadar -35 C° ısıda saklandı(Resim 18).



Resim 15: Polyester kalıpları



Resim 16: Polyester başlıklı kemik



Resim 17: Femur alt uç polyester kalıpları



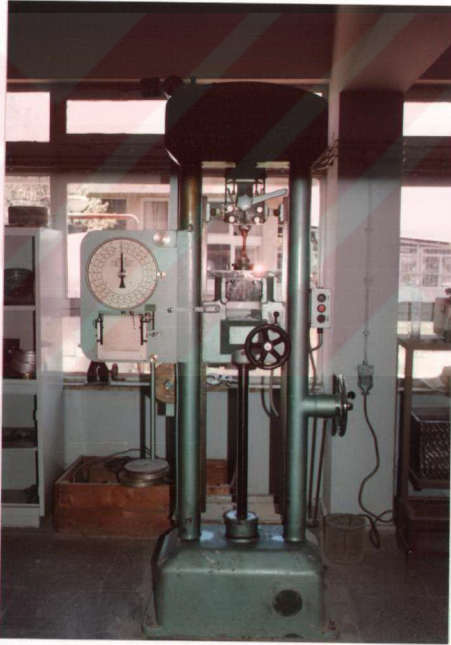
Resim 18:Kemiklerin saklandığı -35°soğutucu



Resim:Soğutucuda saklanan kemikler

7.3-GEREÇLER

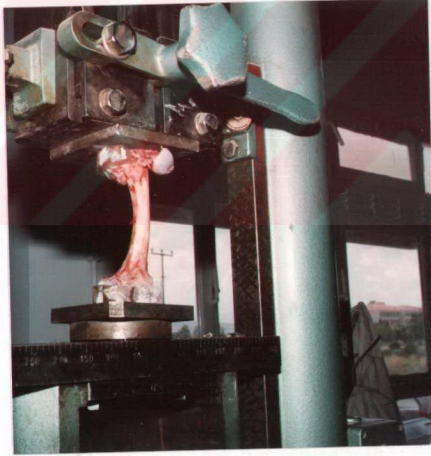
Kemik örneklerine kompressif kuvvet uygulamak ve maksimum dayanıklılıklarını ölçmek üzere Dokuz Eylül Üniversitesi Mimarlık-Mühendislik Bilimleri Fakültesi İnşaat Mühendisliği Bölümü Yapı Malzemesi laboratuvarında bulunan "WPM" 5000 Kg kuvvet kapasiteli ,2 Kg Prezisyonu olan mekanik pres kullanıldı (Resim 20).



Resim 20: WPM Mekanik Pres

7.4-DENEYİN YAPILIŞI

Femur başı uestte;kondiller ise altta olacak Şekilde mekanik presin alt ve uest bağlantı ayakları arasına dikey olarak yerleŐtirilen önceden hazırlanmıŐ kemik örneklerinin her birine proksimal-distal ekseninde olmak üzere kompressif kuvvet tatbik edildi. Elastik deformasyon sınırı aŐılıp plastik deformasyon fazı sonunda kemiğin yetersizliğe uğrayıp kırılmaya başladığı andaki yk skaladan tespit edildi(Resim 21).



Resim 21:Kemiğin kırılma anı

7.5-DEĞERLENDİRME

Çeşitli nedenlerle hatalı sonuç elde edilen 3,9,10,13,14, 22,26 No'lu sol ve 15,16,29 No'lu sağ taraf kemikler ve bunların karşı tarafları dışında deneyde kullanılan tüm kemiklerdeki kırılma patternleri değerlendirildi ve Tablo 6 da gösterildi.(Resim 22)

Tablo 6 -Kırık bölgelerinin değerlendirmesi

ANATOMİK BÖLGE	SAĞLAM TARAF		TREPANASYONLU TARAF	
	Sayı	%	Sayı	%
Diafiz	11	50	7	31.81
İntertrokanterik	6	27.27	10	45.45
Boyun	3	13.63	5	22.72
Metafiz	2	9.09	-	-



