

TOTAL KALÇA ENDOPROTEZLERİNDE FEMORAL KOMPONENTİN INSTRON ALETİ İLE YÜKLENMESİ VE FEMUR KESİTLERİNİN METALLOGRAFİK MİKROSKOFTA İNCELENMESİ

Dr. Orhan BAŞKIR *

Ö Z E T

Son yıllarda total kalça endoprotezleri, ortopedi ve travmatoloji bilim dalında yaygın olarak kullanılmakta ve erken sonuçların yüzgüldürücü olduğu izlenmektedir. Ancak, geç dönemde ortaya çıkan bazı komplikasyonlar ki, bunların başında, asetabuler ve femoral komponentlerin gevşemesi sorunlar doğurmaktadır. Bu soruna bir açıklık getirmek amacıyla, in vitro olarak, kadavralardan elde edilen kemiklerde, protez yerleştirildikten sonra yük dağılımının özelliklerini araştırmak yönünden bir çalışma yapılmıştır. Araştırma, instron yükleme cihazı ile yük uygulayarak, yük-ezime miktarının eğrisini saptama ve femurlardan çeşitli seviyelerde kesitler alınarak ortaya çıkan mikrostrüktür farklılıklarını metallografik mikroskofta inceleme yoluyla yapılmıştır.

Sonuç olarak, protezin valgusta yerleştirilmesinin, sermentin femoral komponent sapının medialde olması koşullarının yerine getirilmesi ile gevşeme olasılığının ortadan kalkabileceği fikrine varılmıştır.

G İ R İ Ş :

Kalça total endoprotezleri Ortopedi ve Travmatoloji Bilim dalının son yıllarda en yaygın kullanılan ve çeşitli yönleri ile tartışılan ameliyatlarıdır. Özellikle son 25 yıldanberi sürekli bir gelişim içinde olan bu uygulama, kalça eklemi gibi vücudun en fazla yük taşıyan bir bölümünde ortaya çıkan çeşitli hastalıkların başarılı sonuçlar vermektedir.

Kuşkusuz insan vücudunda, biyolojik bir yapının yerine metal ve plastikten yapılmış bir protezin yerleştirilmesi beraberinde bazı önemli sorunları da getirmektedir. Yapay eklem protezlerinin model ve yapı farkları, tespit koşulları, kullanılan materyaller ve bunların çevre biyolojik dokuları ile verdikleri uyum yönünden bu sorunlar doğmaktadır. Bunlar arasında özellikle son yılların yayınlarında üzerinde en çok durulan femoral komponenti ilgilendirenler olmuştur (3,5,6,12,15,42).

(*) İst. Üniv. İst. Tıp Fak. Ortopedi ve Travmatoloji Kürsüsü Doçenti

SELBY BROWN 60 total kalça endoprotezi uygulamasında % 0.5, PATTERSON 368 uygulamada % 2.4, CHARNLEY ve CUPIC % 1, AMSTUTZ % 19.5, BECKENBAUGH % 24 lük bir gevşeme insidansı vermişlerdir (3,7,13,37,41).

Kliniğimizde 1967 yılındanberi uygulanmakta olan total kalça endoprotezi uygulamaları üzerinde yaptığımız bir araştırmada 223 uygulamadan 15 inde (% 6.9) aseptik gevşeme saptadık (5,6,45,46,47).

Sementle tespit edilen protez komponentlerinin stabilite koşullarını etkileyen mekanik faktörler esas olarak 4 grupta toplanmakta ve birçok yazar bu faktörlerin herbirini değişik oranlarda sorumlu tutmaktadır.

I. Kemik ile sement arasındaki bağının gevşemesi

- a. Sement ile kemiğin yeterli teması kuramamış olması
- b. Hazırlanan protez yatağının doldurulmaması
- c. Artan fizik aktivitenin doğurduğu yüksek mekanik yüklemeler
- d. Vücut ağırlığının artışı

II. Aşınma ve korozyon ürünlerine dokuların reaksiyonu

III. Kullanılan implant materyellerinin biyolojik ortamla uygunluğu kuramamış olması.

IV. Protezlerin model özellikleri, uygulama teknikleridir.

Charnley kemiğin sement ile temasa gelmesi sırasında ortaya çıkan olayları geniş bir şekilde araştırmıştır. Sementin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan ve 100 dereceye kadar ulaşabilen ısının kemik dokusunda nekroza neden olduğunu birçok yazar kabul etmektedir (14,15,16,36).

Bazı yazarlar ise kemikteki bu nekrozu termal travmadan çok kemiğe yönelen mekanik yaralanma ve kemik yatağının oyulması sırasında beslenmenin bozulmasına bağlarlar (13,16).

WILLERT bu dolaşım bozukluğu ile birlikte sementin yüksek ısısının kemikte 3 mm. ye kadar varan bir nekrotik tabakayı götüne göstermiştir. Onarım devresinde bu ölü kemik yaşayan yeni kemikle yer değiştirerek sement etrafında bir kabuk

Ayrıca sementin normal kemik dokusundan bir bağ dokusu ile ayrılması

yabancı cisim reaksiyonları, kemik ile implant arasındaki bağ dokusunun çok kalınlaşmasına neden olabilir. Bunun sonucu olarak gevşeme ortaya çıkar (48).

İmplantların aşınmasına ve korozyon ürünlerine karşı dokularda oluşan makrofaj reaksiyonu ve bunun gevşeme üzerine etkileri CHARNLEY, GALANTE ve ROSTOKER tarafından ileri sürülmüştür (15,16,28).

ANDERSON ve ark. ları ise aseptik gevşemelerin bileşke gücün bozukluğu protez geometrisi ve iki komponent arasındaki sürtünme katsayısının artması ile artan, sürtünme gücünün son derece önemli bir etken olduğunu belirtmişlerdir (4).

Günümüzde üzerinde en çok durulan ve araştırmalara konu olan husus ise, protezlerin yerleştirilmeleri esnasında yapılan hatalar ve protez modelleri ile ilgili olmaktadır.

TONNIS ve ark. ları farklı model protezlerde oluşan gevşemeler üzerine yaptıkları bir çalışmada uzun boyunlu protezlerde gevşemenin (% 5.6), orta (% 3.6) ve kısa (% 1) boyunlu protezlere oranla daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (44).

INDONG ve ark. ları kadavra kemikleri üzerinde yaptıkları bir çalışmada protezsiz ve 6 değişik modelde protez yerleştirilmelerinde femoral komponentin yerleştirilmesinden sonra proksimal bölümdaki yüklenme görüntüsünün, protez uygulanmayanın tam tersi olduğunu saptamışlardır. Yazarlara göre maksimal gerilim protezin uç kısmında oluşmakta, kalkar azalma, kalkar femoralin rezorpsiyonu ile birlikte kendini göstermektedir (32).

BECKENBAUGH ise femoral komponentin varus tarzındaki oryantasyonunun gevşemeye neden olduğu görüşündedir (7).

CHARNLEY ise geniş sap - ince sement tarzında ve valgus oryantasyonundaki protez sistemlerinin anlamlı bir şekilde stabil olduğunu ortaya koymuştur (16).

CARLSSON da aynı görüşe katılır ve varus tarzında oryantasyon gösteren femoral komponentlerde gevşeme ve hatta kırılma olasılığının arttığı görüşündedir (11).

CROWNINSHIELD ise 3 boyutlu bir finite element stres analizi tekniği kullanarak yaptığı deneylerde aşağıdaki sonuçlara varmıştır:

— sap uzunluğunun artmasının sapta mevcut stresleri arttırdığını, sementteki stresleri azalttığını,

— sapın çapraz kesitinin sementteki stresleri azalttığını,

— sap materyelinin elastisite modülünün azaltılması ile saptaki streslerin azaldığını, sementteki streslerin arttığını,

— sementin elastisite modülünün artmasının saptaki stresleri azalttığını, sementteki stresleri arttırdığını,

— femoral komponentin yaka kısmının kalkar femoral ile temasının arttırdığını belirtmiştir (20).

CHARNLEY ise, protezin femur üst ucuna sementle yerleştirilmesinde, sap ile kalkar femoralin kortikal bölümü arasındaki sıkı temas sonucu bu bölgeye binen yükün direkt olarak diafize aktarıldığını, bu temasın sıkı olduğunu gösteren en iyi belirtinin bu bölgede ortaya çıkan spongioza reabsorpsiyonu olduğu görüşündedir. Bu reabsorpsiyonun mevcut olmaması, protezin konuluş şekilleri ile ilgili olarak, özellikle longitudinal yüklemelerde makaslama gücünün gelişmesine, bu da protez sapında minimal oynamalara yol açacaktır (14,15,16).

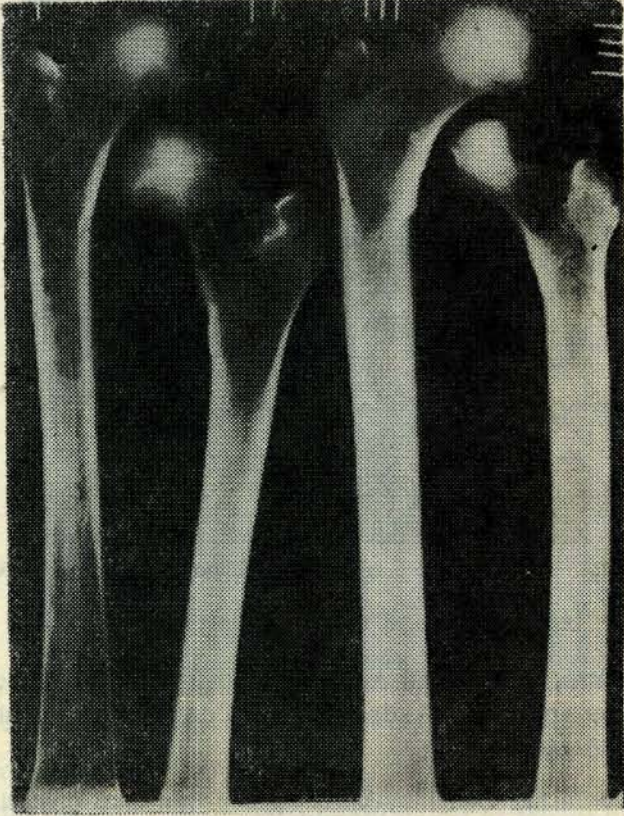
Total kalça protezi uygulamalarından sonra, geç dönemde ortaya çıkabilen ve hastada hareket kısıtlanması ve ağrı gibi önemli şikâyetlere neden olan aseptik femoral sap gevşemeleri konusunda belirlemeye çalıştığım araştırmaların ışığında, uygulamada değişikliklere gidilmektedir. Ancak gevşeme sorununun bugün için tam olarak çözümlendiğini söylemek olası değildir (2,8,9,43).

Bu araştırmamda daha önce değişik biomekanik çalışmalar ve araştırmalarla ortaya konulan protezli kemiklerde yük dağılımı özelliğini, yaptığım çalışmada başka bir yöntemle ortaya koymayı amaçladım.

Protez konmamış ve protez uygulanmış femur kemikleri üzerine Instron yükleme cihazı ile yük uygulayarak "yük-ezilme" miktarının eğrisini saptamaya ve femurlardan ortaya çıkan mikrostrüktür farklarını metallografik mikroskopta inceleyerek ortaya koymaya çalıştım.

