

KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MAKİNA ANABİLİM DALI

39575

**KOMPOZİT FEMUR PROTEZİNİN SONLU ELEMANLAR
TEKNİĞİYLE TASARIMI**

KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MAKİNA ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez No: MAK.YL.001

Tezi Hazırlayan

İbrahim ÇAYIROĞLU

Tez Yöneticisi

Yrd. Doç. Dr. Nuri ASLAN

KIRIKKALE-1996

Bu Çalışma, Jürimiz tarafından Makina Anabilim Dalında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

..02../02/1996

Başkan : Prof. Dr. Hira KARAGÜLLE.....*Hira Karagülle*
Üye : Prof. Dr. Ali ERİŞEN.....*Ali Erışen*
Üye : Yrd. Doç. Dr. Nuri ASLAN.....*Nuri Aslan*

ONAY

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

..02../02/1996

Fen Bil. Enst. Müdürü

Ali Erışen
Prof. Dr. Ali ERİŞEN

İÇİNDEKİLER

<u>KONULAR</u>	<u>SAYFA</u>
TABLoların LİSTESİ.....	iv
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
ÖZET.....	vii
ABSTRACT.....	viii
1. GİRİŞ.....	1
2. SONLU ELEMANLAR MODELİ.....	3
3. ANALİZ VE SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	7
4. SONUÇLAR.....	9
5. KAYNAKLAR.....	9
EKLER	
EK-1. LİTERATÜR TARAMA.....	14
1. Femur Protezinin Problemleri.....	14
1.1 Femoral Komponentin Gevşemesi.....	14
1.2. Femoral Komponentin Kırılması.....	17
1.3. Kemik Erimesi.....	18
1.4. İzoelelastik Protez.....	20
2. Kısa Karbon Elyafı PEEK Kompoziti.....	21
2.1. CF/PEEK Kompozitinin Mekanik Özellikleri.....	23
2.2. CF/PEEK Kompozit Protezinin Gerilme Analizi.....	24
2.3. CF/PEEK Protezinin Yorulma Davranışı.....	27
EK-2. SONLU ELEMAN MODELLERİ VE GEOMETRİK DETAYLARI.....	29
EK-3. MODEL IV'ÜN DÜĞÜM LİSTESİ VE KOORDİNATLARI.....	33
EK-4. MODELE KUVVET UYGULANMASI.....	45
Kuvvetin Düğümlere Program Vasıtasıyla Dağıtılması.....	46

TABLULARIN LİSTESİ

<u>TABLO</u>	<u>SAYFA</u>
TABLO 2.1. Modellerin Eleman ve Dügüm Sayıları.....	5
TABLO 2.2. Sonlu Elemanlar Modelinde Kullanılan Femur Kuvvetleri.....	6
TABLO 3.1. Modellerin Medial-Boğaz Kısmında Meydana Gelen Maksimum Von-Mises Gerilmeleri.....	8

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

<u>ŞEKİL</u>	<u>SAYFA</u>
ŞEKİL 1.1. Femur Protezinin Şematik Gösterimi.....	2
ŞEKİL 2.1. Protezin Sonlu Elemanlar Modeli ve Çeşitli Bölgeleri Tanımlamada Kullanılan Terimlerin Gösterimi.....	4
ŞEKİL 2.2. Düğüm Sayısına Bağlı Olarak Medial Tarafdaki Maksimum Von-Mises Gerilmeleri ve CPU Zamanları.....	4
ŞEKİL 2.3. Protezin İlk ve Değişikliklerden Sonraki Son Şekli.....	5
ŞEKİL 2.4. Son Modelin (Model IV) Eleman Yapısı.....	6
ŞEKİL 3.1. Son Modelin (Model IV) Medial-Boğaz Kısımında Maksimum Von-Mises Gerilmesinin Dağılımı.....	7
EKLER	
ŞEKİL 1. Femoral Komponentle İlgili Kalça Bağlantılarında Meydana Gelen Bozulma Durumları.....	15
ŞEKİL 2. %30 Karbon Fiberle Kuvvetlendirilmiş Kompozit Kalça Protezi.....	22
ŞEKİL 3. Model I'in Ağ Yapısı.....	29
ŞEKİL 4. Model I'in Geometrik Ölçüleri.....	29
ŞEKİL 5. Model II'nin Ağ Yapısı.....	30
ŞEKİL 6. Model II'nin Geometrik Ölçüleri.....	30
ŞEKİL 7. Model III'ün Ağ Yapısı.....	31
ŞEKİL 8. Model III'ün Geometrik Ölçüleri.....	31
ŞEKİL 9. Model IV'ün Ağ Yapısı.....	32
ŞEKİL 10. Model IV'ün Geometrik Ölçüleri.....	32
ŞEKİL 11. Bileşke Kuvvetin Düğümlere Dağıtılması.....	45