Resim 22 Kemiklerdeki kırık patternleri

Saptanan Kg cinsinden yük değerlerinin istatistiksel analizleri yapıldı. Bu analizde aşağıdaki istatistik kümelenme ve dağılımı simgeleyen değerler göz önüne alındı ve formüllendirildi(3).

$$1= \text{Aritmetik Ortalama}(\bar{x}) = \frac{\text{Ağırlık Toplamı}}{\text{Örnek Sayısı}}$$

$$2= \text{Standard Sapma} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n [x_i^2 - n\bar{x}^2]$$

[n:örnek sayısı, x_i :tekil deney verisi, \bar{x} :Aritmetik Ort.]

$$3= X \text{ Min.} = \text{Aritmetik Ort.} - \frac{\text{St.Sapma} \times \text{Student-t katsayısı}}{\sqrt{\text{Örnek Sayısı}}}$$

$$4= X \text{ Maks.} = \text{Aritmetik Ort.} + \frac{\text{St.Sapma} \times \text{Student-t katsayısı}}{\sqrt{\text{Örnek Sayısı}}}$$

$$5= \text{Değişkenlik kat sayısı} = \frac{\text{St.Sapma}}{\text{Aritmetik Ort.}}$$

8-BULGULAR

1=İnsan ve koyun femurlarının ortalama boyutları Tablo 7 de gösterilmektedir.

Tablo 7 :İnsan ve koyun femur boyutlarının karşılaştırılması

	Baş çapı	Boyun çapı	Baş-boyun uzunluğu
İnsan femuru(23)	50.8mm	30.4mm	76.2mm
Koyun femuru	23.26mm	16.83mm	45.3mm

2-Trephinin çapı,insan femurunun koyun femuruna oranı

doğrultusunda azaltılmış olduğundan yük taşıma kapasitesinde de aynı oranda azalma olacağı düşünülmüştür.

3-Tespit edilen kırılma yükleri Tablo 8 de gösterilmiştir

Tablo 8 :Kırılma yükleri(Kg).

ÖRNEK NO	KIRILMA YÜKLERİ(Kg)		TREPANASYON SAYISI	DAYANIM KAYBI(%)
	Sağ	Sol		
1	512	437	1	14.6
2	595	582	1	2.2
4	696	602	1	13.5
5	612	552	1	9.8
6	544	540	1	0.7
7	772	380	1	50.8
8	540	538	1	0.4
11	540	400	1	25.9
12	809	710	1	12.2
17	535	282	2	47.3
18	410	390	2	4.9
19	650	457	2	29.7
20	622	562	2	9.6
21	405	304	2	24.9
23	586	401	2	31.6
24	517	423	2	18.2
25	386	327	2	15.3
27	520	320	2	38.5
28	553	485	2	12.3
30	736	373	2	49.3
31	565	526	2	6.9
32	490	403	2	17.8

4=Kontrol grubu olan sağ taraf kemiklerde ve tek ve çift trepanasyon yapılmış sol taraf kemiklerdeki kırılma yük istatistik değerleri Tablo 9 da gösterilmiştir.

Tablo 9:Kırılma yüklerinin istatistik değerleri

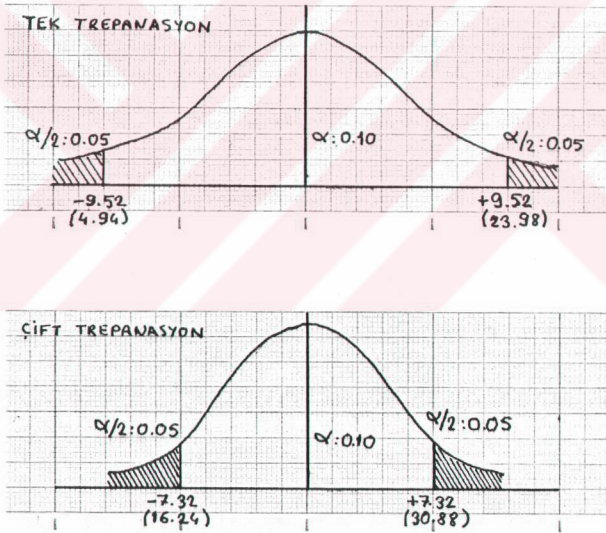
	Arit.Ort.	Min.	Maks.	St.Sapma	D.K.S.
Sağlam taraf(sağ)	572.5	531.77	613.23	111.00	19
Tek trepanasyon(sol)	526.78	461.42	592.13	105.41	20
Çift trepanasyon(")	404.08	361.61	446.55	85.93	21