MATERYEL - METOD :

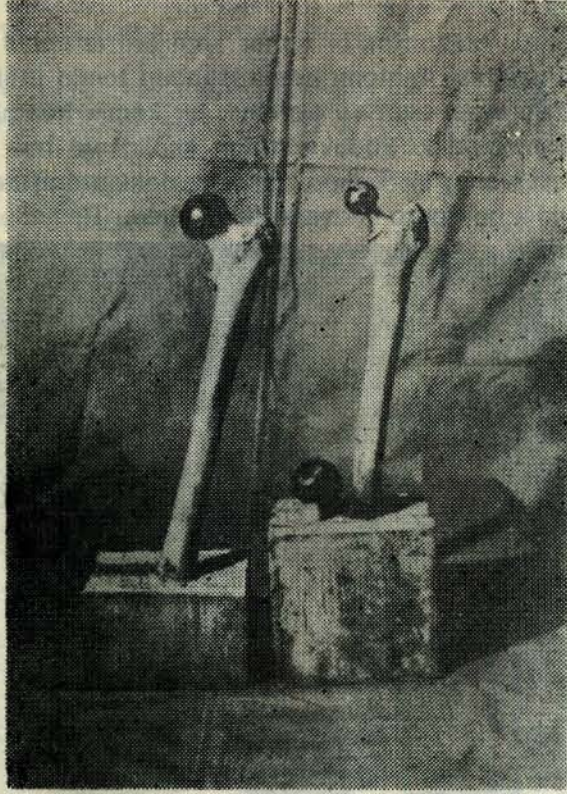
Materyelimizi oluşturan 14 femur kemiğini İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Anatomi Enstitüsünden temin ettik. Bu femurlar yaşları 40-60 arası olan ve sistemik bir kemik hastalığı saptanmayan formalin içindeki kadavralardan seçildi ve her kemiğe protokol numarası verilerek önce yumuşak dokulardan periostu sıyrıldıktan sonra radyografileri alındı (Res



Resim : 1 — Deneye alınan femurların radyografik görünümü

Femur kemiklerinin Instron aletine bağlanması için temler için de bir yol seçtik.

Femur kondillerinden çapraz şekilde iki Kirschner telini geçirip kondillerini içine alan tahta bir kalıp hazırlandı ve bu sistem femur fizyolojik durumda iken beton ile tespit edildi ve üç hafta betonun tam prizi alması (en sağlam duruma gelmesi) beklendi. Diğer taraftan aynı işlemi yapabilmek için kondillerin kalıbı metilmetakrilatla alınıp Instron tablasına tespit edildi (Resim : 2).



Resim : 2 — Deneeye alınan femurların beton kalıba alındıktan sonraki görünümü.

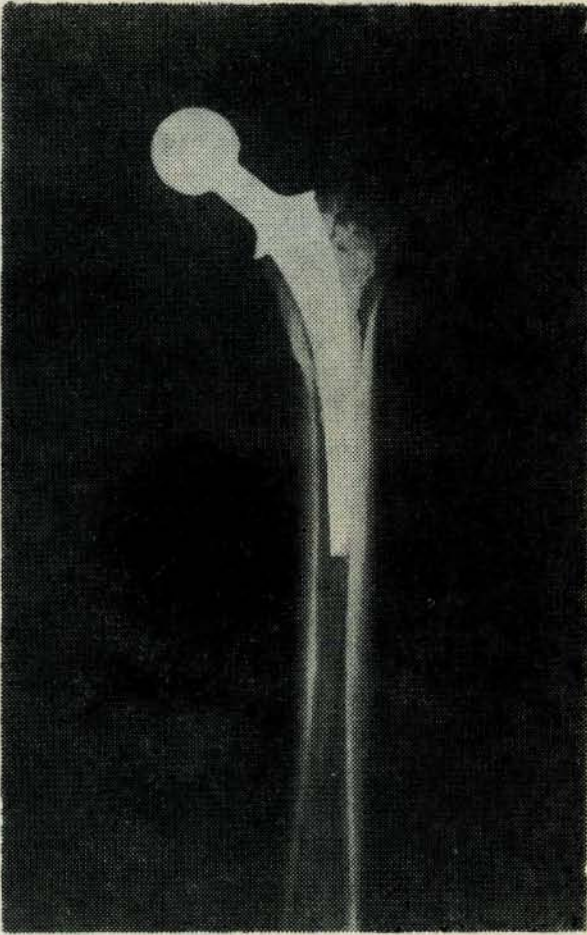
Protezin femur kemiğine uygulanması :

Hazırlanmış olan femur kemiğinin 45° lik bir açı yapacak şekilde kilde medülla oyuldu.

Deneylerimizde Charnley-Müller protezinin orta boyunlu ve standart saplı, baş çapı 32 mm. olan tipi kullanıldı (Resim : 3).

Sementin hazırlanmasından sonra Charnley-Müller tipi protez 10 femura uygulandı. Bunlardan 4 üne protez normal olarak, 3 üne anteversiyon durumunda, 3 üne ise koksa valga'da tatbik edildi (Tablo : I).

Femur, Instron aletine bağlanmadan önce kalçayı taklid eder şekilde sert tahtadan bir acetabu Instron'un mobil (hareketli) üst kolu ile femur başı arasında bir bağlantı sağlamış oldu.



Resim : 3 — Femura protez yerleştirildikten sonr.a radyografik görünüm.

Instron aleti :

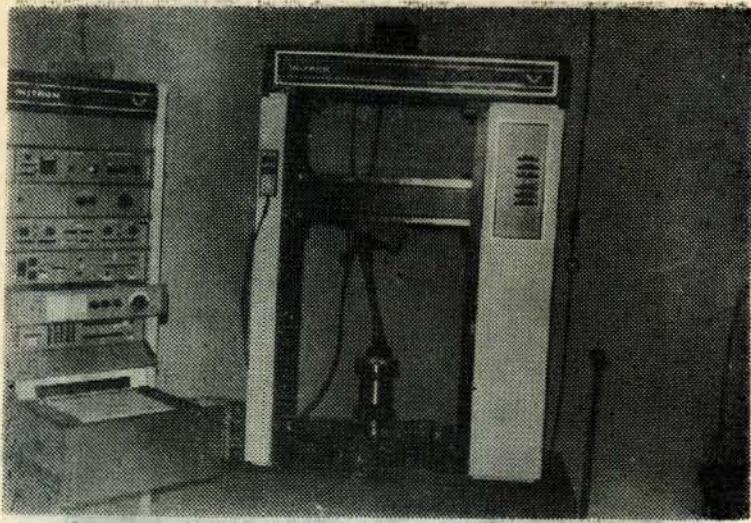
Yukarda belirtilen tarzda hazırlanan deney rnekleri Instron 3195 Universal test cihazında 2 mm/dk. hızla basma tutuldu.

Resim 4'de Instron deney cihazının resmi görülmektedir.

Söz konusu deney cihazı basma (compression), çekme (tension) ve benzeri deneyleri statik koşullar koşullar altında da yapabilmektedir. Uygun adaptörler ilave etmek kaydıyla eğme (bending), burma (torsion) deneyleri de bu cihazda yapılabilir. Cihaz tamamen elektronik olarak kontrol edilmektedir. Mekanik deney sonuçlarını elektrik değerlere çevirebilen kaydedicilerle (recorder) donatılmıştır.

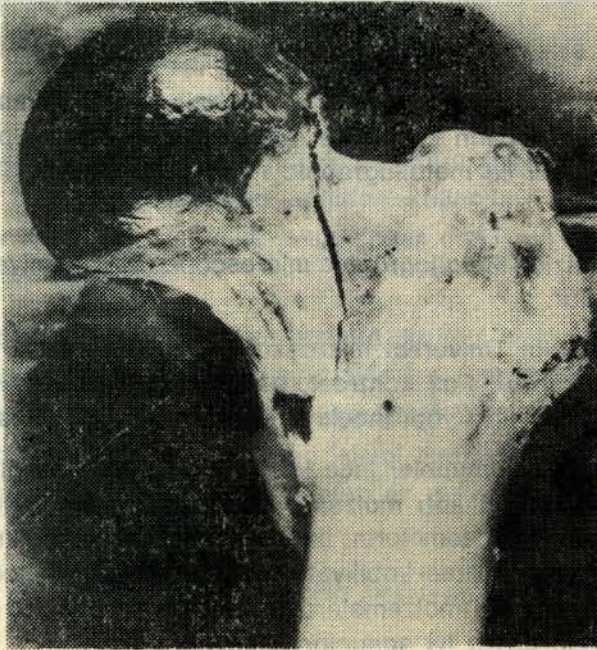
Femur No.	Boy (Cm)	DüŖeyle yaptığı		Kırılma yükü (kg)	Ezilme (mm)	Açıklamalar
		AP	açı Lateral			
1 L	45	12	9 p.	715	11,2	Kondilleri sementle kalıplanmış vaziyette protezsiz
3 L	45,5	10	2 p.	950	8,3	Kondillerden tel geçi protezsiz
4 R	44	9	3 p.	480	4,9	Sementle kalıplanmış protezsiz (Subkapital kırık)
13 R	44,5	7	5 p.	690	9,8	Sementle kalıplanmış protezsiz
2 R	46,5	9	2 p.	820	7,0	Betonla kalıplanmış protezli - normal
7 L	44	8	7 p.	580	11,1	Sementle kalıplanmış protezli - normal
9 L	47	8	5 p.	760	7,8	Sementle kalıplanmış protezli - normal
10 R	46	9	6 p.	600	8,2	Sementle kalıplanmış protezli - normal
5 L	44	7	1 p.	745	10,6	Sementle kalıplanmış protezli - anteversion
8 L	45,5	11	4 p.	690	8,8	Sementle kalıplanmış protezli - anteversion
12 R	47	9	3 p.	720	8,2	Sementle kalıplanmış protezli - anteversion
6 R	47,5	5	8 p.	620	5,7	Sementle kalıplanmış protezli - koksa valga
11 R	47	7	6 p.	715	7,2	Sementle kalıplanmış protezli - koksa valga
14 R	45	8	2 p.	680	6,4	Sementle kalıplanmış protezli - koksa valga

TABLO : I

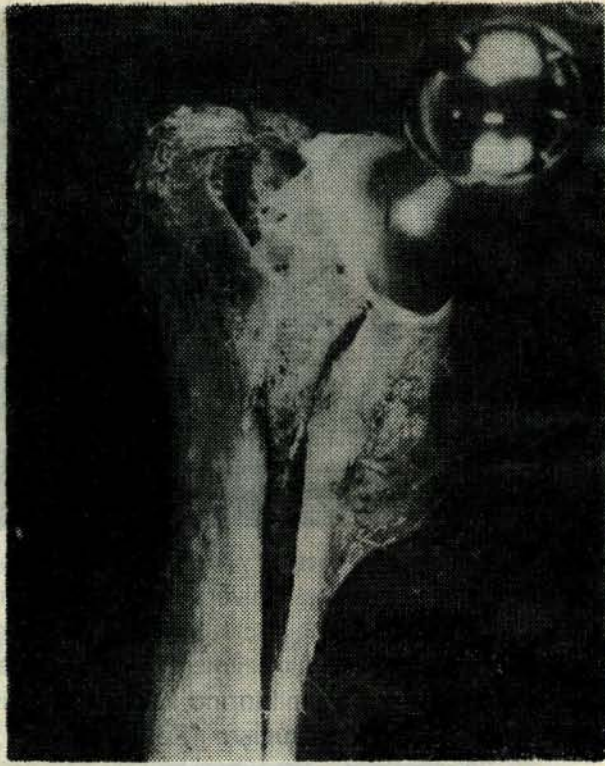


Resim : 4 — Instron yükleme cihazı

Her bir deney öncesi, Instron Universal test cihazı ve bütün kontrolleri her bir deney için tek tek yapılmıştır. Cihazında, her bir deney için "yük-ezilme miktarı" eğrisi çizilmiştir. Kırılan veya muayyen bir ezilme miktarına kadar deforme edilen kemiklerin makroskopik resimleri alınmıştır (Resim : 5-6).