TEŞEKKÜR

Yapmış olduğum bu çalışmamda bilgi, tecrübe, yönlendirme ve katkılarıyla yardımlarını esirgemeyen Kıymetli Hocam Yrd. Doç. Dr. Nuri ASLAN Bey'e, sağlamış oldukları bilgisayar ve donanımları, teknik cihaz ve gereçleri, maddi ve manevi destekleri ile Değerli Hocamız ve Dekanımız Prof. Dr. Hira KARAGÜLLE Bey'e ve Yardımcısı Saygıdeğer Hocamız Prof. Dr. Ali ERİŞEN Bey'e, ayrıca bütün Öğretim Üyesi Hocalarıma, Fakülte Sekreterimiz Neşat KIRCALI Bey'e, Öğretim Görevlisi ve Araştırma Görevlisi Arkadaşlarıma, manevi desteğini esirgemeyen Eşime göstermiş oldukları yakınlık ve yardımlarından dolayı ayrı ayrı teşekkür eder saygılarımı sunarım.

25 / 01 / 1996

İbrahim ÇAYIROĞLU

ÖZET

İnsanların kalça bağlantılarında kullanılan kompozit femur protezinin (femoral komponent) boyun kısmı zayıf kalmaktadır. Bu çalışmada protezin boyun kısmı yeniden tasarlandı. Protezin boyun kısmının 3-D sonlu elemanlar modeline günlük aktivitelerden dolayı insan kalçasında oluşan yükler uygulandı. Malzemenin yorulma sınırı dikkate alınarak en kritik yükleme şartları altında boyun kısmı yeniden şekillendirildi.

ABSTRACT

A new polymeric composite hip joint prosthesis seems to be weak in the spigot. In this study, the spigot of the composite prosthesis is redesigned. Loads due to daily activities were applied on 3-D finite element models. The spigot was reshaped under the most critical loading conditions, considering the fatigue limit of the material.

1. GİRİŞ

Kalça ameliyatları, kemik iltihaplanması, romatizma ve doğuştan kalça çıkıkları gibi hastalıklardan dolayı meydana gelen ağrıyı azaltmak için yapılır. Romatizma gibi hastalıklar kıkırdaklar arasındaki düşük sürtünmenin kaybolması sonucu ortaya çıkmaktadır. Kalça bağlantısındaki kıkırdaklar bacaktaki femur kemiğinin kafası (femoral head) ile kalçadaki yuvada (acetabulum) bulunur. Dünya çapında yılda en az 600 bin kişi bu rahatsızlıktan dolayı ameliyat olmaktadır [1]. Yaklaşık olarak hastaların yüzde 90'ı günlük aktivitelerde protezleri problemsiz bir şekilde kullanabilmektedir. Bu tür bir ameliyatın başarısı hastanın yaşına, ameliyat tekniğine, günlük aktivitelerine ve protezin tipine bağlıdır.

Femur protezi iki parçadan oluşur. Kalçaya takılan plastik bir yuva (acetabular cup) ile femur kemiğine yerleştirilen bir femoral komponent'ten ibarettir (Şekil 1.1). Acetabular cup yüksek yoğunluklu polyethylene'den, femur komponenti ise paslanmaz çelik, titanyum veya kobalt-krom alaşımlarından yapılır. Her iki parçada yerlerine bone-cement (polymethylmethacrylate) kullanılarak yada bone-cement'siz press geçme ile yerleştirilir. Femur protezindeki küre başlık kalçadaki acetabular cup'da mafsallıdır. Böylece doğal kalçaya benzer bir hareket aralığı sağlanmış olur.

Protezlerin ömrü çoğunlukla protezin kemik içerisinde gevşemesinden ve kemikte oluşan erimelerden dolayı kısalmaktadır. Kemik erimesi metal protezin kemiğin üzerindeki gerilmeleri normal seviyenin altına düşürmesinden dolayı olmaktadır. Metallerin elastisite modülü kemiğinkinden 5-10 defa daha fazladır. Buda yük paylaşımında kemikteki gerilmeleri azaltmakta ve kemikte bu azalan gerilmelere bir süre sonra kendini yok etmekle (osteoporosis) cevap vermektedir. Bu ameliyatın genç hastalara uygulanabilmesi kemik erimesinden dolayı çok riskli olmakta ve ileriki yaşlarda telafisi mümkün olmayan problemlere yol açmaktadır (Detaylı literatür taraması EK-1'de verilmiştir).

