

TOTAL ENDOPROTEZ UYGULAMASINDAN SONRA KALÇA EKLEMİNİN BİYOMEKANİK SORUNLARI ¹

— FEMUR VARUM DEFORMİTESİNİN GEVŞEME YÖNÜNDEN ÖNEMİ —

Dr. M. YÜCEL *, **

Bu çalışmada, kalça eklemine total endoprotez uygulamasından sonra değişen biyomekaniği ele alınmıştır. Total endoprotez uygulamasında gerek ameliyat tekniği, gerekse moteriyol seçimi, protezin ömrünü ve dayanıklılığını önemli derecede etkilemektedir. Örneğin, protez boynunun 35 mm den uzun, protezin CCD açısının 140 dereceden küçük olmaması gerekmektedir.

Ayrıca femur varum deformitesi, bükülme momentini arttırıcı ve gevşemeyi hazırlayıcı latent faktör olarak tanımlanmıştır.

GİRİŞ :

Kalça total endoprotezi günümüzde giderek daha çok uygulanmaktadır. Bir yandan indikasyon konulurken düşürülen yaş sınırı, diğer yandan artan hasta sayısı bizi total endoprotezleri daha ciddi incelemeye zorlamaktadır. 1960-1980 arasında yapılan uygulamalar polietilen acetabulum, metal şaft ve metil metakrilat kemik çimentosu kombinasyonunu yerleştirmiştir. Bu üçlü kombinasyonun kemikle bağlantısı, kendi aralarında bağlantı, şaft kırıkları, yıkılma cisimcikleri, aseptik gevşemeler, eklemde değişen biyomekaniği birçok otürün araştırma konusu olmuştur.

Nasıl artrozun önlenmesi veya geciktirilmesi kalça biyomekaniğini iyi bilmeyi gerektiriyorsa, protezin uzun ömürlü olabilmesi de kalça eklemine protez uygulamasından sonra değişen biyomekaniğine hakim olmayı gerektirir. Biz bu konuyu aşağıdaki başlıklar altında incelemeyi uygun bulduk.

Kalça total endoprotezi uygulamasından sonra acetabulum sorunları .

¹ Bu çalışma, 28-30 Mayıs 1981, yedinci Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresinde sunulmuştur.

* Oberarzt der Orth. Abt. St. Vincenz Hosp. 3492 Brakel/W. Germany.

** Konsultan Orthopaede der Caspar-Heinrich-Klinik, Rehabilitation Zentrum, 3490 Bad Driburg/W. Germany.

Acetabulum, alışılmış total endoprotez tipinde yüksek molekülü polietilen ile yenilenir. Polietilenin aşınması ve aşınma sonucunda ortaya çıkan aşınma cisimcikleri

En önemli aşınma türleri şunlardır.

a) Adhesif (tutucu) aşınma : Karşılıklı çalışan iki cismin birbirlerine sürtünme kuvveti dolayısıyla kısa bir süre için yapışarak sonra ayrılmalardan doğar. Çoğunlukla yumuşak cisim yıkıma uğrar.

b) Abrasif (yırtıcı) aşınma : Yüzeyleri düzgün olmayan cisimler karşılıklı çalışırken sert olan cismin çıkıntıları yumuşak olanı yırtar.

c) Kimyasal aşınma : Çevredeki sıvıların cisimlerin üzerindeki etkisinden olur.

d) Yorgunluğa bağlı aşınma : Devamlı ve siklik yüklenmelere bağlı olarak yüzeyden parçalar kopar. Sonra bu parçacıklar başka bir aşınma şekli olan üçlü aşınma sistemini oluştururlar. Üçlü aşınma sistemi yırtıcı tipte aşınmadır.

Aşınmayı şu faktörler etkilerler :

- a) Arası
- b) Kayma hızı
- c) Sürtünme katsayısı
- d) Maddelerin sertliği
- e) Yük

AFIFI ve JACOB, Maurice E. Müller Ortopedik Cerrahi Araştırma ve Deneme Vakfında geliştirdikleri bir şablon yardımı ile 100 hastada implantasyondan 4 yıl sonra acetabulumun aşınma miktarını röntgen filmleri üzerinden ölçmüşlerdir. Aşınma miktarı yılda 0,6

protezler çıkarılmış ve yerine yenisi takılmış. Çıkarılan protezlerden yapılan silikon-kauçuk kalıbı da radyolojik olarak elde edilen değerlere tam olarak uymuş. Otörler, hastaların kilolarının fazla oluşunun aşınmaya fazla etkili olmadığı görüşündeler. (1)

DOWLING et al 17 hastada postmortem olarak elde ettikleri 21 acetabulumu incelemiştir. Bulguları şöyle sıralamak mümkündür. (Resim : 1, 2) (15).

a) Acetabulumun iç ve kraniyalinde "yüksek aşınma" bölgesi bulunmuştur.

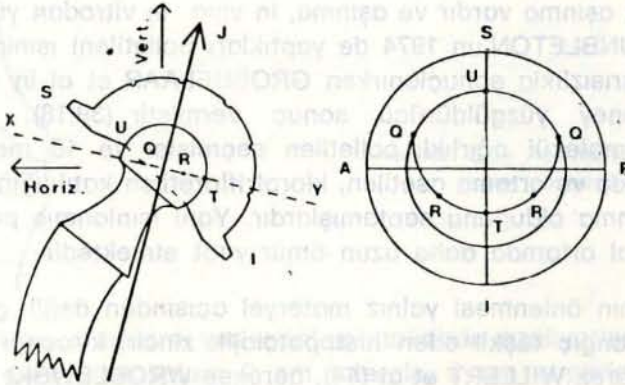


Resim : 1 — Bir hastadan öldükten sonra çıkarılan acetabulumlardaki aşınmanın neden olduğu değişiklikler. (15)

b) Yüksek aşınma bölgesi, acetabulumu yerleştirme açısına vücut ağırlığının ortak kuvvet bileşkesine (R) bağlı olarak değişmektedir.

c) Yüksek aşınma bölgesi çukurlaşmış ve cilalanmış olarak bulunmuştur.

d) İlk yıllarda aşınma fazla olmaktadır (Resim : 3). Beş yıllık ve 10 yıllık acetabulumların karşılaştırılmasında aşınmanın zamanla azaldığı saptanmıştır. (CREEP veya KRIECHEN faktörü). DOWLING et al bu durumu "wearing in" yani aşınmanın aktif olduğu dönem olarak tanımlamaktadırlar.



Resim : 2 — Aşınmada önemli rol oynayan acetabulum, şaft ve kuvvet bileşkesinin (R) oluşturduğu açılar ve yüksek aşınma bölgesi. (15)

e) Yüksek aşınma bölgesinin altında "az aşınma" bölgesi vardır. Bu bölgeyi imalattan kalan izlerden tanımak mümkündür.

f) Her iki aşınma bölgesini ayıran yüzük şeklinde ince bir "set" bulunmuştur (Resim : 1).

DOWLING et al, bu çalışmalarında şimdiye kadar hesap edilen 0,16 mm/yıl veya 0,2 mm/yıl aşınma yerine 0,57 mm/yıl aşınma bulmuşlardır. Şimdiye kadar deneysel yollarla saptanan aşınmanın azlığını şu nedenlere bağlamaktadırlar :

- a) Eklem sıvısı 37 derecedir
- b) Creep faktörü
- c) Üçlü aşındırma sistemi
- d) Yorgunluk aşınması.

SALVATI et al de kırılan ve değiştirilen iki polietilen acetabulumu incelemiştir. Otörler, laboratuvar testlerinin üzerinde aşınma bulmuşlardır. Birinci olguda ameliyattan 4,5 yıl sonra acetabulum kırılmıştır.

Yüksek aşınma bölgesinde aşınma çukurunun derinliği 1,4 mm olarak bulunmuştur. İkinci olguda acetabulum 6,5 yıl sonra kırılmış ve aşınma çukurunun derinliği 2,6 mm olarak bulunmuştur. Her iki acetabulum da deneylerin aksine 0,5 mm/yıl'a yakın aşınmışlardır. Her iki acetabulumun da düşük molekülü polietilenden imal edilmiş olduğunu söylersek kırık ve aşırı aşınmanın nedenlerini açıklamış oluruz (37).