5=Örneklerin dayanıklılık kayıp oranları; tek trepanasyon yapılmış örneklerde % 90 güven olasılığı ile ;%14.46±9.52 , çift trepanasyon yapılanlarda ise aynı güven olasılığı ile %23.56±7.32 olarak hesaplanmıştır.

6=Kemiklerin % 68.18 inde kırık hattı trepanasyon yapılan bölgeden geçmiştir.

7=Kırık patternleri ve oranları Tablo 6 da gösterilmiştir.Sağlam tarafta en sık görülen kırık tipi diafiz kırılığı (% 50),trepanasyon yapılmış olanlarda ise intertrokanterik kırık (%45.45) tır.

8=Hatalı örneklerin çıkması sonucu örnek sayısınının 30 un altına düşmesi nedeniyle normal dağılım varsayımı yerine daha iyi sonuçlar veren Student-t dağılımı kullanılmıştır. Student-t dağılımında,küçük sayıdaki örneklere ait istatistiksel büyüklüklerle ilgili varsayım sınamalarında ve güven sınırlarınının hesabında,seçilen %90 güven olasılığına göre ve örnek sayısına bağlı $\sqrt{n-1}$ serbestlik derecesine bağlı çift kuyruklu kritik-t değeri kullanılmış ve elde edilen veriler bu açıdan anlamlı bulunmuştur(Resim 23).



Resim 23:Çift kuyruklu kritik-t grafiği

9-SONUÇLAR

1=Femur üst ucu spongiozasının kemiğin dayanıklılığında ve vücut ağırlığını taşımakta çok önemli bir rol oynadığını ve özellikle spongiozanın intertrokanterik bölgede devamlılığının bozulmasının femurun sağlamlığını önemli ölçüde azaltacağını düşünmekteyiz.

2=Trepanasyon sayısının artımı ile orantılı olarak femur üst ucu dayanıklılığı azalmaktadır.

3=Bazı Ortopedik patolojilerin tedavisi için uygulanan femur başı trepanasyonu veya kor dekompresyonundan sonra femurun kemik yapı eski sağlamlığına erişinceye kadar yükten kurtarılması uygun olacaktır.

10-KAYNAKLAR

- 1-ARINCI K.,ELHAN A.:Eklemler.A.Ü.Tıp Fakültesi Yayın No:444
S.101-102,1985.
- 2-ASHMAN R.B.,CORIN J.D.,TURNER C.H.:Elastic Properties of
Cancellous Bone Measurement By Ultrasonic
Technique. J.Biomech.Vol.22 No.8/9:979-986,1987.
- 3-BARADAN B.:Malzeme.Dokuz Eylül Üniversitesi
Mühendislik-Mimarlık Fak.Yayını MM/İNŞ 85 EY 101
S:11/1-25,İzmir 1985.
- 4-BONFIGLIO M.,BARDENSTEIN M.B.:Treatment by Bone-cutting of
Aseptic Necrosis of the Femoral Head and Non-union
of the Femoral Neck (Phemister Technique).J.Bone
and Joint Surg.40-A:1329,1958.
- 5-BROWN T.D.,FERGUSON A.B.:The Development of a
Computational Stress Analysis of the Femoral Head.
J.Bone and Joint Surg.60-A:619-629,1978.
- 6-BURSTEIN A.H.,REILLY D.T.,MARTENS M.:Aging of Bone Tissue:
Mechanical Properties. J.Bone and Joint Surg.
58-A:82,1976.