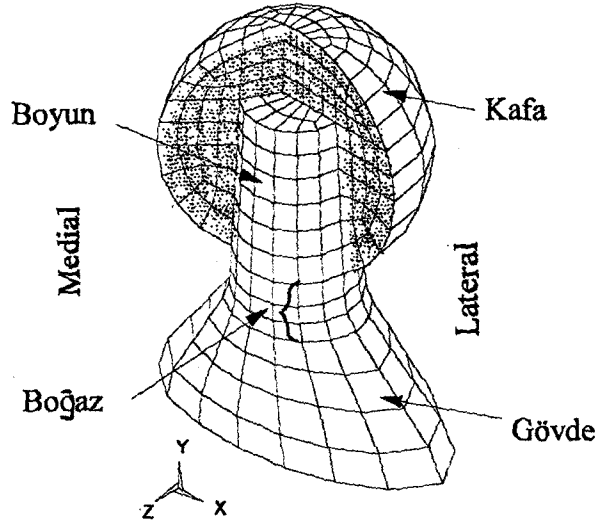
gelmektedir. Dolayısıyla kompozit protezin boyun kısmının zayıf olduğu ve vücutta oluşan kuvvetlere karşı yeterince emniyetli olmadığı ortaya çıkmıştır (Daha geniş açıklama EK-1’de verilmiştir).

Bu çalışmanın amacı, CF/PEEK’ten yapılacak bir protezin boyun kısmının günlük aktivitelerden dolayı oluşan yükler altında hastanın ömrü boyunca kırılmadan çalışabilecek bir şekilde 3-D sonlu elemanlar yöntemini kullanarak yeniden tasarımını yapmaktır.

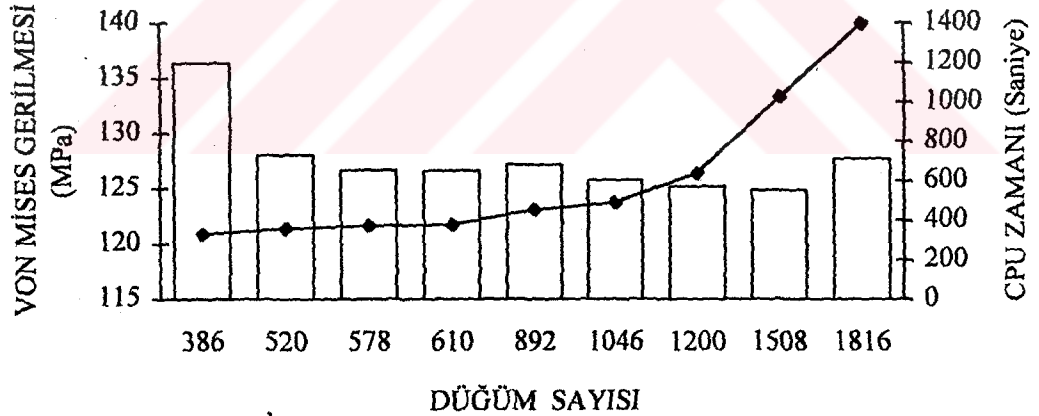
2. SONLU ELEMANLAR MODELİ

Çalışmaya esas olarak Akay ve Aslan’ın [9] kullandığı prototip protez (Model I) esas alındı. Bu protez şimdiki hali ile titanyum alaşımından yapılmış metal bir protezin aynısıdır. Protezin karmaşık geometrisi dolayısıyla sonlu eleman modeli oluşturabilmek için Autocad R12 programı kullanıldı. 3-D katı modeli oluşturulduktan sonra IGES formatı ile protezin geometrisi ANSYS sonlu elemanlar programına aktarıldı. Eleman ve düğümler “mapped meshing” metodu kullanılarak otomatik olarak oluşturuldu. Dört düğümlü brick eleman kullanıldı (Şekil 2.1).

Sonlu elemanlardan elde edilen sonuçların hassasiyeti önemli ölçüde yeterli sayıda eleman kullanımına bağlıdır. Optimum eleman sayısını tesbit etmek amacıyla Model I’deki eleman sayıları kademeli artırılarak, kafaya 25° açıyla uygulanan 3 kN’luk yükten dolayı oluşan Von-Mises gerilmeleri kontrol edildi. Gerilmenin maksimum olduğu medial-boğazdaki Von-Mises gerilmeleri ve CPU zamanları düğüm sayısına bağlı olarak Şekil 2.2’de verilmiştir. Buradan da anlaşılacağı gibi düğüm sayısı 500’ün üzerinde olan modeller yaklaşık olarak aynı sonucu vermektedir. Dolayısıyla kullanılan sonlu eleman modellerinde 500’ün üzerinde düğüm kullanıldı.