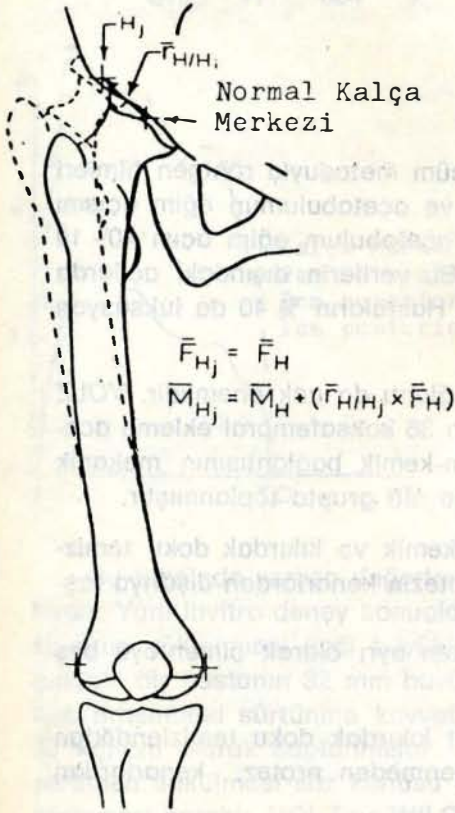
Yukarda da söylediğimiz gibi yalnız yüksek molekülü polietilen de kullansak aşınma vardır ve aşınma, in vivo in vitrodan yüksektir. SHEN ve DUNBLETON'un 1974 de yaptıkları polietileni ışınlama demesi başarısızlıkla sonuçlanırken yaptıkları deney yüzgüldürücü sonuç vermiştir (39,18). Otörler, $3,5-4 \times 10^6$ molekül ağırlıklı polietilen seçmişler ve 15 megaradla ışınladıklarında ve ortama asetilen, klorotrifloretilen katıldığında %30 daha az aşınma olduğunu saptamışlardır. özel kimyasal ortamda daha uzun ömür vaat etmektedir.

Aşınmanın önlenmesi yalnız materyel açısından değil, gevşeme olayına başlangıç teşkil eden histopatolojik zinciri kıracağı için de önemlidir. Gerek WILLERT et al (44), gerekse WROBLEWSKI (47) kemik-çimento sınırında ve endostal kemik içinde polietilen aşınma cisimciklerinin neden olduğu, yabancı cisim dev hücrelerinin oluşturduğu dev kistler bulmuşlardır. Son otörün ifadesine göre bazen (diz endoprotezlerinde) tibianın önemli bir bölümünü oluşturan bu kistler yeni bir protez ameliyatını olanaksız kılmaktadır.

Biomateryeller konusunda BLACK'in 1978 de söylediği sözleri buraya almayı uygun bulduk : "Total endoprotez cerrahisinde polietilenin ortaya çıkardığı problemler gözönünde tutulmalı ve acele edilmeden daha iyi bir materyel aranmalıdır." (3).

Protezin acetabulum parçası denince aklımıza yalnız polietilenin sorunları gelmez. Yerleştirme tekniği de çok önemlidir.

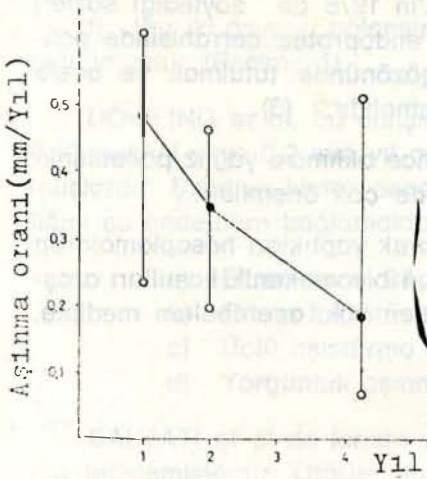
JOHNSTON et al in matematik olarak yaptıkları hesaplamalarda protez takılan kalça eklemine en uygun biyomekanik koşulları araştırılmıştır (Resim : 3 ve 4). Proteze binen yük, acetabulum mediale,



Resim : 3 — Aşınmanın zamanla azaldığını gösteren eğri. (1)

inferiore ve anteriore yerleştirildiği takdirde azalıyormuş. Hesaplamalara göre acetabulum 2 cm laterale, 2 cm superiore ve 1 cm posteriore yerleştirildiğinde abduktör kaslara normalin 3 katı fazla yük binmektedir (22).

Bilindiği gibi acetabulumun yerleştirilmesi luksasyonlarda da önemli bir faktördür. LEWINNEK et al 300 olguda 9 yani % 3 çıkık



Resim : 4 — Kalça ekleminin merkezi, 2 cm mediale, 2 cm inferiora, 1 cm anteriora alındığında femur proksimalinde yüklenme minimale inmektedir. (22)

görmüşlerdir. Geliştirilen yeni bir ölçüm metoduyla röntgen filmleri üzerinde acetabulumun antetorsiyon ve acetabulumun eğim açısını ölçmüşlerdir. Antetorsiyon 15 - 10 ve acetabulum eğim açısı 40 - 10 optimal sınırlar olarak saptanmıştır. Bu verilerin dışındaki açılarda çıkık oranı % 6,5 olarak bulunmuştur. Hastaların % 40 da luksasyon ilk 6 haftada görülmüştür (25).

Acetabulumun kemikle yaptığı bağlantı da çok önemlidir. VOLZ ve WILSON 18 kadavradan çıkardıkları 36 kok tabulum implante ederek acetabulum-kemik bağlantısının mekanik dayanıklılığını incelemişlerdir. İnceleme altı grupta toplanmıştır.

I. Grup : Acetabulumun içindeki kemik ve kırık doku temizlenmeden protez çimentolanmıştır. Protezin kenarlardan dışarıya taşmamasına dikkat edilmiştir.

II. Grup : Birinci gruptaki teknikten ayrı olarak çimentoya beş mililitre kan katılmıştır.

III. Grup : Acetabulumun içindeki kırık doku temizlendikten sonra subkondral kemik yapısı zedelenmeden protez, kenarlardan taşacak şekilde çimentolanmıştır.

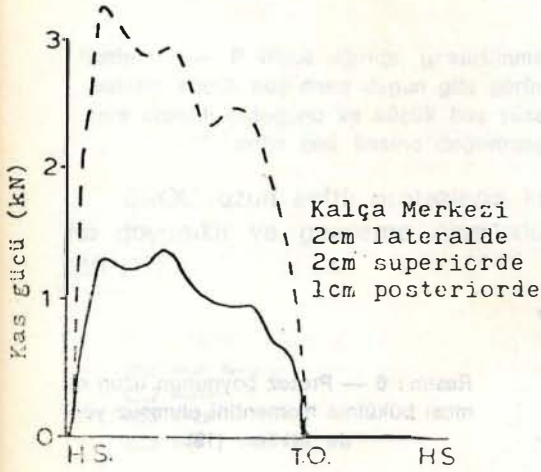
IV. Grup : Acetabulum Grup III deki gibi hazırlanmış fakat protez içeriye iyice yerleştirilmiştir.

V. Grup2: katı temizlendikten sonra pubis, ischion ve ilium hizasında 6,4 mm çapında üç yuva açılmış ve protez acetabulum kenarından taşacak şekilde yerleştirilmiştir.

VI. Grup : V. gruptakinden farklı olarak protez acetabulumun içine içine yerleştirilerek çimentolanmıştır.

Mekanik stabilite yukarda sözü edilen yan faktörlerin etkisinde şöyle değişmiştir.

Grup	I	164 kgf-cm	Torsiyon kuvveti
Grup II	164	»	»
Grup III	338	»	»
Grup IV	445	»	»
Grup V	517	»	»
Grup VI	684	»	»



Resim : 5 — Resim 4 dekinin aksine merkez 2 cm laterale, 2 cm superiora ve 1 cm posteriora alındığında Abduktör kasların normalin 3 katı fazla yüklediği görülmüştür.

Bu tabelada verilen değerler mekanik yüklenmeyle elde edilmişlerdir. Yani invitro deney sonuçlarıdır. Halbuki in vivo kemik-çimento sınırının yüklenmesi aynı büyüklükte değildir. Örneğin 70 kg ağırlığındaki bir hastanın lum arasındaki

32 kgf-cm olarak saptanmıştır. Yani bu kuvvetlerle acetabulumun yerinden sökülmesi söz konusu değildir. Başka faktörlerin de olaya karışması gerekir. VOLZ ve WILSON sağlam bir yerleştirme için acetabulumun kırık ve subkondral kemik dokusundan tam olarak temizlenmesine, acetabulumun içine protezin tam olarak oturmasına önem veriyorlar (41).

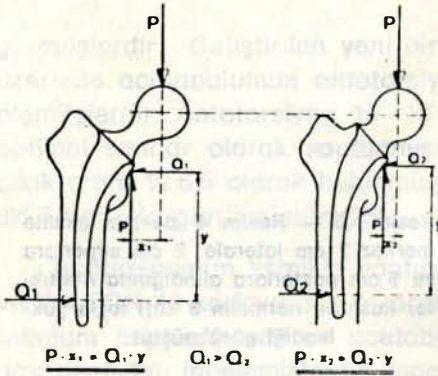
JAEGER et al de acetabulumun spongiosaya kadar temizlenmesini, üç yerine beş tane yuva açılarak protezin yerleştirilmesini yaptıkları dayanıklılık testlerinin

Kalça total endoprotezi uygulamasından sonra femoral parçanın biyomekanik sorunları :

Kalça ekleminde normal olarak bulunan bükülme momenti femoral parça üzerinde devamlı olarak bükülme momenti uygular (Resim : 5). Bükülme momentinin büyüklüğü;

- Protez boyununun uzunluğu,
- Protezin CCD açısının küçüklüğü,
- Hastanın ağırlığı

ile doğru orantılıdır. JOHNSTON et al in hesaplarına göre femur boynu 35 mm den uzun ve protezin CCD açısı 140 dereceden küçük olmamalıdır (22).