Resim : 5 — Yüklemeden sonra protezsiz kemikte ortaya çıkan kırık.



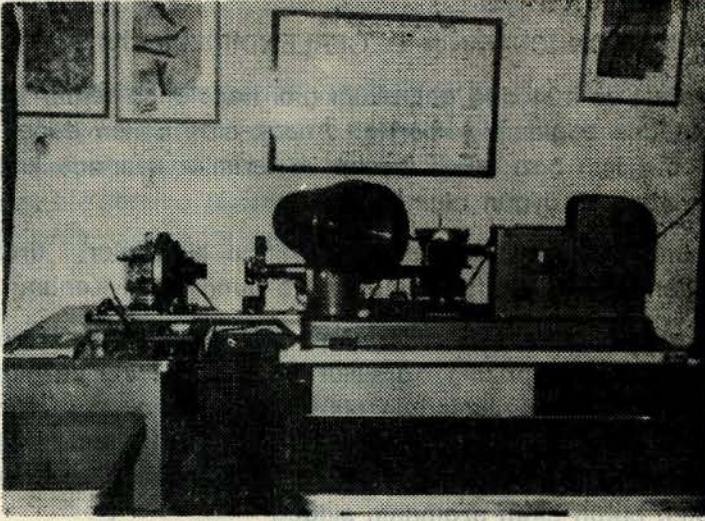
Resim : 6 — Yüklemeden sonra protez yerleştirilmiş kemiğin kırılması.

Protezsiz ve protezli femur kemiklerinde seçtiğimiz bazı bölgeler arasında yapılan kesitlerde mikrostrüktür farkı olup olmadığını saptamak amacı ile metallographic microscope (MM5) ile inceleme yapılmıştır.

Leitz-Wetzlar Metallographic microscope (MM5) Universal bir ışık mikroskobudur.

Leitz-Wetzlar Universal mikroskobu 8-2000 defa büyütebilen bir optik mikroskoptur. Faz kontrast, polarize ışık altında ve her türlü koşullar içinde mikro yapı inceleyebilen bir cihazdır (Resim : 7).

İncelenecek nünuneler ince kesit halinde olabileceği gibi yüzeyi parlatılmış her türlü katı malzemeyi de araştırmaya müsaittir. Yüzeyi parlatılmış malzemelerin bu yöntemle incelenebilmesi malzemenin ışığı yansıtabilme kabiliyetine bağlı olduğu bilinmektedir. Kemik ışığı az yansıtan malzemelerden olmakla beraber parlatılmış kemik yüzlerinde gayet iyi sonuçlar alınmıştır.



Resim : 7 — Metallografik mikroskop.

İncelenecek kesitler protezli ve protezsiz femurun diafizinin ortasından intertrokanterik bölgeden ve subtrokanterik bölgeden, ayrıca kalkar femoralden bir bölüm alınmıştır.

Alınan bu yüzeyler epoxy-resin içersine monte edilmiş ve oda sıcaklığında resin'in katılaşması beklenmiştir. Kemik kesitini içinde bulunduran katılaşmış resin kalıbından çıkarılarak bilinen metalografik usullerle 0.1 mikrona kadar parlatılmıştır.

Parlatma esnasında önceleri farklı boyuttan aşındırıcı-sert tozları bünyesinde bulunduran zımpara kağıtları kullanılmış, bilahare üzerinde çeşitli tılmaya devam edilmiştir.

Döner diskler üzerinde farklı boyutta su ile süspansiyon halinde alüminyum oksit tozları dökülmüştür. Her bir zımparalama kademesinden sonra örnekler akar su altında yıkanmıştır. 0.1 mikron kalınlığa kadar devam eden bu parlatma işlemi yıkanıp kurutulduktan sonra Deitz-Wetzler mikroskobunda incelenmiştir.

Her bir deney örneğinin yukarıda belirtilen kesitlerinin tamamı incelenmiştir.

BULGULAR

(DENEY SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ)

Materyel ve metadda anlatıldığı gibi hazırlanan femur kemikleri Instron aletine bağlanıp yüklenildi. Ancak elde edilen değerleri anlayabilmemiz için bazı teknik hesap ve terimler üzerinde kısaca bir açıklama yapmak uygun olur kanısındayız.

Gerilme bileşenleri ile şekil değiştirme bileşenleri arasındaki bağıntı, deneysel olarak bulunmuştur ve buna Hook Kanunu denir.

Kenarları koordinat eksenlerine paralel olan bir dikdörtgen prizması düşünelim. Bu prizma, karşılıklı iki yüzü üzerine düzgün yayılmış olan σ_x normal gerilmelerının etkisine maruz kalsın. Deney göstermiştir ki izotrop malzeme halinde bu normal gerilmeler bu elemanın açılarında bir değişme meydana getirmezler. Elemanda meydana gelen bütün birim uzamanın şiddeti

$$\epsilon_x = \frac{\sigma_x}{E}$$

formülü ile verilir.

E çekmedeki elastisite modülüdür.

Elemanın x doğrultusundaki genişlemesi ile aynı zamanda enine büzülmesi meydana gelir.

$$\epsilon_y = \mu \frac{\epsilon_x}{E}$$

$$\epsilon_z = -\mu \frac{\epsilon_x}{E}$$

μ poisson oranı verilen sabit olup birçok malzeme için 0.25 olarak alınabilir. Bir örnekle gösterecek olursak 1 boyunda ve r yarı çapında yumuşak bir bakır telin arttırıldı

saptanır. O halde Hook kanununa göre :

$$\frac{dl}{l} = \frac{l}{E} \cdot \frac{F}{A}$$

yahut $Z = E \cdot \epsilon$ yazılır.

E uzama modülü veya Young modülü denen malzeme sabitidir.

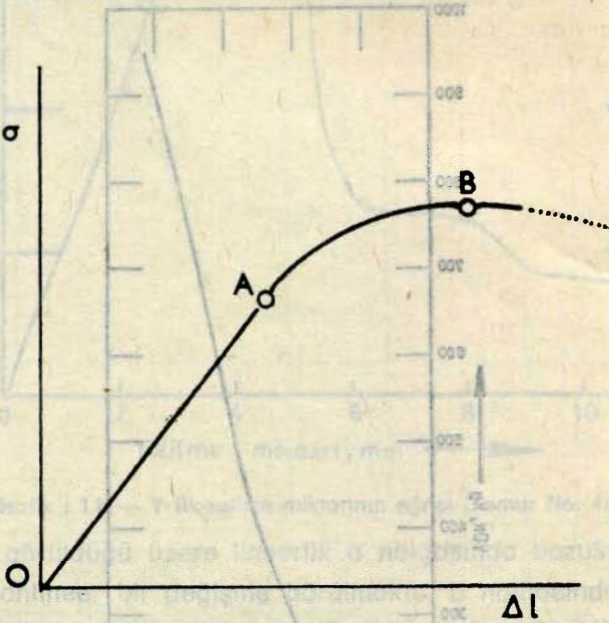
$$E = \frac{\text{Kuvvet}}{\text{Yüzey}}$$

E kilopond/cm² (C.G.S. sisteminde din/cm ; KMS sisteminde Newton/m²) dir.

Gerek çekme deneyinde ve gerekse basma deneyinde elastisite modülü (veya Young modülü) "gerilme-şekil değişimi" (stress-strain curve) diagramlarının elastik sınırlar dahilinde kalan bölgesindeki herhangi bir gerilme (stress) değerinin o noktadaki (strain) oranı olarak tarif edilir. Yani

$$E \text{ (Elastisite modülü)} = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

Olur. Başka bir deyimle Hook kanununa tabi cisimlerde (ϵ - σ) eğrisinin eğimi elastisite modülünü verir.



Hook kanununun geçerli olduğu uzama OA arasındır. Yani etkileyen kuvvetin kalkması ile tamamen ilk durumunu aldığı zaman tel elastisite sınırları içindedir. Eğer ağırlık artırılırsa (AB arası) uzama artar fakat yük kaldırıldığında tel eski haline gelmez : Orantılık sınırı aşılmıştır (Plastik değişim). Şayet yükü daha da arttırsak uzama birden artar, buna akma denir. Tel elastisitesini kaybederse sertleşir. Ağırlık daha da artarsa tel kopar. Buna dayanıklılık sınırı denir (33).

Yapılan deneylerden birçoğunun verdiği "yük-ezilme miktarı" eğrisi lineer kısım ihtiva etmekle beraber;

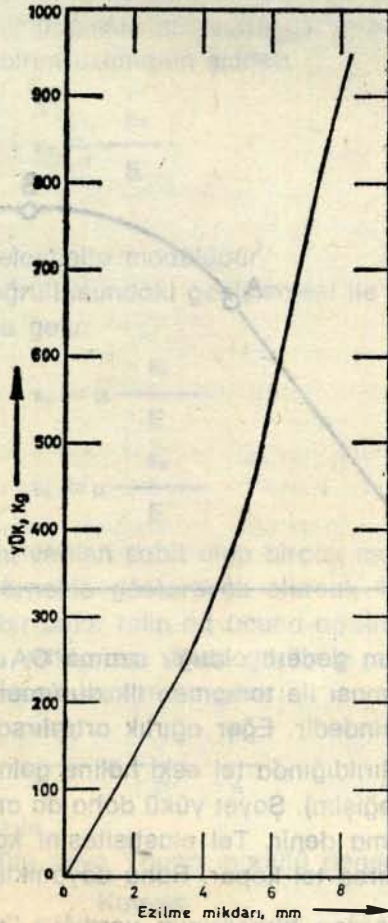
- a) Kemiğin kesitinin her bir noktada büyük farklılık göstermesi,
b) Kemiğin anizotrop yapıda olması,

Tamamı yük altında bulundurulmuş femurun elastisite modülü için bir sayı vermek uygun olmayabilir.