- 7-BURSTEIN A.H., WRIGHT T.M.: Musculoskeletal Biomechanics
Surgery of the Musculoskeletal System. pp:1-267.
Churchill Livingstone, 1983.
- 8-CAMP J.F., COLWELL C.W.: Core Decompression of the Femoral
Head for Osteonecrosis. J. Bone and Joint Surg. 68-A
:1313-1319, 1986.
- 9-CARTER D.R., HAYES W.C.: Bone Compressive Strength :The
Influence of Density and Strain Rate. Science. Vol
194 :1174-1175 , 1976.
- 10-CARTER D.R., HAYES W.C.: The Compressive Behavior of Bone
as a two-phase Porous Structure. J. Bone and Joint
Surg. 59-A: 954, 1977.
- 11-CARTER D.R., SCWAB G.H., SPENGLER D.M.: Tensile Fracture of
Cancellous Bone. Acta Orthop. Scand. 51: 733-741, 1980.
- 12-CARTER D.R.: Mechanical Loading History and Skeletal
Biology. J. Biomech. 20(11/12): 1095-1109, 1987.
- 13-CARTER D.R., FYHRIE D.P., WHALEN R.T.: Trabecular bone
Density and Loading History: Regulation of
Connective Tissue Biology by Mechanical

Energy:J.Biomech.20(8):785-794, 1987.

14-CURREY J.D.:The Mechanical Properties of Bone. Clin.
Orthop.,73:210-231,1970.

15-CURREY J.D.:The Mechanical Adaptations of Bones.
Princeton University Press. pp:133-157,1984.

16-EGE R.:Travmatoloji,Kırıklar-Eklem yaralanmaları. 4.
Baskı, 3.Cilt.S:2129-2130,Kadioğlu Matbaası ,
Ankara,1989.

17-EINHORN T.A.:Biomechanical Properties of Bone. Triangle
Sandoz ,J.of Medical Science,Vol.27 No.1-2:27-36,
1988.

18-ELIAS H.:Three-Dimensional Structure Identified from
single Section. Science ,174:996-997,1971.

19-EVANS F.G.:Stress and Strain in Bone. Thomas Springfield
pp:257-265 ,Ill.,1957.

20-EVANS F.G.:Mechanical Properties of Bone .Charles
C.Thomas Publisher. pp:112-116,Ill.,1973.

21-FICAT R.P.,ARLET J.:Functional Investigation of Bone

under Normal Conditions. Ischemia and Necrosis of Bone, Edited By D.S.Hungerford, pp:29-52, Willams and Wilkins, Baltimore,1980.

22-FICAT R.P.:Idiopathic Bone Necrosis of the Femoral Head. J.Bone and Joint Surg. 67-B:3-9,1985.

23-FYHRIE D.P.,CARTER D.R.:Femoral Head Apparent Density Distribution Predicted from Bone Stresses. J. Biomech. 23(1):1-10,1990.

24-GLIMCHER M.J.,KENZORA J.E.:The Biology of Osteonecrosis of the Femoral Head and its Clinical implications. Clin. Orthop. 140:273 ,1979.

25-GRABER-DUVERNAY :Forage de la Hanche dans la Coxarthrose. J.Med.Lyon. 4:304 ,1932.

26-HAYES W.C.,GERHARD T.N.:Bone and Mineral Research. No.3 Edited By W.A.Peck. Elsevier-Science Publishers BV,pp:259-294, Amsterdam,1985.

27-HOPSON C.N.,SIVERHUS S.W.:Ischemic Necrosis of the Femoral Head. J.Bone and Joint Surg. 70-A:1048 - 1051, 1988.

28-HUNGERFORD D.S.: Bone Marrow Pressure, venography and core Decompression in Ischemic Necrosis of the Femoral Head. In the Hip :Proceedings of the seventh open Scietific Meeting of the Hip Society. The C.V.Mosby Co. St.Louis, 1979.