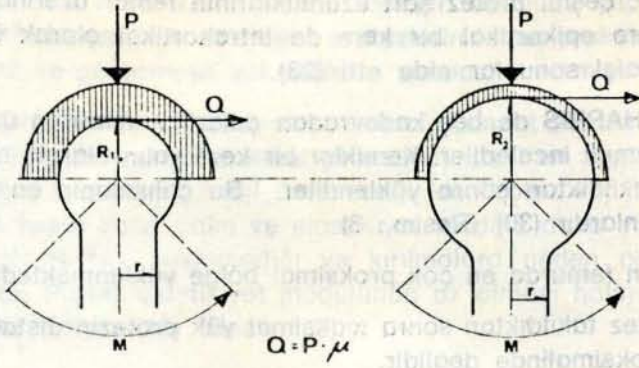


Resim : 6 — Protez boyununun uzun olması bükülme momentini olumsuz yönde etkiler. (19)

Charnley'in 22 mm lik küçük başlı protezinin faydası küçük kaldırac kolu nedeniyle daha az döndürme momentinin gerekli olmasıdır. Bu da hesaplamada sürtünme ve aşınmayı azaltır (Low friction arthroplasty). Yalnız küçük başın küçük yüzeye yaptığı basınç fazla olacaktır. İşte bu iki karşıt düşünce nedeniyle protez cerrahisinde küçük baş ve büyük baş sorunu çözümlenmiş değildir (7)

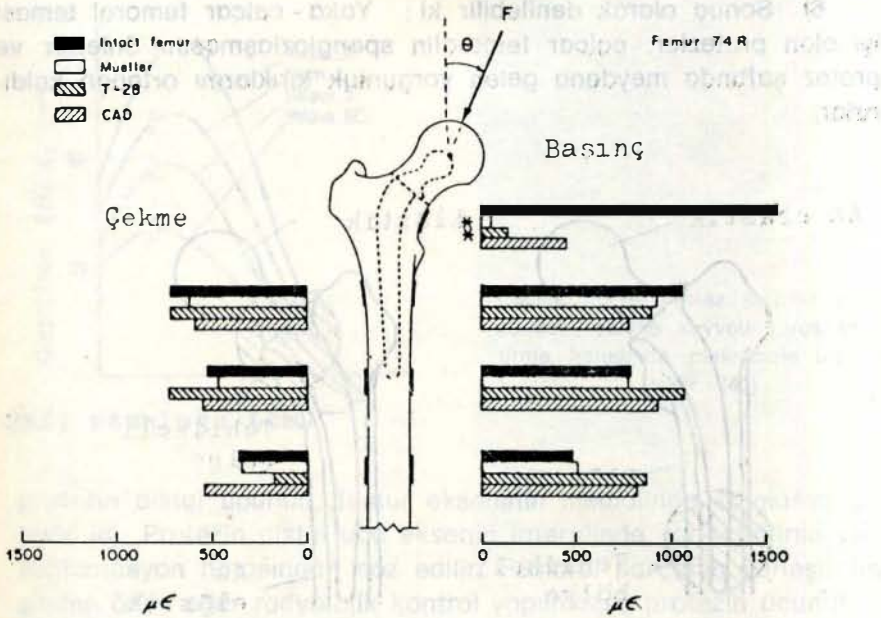
Bir protezin enine kesiti de önemlidir. Özellikle Müller-Charnley tipi protezlerin medialde ince, lateralde kalın olmaları onlara kama fonksiyonu vermiştir. Böylece birçok protez bükme momentinin etkisinde mediale yatmıştır. Bugün bu model terkedilmiş, medialde ya yuvarlak ya da daha kalın şaft kullanılmaya başlanmıştır.

Femoral parçanın bir bütün olarak kemiğin içine göçmesini ilerki sayfalarda ayrı bir başlık altında inceleyeceğiz.



Resim : 7 — P vücut ağırlığı, μ sürtünme katsayısı, Q sürtünme kuvveti. İlk bakışta küçük baş daha uygun gibi görünürse de basıncın yüzeyin karesi ile ters orantılı olduğunu ve küçük baş yüzeyinin acetabulumun birim yüzeyinde daha çok basınç doğuracağı unu

EROL, uzun şaftlı protezlerin kısa şaftlı protezlere kıyasla daha dayanıklı ve gevşeme olasılıklarının daha az olduğunu ispat etti (17).

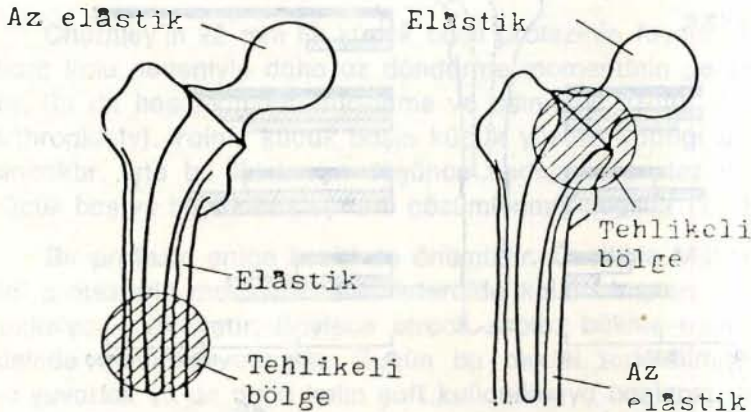


Resim : 8 — Normal femurun ve protezli femurun kortikalisinde özellikle iç yan bölgede çok farklı basınç değerleri elde edilmiştir. (30)

KOKİNO, çeşitli protez şaft uzunluklarının femur üzerindeki etkisini bir kere epikortikal bir kere de intrakortikal olarak ölçerek EROL'la paralel sonuçlar elde etti (23).

OH ve HARRIS de beş kadavradan çıkarılan femurun üzerinde kuvvet dağılımını incelediler. Kemikler bir kere yalın olarak, bir kere de protez takıldı sonuçları şunlardır (30) (Resim : 8)

- 1) Yalın femurda en çok proksimal bölge yüklenmektedir.
- 2) Protez takıldıktan sonra maksimal yük protezin distal ucunda fakat
- 3) Femur protezinin ince veya kalın olması calcar femoraldeki yük dağılımını etkilememektedir.
- 4) Protezin yakası calcar femorale temas etmiyorsa, bu bölgede yüklenme hemen hemen sifıra inmektedir.
- 5) Calcar femoral ve protez yakağılımı da normale doğru yaklaşmakta fakat bu değere hiçbir zaman ulaşmamaktadır.
- 6) İyi olan protezler, calcar femoralin spongiozlaşmasını önlerler ve protez şaftında meydana gelen yorgunluk kırıklarını ortadan rırlar.



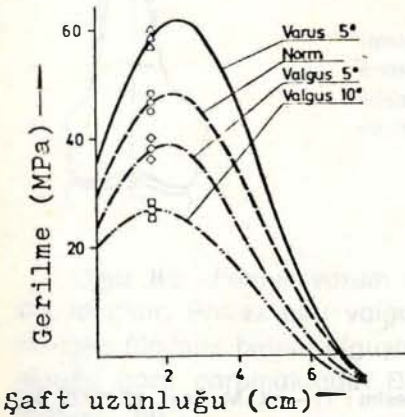
Resim : 9 — Protez ve kemik arasındaki elastikiyet farkı bazı bölgelerin daha fazla yüklenmesine neden olur. (19)

MILES ve DALL'in protez formları üzerinde yaptıkları araştırmalar kalın şaftlı ve az elastik protezlerin femur proksimalinde osteoporoz ve gevşeme yol açtıkları sonucunu vermiştir (28).

CROWNINSHIELD et al in finiten element yöntemi ile yaptıkları çalışmalarda ana soru femur proksimalindeki en zayıf noktanın yani çimento kırıklarının nasıl önleneceği idi. Protez sapının daha uzun, enine kesiti daha kalın ve e çimentocyu pek yüklemediği ve kırılmalara neden olmadığı bulunmuştur. Protez elastikiyet modülünün az olması halinde çimento da kırıklar artıyor (12) (Resim : 9).