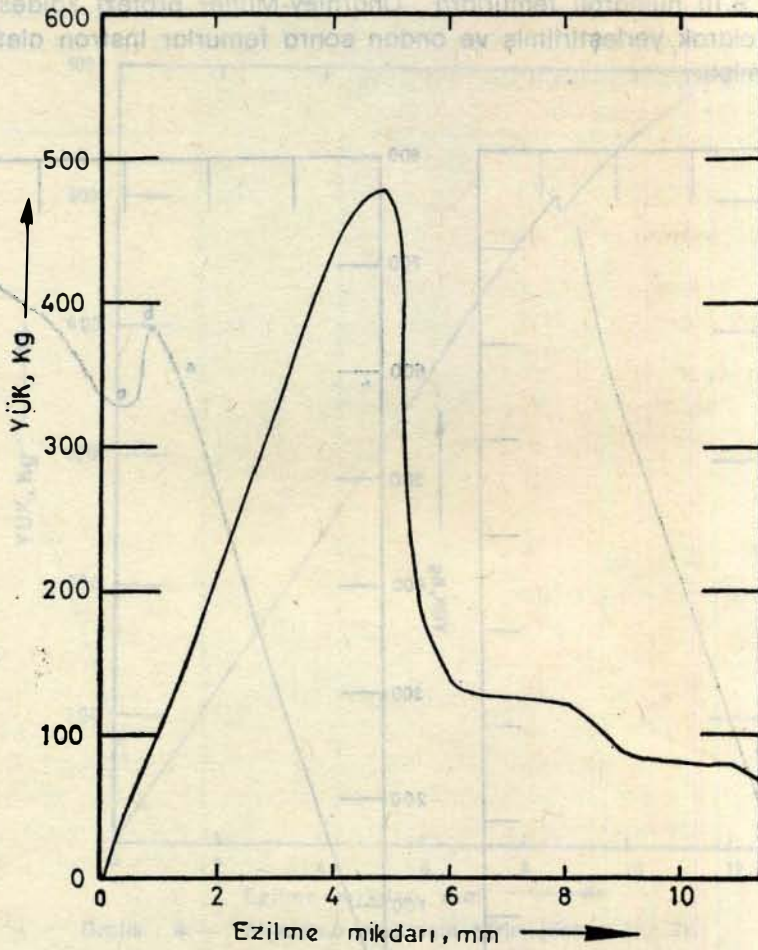
Bu bilgilerin ışığı altında yüklediğimiz femurlardan aldığımız sonuçların değerlendirilmesi

Deneyimizi oluşturan protezsiz olarak yüklenmiştir.

Bunlarda "yük-ezilme miktarı" eğrisi önceleri lineer bir şekilde artmakta beraber bazı kemiklerde bu durum kırılıncaya kadar devam etmekte (Grafik



Grafik : 1 a — Yük-ezilme miktarının eğrisi (Femur No: 3)

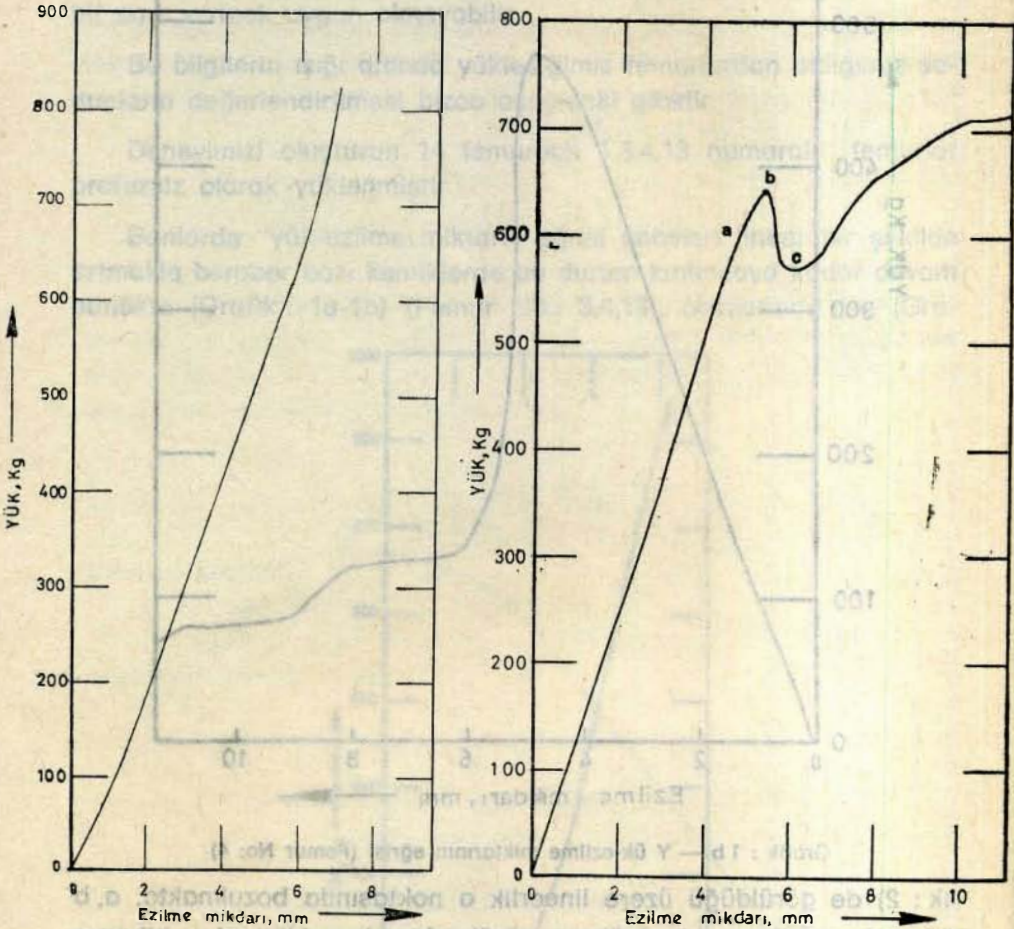


Grafik : 1 b — Yük-ezilme miktarının eğrisi (Femur No: 4)

Grafik : 2) de görüldüğü üzere lineerlik a noktasında bozulmakta, a, b arasında nonlinear bir değişme görülmekte, b noktasından itibaren ise, malzemede ezilme miktarı arttığı halde, yükte bir düşüş görülmektedir. Normal olarak beklenmeyen bu durum c noktasından itibaren yön değiştirmekte, eğride kırılmaya kadar yükselme devam etmektedir (femur No. 1) (Grafik :

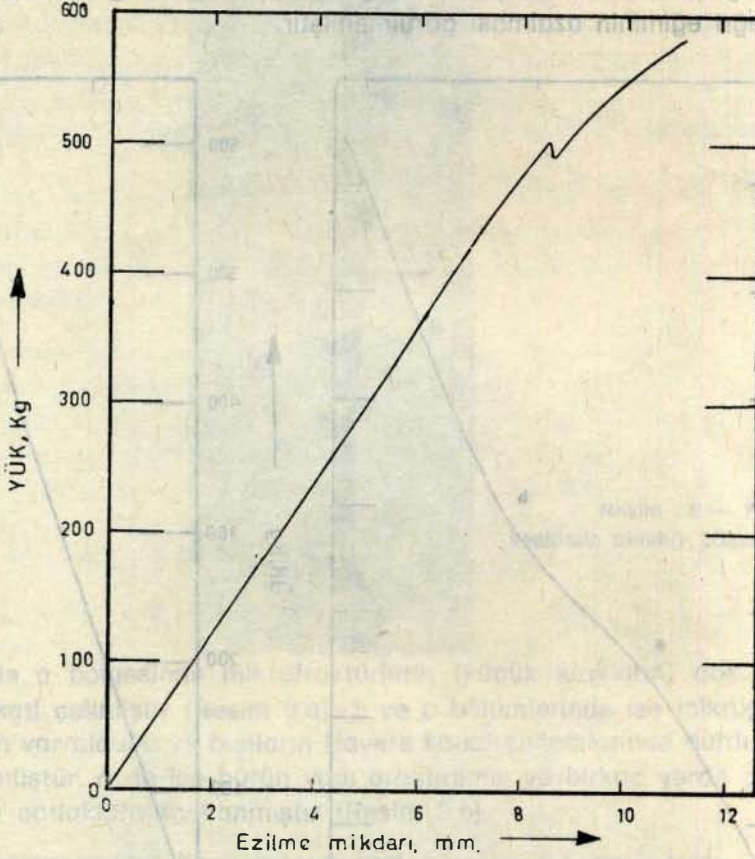
Kemik boy ve yapısının farklı olmasının bir sonucu olarak kırılma yükleri ve ezilme miktarları farklılık göstermektedir. Literatürde de bildirildiği gibi bizim deneylerimizden de aldığımız sonuçlar, kemikten kemiğe mekanik özelliklerin farklı olduğunu teyit etmiştir.

2.7,9,10 numaralı femurlara Charnley-Müller protezi kaidesine uygun olarak yerleştirilmiş ve ondan sonra femurlar Instron aletine yüklenmiştir.



Grafik : 2 — Yük ezilme miktarının Gra
eğrisi (Femur No: 1) eğrisi (Femur No: 2)

Protez, kemik ve sement karışımı malzemeyi daha komplike bir hale getirmektedir. Bu deneylerin bazılarında eğri sürekli bir artış göstermiş ve ondan sonra kırılma meydana gelmiştir (Femur No. 2) (Grafik : 3). Diğerlerinde protezsiz femurda görüldüğü gibi önceleri lineer bir artış olmuş, sonra küçük bir düşüşten sonra eğride tekrar kırılıncaya kadar bir yükselme görülmüştür (Grafik : 4).

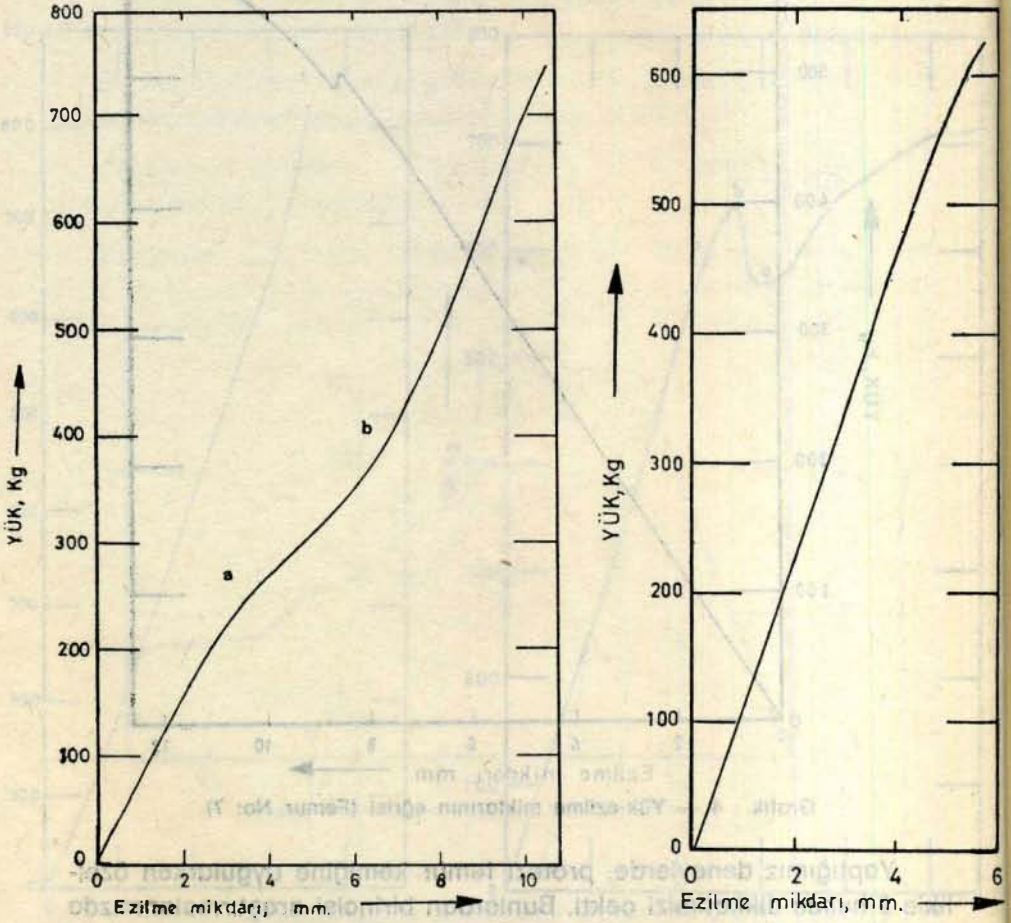


Grafik : 4 — Yük-ezilme miktarının eğrisi (Femur No: 7)

