

Endoprotez Gevşemelerinde Biyolojik - Mekanik Sorunlar (*)

Dr. Kemal EROL (**)

Ö Z E T

Gerek erken, gerekse geç olarak gevşemiş bir kalça total endoprotezi, eskiden olduğu gibi bugün lar karşısında

Femur şaftı protezlerinin olabilecek gevşeme nedenleri dile getirilirken deneysel bir çalışmanın sonuçları sunulmaktadır; burada protez sapının uzunluğu ile bu sapın ilik boşluğundaki optimal bağlantılanması arasında bir illnti bulunmaktadır.

G İ R İ Ş :

Endoprotez komponentlerinin kemi sonra, gevşememeleri yanında bir de ağrı ya da baş lara yol açmadan, yaşam boyu üzerine yüklenilebilecek bir sağlamlığı getirebilmeleri, rehabilitasyonuna başlanmış bulunan kişiye operasyondan sonra en kısa sürede ayağa kalkıp yürüyebilme olanaklarını verebilmeleri, operasyon geçiren kişiler kadar, ortopedik cerrahların

(*) 20-25 Mart 1983'de Bursa-Uludağ'daki VII. Millî Türk Ortopedi-Travmatoloji Kongresinde bildiri olarak sunuldu.

(**) Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi-Travmatoloji Anabilim Dalı Profesörü.

Vücuda yabancı olan bu protez komponentleri, optimal bağlantılanma koşullarında olsalar bile, canlı kemik dokusu içinde hangi süreyle hiç bir komplikasyon yaratmadan kalabilmektedirler? Bu açıdan kesin bir süreyi veremediğimiz, bugün halen bilinen bir gerçektir. Birçok araştırmaların sürdürülmesine karşın, gerek biyolojik gerekse mekanik sorunlara halen kesin çözümler getirilememiştir. (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 10, 11, 12, 13, 14, 19, 20, 21, 22).

Ülkemizde değişik indikasyonlarla uygulamaları sürdürülen total kalça protezlerinin kemik içindeki bağlantılanması, polimetilmetakrilat (PMMA) aracılığıyla yapılmaktadır. Protez komponenti yerleştirildiğinde, akrilik çimento ile canlı kemik dokusunun geniş yüzeylerinde, sürekli olması gereken bir ilişki doğmaktadır. Ayrıca protezin yerleştirilmesiyle, yitirilen fizyolojik koşulların yerini, kemik-çimento-metal ya da kemik-çimento-polietilen komplekslerinin yeni biyomekanik koşulları almaktadırlar. Yan yana duran bu canlı-cansız ayrımları yanında, birbirlerinden teren esneklik modülleri de, olumsuzlaşan koşulların çıkış noktasını oluşturmaktadır Bir TEP (totalendoprotez)'in kemik yatak içersinde başarısızlığa uğraması, canlı dokunun tepkisine yol açması, ön düzeyde kendini 2 önemli sonuçla belli etmektedir: Bunlardan ilki gevşeme, öbürü de protez ya da kemik şaftındaki kırılmadır. Gevşeme ya da şaft

(6, 7,8). bunlara sonradan bir infeksiyon da eklenebilme komplikasyonlardan her ikisinin de, protezin başından femurun şaftına iletilmesi gereken yükler kisi bulunmaktadır. Burada akrilik çimentoyla kemik bağlantısında gelişen gerilimlerin şiddeti, ön düzede gevşemenin belirleyici etkeni olmaktadır (1, 2, 4, 6, 7, 8, 11, 12, 14, 16 18, 19, 20, 21, 22). Bu bölgede bası, çekme, bükme, makaslama, torsiyon biçimlerinde kendini yansıtan zorlamalar, kompleks bir yapıyı etki alanı içine almış olmaktadır. Burada tüm mekanik koşulları geniş bir perspektiften ele alıp irdeleme olanağımız bulunmadığından, muz birkaç noktayı gerek biyolojik gerekse mekanik açıdan dile getirmek istiyoruz.

Canlı olan kemik dokusunun oyularak yaralanmasından sonra içi ne yerleştirilen TEP kompleksine karşı bir tepki göstermesi, şiddetli bir uyumsuzluğun belirtilerini vermesi, değişik nedenlerden kaynaklanma

kuşkusuz biyolojik açıdan inert olmayan materyaller gelmektedir. Bugün dünyanın birçok ülkesinde doku tepkilerine gereken önem verile-

rek, sürekli olacak implantasyonlar için ile Cr-Co-Mo alaşımlarından yapılmış protezlerin Ti-alaşımları, Al₂O₃-keramikleri ya da karbon protezleri kullanılmaktadır. Ni-çelikleri tezlerdeki kısa süreli -geçici- implantasyonlarda yer almaktadırlar. Bunların vücudun içinde sürekli olarak kalmaları bilinen sakıncaları getirdiklerinden, sürekli olacak gerekmektedir. Ülkemizde belirli teknik koşullar çerçevesinde hazırlanarak satışa sunulan femur protezlerinin, Cr-Co-Mo alaşımlarından üretilmedikleri bilinmektedir. İnsan vücudu içinde kullanılacak olan bir nesnenin ona zarar vermemesi, bu nedenle, yerli de yabancı da olsa belirli ölçülerdeki teknik koşullara uyması gerekmektedir.