29-HUNGERFORD D.S.,ZIZIC T.M.:Pathogenesis of Ischemic Necrosis of the Femoral Head. In the Hip: Proceedings of the Eleventh open Scientific session of the Hip Society, The C.V.Mosby Co.,St. Louis, 1983.

30-HUNGERFORD D.S.,LENNOX D.W.:The Importance of Increased Intraosseous Pressure in the Development of Osteonecrosis of the Femoral Head: Implications for Treatment. Clin.Orthop. of North Am.16(4) : 635-653, 1985.

31-KUMMER B.:Photoelastic Studies of the Functional Structures of Bone. Folia Biotheor.6:31-40,1966.

32-LAUSTEN G.S.,MATHIESEN B.:Core Decompression for Femoral Head Necrosis. Acta Orthop.Scand. 61(6):502-506 , 1990.

- 33-LEARMONTH I.D., MALOON S., DALL G.: Core Decompression for early Atraumatic Osteonecrosis of the Femoral Head J. Bone and Joint Surg. 72-B:387-390, 1990.
- 34-MARTENS M., VON AUDECKER R., DELPORT P., DE MEESTER P., MULIER J.C.: The Mechanical Characteristics of Cancellous Bone at the Upper Femoral Region. J. Biomech. (16)12:971-983, 1983.
- 35-MARTÍN R.B.: The Effects of Geometric Feedback in the Development of Osteoporosis. J. Biomech. 5:447-455, 1972
- 36-MC ELHANEY J.H., ALEM N.M., ROBERTS V.L.: A Porous Block Model for Cancellous Bone. New York Am. Soc. of Mech. Engineers Publication 70-WA/BHF, 2:1-9, 1970.
- 37-MC ELHANEY J.H., EAGLE J.L., MELWIN J.W., HAYNES R.R., ROBERTS V.L., ALEM N.M.: Mechanical Properties of Cranial Bone. J. Biomech. 3:495-511, 1970.
- 38-MENGI Y., INGER E.: Determination of the Transverse Elastic Coefficients of Bone. J. Biomech. 10:643-649, 1977.

- 39-MENTE P.L.,LEWIS J.L.: Experimental Method for the
Measurement of the Elastic Modulus of Trabecular
Bone Tissue. J.Orthop.Research. 7:456-461,1989.
- 40-MEYERS M.H.: Osteonecrosis of the Femoral Head. Clin.
Orthop. 231:51-61, 1988.
- 41-MUELLER K.H.,TRIOS A.,RAY R.D.: Bone Density and
Composition, Age-Related and Patholgical Changes
in Water and Mineral Content. J.Bone and Joint
Surg. 48-A:140-148, 1966.
- 42-ODAR İ.V.:Anatomi ders kitabı.S:115,Yeni Desen Tic.,1975.
- 43-ODGAARD A.,HVID I.,LINDE F.:Compressive Axial Strain
Distributions in Cancellous Bone Specimens. J.
Biomech.22(8-9):829-835, 1989.
- 44-PUGH J.W.,ROSE R.M.,RADIN E.L.:a Structural Model for the
Mechanical Behaviour of Trabecular Bone.
J.Biomech. 6:657-670,1973.
- 45-PUGH J.W.,ROSE R.W.,RADIN E.L.:Elastic and Viscoelastic
Properties of Trabecular Bone:Dependence on
Structure. J.Biomech.6:475-485,1973.