Yaptığımız deneylerde, protezi femur kemiğine uygularken özellik'e 2 husus dikkatimizi çekti. Bunlardan birincisi araştırmalarımızda kullandığımız protez sapları standart boyda olduğundan, protezi femur kemiğine retroversiyonda uygulayamadık. İkincisi ise bütün uğraşlarımıza rağmen proteze koksa vara durumunu veremedik. Femur kemiğine zarar vermemek amacı ile daha büyük zorlamalara gitmedik. Zira femur kemiğinin üst bölümünün özel yapısı ancak aşırı anteversiyon ve koksa valga durumuna müsaade edebiliyordu.

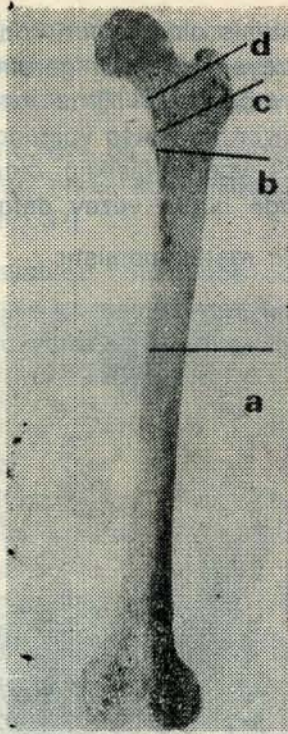
5, 12 numaralı femurlara protezi, aşırı anteversiyonda uygulayarak Instrom cihazına yerleştirdik, ve yükledik, «yük-ezilme miktarı» eğrisinin (Grafik 5), (Femur No. 5) a dan sonra eğimi b ye kadar hafif azalmakta, b den sonra ise hızlı bir şekilde yükselmektedir. 8 numara-

ralı femura protez yine anteversiyonda uygulanmış olmasına rağmen eğride devamlı bir yükselme görülmüş 5-12 no lu femurlardaki gibi eğri eğiminin azalması görülmemiştir.



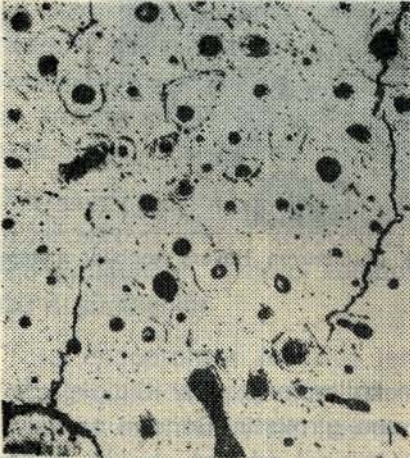
Grafik : 5 — Yük-ezilme miktarının eğrisi (Femur No: 5) Grafik : 6 — Yük-ezilme miktarının eğrisi (Femur No. 6)

6, 11, 14 numaralı femurlara Charnley-Müller protezini koks valga durumunda yerleştirdikten sonra Instron aletine koyarak yükledik. Elde ettiğimiz eğride, kadesine uygun olarak yerleştirdiğimiz protezin bir kısım grafiğine başka bir deyimle yük-ezilme miktarı eğrisi line çaya kadar yükselmiştir. Tüm femur kemiklerini Instron aletinde yükleyip kırdıktan sonra (Resim 8) de görülen bölgelerden kesitler alınmış. Materyel-metod bölümünde anlatıldığı gibi metallografik mikroskopta

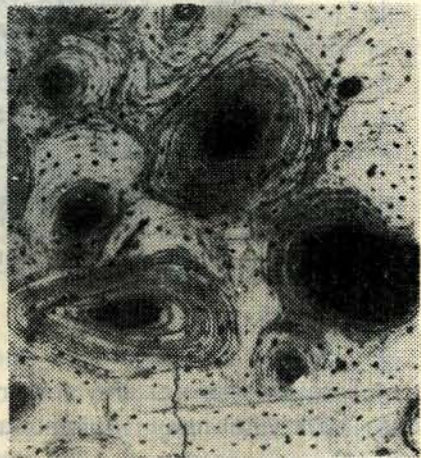


Resim : 8 — Femurda kesitlerin alındığı bölgeler.

rinde a bölgesinde mikrofraktürlerin (küçük kırıkların) çok olduğu dikkati çekmiştir (Resim 9 a). b ve c bölümlerinde ise mikrofraktürlerin var olduğu ve bunların Havers kanal sistemlerinde durduğu görülmüştür. d de ise bütün yapı araştırılmış ve birkaç yerde çok küçük çatlaklara rastlanmıştır (Resim 9 b)



Resim : 9 a — Kalkar femoralde mikrofraktürlerin görülmesi



Resim : 9 b — Kalkar femoralde Havers kanallar sistemi içinde 2 Havers kanalı arasındaki çatlak.

Normal açıda protez takılmış olan femurlarda ise, a, b, c, bölgelerinde yukarıdakilere benzeyen çatlaklar görülmüş ise de kalkar femoral bölgelerinde hiçbir yapı değişikliğine rastlanmamıştır (Resim 10). Ancak aşırı anteversiyon ve koksar valgoda uygulanmış olan femurların a, b, c bölgelerinde yapı değişikliği olarak küçük çatlaklara rastlanmış, d bölgelerinde bütün yüzey defalarca tarandıktan sonra da herhangi bir çatlakla rastlanmamıştır.



Resim : 10 — Kalkar femoralde çatlak görülmeyen Havers kanallar sistemi.

TARTIŞMA

Total endoprotezlerin sementle kullanılan tipleri Kliniğimizde ilk defa 1967 yıllarında uygulama alanına girmiştir. Bundan sonra hızlı bir gelişme göstererek 1980 yılının birinci yarısına kadar yaklaşık (216) sementli total endoprotez uygulaması yapılmıştır.

Dünyada olduğu kadar, ülkemizde de çabuk bir gelişme ve yayılma gösteren endoprotezlerin çok kullanılmalarına rağmen birçok komplikasyonları da sık, sık karşımıza çıkmaktadır. (5,6,45,46,47)

PATTERSON-BROWN bu komplikasyonları, ameliyat esnasındaki komplikasyonlar, erken komplikasyonlar ve geç komplikasyonlar diye ayırmışlardır. (37)

Geç komplikasyonlar bölümünde acetabular ve femoral komponentlerin aşınma ve gevşemesi geç enfeksiyonlar, femur kırıkları, ektopik kemik formasyonu da bütün gayretlere rağmen çözülememiş sorunlardandır. (1,10,17,19,20,21,24,27,40)

Sorunları bu kadar çok olan bir yöntemi, hastalara daha faydalı bir hale getirebilmek amacı ile, ortaya çıkan komplikasyonlar üzerine eğilmek.

de de yazdığımız gibi, acetabular ve femoral komponentlerin gevşemesi sorunu bizi bu yolda çalışmalara sevketti. Acetabular gevşeme çalışmalarımız halen bir proje halinde olduğundan, deneylerimizi femoral komponentin gevşemesi üzerine yoğunlaştırdık.

Uyguladığımız Charnley-Müller tipi protezlerde gevşeme oranı literatür ile uygunluk göstermektedir. Zira literatürde diğer tip total endo protezlerde % 1.2 ile % 33.3 arası gevşemeden söz edilmektedir. Diğer yandan Charnley-Müller tipinde gevşeme oranı % 1.6'yı bulmaktadır.

Diğer tip total endoprotezlere oranla Charnley-Müller tipi total endoprotezlerde gevşeme daha az görülmektedir. Bununla beraber ortaya çıkan bu tip komplikasyonlar hastayı ve ortopedik cerrahı güç durumlarda bırakabileceği gibi femoral komponenti gevşedi diye çıkarılması işlemi de ayrı bir sorundur. Hatta protezi en iyi koşullarda kolaylıkla çıkarabilirsek bile bazen sonuçta Girdlestone yöntemi bile hastaya faydalı olmayabilir (24).

İrdelemenin gelen bir soruyu ortaya koyabiliriz. Acetabular komponent konumuz dışında olduğundan, femoral komponentin hangi koşullarda gevşediği sorusu düşünülebilir.

Total endoprotezin özellikle femoral komponentinin, kusurlu veya değişik açılarda konulması, travma ile implanta yakın komşu dokulardaki derin enfeksiyonlar gevşemeye sebep olabilirler. Hatta hiçbir neden yokken dahi bu tip protezlerin bir süre sonra gevşedikleri yazarlar tarafından bildirilmiştir. (18,25,26,30,31)

HACKENBROCH ve TONNIS protez tiplerinin ve vücutta buldukları sürenin protez sap gevşemeleri nadıklarını yaptıkları bir araştırmada ortaya tipteki protez saplarının konduktan sonra 2 yıl içinde gevşediklerini bildirmişlerdir. Gevşeme nedeni enfeksiyon olabildiği gibi, kusurlu konulmalar ve en az bunlar kadar (29,44).

DIEHL, RITTER ve arkadaşları aseptik gevşemeler üzerinde olumlu araştırmalar yapmışlardır. Yapılan araştırmalarda, Mc Kee-Ferrari protezi konduktan altı yıl sonra % 12, Weber-Hugger rotasyon protezi de aynı süre içinde % 33 oranında bir gevşeme göstermişlerdir (23,31,38).

WILLERT bu tip protezlerde yapmış olduğu histolojik araştırmalarda sementle tutturulan total protez sapının, kemik yatağında ve sementle kemik arasında dolaşım bozukluğu ile birlikte monomer ve sementin yüksek ısısının kemikte 3 mm. kalınlığa varan nekrotik bir tabaka oluşturduğunu göstermiştir. Onarım devresinde kemik rezorbe olduğu ve bir süre sonra bu boşluğun bağ dokusu tarafından istilâ edildiği CHARNLEY tarafından da bildirilmiştir (16,48).

Bununla beraber organizma o kadar yeteneklidir ki, birçok defa bu bağ dokusu yerine kemik dokusu protez sapı etrafını çevreler. Buna rağmen bu tip dokularda dahi sap gevşemeleri görülebilir (13).