FEMUR VARUM DEFORMİTESİNİN GEVŞEME YÖNÜNDEN ÖNEMİ (Orijinal bölüm)

Kalça ekleminin biyomekanik yapısında bükme momenti olduğunu göre R bileşkesinden dışa doğru açılarak takılan her protez ağır bükülme momenti altında kalacaktır (Resim : 10).



Resim : 10 — Protez şaftının dış yüzündeki çekme kuvveti varus yerleş-tirme hatasında maksimale ulaşmak-tadır. (40)

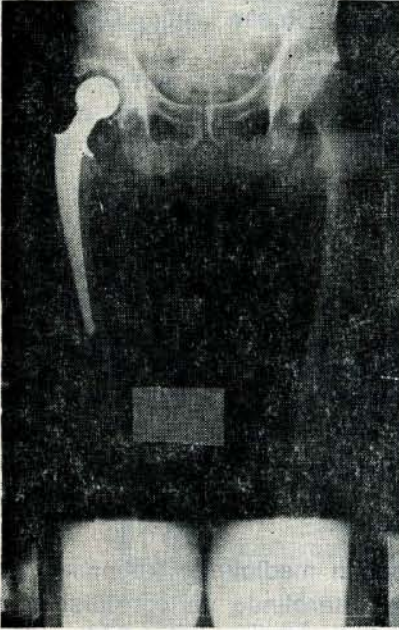
protezin distal ucunun, femur ekseninin medialinde kalmasını öneriyor (8). Protezin distal ucu eksenin lateralinde yerleştirilirse varus implantasyon hatasından söz edilir. Femoral parçanın yerleştirilmesinden önce eğer radyolojik kontrol yapılmazsa protezin ucunun nerede olduğunu ancak ameliyattan sonra röntgen filminde görebiliriz. Bir daha değiştirilemeyecek varus implantasyon hatasının gevşeme-yne neden olduğu bütün otörlerce kabul edilmiş bir gerçektir (19).

Bizim kanımızca varus implantasyon hatasının iki nedeni vardır :

- a) Exogen (protez formu ve kemik arasındaki uyumsuzluk, iatrogen teknik hatalar),
- b) Endogen (femur varum deformitesi).

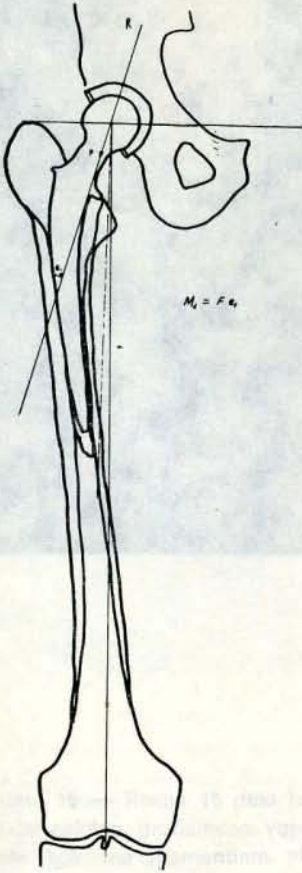
Exogen nedenlerin sayısı oldukça çoktur ve büyük bir kısmı titiz teknikle zararsız hale getirilebilir. Femur varum deformitesi raşitizm sekeli olarak veya osteochondrodistrofik hastalarda görülebilir. Bugüne kadar dikkatimizi çekmeyen bu deformite protez kırıkları ve protez gevşemesi için latent bir tehlikedir. Femur varum, protez yerleştirilirken iki yönden önem kazanır. Birincisi, hastada zaten hazır bulunan varus deformitesinin bükülme momentini diğer hastalara nazaran yükseltmesidir. İkincisi, mevcut olan O deformitesi protez yerleştirilirken varus implantasyon hatasını hazırlar. Konuyu daha iyi açıklamak için birkaç örnek verme

Olgu 1 : Femur varum deformitesi olmayan hastaya protez ideal şekilde yerleştirilmiştir (Resim : 11). Şematize edilen röntgen filmin-



Resim : 11 — K. Meisner, 29.12.06, Sağ kalçaya ideal şekilde yerleştirilmiş Lubinus modeli endoprotez görülmektedir.

den de görüleceği üzere proteze etki eden bükülme momenti üst uçta sıfır, alt uçta ise çok azdır (Resim : 12). Bu olgu ideal kemik ve ideal yerleştirme şartlarına örnek olarak alınmıştır.

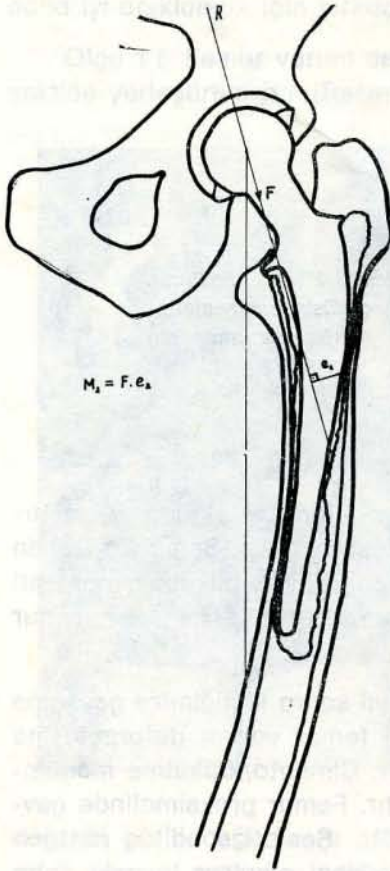
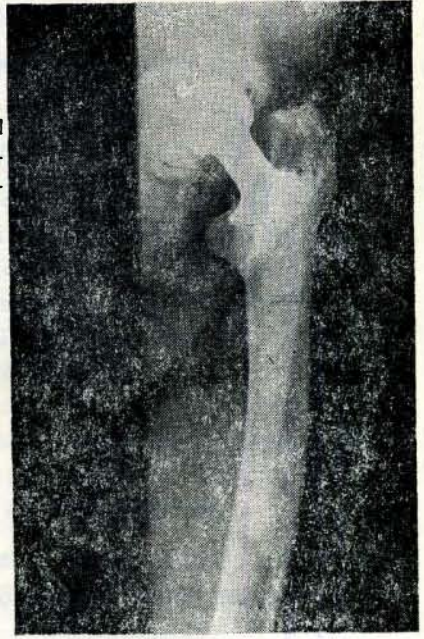


Resim : 12 — Resim 11 deki hastanın ayakta çekilen grafisinden şematize edilmiş çizimde bükülme momentinin minimal olduğu görülmektedir (Orijinal)

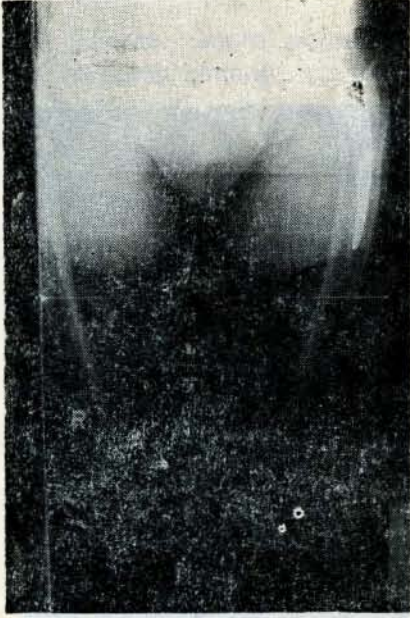
Olgu II : Femur varum deformitesi olan bu olguda yerleştirme idealdir. Protez ucu valgustadır (Resim : 13). Şematize edilen röntgen filminde birinci olguya oranla daha büyük bükülme momenti olduğu göze çarpmaktadır. Bu da varus deformitesinin sonucudur (Resim : 14).

Olgu III : Bu hasta, ameliyattan üç yıl sonra kliniğimize gevşeme tanısıyla yatırıldı. Hastada mevcut olan femur varum deformitesine ek olarak protez varusda yerleştirilmiştir. Çimento, bükülme momentinin en yüksek olduğu noktada kırılmıştır. Femur proksimalinde gevşeme belirtileri saptanmıştır (Resim : 15). Röntgen filminde bükülme momentinin birinci ve ikinci olgulara kıyasla daha büyük olduğu görülüyor (Resim : 16).

Resim : 13 — M. Menne, 15.10.11, Sol kalçaya ideal şekilde yerleştirilen Lubinus modeli endoprotez görülmektedir.



Resim : 14 — Resim 13 deki hastanın ayakta çekilen grafisinden yapılan çizimde, ideal yerleştirmeye rağmen, femur varum deformitesinin yüzünden büküme momentinin resim 11-12 deki olguya nazaran büyüdüğü görülmektedir.