CANLI KEMİK DOKUSUNUN TOTAL PROTEZ KOMPLEKSİNE TEPKİSİNİN NEDENLERİ

- 1 — BİYOLOJİK İNERT
OLMAYAN MATERYAL
- 2 — AŞINMA PARTİKÜLERİ
 - A) METAL
 - B) POLİETİLEN
 - C) ÇİMENTO
- 3 — KOROZYON

Sürekli implantasyonlarda doku tepkisine yol açan 2. nedeni aşınma partikülleri oluşturma çimentodan sürtünmelerle ya da aşınmalarla oluşarak çevreye dökülen küçük parçalardır. Bu partiküllerin canlı dokular içindeki varlıkları, gerek elektron mikroskopisi, gerekse enerji dispersiyonlu röntgen mikroanalizi (8) yöntemleriyle kanıtlanabilmektedir.

Cr-Co-Mo alaşımlarından üretilmiş protezlerde korozyon (20) olayı, protez komponentinde gevşeme olayı gelişmemişse, özen gösterilmeyen koşullara bağlı olarak önceden metal protezlerin yüzey yaralanmalarına yol açılmamışsa, pek rastlanılan bir komplikasyon olmadığı kanısındayız.

Protezin polietilenden yapılmış parçası ile metal şaftı, canlı kemik dokusu ile doğrudan ilişkide değildir, arada akrilik çimento bulunmaktadır. Buna karşın metalden üretilmiş şaft, biçimi, uzunluğu, kısıklığı, yerleştirilme tekniği ya da başka nedenler sonucu gevşemelerde bir anahtar rolü oynamaktadır (6, 7, 8).

Protez gevşemeleri ya erken, ya da geç olarak karşımıza çıkmaktadır. Erken gevşemeler, implantasyondan sonraki ilk 2 yıl içinde görülenlerdir. Geç olan gevşemeler ise 2-10 yıl arasında, ya da daha sonraki yıllarda ortaya çıkarlar.

KEMİK NEKROZU NEDENLERİ

- 1 — TRAVMA - MEKANİK ZARAR
(İATROGEN)
- 2 — AŞIRI ISINMA - TERMİK ZARAR
 - A) TESTERE İLE KESMEDE
 - B) DELİCİ LERLE OYMADA
 - C) POLİMERİZASYONDA (PMMA)
- 3 — MONOMER - TOKSİK ZARAR
- 4 — TROFİK - VASKÜLER ZARAR

İmplantasyondan sonraki dönemde, akrilik çimentonun yattığı kemik alanlarındaki nekrozun derecesi, (1, 3, 5, 7, 8, 14, 15, 18, 19, 20), ya gevşemeyi başlatan ya da sonucu etkileyen bir ölçü olmaktadır. Kemik yatakta başlayan nekroz travmatik, termik, toksik ya da vasküler nedenlere bağlı olarak gelişmektedir. Bu nekrozun çok yaygın olup olmaması da, ön planda cerrahın çalışmasındaki teknik özelliklere bağlıdır. Dokuların yaygın bir biçimde travmatize edilmesi, ufalanan kemik parçalarının yeterince uzaklaştırılmaması, geniş

alanları kapsayan nekroz mesine neden olacaktır. Çimentoyu saran nekrotik bir kemik alanı, sonradan gelişen onarım olaylarında, kalın bir bağ dokusu membranına dönüşebilmektedir (2). Erkenden bası, çekme zorlamaları gibi yükler altına giren bu nekrotik bölgenin, sonradan bağ dokusu membranına dönüşmesi, gevşeme olayı açısından bir kısır döngünün başlangıç noktasını oluşturmaktadır. Kemikte küçük kırılmalar, çimentoda ufalanmalar, fibrin eksüdası, sürekli küçük kanamalar çerçevesindeki olaylarla, önceden başlamış olan gevşeme ilerleme sürecine girecektir. Çimentoyu saran kalın erken ya da geç dönemde bir gevşeme olgusunun kaynağı olacaktır. Protez bir kez gevşeyince, sürekli oynamalarla ufalanmış çimento parçalarından çevreye partiküllerin yayılması, kemikte şiddetli bir tepkiye yol açar, bu tepkisel yangı olayında kemik yaygın bir biçimde rezorbsiyona uğrar (osteoporoz). Gelişen bu olumsuz koşullarda rılan innervasyon, ek olarak, tabloya bir de ağrıların katılmasına neden olur.