Total endoprotezin sap gevşemelerine, sementin yüklenmesinin mekanik momenti ve kemik protez yataklarının yüklemi de etki eder. Protezden taşınan kuvvetleri tutan, protezin kemik içindeki yatağının mekanik yüklenmesi ve zorlanması da gevşeme olayında büyük rol oynayabilir.

Röntgen altında yapılan gözlemler, sementli endoprotezlerden sonra kemik dokusunda ve kemik şeklinde tipik değişikliklerin oluştuğunu göstermiştir. Kalkar femoralde bir atrofi ve protez sapı ucuna doğru femur diafizinde silindirik bir kalınlaşmanın varlığı dikkatleri üzerine çekmiştir (22,33,34,35).

CHARNLEY ve CUPIC, Charnley total kalçaprotezi uyguladıktan 9-10 yıl sonra olgularının % 41,5 inde kalkar yona bağlı radyolojik işaretler bulmuşlardır. Hatta daha sonraları Charnley daha uzun takip sonunda kalkar femoraldeki bu rezorpsiyonun % 70 e kadar arttığını bildirmişlerdir (13).

INDOG, NICHALSON'un Charnley tipi total endoprotez yaptığı 250 olgusunda bu oranın % 22,8 olduğunu kaydetmişlerdir (3(2)).

Bu biyolojik olayların yanında mekanik sorunlarında birbiri ile ilişkili olduğu kanısındayız.

TÖNNIS, boyunları değişik uzunlukta olan total endoprotezlerde ilginç bir araştırma yapmış ve uzun boyunlu protezlerde gevşemeyi % 5.6 orta boyunlu protezlerde ise % 3.6 olarak bulmuştur. la beraber Tönnis, bu farklı gevşemenin Charnley-Müller, Charnley-Müller-Weller'deki orta boyunlu protezlerde bulunan varus şekli ve buna bağlı olarak bükme kuvvetinin, protez sapında ve femurdaki relatif olarak büyük olan bükme momenti ve varus şeklindeki konulmasına bağlamış, ve bu yerleştirme kusurunun dönme momentinin daha

Bu gevşemelerin klinik ve radyolojik yazarlara göre az çok tartışmalı ise de, esas olarak belli kriterlere dayanmaktadır. Kalçaya ameliyattan uzun bir süre sonra genellikle dize yayılan kasık ağrıları klinik olarak protez gevşemesini düşündürür. Bunu teyit etmek amacı ile radyografi yaptırılır.

SALVATI ve arkadaşları, gerek acetabular, gerekse femoral bölümünde 1 mm. ve altındaki genişlikteki radyolusen hatların anlamlı olarak değerlendirilmelerini, 2 mm. nin üzerindeki ise bazı klinik semptomlarda varsa, gevşeme kanıtı olarak değerlendirilmelerinin uygun olacağını bildirmişlerdir. Aynı yazar daha sonraki bir artrografi çalışmasında radyolusen hattın gevşemenin kesin kanıtı olduğunu ortaya atmıştır (39).

DELEE ve CHARNLEY bu radyolojik hattın, asetabulumda femoral bölgeye oranla daha çok değer kazandığını bildirmişlerdir (22).

Hernekadar yukarıda da anlatıldığı gibi aseptik gevşemenin çeşitli sebepleri var ise de biz araştırma konusu olarak bunlardan sadece birini: TEP in femoral komponentinin kaldeye uygun olan şekli ile olmayan şekilleri arasında Instron aleti ile yüklenildiğinde ortaya çıkan farkları belirtmeye çalıştık.

Materyel-metodda da belirttiğimiz gibi 4 protezsiz, 4'ü uygun olarak yerleştirilmiş Charnley-Müller protezi, 3'ü antroversiyonda, 3'ü ise valgus durumunda protez yerleştirilmiş olan femurlarda araştırmalarımızı yaptık. Protezi varus ve retroversiyonunda femura yerleştirmek teknik olarak tip yerleştirmelerdeki deneyleri uygulayamadık.

Ülkemiz koşullarında her deneye kondilleri sabitleştirmek için sement kullanımı çok pahalı olacağından femurları f. da beton bloklar içine alıp yüklemek istedik. Bunları 1, 2 ve 3 no. lu femurlara uyguladık. Ancak 1 no. lu femurun betonu, yüklemenin mentle kalıplanmış ve deney bu şekilde yapılmıştır.

2 ve 3 no. lu femurlarda betona tel koyup 3 hafta bekledikten sonra yükleme yapılmış ve beton blokta hiçbir komplikasyon çıkmamıştır. Ancak 1 no. lu femurda meydana gelen teknik moplikasyondan kaçınmak amacı ile materyelimizi oluşturan diğer femurların hepsinin kondilleri sementle kalıplanarak deneyler sürdürülmüştür.

Deney materyelimizi oluşturan femur kemiğinin kesiti femur başından itibaren bütün kemik boyunca değiştiğinden, Instron deney cihazından elde edilen "yük-ezilme miktarı" eğrisi "gerilme-şekil değişimi" (stress-strain curve) eğrisi şekline dönüştürülemediği. Bunun yerine sadece cihazdan alınan "yük-ezilme miktarı" eğrisi basma deneyi sonucu olarak alınmıştır.

Araştırmamızın önemli bir kısmını oluşturan deneylerin sonuçları yukarıda da anlatıldığı gibi "yük-ezilme miktarı" eğrileri ile verilmiştir. Protezli ve protezsiz kemikler için, genellikle önceleri lineer bir artış, daha sonra çok az non-lineer bir deformasyonu takiben kırılma ile sona eren bir eğri elde edilmiştir.

Bazı protezli veya protezsiz kemiklerde kırılma öncesi eğride bir kayma veya bir düşüş, bilâhare kırılmaya kadar varan bir yükselme görülmektedir.

Deneylerimizde kullandığımız femurları elde ettiğimiz sonuçlara göre tek tek irdeliyelim.

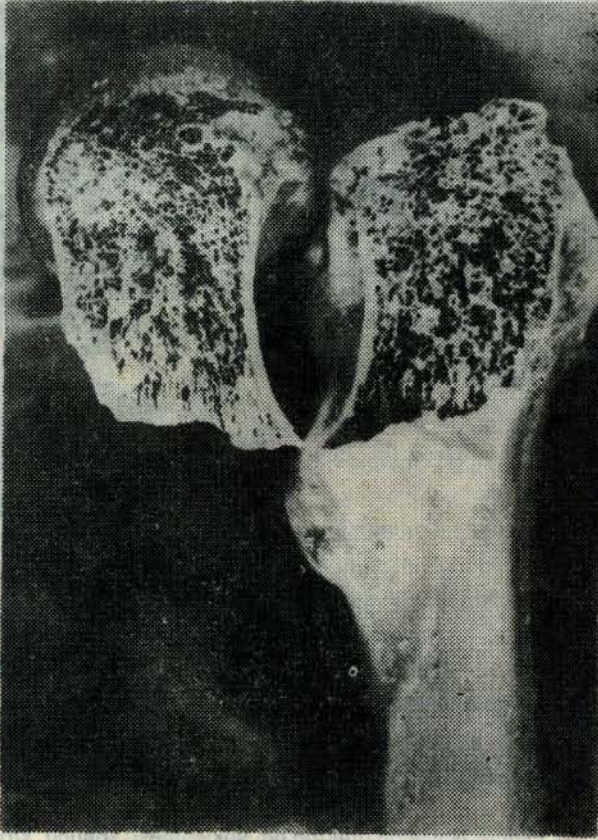
Femur no. 1 ve 13 : Bunlar protezsiz kemiklere ait olup bulgular kısmında belirtildiği gibi "yük - ezilme miktarı" eğrisi önceleri lineer bir tarzda artmış, a noktasında bozularak ab arası nonlineer bir şekil almış, b noktasından c noktasına kadar düşme gösterdikten sonra c den itibaren bir yükselme göstermiştir. Bütün bu süre zarfında kemiklerde ezilme devam etmiştir. Bunun muhtemel sebebi;

a) Kemiğin herhangi bir yerinde efektif çalışma kesiti geçici olarak azaltılması veya,

b) Femur başının çatlama sonucu kayarak hareketsiz hale gelene kadar geçen süre olabilir.

Femur no. 3, 4 : Bu femurlar da protezsiz kemiklere aittir. Ancak (Tablo : 1) de görüldüğü gibi çok değişik yük ve ezilme miktarı altında kırılmış olmalarına rağmen eğride benzerlik görülmekte; yani başka bir deyimle başlangıçtan belli bir seviyeye kadar lineer bir yükselme görülmekte, çok kısa non-lineer bir yükselmeden sonra kırık oluşmaktadır. Burda kırılma yükleri ve ezilme miktarlarındaki farklılık bulgularda da bahsettiğimiz gibi kemikten kemiğe mekanik özelliklerin farklı olmasındandır.

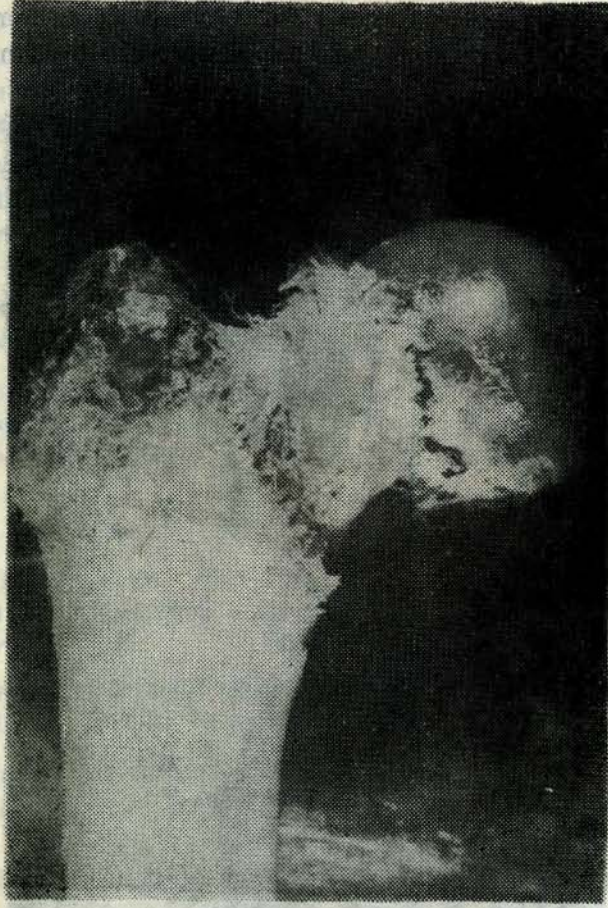
Nitekim 3 no. lu femur intertrokanterik bölgede ancak 950 kg. lık bir yük altında kırıldığı halde (Resim : 11) 4 no. lu femur hemen 480 kg. dan sonra subkapital bir kırık göstermiştir (Resim : 12).



Resim : 11 — Femur No: 3'ün Instron'da yüklenmesi sonucu kırılmış şekli.

2, 9 no. lu femura protez kaideye uygun olarak konulmuş ve Instron aletinde yük altında bırakılmıştır. Bu kemiklerde "yük-ezilme miktarı" eğrisinde sürekli bir artış görülmüş ve bu lineer deformasyon nonlineer seviyeye gelip trokanterler arası bölgeden beklediğimiz şekilde kırılmıştır.