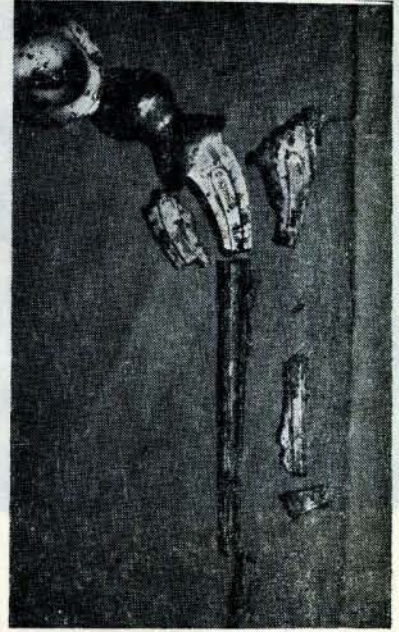
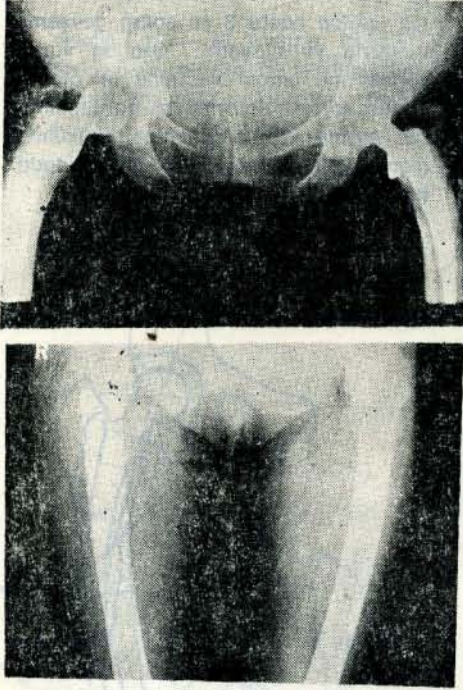


Resim : 15 — T. Schumacher, 14.10.11. sol kalçasına Müller-Charney tipi protez takılan hasta 3 yıl sonra gevşeme tanısıyla yatırılmıştır. Grafide varus yerleştirme hatası ve buna ek olarak femur varum deformitesi görülmektedir. Ayrıca kemik çimentosu bükülme momentinin en büyük olduğu noktada kırılmıştır.



Resim : 16 — Resim 15 deki hastanın ayakta çekilen grafisinden yapılan çizimde bükülme momentinin ilk örneğe kıyasla çok fazla olduğu görülmektedir. Varus yerleştirme hatası çok fazla olmadığı halde **femur varum** deformitesinin buna eklenmesi gevşemeye neden olmuştur. (Orişinal)

Olgu IV : 1974 de başka bir klinikte ideal şekilde yerleştirilen protez 1978 de kırılmış ve tarafımızdan değiştirilmiştir (Resim : 17 a, b, c). Hasta çocukluğunda raşitizm geçirmiştir. Femur varum deformitesi çok belirgindir. Protez optimal şekilde yerleştirildiği halde, proteze etki eden bükülme momenti birinci olgumuzdan çok fazla-



Resim : 17 - a, b, c — Başka bir klinikte iki taraflı St. Georg tipi protez yerleştirilen hasta 2 yıl sonra bize sağ taraftaki protezin kırılması sonucu müracaat etti ve protez çıkarılarak değiştirildi. Burada da femur varum deformitesi belirgin olarak görülmektedir.

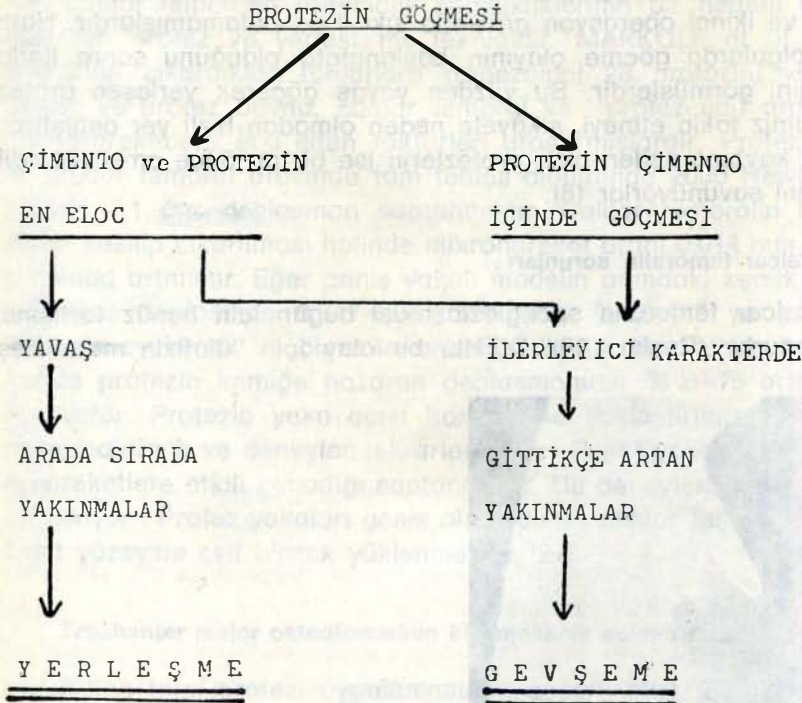
dir. Bu da metalde protezin metalurjik muayenesinde yorgunluk kırığı saptanmıştır.

Femur varum, bükülme momentini artırır. Önce kemik çimentusunun aşırı yüklenmesine ve kırılmasına neden olur. Daha sonra boşlukta kalan protezde ya yorgunluk kırığı oluşur ya da gevşeme ve atma reaksiyonu başlar. Bükülme momenti ve femur varum deformitesi arasındaki bağlantıyı deneysel olarak da araştırıyoruz.

COLLIS, 200 olguluk serisinde dört protez shaft kırığı görmüştür. Hastaların boylarının 185 cm den uzun ve 95 kg dan ağır olduğunu ve protezlerin varusda yerleştirildiğini gören otör, protezlerin metalurjik incelenmesini yaptırdığında yorgunluk kırığı bulmuştur. COLLIS, kolektifindeki 185 cm den uzun ve 95 kg dan ağır hastalarda prtez kırığı insidensini % 33 olarak saptamıştır (11).

Göçme olayı :

Göçme, femoral parçanın, ya çimentoyla "en bloc" ya da femoral parçanın çimento içinde aşağıya doğru yer değiştirmesidir. Hafif ve ilerlemeyen şekline yerleşme, çok ilerlemiş şekline gevşeme diyoruz (Resim : 18).



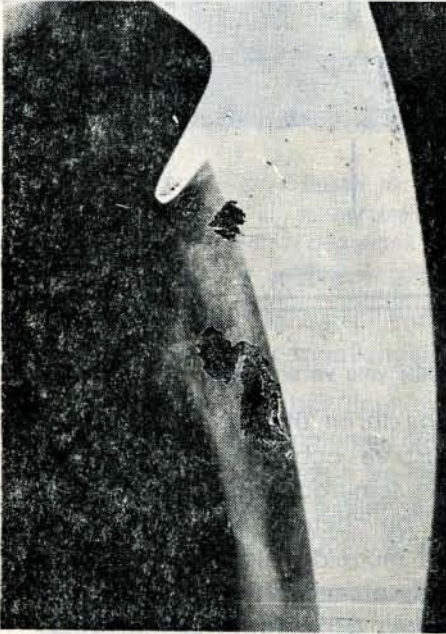
Resim : 18 — Göçme olayının gidiş yolu ve sonuçları.

LOUDON ve CHARNLEY göçme miktarını ölçmek için bir yöntem önermişlerdir. CHARNLEY standart ve cobra modelleri karşılaştırılmıştır. Trochanter osteotomisinde femurda açılan kanallardan birisi sabit nokta olarak alınmakta ve bu noktaya göre protezlerin yer değişimi incelenmektedir. Standart modelde olguların ortalama % 43 ünde ortalama 1,9 mm göçme saptanmıştır. Cobra modelinde göçme, olguların % 5,3 ünde ve ortalama 0,53 olarak görülmüştür. Standart modelde maksimal çökme 10 mm ye ulaşırken, cobra modelinde 3 mm yi geçmemiştir. Yine ince protezlerde % 26 shaft ucu çimento kırığı görülürken, cobra türünde çimento kırığı görülmemiştir.

BUCHHORN et al, Müller-Standart (yakalı) (yakasız) protezlerini göçme olayı yönünden karşılaştırmışlardır. Müller-Standart modelinde % 30, setzholz modelinde % 80 göçme görülmüştür. Standart model olguların % 37 sinde distale doğru, % 63 ünde mediale doğru yer değiştirmişlerdir. Setzholz modellerinin hepsi ekseninde göçmüş, mediale devrilme görülmemiş, yalnız % 6 sında rotasyon görülmüştür. Örnekler, göçme olayı ile gevşeme ve ikinci operasyon arasında sıkı ilişki bulamamışlardır. Hatta bazı olgularda göçme olayının başlangıçta olduğunu sonra ilerlemediğini görmüşlerdir. Bu yüzden yavaş geçerek yerleşen protezleri yalnız takip etmeyi, şikâyete neden olmadan hızlı yer değiştiren, kemik kaybına neden olan protezlerin ise bir an önce ameliyat edilmelerini savunuyorlar (6).