İMLANTASYONDAN SONRA ÇİMENTONUN YERLEŞTİĞİ KEMİK ALANLARINDAKİ DEĞİŞİKLİKLER SÜRESİ

1— İNİSYAL DÖNEM

(3. HAFTARA KADAR)

2 — REPARASYON DÖNEMİ

(4. HAFTADAN - 2. YILA)

3 — STABİLİZASYON DÖNEMİ

(6. AYDAN - 2. YILDAN)

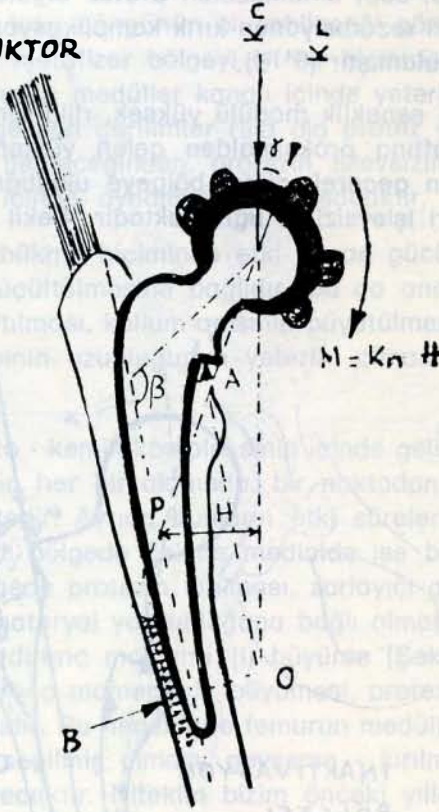
İmplantasyondan 2 yıl gibi uzun bir süre geçtikten sonra, ya da daha sonraki yıllarda kendini gösteren geç gevşemelerde, aşınma partiküllerinin irrite edici etkileri yanında, olumsuz mekanki koşulların da önemli bir rolü bulunmaktadır.

Olumsuz bu mekanik koşulların irdelenmesine geçmeden önce, implantasyondan sonraki büyük bir çoğunluğunda rol oynadığını, burada bir kez daha vurgulamak yerinde olacaktır. İmplantasyondan bir hafta ya da 15 gün gibi kısa bir süre sonra, kişiyi ayağa kaldırıp yüklenmelere başlamak büyük bir başarı olmayıp, kanımızca yanlış olan bir uygulamadır. Protez yerleştirilmesinden sonra çimentoyu saran kemik yatakta ortaya çıkan biyolojik olaylar 3 dönem çerçevesinde özellik kazanırlar: Başlangıçta, çimentoya komşu olan kemik alanlarıyla kemik iliği bölgelerini kapsayan, kimi otörlerin 3-5 mm'lik bir kalınlığa kadar varabildiğini vurguladıkları (20) bir nekrotik katman yer almaktadır. Bu ölçülerden daha büyük olan nekroz alanlarını yaratan kuşkusuz vasküler nedenler olmaktadır. Bundan sonra gelen, 4. haftadan başlayarak 2. yıla kadar sürebilen reparasyon döneminde, nekrotik alanların revaskülarizasyonu ile ölü bölgeler temizlenmekte, bunların yerine kemik dokusu yerleştirilmektedir. Bu dönemde henüz onarım olayları ilerlememişse, nekrotik olan kemiğin üzerindeki yüklenmeler gözeden yoksun, bağ dokusundan zengin bir membran oluşmasına yol açar. Bu membran da gevşemeyi mekanik da kolaylaştırır. En sonda yer alan stabilizasyon dönemi postoperatif olarak en erken 6. ayda başladığına göre, implantasyondan sonraki ilk 6 ay içerisinde protez üzerine doğrudan yüklenmeyi engellemek gerekmektedir.

GEREÇ - YÖNTEM :

Biyomekanik koşullarda, proksimal femur bölgesi ile pelvis bir ünite oluştururlar; bu bir kaldıraç düzeneğine benzetilebilir (7). Bu kaldıraçın serbest ucu olarak protezin başı ile kollumunu öteki kaldıraç kolunu da protezin kalkar femoral'e dayandığı noktadan daha distalde kalan parçası oluşturur. Vücut ağırlığının (Kn) basısı ile oluşan bileşke güç (Kr) kemik eksenini (P) noktasında kesmektedir (Şekil 1). Bu protezin gevşediğini, ya da postoperatif dönemde, çimento yatağındaki nekrotik bölgelerin, henüz tam bir reparasyon oluşmadığından stabilizasyon fazına girmediğini varsayalım. (Kn) düşey gücün etkisi ile protezin yakası kalkar femorale dayanacaktır. Bu durumda (A) gücünün etkisi ile, distaldeki protez şaftının kemikle ilişkide olduğu değme yüzeylerinde yayılı reaksiyonlar gelişecektir. Bükme momenti $M = Kn \cdot H$ formülüne göre, saat ibresinin dönme yönünde, protezi varusa zorlayacaktır. (H) uzak-