7, 10 no. lu femurlarda protez kaideye uygun olarak konulmuş ve Instron aletinde deneye hazır bir şekle konulmuştur. Bu kemiklerin "yük - ezilme miktarı" eğrisinde önceleri a noktasına kadar lineer bir artış görülmüş, ab arası bir düşüş ve b den sonra tekrar ezilme devam ettiği halde eğride kırılıncaya kadar bir yükselme görülmüştür.



Resim : 12 — Femur No: 4'ün İnfron'da yüklenmesi sonucu kırılmış şekli.

Beklediğimiz dışında bir düşüş gösteren bu eğrinin düşüşünün muhtemelen protez-sement ikilisinin kemikten bir gevşeme ile ayrı- ayrı yerleşinceye kadar bir kayma yerleşim veya kemik içinde oluşan ufak çatlakların bu düşüşe sebep olduğu olasıdır.

5, 12 no. lu femurlara protez aşırı anteversiyonda yerleştirilmiş ve deneye alınmıştır. (Grafik : 5) de görüldüğü gibi a dan sonra b ye kadar eğrinin eğiminin azalması görülmekte, b den sonra ise eğri tekrar eski eğimini alarak devamlı yükselmektedir. Bu eğrideki ab arasındaki eğim azalması protez-sement ikilisinin kemikten ayrılarak (yerinden oynayarak) muhtemelen bu ikilinin oynamaz bir hal alın- caya kadar eğri eğiminde değişiklik olmakta, bu ikili sabitleştikten sonra eğri tekrar eski eğimini kazanarak kırılıncaya kadar yüksel-

mektedir. 8 no. lu femurda protez aşırı anteversiyonda yerleştirilmiş ve Instron aletine bağlanmıştır. Elde edilen "yük - ezilme miktarı" eğrisi devamlı olarak kırılıncaya kadar yükselme göstermiştir.

Bu her üç femurda da dikkati çeken bir nokta kırılmanın ön yüzde olması, başka bir deyimle, öne rotasyonda bulunan protezin kemiği bu yönde zorlayarak bir rotasyon kırığı oluşturduğu fikrini uyandırmıştır.

6, 11, 14 no. lu femurlarda protez koksa valga durumunda iken alete yerleştirilmiş ve yüklenilmiştir. Her üç kemikte de kendi aralarında bir benzerlik görülmüştür. Her üç eğrinin "yük - ezilme miktarı" eğrisi lineer bir şekilde kemik kırılıncaya kadar artmıştır.

Koksa valgada yerleştirilmiş protezli femurlarda, diğer bazı kemiklerde görmüş olduğumuz düşme veya eğimde azalma durumu görülmemiştir. Yani kanımıza göre bunlarda gevşeme olmamış veya bu gevşeme eğriye intikal etmeyecek kadar düşük olmuştur.

Kısıtlı imkânlarımızla, sayısı az sayılabilecek bir materyeli tartışmaya sunduk ise de kanımızca anteversiyonda yerleştirilmiş protezler kaidesine uygun veya koksa valgada konan protezlere nazaran daha çabuk gevşemeye veya femur kırıklarına sebep olabilir. Bununla beraber aynı femurların kesitlerinden yapmış olduğumuz metallografik incelemeler bizi bu araştırmada bir adım daha ileri götürmüştür. Yukarda anlatılan deneylerden sonra bütün kemikler a, b, c, d bölgelerinden kesilerek, alınan parçaların metallografik mikroskopta incelendiğini bulgular bölümünde anlatmıştık. Normal kemiklerde yük altında bulunan mikro çatlakların normal olduğu inancındayız, zira kadavra femurunun proksimal kısmı yük altında bırakılmış, bunun sonucu olarak da kemik bütünü ile bir yük altına gelmiştir. Diğer iki protezde ise (Femur No. 7, 10) önceleri lineer bir normal olarak yerleştirilen protezlerin yüklenmeden sonra yapılan kesitlerinde özellikle d bölgesinde (kalkar femoral) bütün yüzeyi aramamıza rağmen hiçbir çatlağın bulunmaması bizce çok önemli bir kanıttır. Düşüncemize göre bu tip normal yerleştirilmiş protezlerde maksimal yük, kalkar femoralden ziyade protezin tepesinin etrafına yerleşmiştir. Kalkar femoral bölgede aşikâr bir yük azalmasının kanıtı olarak da bu bölgede mikro çatlakları görmeyişimiz olabilir.

CHARNLEY, CUPIC TEP in 8 ilâ 10 yıllık radyolojik araştırmalarında kalkar femoralde rezorpsiyona rastladıklarını bildirmişlerdir. Hatta CHARNLEY daha da ileri giderek bu kalkar femoralin radyolojik görünümünün eski olgularda % 70 çıktığını ifade etmişlerdir (13).

CHARNLEY, kalkar femoraldeki lokal rezorpsiyonun bir bütün olduğunu ve büyük bir ihtimalle de sap gevşemeleri ve kırılmala-

rının bir nedeni olduğunu ileri sürmüştür. Kalkar femoraldeki bu yük azalımı lokal kullanılmamanın sonucu olduğu kanısını da veriyor (13,16).

d bölgesinde mikrofraktürlerin bulunmayışı kalkar femoral bölgesinde longitudinal yüklerin büyük düşüş gösterdiği ve bu bölgede geniş çapta kemik kaybının, kısmen ise büyük ölçüde kullanılmama atrofisi sonucu olduğu fikrini ortaya koyuyor. Nitekim CHARNLEY ve CUPIC kalkar femoral alanda kemik rezorpsiyonunun radyografilerde açıkça görüldüğünü bildiriyorlar. Bununla beraber sement için bir destek ödevi gören trabeküller kemiğin zayıflaması ve kullanılmama atrofisi radyografide görülmeyebilir. CHARNLEY kalkar femoraldeki rezorpsiyonun ilk önceleri burayı besleyen kan damarlarının kesilmesine bağlar (14). Bazı yazarlar ise sementin reaksiyonundan ortaya çıkan termik nekrozun buna neden olduğunu bildirirler. Rezorpsiyonunun polimetilmetakrilat'ın polimerize olmamış monomerinin sitotoksik ve lipolitik reaksiyonundan ortaya çıktığını da önerenler vardır (45,47). Ama bu konu halen kesinlik kazanmış değildir. Ama ortada bulunan gerçek bu bölgenin yük altında bulunmıyışındır. İlerideki çalışmalar belki de femur komponentinin boynu ile kalkar femoral arasında daha geniş bir temas yüzeyinin elde edilmesine yarayacaktır.

Aşırı anteversiyonda ve koksa valga durumunda uygulanmış protezlerin, femur kemiklerinde yapılan kesitlerde abc bölgelerinde mikrofraktürlere rastlanmamış, d bölgesinde ise kesitler çok aranmasına rağmen herhangi bir mikrofraktüre rastlanmamıştır. Protezde aşırı anteversiyon veya koksa valga durumu da kalkar femoral yüklenmesinin nedeni olmuyor.

S O N U Ç :

Total kalça endoprotezi uygulamalarında, femoral komponentin kalkar femoralde değişik konumlarda teması sonucu bu bölgede kullanılmama atrofisine bağlı olarak rezorpsiyonun ortaya çıktığı, çeşitli araştırmalarla ortaya konmuştur. Bu rezorpsiyonun gevşemeye ve daha ileri dönemlerde kırılmaya neden olabileceği de öne sürülmektedir.

Klinik uygulamaların erken ve geç dönemlerinde ortaya çıkabilen femoral komponent gevşemesinin nedenlerini in vitro olarak kadavralardan elde edilen kemiklerde, protez yerleştirilmeden ve değişik konumlarda protez yerleştirilerek yük dağılımının özelliklerini araştırarak açıklamak amacıyla bu çalışma yapılmıştır.

Protez konmamış ve değişik konumlarda protez uygulanmış femur kemikleri üzerine Instron yüklemeye cihazı ile yük uygulayarak

‘yük - ezilme’ miktarının eğrisi saptanmaya çalışılmış ve femurlardan çeşitli seviyelerden kesitler alınarak ortaya çıkan mikrostrüktür farklılıklarının metallografik mikroskopta incelenmesi ile aşağıdaki sonuçlara varılmıştır.

1. Protez konmadan yüklenen femurlarda “yük - ezilme miktarı” eğrisi önceleri lineer bir şekilde artmakta, bazı kemiklerde bu durum kırılıncaya kadar devam etmektedir. Bazı kemiklerde ise (Grafik : 1) lineerlik a noktasında bozulmakta, a, b arasında non-lineer bir değişme görülmekte, b noktasından itibaren ise malzeme de ezilme miktarı arttığı halde yükte bir düşüş görülmektedir. Kemik boy ve yapısının farklı olmasının bir sonucu olarak kırılma yükleri ve ezilme miktarları farklılık göstermektedir.

2. Charnley - Müller protezinin kaidesine uygun olarak yerleştirildiği ve yük uygulandığı deneylerden ikisinde (Femur No. 2 ve 9) eğri sürekli bir artış göstermiş ve ondan sonra kırılma meydana gelmiştir. Diğer iki proztede ise (Femur No. 7, 10) önceleri lineer bir artış olmuş, sonra küçük bir düşüşten sonra eğride tekrar kırılıncaya kadar bir yükselme görülmüştür.

3. Deneysel modellerin hazırlanmasında, in vitro şartlarda protezin retroversiyonda ve varus konumunda yerleştirilmesinin mümkün olmadığı görülmüştür. Femur kemiğinin üst yapısının ancak aşırı anteversiyon ve koksa valga durumuna izin verdiği görülmüştür.

4. Protezin aşırı anteversiyonda uygulandığı deneylerde, (Femur No. 5-12) “yük - ezilme” eğrisinin a dan sonra eğimi b ye kadar hafif azalmakta, b den sonra ise hızlı bir şekilde yükselmektedir (Grafik : 5). 8 no. lu femurda ise aşırı anteversiyonda uygulanmaya karşın eğride devamlı bir yükselme görülmüş, eğimin azalması saptanmamıştır.

5. Charnley - Müller protezleri koksa valgada yerleştirildikten sonra yapılan yüklemelerde elde edilen eğrinin kaidesine uygun olarak yerleştirilen protezin grafiğine benzer bir sonuç elde edilmiştir. Yani yük-ezilme miktarı eğrisi lineer bir şekilde kırılıncaya kadar yükselmiştir.

6. Yükleme deneylerinden sonra çeşitli seviyelerde alınan kesitlerin metallografik mikroskopta incelenmesinde, protezsiz deneylerde, a bölgesinde mikrofraktürlerin çok olduğu, b ve c bölümlerinde mikrofraktürlerin var olduğu ve bunların Havers sistemlerinde bulunduğu görülmüştür. d bölümünden alınan kesitlerde ise, birkaç yerde çok küçük çatlaklara rastlanmıştır.

7. Normal açıda protez konmuş femurlarda ise a, b, c bölgelerinde yukarıdakilere benzer çatlaklar görülmüşse de kalker femoral bölgesinde hiçbir yapı değişikliğine rastlanmamıştır. Ancak aşırı

koksa valga ve anteversiyonda uygulanmış olan femurların a, b, c bölgelerinin yapı değişikliği olarak küçük çatlaklara rastlanmış d bölgelerinde bütün yüzey defalarca tarandıktan sonra herhangi bir çatlağa rastlanmamıştır.