Calcar femoralis sorunları :

Calcar femoralis spongiozlaşması bugün için henüz tartışmalı bir konudur (Resim : 19). DIEHL, bu olay için "diafiz metafizleş-



Resim : 19 — M. Kliwe, 13.6.1909, sol kalçaya varus hatasıyla birlikte yerleştirilen protez calcar femoralisin spongiozlaşmasına neden olmuştur.

mesidir" der (14). RING, bu değişiklikleri dolaşım bozukluğundan kaynaklanan avasküler nekroz olarak nitelendiriyor (36). Önemli olan soru bu bölümün aşırı yük altında kaldığı için mi spongiozlaştığı yoksa fonksiyon kaybından osteoporozla mı gittiğidir. OH ve

HARRIS'in çalışmalarına göre femur proksimali protez implantasyondan sonra hemen hemen yüksüz kalmaktadır. Bu durumda atrofiyi düşünmek daha doğru olur (30). BLACK et al, 112 yakasız protezin 5-7 yıl sonraki radyolojik incelemesinde, calcar femoralde % 29 kondensasyon artması, % 4 aynı şekilde kalış, % 67 atrofi bulmuşlardır (4).

Calcar femoralin radyolojik değişikliklerinin bir nedeni de yerleştirilen protez ve yerleştirme tekniğidir. MARKOLF et al 16 kadavradan çıkardıkları femurlara trapezoidal mişler ve protez boynu, calcar femoral ve protez ucu arasındaki mikrohareketlere etki eden faktörleri araştırmışlardır. Protez boynu ile calcar femoral arasında tam temas olduğunda 2000 Newton yük altında 0,1 mm deplasman saptanmıştır. Calcar femoralin bir kısmının kesilip çıkarılması halinde mikrohareket oranı 0,014 mm, %8-28 oranında artmıştır. Eğer geniş yakalı modelin altındaki kemik rezeke edilmişse deplasman 0,047-0,060 mm yani % 56-432 ye çıkmıştır. Aynı deney kemik ve çimento arasına silastik bir madde konulduğunda protezin kemiğe nazaran deplasmanının % 29-75 arttığı görülmüştür. Protezin yaka açısı horizontale yaklaştırılarak 22 dereceye indirilmiş ve deneyler tekrarlanmıştır. Fakat yaka açısının mikrohareketlere etkili olmadığı saptanmıştır. Bu deneylerden şu sonuçlar çıkıyor : Protez yakaları geniş olmalıdır ve calcar femoralin bütün kesit yüzeyine eşit olarak yüklenmelidir (27).

Trochanter major osteotomisinin biyomekanik açıdan değerlendirilmesi:

Kalça total protezi uygulamasında geçerli olan üç girişim yolu vardır : Anterolateral, lateral ve posterior. İlk iki girişim yolunu kullanan ve çoğunluğu teşkil eden cerrahlar eklem daha iyi ulaşabilmek ve protezi daha iyi şartlarda yerleştirebilmek için trochanter major osteotomisini uygulamaktadır. Bu ameliyatın da kendine göre komplikasyonları vardır.

PARKER et al, 1974 yılında 100 defa trochanter major osteotomisi, 100 defa da osteotomisz endoprotez takmışlardır. Osteotomi yapılmayan olgularda ameliyat ve narkoz zamanının daha kısa, kan kaybının daha az olduğunu, trochanter bursitinin, periartiküler ossifikasyonların, hematomların oluşmadığını görmüşlerdir. Ayrıca osteotomiyi sağılamayan tellerin kopması, trochanter majorun yukarıya kayması gibi komplikasyonların osteotomisz grubda meydana çıkması doğaldır (33).

Trochanter osteotomisinin etkilerini araştırmak üzere WIESMAN et al, 12 olguda bir tarafa osteotomili diğer tarafa osteotomisiz protez yerleştirmişlerdir. Karşılaştırmada şu parametreler kullanılmıştır:

a) Pelvik grafi üzerinde beden ağırlık kolu, abduktor ağırlık kolu, abduktor kuvvet kolu, abduktor açılırlı ölçülmüştür. Bu parametre ile signifikant bir farklılık elde edilememiştir. Yalnız abduktor kasların gücünü dengelemek açısından trochanter major laterale alınabilir.

b) Ameliyat ve narkoz süresi osteotomi yapılmayan olgularda daha kısa bulunmuştur.

c) Kan kaybı osteotomili olgularda daha fazla bulunmuştur.

d) Periartiküler ossifikasyonlar her iki grubda da kayda değer bir farklılık göstermemişlerdir.

e) "Trochanter problemleri". Bu başlık altında toplanan trochanter major bursiti, tel kopması, trochanterin yukarı kayması osteotomi yapılmayan olgularda görülmemiştir.

f) yapılmayan ekstremiteyi yüklenme bacağı olarak kullanmaktadırlar. Yani osteotomi yapılan tarafa tam yüklenememektedirler. Yalnız bir hastanın osteotomili bacağı yük bacağı olarak seçtiği saptanmıştır.

g) Abduktor kasların kuvvet kaybı her iki tarafta da ortalama 200 Newton olarak bulunmuştur.

h) taların osteotomili tarafa pek fazla yüklenmediklerini ve o taraflarını koruduklarını, böylece asimetrik yüklenmenin doğduğunu ortaya çıkarmıştır (43)

Kanımızca trochanter major osteotomisi alışılmış ameliyat tekniğinin bir parçası olarak görülmektedir. Biz her çalıştığımız klinikte ayrı ameliyat yöntemlerini öğrendik ve kullandık. Edindiğimiz tecrübeye göre, trochanter major osteotomisi, doğuştan olan sakatlıkların düzeltilmesi, ankilozan spondilit gibi ayrıcalığı olan, seçilmiş olgularda uygulanmalıdır. Diğer olgularda osteotomisiz de ideal protez yerleştirme olanağı vardır.

Kemik çimentosunun biyomekanik sorunları :

WILTSE et al in ilk olarak hayvanlarda denedikleri metilmetakrilat CHARNLEY tarafından 1959 da klinikde uygulanmaya başlan-

di (45, 9). Metilmetakrilat, metilakril asidinin metilesteridir. Polimerleri 20-100 m büyüklüğündeki küreciklerden oluşur. Polimerize olmamış metilmetakrilat polimer peroksit karıştırılır. Sıvı ve toz bölümlerin karıştığı andan itibaren klinik ortopedi için önemli bazı kimyasal ve fiziksel claylar dizisi başlar.

UNGETHÜM, Orta Avrupada kullanılan 9 değişik kemik çimentosunu incelemiştir. Ortalama «karma süresi» 1'45" den 5'45" e kadar değişmektedir. Tam sertleşme 6'30" dan 11'30" ye kadar oynamaktadır. Polimerizasyon ısı en az 52 derece en çok 61 derece olarak saptanmıştır. Bir porsiyon kemik çiment biyotik veya kan, hava kabarcığı katıldığında kemik çimentosunun fizik özellikleri önemli derecede değerinden kaybetmektedir (40). Bu yüzden WILLERT kemik çimentosunun özelliklerinin laboratuvar şartlarında değil in vivo olarak incelenmesini önermektedir. Otörün ve başkanı olduğu biomaterial grubunun çalışmaları, vücutta ve dışarda polimerize olan çimentoların farklı yüzey yapısına sahip olduklarını göstermiştir. Makroskopik ve mikroskopik incelemeler çimento yüzeyinde çevredeki dokunun negatif izini vermiştir. Çimento kütlesi yabancı cisim dev hücrelerinden zengin bağ dokusu ile vücuttan ayrılmıştır. Yani çimento ve kemik arasında ne kimyasal, ne de moleküler bağlantı vardır. Çimentonun, daha doğrusu implante edilen protezin sağlamlığı, çimento yüzeyi ile kemik daki dişlenmenin küçük gözenekli, fazla sayıda olmasına bağlıdır. Yani çimentonun kemikle bağlantısı yalnız mekanik bağlantıdır (45).

OH et al, femur shaftına injektörle veya parmakla basarak yerleştirilen çimentonun distale doğru uzayıp gittiğini görmüşler ve çimento yüzeyini incelediklerinde çevre ile iyi dişlenme sağlanamadığını görmüşlerdir. Halbuki shaft protezinin distal ucuna yerleştirilen plastik bir tıpa (biz, bunu femur başından aldığımız bir spongion kemik parçası ile yapıyoruz) çimentonun femur shaftı içine iyice yerleşmesine ve çimentonun kemik röliyefini tam olarak almasına yardım eder (31).