ABDUKTOR



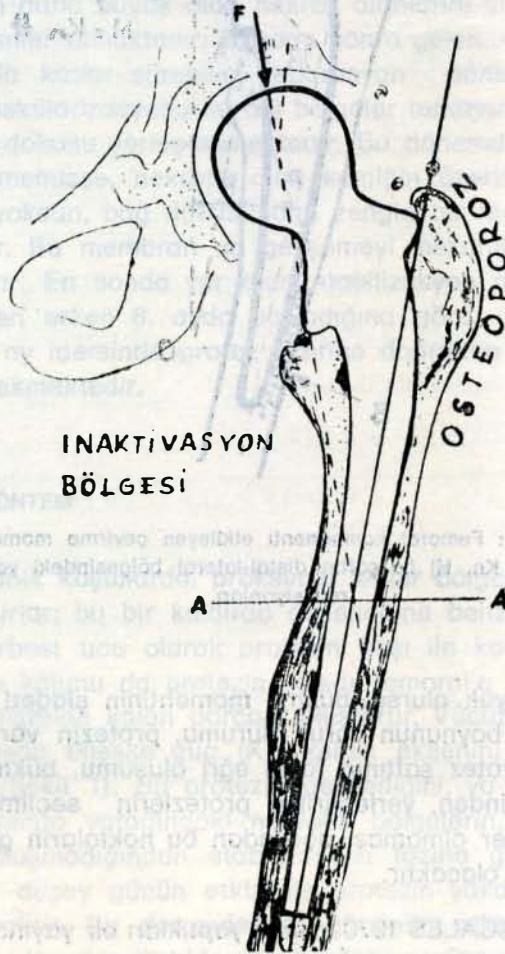
Şekil 1: Femoral komponenti etkileyen çevirme momenti ($M = K_n \cdot H$) ile shaftın distal-lateral bölgesindeki yayılı reaksiyonları.

İği ne denli büyük olursa, bükme momentinin şiddeti de artar. Bu nedenle protez boyununun varus durumu, protezin varusta yerleştirilmiş olması, protez shaftının fazla eğri oluşumu, bükme momentini şiddetlendireceğinden, yerleştirilen protezlerin seçilmesi ile tekniğinde, gevşemeler olmaması açısından bu noktaların gözönünde tutulmaları yararlı olacaktır.

WILSON ile SCALES 1970 yılında yaptıkları bir yayında, implantasyondan sonra, femurun proksimalindeki kalkar ile metafizer bölgelerinde, stabil bağlantılanmış olan protezlerde bile kendini gösteren bir osteoporoza değindiler. Burada

geyi bir işlevsizliğe sonunda da osteoporozla götürmektedir. Charnley de 1975 yılında, sapı kırılmış olan protez olgularında, kalkar femoral bölgesindeki rezorpsiyonun kırık komplikasyonundan sorumlu olabileceğini vurgulamıştır (Cit 20).

Gerçekten esneklik modülü yüksek, rijid bir metalden yapılmış olan protez şaftına proksimalden gelen yükler doğrudan doğruya onun üzerinden geçerek distal bölgeye ulaştığından, proksimaldeki kemik bölgeleri işlevsizliğe uğramaktadır (Şekil 2). Güç akımı önce



Şekil 2: Proksimaldeki inaktivasyon bölgesi ile şaftın intramedüller bağlantılarına bölgesi.

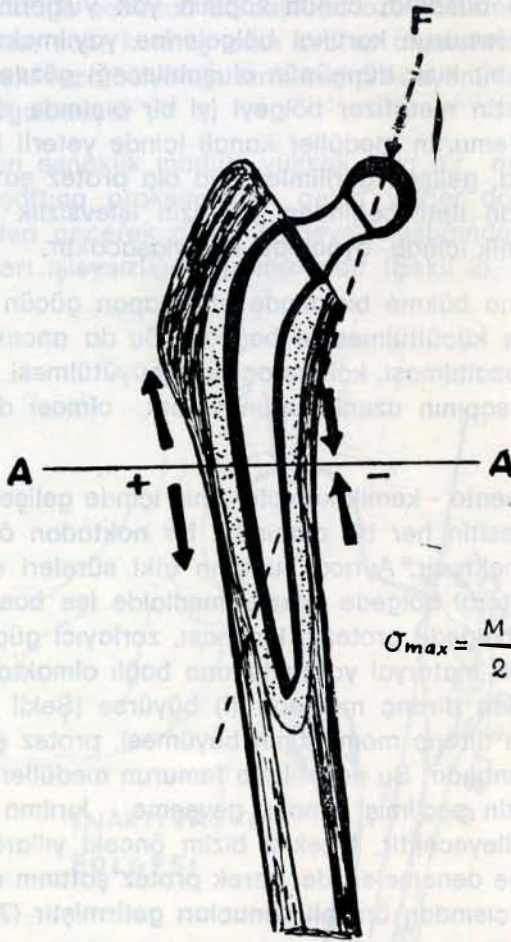
protez şaftından olmakta, bunun sapının yan yüzlerinden çimento duvarını aşarak femurun kortikal bölgelerine yayılmaktadır. Bu nedenlerle burada bir kısır döngünün oluşabileceği gözden uzak tutulmamalıdır. Protezin metafizer bölgeyi iyi bir biçimde dolduran ama kısa olan şaftı femurun medüller kanalı bağlantılanmazsa, gelişen gerilimler rijid olan protez şaftından distal bölgeye doğrudan iletileceğinden, protezin işlevsizlik bölgesinde - osteoporotik kemik içinde- oynaması kolaylaşacaktır.