8. İnvitro olarak yapılan bu araştırmanın verdiği sonuçlara göre, protezin valgusta yerleştirilmesinin, sementin femoral sapı her yönde kavraması ve femoral komponent sapının medialde olması koşullarının yerine getirilmesiyle insan üzerinde yapılan uygulamalarda gevşeme olasılığının ortadan kaldırılmasının mümkün olabileceği sonucuna varılmıştır.

S U M M A R Y

Loading on the femoral component by the instron instrument in total hip endoprostheses and the examination of femoral sections under metallographic microscope

In recent years, it has been observed that total hip endoprostheses have found an extensive field of application in the scientific branch of orthopaedics and traumatology and that the results obtained are extremely reward promising.

Yet, there seems to be certain complications arising during the late period, among which are the loosening of the acetabular and femoral components that give rise to problems.

In an attempt to elucidate this problem, a study has been made in vitro on the bones obtained from the cadavers with the intention of investigating the distribution aspects of loading prior to and after the insertion of prostheses in different position.

The investigation has been effected by detecting the curve between load and crushing amount through applying load by Instron loading instrument and by examining under metallographic microscope the microstructural differences arising after obtaining different sections at various levels.

It has been concluded that the insertion of the prosthesis in the valgus position will eliminate the possibility of loosening provided that cement grasps the femoral stem of the prosthesis in every direction and the stem of the femoral component stays medially.

K A Y N A K L A R

- 1 — AMSTUTZ, H. C. : Biomaterials for artificial joints. Orthop. Clin. N. Amer. 4:235, 1973.
- 2 — AMSTUTZ, H. C. : Practical considerations in selection of materials and design for total hip replacement. A.A.O.S. Ins. Course Lectures, 23:169, 1974.
- 3 — AMSTUTZ, H.C., MARKOLF, K. L., McNEISH, G. M., GREEN, F. A. : Loosening of total hip components, cause and prevention. In the hip proceeding of the 4. open scientific meeting of the Hip Society. pp: 102, St. Louis, C. V. Mosby, 1976.
- 4 — ANDERSON, G. B. J., FREEMAN, M. A. R., SWANSON, J. A. V. : Loosening of the cemented acetabular cup in total hip replacement. J. Bone and Joint Surg., 54B:590, 1972.
- 5 — BAŞKIR, O., YAZICIOĞLU, Ö., KOKİNO, M., KUZGUN, Ü., TEMELİ, Y., HAMZAOĞLU A. : Total protezde femoral komponent gevşemesi. 11. Ulusal romatoloji Kongresi, 14-16 Ekim 1980, İstanbul, Tebliğ edildi (Basılacak).
- 6 — BAŞKIR, O., YAZICIOĞLU, Ö., KOKİNO, M., TEMELLİ, Y., HAMZAOĞLU, A. : Total kalça protezlerinde şaft penetrasyonu ve femur kırıkları. Acta Orthop. et Trau. Turcica (Baskıda)

- 7 — BECKENBAUGH, R. D., ILSTRUP, D. M. : Total hip arthroplasty. *J. Bone Jt., Surg.*, 60A:306, 1978.
- 8 — BISLA, R. S., RANAWAT, C. S., INGLIS, A. E. : Total hip replacement in patients with ankylosing spondylitis of the hip. *J. Bone Jt. Surg.* 56A:233, 1976.
- 9 — BOUTIN, P. : Arthroplasties totale de la hanche par prothèse en alumine frittée. *Rev. Chir. Orthop.*, 58:229, 1972.
- 10 — BROWN, G. C., LOCKSHIN, M. D., SALVATI, E. A., BULLOUGH, P. G. : Sensitivity to metal as a possible cause of sterile loosening after cobalt chromium total hip replacement arthroplasty. *J. Bone Jt. Surg.*, 59A:164, 1977.
- 11 — CARLSSON, A. S., FREDERICK, G. C., STENPORT, J. : Fractures of the femoral prosthesis in total hip replacement according to Charnley. *Acta Orthop. Scand.*, 48:6:650, 1977.
- 12 — CHARNLEY, J., CRAWFORD, W. J. : Histology of bone in contact with self-curing acrylic cement. *J. Bone Jt. Surg.*, 50B:228, 1968.
- 13 — CHARNLEY, J., CUPIC, Z. : The nine and ten years results of the low friction arthroplasty of the hip. *Clin. Orthop.* 95:9, 1973.
- 14 — CHARNLEY, J., FOLLACI, F. M., HAMMOND, B. T. : Long term reaction of bone to self-curing acrylic cement. *J. Bone Jt. Surg.*, 50B:822, 1968.
- 15 — CHARNLEY, J. : *Acrylic cement in Orthopaedics.* Baltimore, 1970.
- 16 — CHARNLEY, J. : Fracture of femoral prosthesis in total hip replacement; a clinical study. *Clin. Orthop.*, 111:105, 1975.
- 17 — COLLIS, D. K. : Femoral stem failure in total hip replacement. *J. Bone Jt., Surg.*, 59A:1033, 1977.
- 18 — COTEAN, R. F., HARRINGTON, J., SCALES, S. T. : Concentration of wear products in hair, blood and urine after total hip replacement. *Brit. Med. J.*, 1:527, 1973.
- 19 — COVENTRY, M. B., BECKENBAUGH, R. D., NOLAN, D. R., ILSTRUP, D. M. : 2012 total hip arthroplasties: A study of postoperative course and early complications. *J. Bone Jt. Surg.*, 56A:273, 1974.
- 20 — CROWNINSHIELD, R. D., BRANDY, R. A., JOHNSTON, R. C., MILROY, J. C. : Analyses of femoral component stem design in total hip arthroplasty. *J. Bone Jt. Surg.*, 62A:68, 1980.
- 21 — DANDY, D. J., THEODOROU, B. C. : The management of local complication of total hip replacement by McKee-Farrar technique. *J. Bone Jt. Surg.*, 57B:30, 1975.
- 22 — DELEE, J. G., CHARNLEY, J. : Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin. Orthop.* 121:20, 1976.
- 23 — DIEHL, K. : *Zur Biomechanik der intramedullären Prothesenverankerung am coxalen femurende, Habilitationsschrift, Hamburg, 1970.*
- 24 — EFTEKHAR, N. S., STINCHFIELD, F. E. : Total replacement of the hip joint by low-friction arthroplasty. *Orthop. Clin. N. Amer.* 4:483, 1973.
- 25 — ENGELHARDT, A. : Hip prosthesis with physiological transmission of forces and individually isoelastic properties. *Acta Orthop. Belg.*, 42-1:220, 1976.
- 26 — EVARTS, C. M., CRAMER, L. J., BERGFELD, J. A. : The Ring total hip prosthesis comparison of results at one and three years. *J. Bone Jt., Surg.*, 54A:1667, 1972.
- 27 — EVARTS, C. M., NELSON, C. L., COLLINS, H. R., WILDE, A. H. : The surgical technique of total hip arthroplasty. *Orthop. Clin. N. Amer.* 4:449, 1973.
- 28 — GALANTE, J., ROSTOKER, W., DOYLE, J. M. : Failed femoral stems in total

- hip prosthesis. J. Bone Jt., Surg., 57A:230, 1975.
- 29 — HACKENBROCH, M. : Weitere Erfahrungen mit der Totalendoprothese des Hüftgelenks., Dissertation, München 1975.
- 30 — HARRIS, W. H., SCHILLER, A. L., SCHOLLER, J. M., FREIBERG, R. A., SCOTT, R. : Extensive localized bone resorption in the femur following total hip replacement. J. Bone Jt. Surg., 58A:612, 1976.
- 31 — HOFFMANN-DAIMLER, S. : Mechanische faktoren der Lockerung von Hüftgelenksprothesen und Möglichkeiten ihrer Beseitigung. Z. Orthop., 112:498, 1974.
- 32 — INDONG, O., HARRIS, W. H. : Proximal strain distribution in the femur. J. Bone Jt., Surg., 60A:75, 1978.
- 33 — KOKİNO, M. : Endoprotezlerde sap uzunluğunun proksimal femurun biomekanik yüklemi üzerine etkisi (Doçentlik tezi), İst. 1978
- 34 — LAING, P. G. : Compatibility of biomaterials. Orthop. Clin. N. Amer., 4:249, 1973
- 35 — MARMOR, L. : Femoral loosening in total hip replacement. Clin. Ort. 121:116, 1976.
- 36 — MITTELMEIER, O. : Alloplastik der Hüfte mit Selbsttragenden und einzementierbaren Keramik-Metall-Verbund-Endoprothesen, Nordwestdeutsche Orthopädentagung Travemünde, Orthop, Praxis, 1976.
- 37 — PATTERSON, F. P., BROWN, S. C. : The McKEE - Farrar total hip replacement. J. Bone Jt., Surg., 54A:257, 1972.
- 38 — RITTER, G., GRÜNERT, A., SCHWEIKERT, C. H. : Biomechanische Ursachen von Lockerungen und Bruch der Hüftendoprothesen, Arch. Orthop. Unfall-Chir. 77:154, 1973.
- 40 — SALVATI, E. A., FREIBERGER, R. H., WILSON, P. D. : Arthrography for complications of total hip replacement. J. Bone Jt., Surg., 53A:701, 1971.
- 41 — SELBT BROWN, C., KNICKERBOCKER, W. J. : Radiologic Studies in investigation of causes of total hip replacement failures. J. Can. Assoc. Radiol., 24:245, 1973.
- 42 — SEZGİN, Z., BAŞKIR, O., AKALIN, Y., GÖKMEN, M. : Kalça ekleminde total protez sorunları. Türk Tıp Dergisi, cilt 44, sayı 7, 8, 9, sayfa 212-217, 1977.
- 43 — SVENSSON, D. L., VALLIAPAN, S., WOOD, R. D. : Stress analysis of human femur with implanted Charnley prosthesis. J. Biomec. Vol. 10:581, 1977.
- 44 — TÖNNIS, D., ASSAI, H. : Untersuchungen über die Lockerungstraten verschiedener Hüftgelenksprothesen und unterschiedlicher Halslangen. Arch. für Orthop. Unfall-Chir., 86:317 1976.
- 45 — YAZICIOĞLU, Ö. : Kalça cerrahisinde total protez uygulaması ve komplikasyonları (Uzmanlık tezi) İst., 1978.
- 46 — YAZICIOĞLU, Ö., BAŞKIR, O., TEMELLİ, Y., KOKİNO, M., HAMZAOĞLU, A. : Total kalça replasman artroplastilerinden sonra görülen dislokasyonlar. Acta Orthop. et Trau. Turcica'da basılacak.
- 47 — YAZICIOĞLU, Ö., BAŞKIR, O., KOKİNO, M., TEMELLİ, Y., HAMZAOĞLU, A. : Ameliyathane koşullarının total kalça protezlerindeki enfeksiyon oranı üzerine olan etkileri. Acta Orthop. et Trau. Turcica'da basılacak.
- 48 — WILLERT, H. G., SEMTLICH, M. : (Problems associated with the cement anchorage of artificial joints): Artificial Hip and Joint Technology, Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg, Newyork, 1970.