CHARNLEY, HUPFHauer, OHNSORGE ve DEBRUNNER, kemik çimentosunun daralmasını yani β faktörünü % 5 olarak saptamışlardır (10,20,32,13). SEMTLITSCH et al, çimentonun sertleşirken daralmasını (ortalama daralma 20 mm) azaltmak için yollar aramışlardır. Örneğin çimento kütlesinin 3-5 mm den kalın olmaması, metal protezin çimento kütlesinin tam ortasına yerleştirilmesi, daralmanın % 50 azaldığını bulmuşlardır. Ayrıca gözenekli çimentonun

da daha az daraldığını bulmuşlarsa da bunun pratikte kullanılması sakıncalıdır. Enteresan olan diğer bir bulgu da, 64 gün Ringer solüsyonunda bırakılan çimento kütlesinin % 0,2-0,4 oranında (şişmesi) genişmesidir. Yani vücutta önce polimerizasyon anında daralma, onu takiben az da olsa genişleme olmaktadır (38).

Çimentonun daralması acetabulum protezine bambaşka etki etmektedir.

polietilen kütleyi de beraberinde deforme bulumun çevresine eşit kalınlıkta olmayan, asimetrik çimento konulmuşsa polietilen blok yalnız bir tarafından sıkıştırılmakta ve o tarafta aşınma daha çok olmaktadır

Kemik çimentosunun kırıkları da gevşemede önemli rol oynamaktadırlar. CGLLIS, çimento kırıklarının görülmesinden sonra, protezin kırılmasına kadar beklemeyi ve hemen protezi değiştirmeyi öneriyor. Otör, çimento kırıklarını, gevşeme ve protez kırıklarının başscrımlusu olarak yorumluyor (11).

WEBER ve CHARNLEY 1975 de çimento kırıklarını % 1,5 olarak tahmin ediyorlardı (42). BOCCO, LENGAN ve CHARNLEY, 1977 de yaptıkları çalışmada değişik sonuçlar elde ettiler. Calcus femoral ve protez boyunu arasında ortalama 4,5 mm kadar çimento olduğunda % 20,2, ortalama 13,2 mm çimento olduğunda % 3,1 transvers çimento kırığı saptamışlardır.

Polimerizasyon ısısı :

Kemik çimentosunun sertleşirken çıkardığı ısının proteinleri denatüre eden 56 derecenin üzerine çıkması ve daha yerleştirmenin ilk anından itibaren protezin ölü bir doku ile sarıldığı, ayrıca çimentonun vücutta zarar verdiği ortopedide üzerinde en çok nular dan birisidir.

RECKLING et al, 10 total kalça endoprotezinde ve 10 total diz endoprotezinde kemik çimentosunun polimerizasyon ısını çimento içine yerleştirdikleri elektrodlar yoluyla in vivo olarak ölçmüşlerdir. Isı dağılımı acetabulumda 37-46 derece, femurda 28-40 derece arasında değişmekteymiş (35).

UNGETHÜM, ayrıca BIEHL ve LABITZKE'nin çalışmaları göstermiştir ki, yüzeyden 3 mm yukarıda ısı 56 derece sınırını aşmamaktadır. Otörler denatürasyon ve termik zarar teorilerini reddediyorlar (40,2,24).

Bugün için piyasada bulunan kemik çimentoları içinde ısının 70 derecenin de üzerine çıkanını bulmak mümkündür. Fakat istenirse termik zarar veremeyen ve az polimerizasyon ısısı yayan çimento türü kullanılabilir.

Kemik çimentosunun az elastik oluşu ve kemikle bağlantı yapmaması en önemli iki mahzurdur. MITTELMEIER, tanıdığımız PMMA çimentosunun içine toksik etkiyi azaltmak için ve biyoaktiviteyi arttırmak gayesiyle apatit tozu ve mekanik özellikleri iyileştirmek amacıyla kömür lifleri katmayı öneriyorlar. Apatit, osteogenetik biyoaktivite getiriyor. Böylece kemikle çimento arasında kimyasal ve fiziksel bağlantı kurulabiliyor. Karbon lifleri ise biyokimyasal olarak nötral olmakla beraber, çimentoya yüksek elastikiyet sağlamaktadır. Henüz deneme devrinde olan bu karışım hayat ümidi çok kısa olan hastalarda denenmektedir (29).

Kendi olgularımızın değerlendirilmesi :

Kalça total endoprotezi ameliyatı, 1.1.1977 - 1.5.1981 tarihleri arasında 227 olguda yapılmıştır. Bu olguların gerek klinik gerekse radyolojik değerlendirilmesi ayrı bir çalışmanın konusunu teşkil ettiğinden burada yalnız biyomekanik açıdan önemli gördüğümüz noktalara değinmek istiyoruz.

İki kadın hastamızda varus yerleştirme hatasıyla takılan Müller standart tipi protez gevşemiştir. Protezler çıkarılmış ve yerlerine 170 mm shaft uzunluğundaki Lubinus tipi protez takılmıştır. Olgulardan bir tanesinde calcar femoral tamamen kırılmış olduğundan protez 8 hafta sonra mediale yatmıştır. Hastaya Girdlestone artroplastisi uygulanmıştır.

Bir olguda acetabulum yerleştirme hatasına bağlı olarak post-operatif çıkık görülmüştür. Çıkık ameliyatla yerine konmuştur. Hasta üç yıldır şikâetsiz yürümektedir.

227 olguda 5 defa femoral parça yerleştirilirken perforasyon meydana gelmiştir. Bütün olgularda röntgen kontrolü yapıldığından bu hata intra operatif düzeltilmiştir.

İltihap görülmemiştir.

Genel durumu bozuk olan üç hastayı ameliyattan 3, 14, 17 gün sonra kalb ve dolaşım yetmezliğinden kaybettik.

Sonuçlar :

Kalça total endoprotezi kemikle kimyasal ve fiziksel bir bağlantı yapmaz. Yerleştirmenin ilk anından itibaren mikrohareketler vardır.

Kalça merkezi, mediale, inferiore ve anteriore yerleştirildiğinde proteze binen yük azalır.

Femur protezinin uzun şaftlı (150, 170 mm) ve kalın kesitli, enine kesitinin yuvarlak olması gereklidir.

Femur protezinde boynun 35 mm den, CCD açısının 140 dereceden küçük olmaması gerekir.

Varus yerleştirme hatası, femur protezinin en önemli gevşeme nedenidir. Bu yüzden çimentolamadan önce röntgen kontrolü yapılmalıdır.

Femur protezinin kırık nedeni çoğunlukla yorgunluktur. Çok ender olarak materyel hatası düşünülmelidir.

Femur varum, protez gevşemesinde ve kırıklarında latent tehlikedir.

Çimentonun sertleşmesi anında ortaya çıkan ısının termik zararları teorik düzeyde kalmıştır.

Çimento sertleşirken daralmaya uğrar. Daralmayı azaltmak için mümkün olduğu kadar az çimento kullanmalı ve çimentoyu metalin çevresinde eşit olarak dağıtmalıdır. Böylece daralma % 50 oranında önlenmiş olur.

Protez çıkıkları, çoğunlukla yerleştirme hatalarının sonucudur. Polietilenin in vivo yıkımı, in vitro yıkımından fazladır.

SUMMARY

Biomechanical problems encountered in the hip joint following the applicational total endoprosthesis

Significance of the femoral varus deformity in respect of prosthetic loosening

In this study, attempts have been made to relate the altered biomechanic following total endoprosthesis application in the hip joint. Both the surgical procedure and the choice of material considerably affect the life and durability of the prosthesis in the application of total endoprosthesis. For instance, it is imperative that the length of the neck of the prosthesis should not exceed 35 mm and the CCD angle of the prosthesis should not be less than 140°.

Furthermore, the femoral varus deformity has been described to be the latent factor in increasing the bending moment and predisposing the loosening.