Protez sapına bükme biçiminde etki yapan gücün azaltılması, kaldıraç kolunun küçültülme tının eğriliğinin azaltılması, kollum açısının büyütülmesi -varus yerine valgus,- protez sapının uzunluğunun yeterli olması doğrultusunda olanaklaşabilir.

Protez - çimento - kemik kompleksinin içinde gelişen gerilimlerin şiddeti, yatay kesitin her bir alanında, bir noktadan öbürüne değişiklikler göstermektedir. Ayrıca bunların etki süreleri de önem kazanmaktadır. Lateral bölgede çekme medialde ise bası güçleri gelişmektedir. Bu bölgede protezin kırılması, zorlayıcı güçlerin bu bölgede yol açtıkları materyal yorgunluğuna bağlı olmaktadır. (A) kesit yüksekliğinde alan direnç mome küçülür. Bu alan direnç momentinin büyümesi, protez şaftının kalınlığı ile doğru orantılıdır. Bu nedenlerle femurun medüller kanalını dolduran bir protezin seçilmiş olması, kasyonları engelleyecektir. Nitekim bizim önceki yıllarda yaptığımız vertikal yüklenme denemeleri de, gerek protez şaftının uzunluğu, gerekse kalınlığı açısından önemli sonuçları getirmiştir (7).

Protez gevşemelerinin henüz büyük sorunlar olarak tartışılmadığı bir dönemde, 1974 yılında, bu konuda öncü sayılabilecek bir biyomekanik araştırmada elde ettiğimiz sonuçlar, TEP uygulamaları açısından, kanımızca bugün halen geçerlidir:

İnvitro olarak yaptığımız vertikal yüklenme ile traksiyon denemelerinde, sağlı-sollu karşılaştırmalı olarak, bir yandaki femura 17 cm uzunluğundaki yandaki femura da 12 cm uzunluğundaki kısa şaftlı protez yerleştirilmiştir. Denemelerde 10 çift femur kullanılmıştır. Traksiyon denemesinde 100 kp'lık bir güçle 12 cm uzunluğundaki femur protezi femurun medüller boşluğundan dışarı çıkmıştır, buna karşın uzun şaftlı protez 565 kp'lık bir güç uygulamasında ancak 1,5 lümun rezeksiyon yüzünden uzaklaşmıştır.



Şekil 3: Alan direnç momen.i büyüre gerilimler küçülmektedir.

Karşılaştırmalı olan vertikal nuçlara varıldı: Uzun şaftlı protezlerle hazırlanan femurlar, vertikal yöndeki yüklenmelerde, ortalama 1405 kp/cm² ca kadar dayanıklılık gösterdik zırlanan femurlar için maksimal dayanıklılık 970 kp/cm² sınırına kadar varabilmiştir. Burada ortaya çıkan ilginç olay, kısa şaftlı protezlerde (MUELLER-CHARNLEY tipi) kalkar femoralin yarılması ile protezin varus'a çökmesidir. Uzun şaftlı protezlerle hazırlanan femurlarda ise, b

gede gelişen femur kırıklarına bağlı ayrılmalar görülmüştür. Bu bulgular da ek olarak, uzun şaftlı bir protezin, femurun proksimalinde akrilik çimento ile bağlantılandıktan sonra, çok daha iyi bir vertikal yüklenme dayanıklılığı getirdiğini kanıtlamaktadır. (7)

Femura yerleştirilen protezler yeterli bir uzunlukta olsalar bile, bunların ayrıca medüller kanalı dolduracak kadar bir şaft kalınlığında olmaları da gerekmektedir. Yapılan bu denemelerde, eşit uzunlukta ama daha ince şaftlı olan protezlerin getirdiği dayanıklılık, kalın şaftların yerleştirildiği femurlarınki kadar olmamış, daha düşük değerlerde kalmıştır.

Vertikal yüklenmeye karşı olan maksimal dayanıklılığın karşılaştırılabilmesi açısından, protezlerin değişik yüksekliklerinden alınan kesit alanları ile, bunların etki yapan güçlerle olan ilişkileri de ayrıca araştırıldı. Uzun şaftlı bir protezde ortalama kesit çevresi 42,8 mm'e varmıştır, buna karşın kısa şaftlı bir protezde bu değer 31,8 mm'de kalmaktadır. Yapılan bileceği yük, femurun proksimaline yerleştirilmiş kısa bir şafta oranla 2 kat da yerleştirildiği durumda, yine eksen doğrultusunda ortaya çıkan sürtünme zorlamaları, uzun şaftlı bir protezdekinin 2 katına çıkmaktadır (Şekil), (Şekil), (Şekil 6), (Şekil 7).