- 46-PUGH J.W.: The Micromechanics of Cancellous Bone. Bull. Hosp. Joint Diseases 34:92-106,1973.
- 47-REILLY D.T.,BURSTEIN A.H.:The Mechanical Properties of Cortical Bone. J.Bone and Joint Surg.56-A:1-21 , 1974
- 48-REILLY D.T.,BURSTEIN A.H.,FRANKEL V.H.: The Elastic Modulus for Bone. J.Biomech. 7:271-275,1974.
- 49-REILLY D.T.,BURSTEIN A.H.: The Elastic and Ultimate Properties of Compact Bone Tissue. J.Biomech. 8:393 ,1975.
- 50-RUNKLE J.C.,PUGH J.: The Micromechanics of Cancellous Bone. Bull.Hosp.Joint Disease 36:1-10,1975.
- 51-RYBICKI E.F.,SIMONEN F.A.,WEIS E.G.:On the mechanical analysis of Stress in the Human Femur. J.Biomech. 5:203-215 ,1972.
- 52-SAVVIDIS E.,LÖER F.: (Abstact)Experimental Investigators Concerning the Stability after Fenestration of the Proximal Femur.1st.World Congress of Biomechanics. San Diego-USA.

53-SCHOLTEN R.,ROHRLE H.,SOLLBACH W.: Analysis of Force Flow
in Natural and Artificial Hip Joints Using the
Finite element Method. Proceeding of the 1977
International Conference on Bioengineering:
Capetown, South Africa.

54-SEILER J.G.,CHRISTIE M.J.,HOMRA L.:Correlation of the
Findings of M.R.I. with those of Bone Biopsy in
Patients who have Stage I or II Ischemic Necrosis
of the Femoral Head. J.Bone and Joint Surg.71-A :
28-32, 1989.

55-SPRINGFIELD D.S.,ENNEKING W.F.: Role of Bone Grafting in
Idiopathic Aseptic Necrosis of the Femoral Head.
The Hip Proceedings of the Third open Scientific
Meeting of the Hip Society.S:3-18 St.Louis C.V.
Mosby,1975.

56-STEINBERG M.E.,BRIGHTON C.T.,STEINBERG D.R.,STEVEN B.P.,
TOOZE E.,HAYKEN G.D.: Treatment of Avascular
Necrosis of the Femoral Head by a Combination of
Bone Grafting,Decompression and electrical
Stimulation. Clin.Orthop. 186:137-153,1984.

- 57-SWANSON S.A.,FREEMAN M.A.R.: Is Bone Hydraulically Strenghtened ?.Med.and Biol Eng. 4:433, 1966.
- 58-TACHDJIAN M.O.:Congenital Dislocation of the Hip. S:59 Churchill Livingstone,1982.
- 59-TOWNSEND P.R.,ROSE R.M.,RADIN E.L.: Buckling Studies of Single Human Trabeculae.J. Biomech.8:199-201,1975.
- 60-TUREK S.L.(Çeviri,EGE R.): Ortopedi ilkeleri ve uygulamaları,cilt 1 :32-51,Yargıçoğlu Matbaası, Ankara ,1980.
- 61-TUREK S.L.(çeviri,EGE R.): Ortopedi ilkeleri ve uygulamaları,cilt 2:1049-1051,Yargıçoğlu Matbaası, Ankara ,1980.
- 62-VAHEY J.W.,LEWIS J.L.,VANDERBY R.: Elastic Moduli,Yield stress and Ultimate Stress of Cancellous Bone in the Canine Proximal Femur. J.Biomech. 20(1):29-33, 1987.
- 63-VALLIAPAN S.,SVENSSON N.L.,WOOD R.D.: Three Dimensional Stress analysis of human Femur. Camp.in Biol.and Med. 7:253-264,1977.

64-VISTAR C .:A System of anatomy. Vol.I,H.C.carey and I.Lea
Publishers, Phila.2,1825.

65-WALL J.C.,CHATTERY S.,JEFFERY J.W.: Human Femoral
Cortical Bone: A Preliminary Report on the
Relationship between Strength and Density. Med.
Biol.Eng. 10:673-676,1972.

66-WILLIAMS J.F.,SVENSSON W.L.: An Experimental Stress
Analysis of the Neck of the Femur. Med.& Biol.
Engng. 9:479-493,1971.

67-YAMADA H.: Strenth of Biological Materials (Ed.By:Evans
F.G.) S:19-79, Williams & Wilkins Baltimore,1970.