KAYNAKLAR

- 1 — AFIFI, K. F., H. A. JACOB : Verschleissmessung bei Hüft-Totalendoprothesen mit Polyäthylenpfanne (RCH-1000) und hartverchromten Protasul-10 Kopf. Z. Orthop. 119 (1981) 157.
- 2 — BIEHL, G., J. HARMS, U. HANSER : Experimentelle Untersuchungen über die Waermeentwicklung im Knochen bei der Polymerisation von Knochenzement. Arch. Orthop. Unfall-Chir. 78 (1974) 62.
- 3 — BLACK, J. : The future of Polyethylene. J. Bone Jt Surg. 60-B (1978) 303.
- 4 — BLACK, J., A. L. SEWHOY, A. J. C. LEE, R. S. M. LING, S. S. VANGALA : A study of the radiological appearances of the calcar femorale after total hip replacement using a collarless femoral component. J. Bone Jt. Surg. 61-B (1979) 514.
- 5 — BOCCO, F., P. LANGAN, J. CHARNLEY : Changes in the calcar femoris in relation to cement technology in total hip replacement. Clin. Orthop. 128 (1977) 287.
- 6 — BUCHHORN, U., P. GRISS, P. G. NIEDERER, H.-G. WILLERT : Klinische Relevanz von Lockerungszeichen bei Hüftendoprothesen. Z. Orthop. 117 (1979) 685.
- 7 — CHARNLEY, J. : Bak HUGGLER, A. H. ve A. SCHREIBER (19).
- 8 — CHARNLEY, J. : Bak HUGGLER, A. H. ve A. SCHREIBER (19).
- 9 — CHARNLEY, J. : Bak HUGGLER, A. H. ve A. SCHREIBER (19).
- 10 — CHARNLEY, J. : Bak SEMTLISCH, M. et al (38).
- 11 — COLLIS, D. K. : Femoral Stem Failure in Total Hip Replacement. J. Bone Jt. Surg. 59-A (1977) 1033.
- 12 — CROWNINSHIELD, R. D., R. A. BRAND, R. C. JONSTON, J. C. MILROY : An Analysis of Femoral Componen Stem Design in Total Hip Arthroplasty. J. Bone Jt. Surg. 62-A (1980) 68.
- 13 — DEBRUNNER, A. M. : Bak SEMTLISCH, M. (38).
- 14 — DIEHL, K. : Bak KOKINO, M. J. (23).
- 15 — DOWLING, J. M., J. R. ATKINSON, D. DOWSON, J. CHARNLEY : The characteristics of acetabular cups worn in the Human Body. J. Bone Jt. Surg. 60-B (1978) 375.
- 16 — EROL, S. K. : Kalça total endoprotezlerinin gevşemesinde femoral parça uzunluğunun önemi. Doçentlik tezi (1975).
- 17 — GORE, D. R., M. P. MURRAY, G. M. GARDNER, S. B. SEPIC : Roentgenographic Measurements after Müller Total Hip Replacement. J. Bone Jt. Surg. 59-A (1977) 948.
- 18 — GROBBELAAR, C. J., T. A. DU PLESSIS, F. MARAIS : The Radiation improvement of Polyethylene Prostheses. J. Bone Jt. Surg. 60-B (1978) 370.
- 19 — HUGGLER, A. H., A. SCHREIDER : Alloarthroplastik des Hüftgelenkes. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1978.
- 20 — HUFFHAUER, W. : Bak SEMTLISCH, M. et al (38).
- 21 — JAEGER, M., W. KÜSSWETTER, J. RÜTT, M. UNGETHÜM, R. BURKHARDT : Experimentelle Torsionslockerung technisch verschieden implantierter Hüftendoprothesenpfannen. Z. Orthop. 112 (1974) 34.
- 22 — JOHNSTON, R. C., R. A. BRAND, R. D. CROWNINSHIELD : Reconstruction of the Hip. J. Bone Jt. Surg. 61-A (1979) 639.

- 23 — KOKİNO, M. J.: Endoprotezlerde sop uzunluğunun proksimal femurun biyomekanik yüklemi üzerine etkisi. Doçentlik tezi, İstanbul 1978.
- 24 — LABITZKE, R. M. PAULUS: Intraoperative Temperaturmessungen in der Hüftthirurgie während der Polymerisation des Knochenzementes PALACOS. Arch. Orthop. Unfall-chir. 79 (1974) 341.
- 25 — LEWINNEK, G. E., J. L. LEWIS, R. TARR, C. L. COMPERE, J. R. ZIMMERMANN: Dislocations after Total Hip-Replacement Arthroplasties. J. Bone Jt. Surg. 60-A (1978) 217.
- 26 — LOUDON, J. R., J. CHARNLEY: Subsidence of the femoral Prosthesis in Total Hip Replacement in Relation to the Design of the Stem. J. Bone Jt. Surg. 62-B (1980) 450.
- 27 — MARKOLF, K. L., H. C. AMSTUTZ, L. D. HIRSCHOWITZ: The Effect of calcar Contact on Femoral Componen Micromovement. J. Bone Jt. Surg. 62-A (1980) 1315.
- 28 — MILES, A. W., D. M. DALL: A Design analysis of the femoral stem of total hip prosthesis. J. Bone Jt. Surg. 60-B (1978) 293.
- 29 — MITTELMEIER, H., U. HANSER und J. HARMS: Lösung des biochemischen und mechanischen Zementproblems mit Apatit-Carbonfaser-Zement. In: Osteosynthese, Endoprothetik und Biomechanik der Gelenke, hrsg. von M. JAEGER, M. H. HACKENBROCH, H. J. REFIOR, sayfa 62. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1980.
- 30 — OH, I., W. H. HARRIS: Proximal Strain Distribution in the Loaded Femur. J. Bone Jt. Surg. 60-A (1978) 75.
- 31 — OH, I., C. E. CARLSON, W. W. TOMFORD, W. H. HARRIS: Improved Fixation of the Femoral Component after Total Hip Replacement using a Methacrylate intramedullary Plug. J. Bone Jt. Surg. 60-A (1978) 608.
- 32 — OHNSORGE, J.: Bak SEMTLISCH, M. et al (38)
- 33 — PARKER, H. G., H. J. WIESMANN, F. C. EWALD, W. H. THOMAS, C. B. SLEDGE: Comparaisn of Immediate and Late Results of Total Hip Replacement with and without Trochanteric osteotomy. In: Proceedings of the American Orthopaedic Association. J. Bone Jt. Surg. 56-A (1974) 1537.
- 34 — PLITZ, W., M. UNGETHUM: Verformung von Polyäthylen-Hüftpfannen unter dem Einfluss des aushaertenden Knochenzements. In: Osteosynthese, Endoprothetik und Biomechanik der Gelenke, hrsg. von M. JAEGER, M. H. HACKENBROCH, H. J. REFIOR, sayfa 75, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1980.
- 35 — RECKLING, F. W., W. L. DILLON: The Bone-Cement Interface Temperature during Total Joint Replacement. J. Bone Jt. Surg. 59-A (1977) 80.
- 36 — RING, P. A., J. URIARTE: Uncemented total hip replacement : five-year review: J. Bone Jt. Surg. 60-B (1978) 136.
- 37 — SALVATI, A., T. M. WRIGHT, A. H. BURSTEIN, Z. JACOBS: Fracture of polyethylene Acetabular Cups. J. Bone Jt. Surg. 61-A (1979) 1239.
- 38 — SEMTLISCH, M., R. KELLER, H. G. WILLERT: Polymerisation schwindung von PMMA-Knochenzementen. Z. Orthop. 117 (1979) 684.
- 39 — SHEN, C., J. H. DUMBLETON: The friction and wear behavior of irradiated very high molecular weight polyethylene. Wear, 30 (1974) 349.
- 40 — UNGETHUM, M.: Technologische und biomechanische Aspekte der Hüft- und Kniealloarthroplastik in: Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopaedie, hrsg. C. BURRI, Ch. HERFARTH, M. JAEGER. Hans Huber Verlag, Bern 1987.

- 41 — VOLZ, R. G., R. J. WILSON : Factors Affecting the Mechanical Stability of the Cemented Acetabular Component in Total hip Replacement. J. Bone Jt. Surg. 59-A (1977) 501.
- 42 — WEBER, F. A., J. CHARNLEY : A radiological Study of fractures of acrylic in relation to the stem of a femoral head prosthesis. J. Bone Jt. Surg. 57-B (1975) 297.
- 43 — WIESMANN, H. J., S. R. SIMON, F. C. EWALD, W. H. THOMAS, S. B. SLEDGE: Total Hip Replacement with and without osteotomy of the Greater Trochanter. J. Bone Jt. Surg. 60-A (1978) 203.
- 44 — WILLERT, H. G., J. LUDWIG, M. SEMTLISCH : Reaction of Bone to Methacrylate after Hip Arthroplasty. A Long Term Gross, Light Microscopic and Scanning Electron Microscope Study. J. Bone Jt. Surg. 56-A (1974) 1368.
- 45 — WILLERT, H. G., G. BUCHHORN, L. ZICHNER, K. MÜLLER, M. SEMTLISCH : Oberflaechenstrukturen von Knochenzement. Z. Orthop. 117 (1979) 674.
- 46 — WILTSE, L. L., R. H. HALL, J. C. STENEHJEM : Experimental studies regarding the possible use of self-Curing acrylic in orthopaedic surgery. J. Bone Jt. Surg. 39-A (1957) 1961.
- 47 — WROBLEWSKI, B. M. : Wear of High Density Polyethylene on Bone and Cartilage. J. Bone Jt. Surg. 61-B (1979) 498.