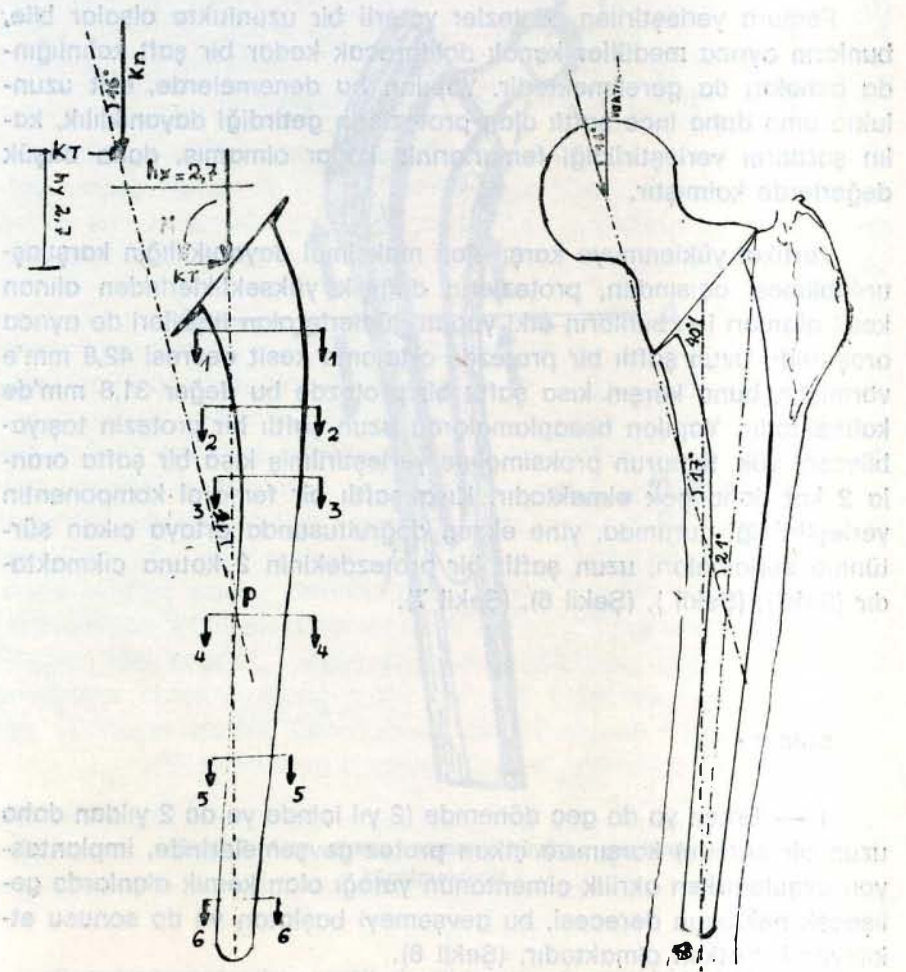
SONUÇ :

1 — Erken ya da geç dönemde (2 yıl içinde ya da 2 yıldan daha uzun bir sürede) karşımıza çıkan protez gevşemelerinde, implantasyon uygulanırken akrilik çimentonun yatağı olan kemik alanlarda gelişecek nekrozun derecesi, bu gevşemeyi başlatan ya da sonucu etkileyen bir etken olmaktadır. (Şekil 8).

2 — İmplantasyondan sonraki ilk dönemde, yerleştirilmiş protez üzerine olacak erken yüklenmeler, protez gevşemelerinin günluğunda başlıca etkendir.

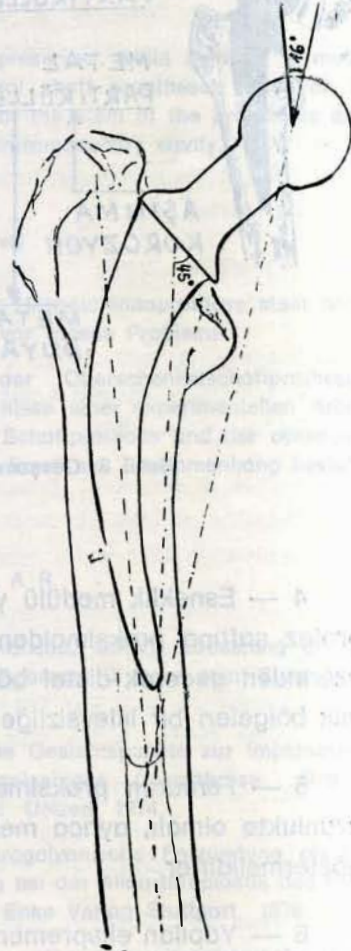
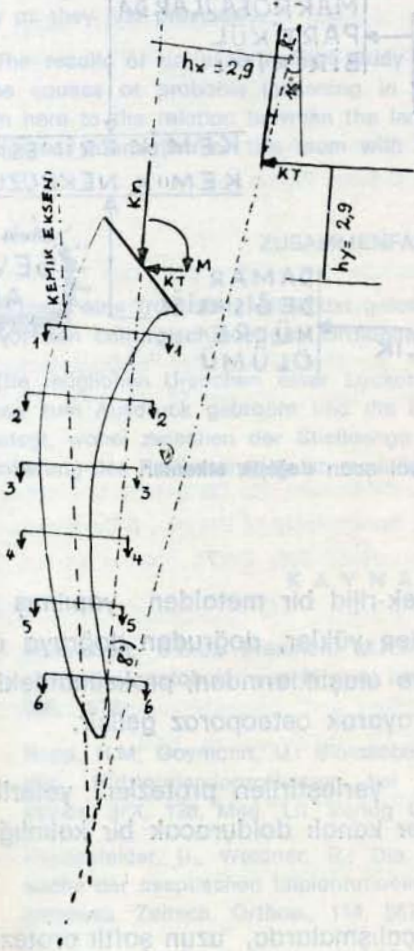
3 — Protez boynunun varus durumu, protezin varusta yerleştirilmiş olması, protez şaftının fazla eğri oluşu bükme momentini ($M = K_n \cdot H$) şiddetlendireceğinden, gevşemelere yol açmaması açısından, bu noktaların

Görsel olarak, bu bölümde kemiklerin bir arada olduğu bir yapıya sahiptir. Bu yapı, kemiklerin bir arada olduğu bir yapıya sahiptir. Bu yapı, kemiklerin bir arada olduğu bir yapıya sahiptir.



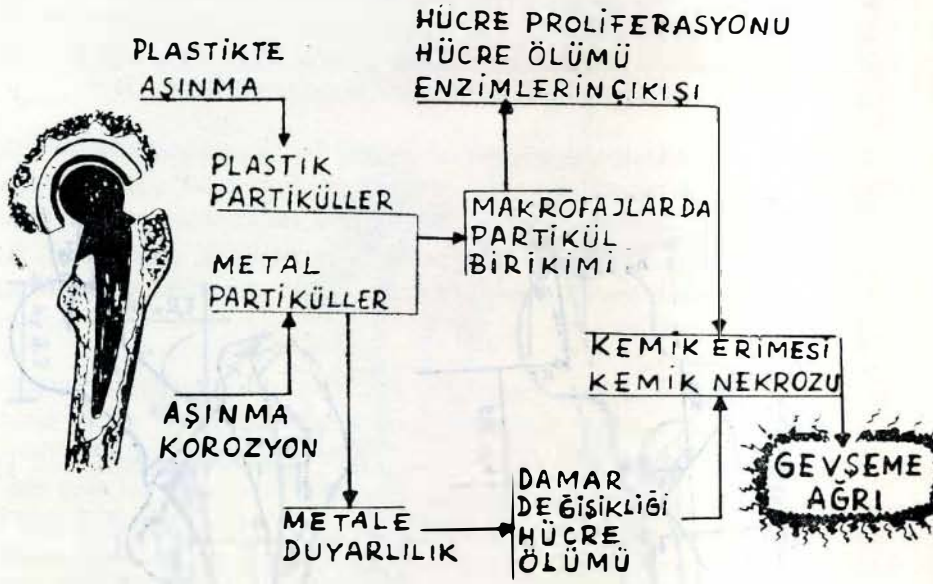
Şekil 4: 17 cm uzunluğundaki shaftın kesitleri.

Şekil 5: 17 cm uzunluğundaki shaftın intramedüller oturuşu.



Şekil 6: 12 cm uzunluğundaki şaftın kesitleri.

Şekil 7: 12 cm uzunluğundaki şaftın intramedüller oturuşu.



Şekil 8: Gevşemeye yol açan değişik etkenler.

4 — Esneklik modülü yüksek-rijid bir metalden yapılmış olan protez şaftına proksimalden gelen yükler, doğrudan doğruya onun üzerinden geçerek distal bölgeye ulaştıklarından, proksimaldeki kemik bölgeleri bir işlevsizliğe uğrayarak osteoporoz gelişir.

5 — Femurun proksimaline yerleştirilen protezler yeterli bir uzunlukta olmalı, ayrıca medüller kanalı dolduracak bir kalınlığı da göstermelidirler.

6 — Yapılan ekspremental çalışmalarda, uzun şaftlı protezlerle medüller kanalı dolduracak kadar yeterli bir kalınlığı gösterenler, kısa şaftlı olanlarla daha ince olanlardan, vertikal yüklenmelerde, daha iyi bir dayanıklılık göstermişlerdir.

S U M M A R Y

BIOLOGIC - MECHANICAL PROBLEMS IN THE LOOSENING OF ENDOPROSTHESES

A total endoprotheses of the hip, whether it is loosened early or late, confronts the orthopaedists who employ surgical applications with as great problems today as they had previously.

The results of an experimental study are presented, while mention is made of the causes of probable loosening in femoral shaft prostheses; attention is drawn here to the relation between the length of the optimal connection of this stem with the intramedullary cavity.

ZUSAMMENFASSUNG

Sowohl eine früh als auch spät gelockerte Hüfttotalendoprothese stellt nach wie vor den chirurgisch tätigen Orthopaeden vor grosse Probleme.

Die möglichen Ursachen einer Lockerung der Oberschenkelschaftprothesen werden zum Ausdruck gebracht und die Ergebnisse einer experimentellen Arbeit dargelegt, wobei zwischen der Stiellaenge der Schaftprothese und der optimalen Verankerung des Prothesenstiels im medullären Raum ein Zusammenhang besteht.

K A Y N A K L A R

1 — And

cemented acetabular cup in total hip replacement. *J. Bone Joint Surg.* 54-B, 590, 1972.

2 — Bopp, H.M. Goymann, U.: Biomechanische von Hüfttotalendoprothesen

Praxis, 3/X, 138, Med. Lit. Verlag Gesell. Uelzen, 1974.

3 — Breitenfelder, U., Weidner, R.: Die elektrogalvanische Entzündung als Ursache der aseptischen Implantatlockerung bei der Alloarthroplastik des Hüftgelenkes, *Zeitsch. Orthop.*, 114, 867, F. Enke Verlag Stuttgart, 1976.

4 — Brinkmann

änderungen des Implantatslagers an 100 ausgewechselten Totalprothesen, *Orthop. Praxis*, 12/XII, 1095, Med. Lit. Verlag-Uelzen, 1976.

5 — Cotta, H., Schulitz, K.P.: Der totale Hüftgelenkersatz, Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1973.

6 — Erol, S.K.: Kalça Eklemleri Alloarthroplastisinde Sınır İndikasyonlar, III. Millî Türk Ortopedi-Travmatoloji Matbaası, İzmir 1974.

- 7 — Erol, S.K.: Kalça Total Endoprotezlerinin Gevşemesinde Femoral Parça Uzunluğunun Önemi, Doçentlik Tezi, Ankara 1975.
- 8 — Erol, S.K.: İnfeksiyon, V. Milli Türk Ortop.-Travm. Kongresi, İst. 1977, Kongre Kitabı, 737, Yargıçoğlu Matbaası, Ankara 1978.
- 9 — Galante, J., Ros'oker, W., Lueck, R., Ray, D.: Sintered fiber, metal composites as a basis for attachment of implants to bone, J. Bone Joint Surg., 53-A, 101, 1971.
- 10 — Gronert, H.J., Welgert, M.: Ergebnisse nach Auswechslungsoperationen bei Totalprothesen des Hüftgelenkes, Orthop. Praxis, 12/XII 1127, Med. Lit. Verlag-Uelzen, 1976.
- 11 — Grünert, A., Ritter, G.: Experimentelle Untersuchungen zum Problem der Verankerung von Hüftendoprothesen. Arch. Orthop. Unfall-Chir., 77, 149, 1973.
- 12 — Helpertz, H., Willert, G., Zichner, L.: Das Risiko der Implantatlockerung, eine Ana Verlag-Uelzen, 1976.
- 13 — Hierton, T., Erikson, I., Erikson, U., Johansson, H.: Dangerous Loosening and Migration of Total Hip Prosthesis, Arthroplasty of the Hip, 5 th. International Symposium 1972 in Nijmegen Netherland 105, Georg Thieme Verlag, 1973.
- 14 — Hupfauer, W.: Die Knochen-Zement-Grenze der neuralgische Punkt bei der Alloarthroplastik, Orthop. Praxis, 3/X, 142, Med. Lit. Verlag-Uelzen, 1974.
- 15 — Münzenberg, K.J.: Zur Dauerhaftigkeit der Zement-Knochen Verbindung. Orthop. Praxis, 12/XII, 1092, Med. Lit. Verlag-Uelzen, 1976.
- 16 — Münzenberg, K.J., Dennert, R.: Pfannenlockerung bei Hüfttotalendoprothesen Infolga altersabhaengigen Knochensubstanzverlustes. Zeitschrift Orthop. und Ihre Grenzgeb., 113, 947, F. Enke Verlag. 1975.
- 17 — Peters, W.J., Jackson, R.W., İwano, K., Smith, D.C.: The biological response to zinc polyacrylate cement, Clinical Orthop., 88, 228, 1972.
- 18 — Rautenberg, K., Wurster, K.H., Schulitz, K.P.: Gewebliche Reaktionen des Kapselregenerates bei ausgelockerter Totalendoprothese. Orthop. Praxis, 12/XII, 1090, Med. Lit. Verlag-Uelzen, 1976.
- 19 — Ritter, G., Grünert, A., Schweickert, C.H.: Biomechanische Ursachen von Lockerung und Bruch der Hüftendoprothesen. Archiv Orthop, Unfall-Chir., 77, 154, J.F. Bergmann-München,

20 — Swanson, S.A.V., Freeman, M.A.R.: The scientific Basis of Joint Replacement in Deutsche Übersetzung, Springer Verlag, Berlin-New York, 1970.

21 — Willert, H.G., Puls, P.:
der Allo-Arthroplastik der Hüfte, Arch. Orthop. Unfall-Chir., 72, 33, 1972.

22 — Willert, H.G., Ludwig, J., Semtllitsch, M.: Reaction of bone to methacrylate after hip arthroplasty. A long-term gross, light microscopic and scanning electron microscopic study. Journal Bone Joint Surg. 56-A, 1368, 1974.