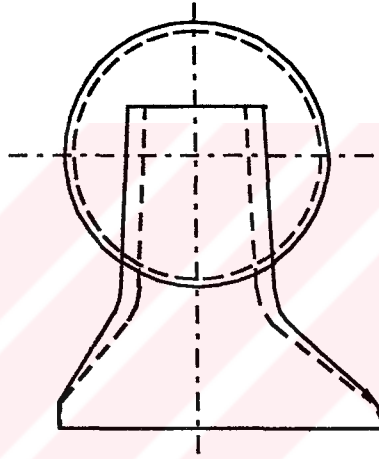
Şekil 2.1. Protezin sonlu elemanlar modeli ve çeşitli bölgeleri tanımlamada kullanılan terimlerin gösterimi.



Şekil 2.2. Düğüm sayısına bağlı olarak medial taraftaki maksimum Von-Mises gerilmeleri ve CPU zamanları. (Von-Mises gerilmesi, CPU zamanı).

Protezin boğaz kısmındaki gerilmeleri emniyetli sınıra çekebilmek için protezin boyun ve boğaz kısmı 3 kademe kalınlaştırılmıştır. İlk olarak protezin boyun ve boğaz kısmının çapı 2 mm genişletildi (Model II). İkinci kademe gerilmenin kritik seviyelere çıktığı boğaz kısmında 3 tane düğüm ortalama 1 mm genişletildi (Model III). Son

aşamada ise gerilmelerin yeterli miktarda düşürülememesi nedeniyle Model II'deki 2 mm'lik genişletmenin üzerine boyun ve boğaz kısmı ilaveten 2 mm daha genişletildi (Model IV). Böylece protezin boyun ve boğaz kısmının çapı toplam 4 mm genişletilmiş oldu. Bu son modelde kafadaki başlığın et kalınlığının azalması sonucu başlığın çapı 28 mm'den 30 mm'ye çıkarılmıştır. Orjinal model (Model I) ile son modelin (Model IV) geometrik olarak karşılaştırması Şekil 2.3'te ve son modelin (Model IV) sonlu eleman modeli Şekil 2.4'te verilmiştir (Tüm modellerin ağ yapısı ve geometrik ölçüleri için EK-2'ye bakınız).

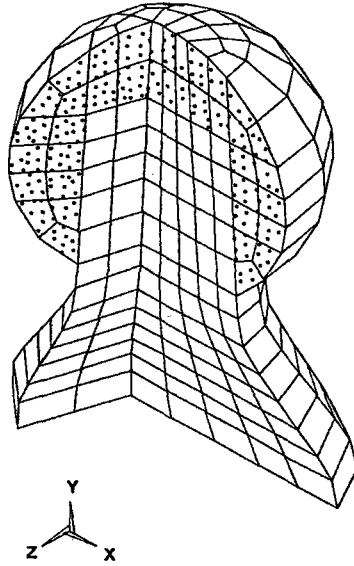


Şekil 2.3. Protezin ilk ve değişiklerden sonraki son şekli (----- orjinal model (Model I), ——— geliştirilmiş model (Model IV)).

Bütün modellerin eleman ve düğüm sayıları Tablo 2.1'de, Model IV'ün düğüm listesi ve koordinatları EK-3'de verilmiştir. CF/PEEK'in elastisite modülü 16.4 GPa ve kafada kullanılan çeliğinkide 207 GPa olarak alınmıştır. Poisson oranı her iki malzeme içinde 0.3 olarak alınmıştır.

Tablo 2.1. Modellerin eleman ve düğüm sayıları.

	Model I	Model II	Model III	Model IV
Eleman Sayısı	988	800	880	528
Düğüm Sayısı	1200	968	1056	680



Şekil 2.4. Son modelin (Model IV) eleman yapısı.

Yavaş yürüme, hızlı yürüme, koşma, merdiven tırmanma ve tek ayak üstünde dikilme hareketleri günlük aktivitelerde en sık karşılaşılan hareketlerdir. Dolayısıyla analizlerde bu aktivitelerden dolayı protezin üzerine gelen yükler [15,16] modelde kullanılan koordinat sistemine uyarlanarak kullanıldı. Bu yüklerin bileşke ve x,y,z bileşenleri Tablo 2.2’de verilmiştir.

Tablo 2.2. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan femur kuvvetleri.

Yükleme Sırası	Aktivite ve Hızları (km/h)	Yükün Bileşkesi (N)	X Bileşeni (N)	Y Bileşeni (N)	Z Bileşeni (N)
1	Yavaş Yürüme (1)	2010	-753	-1863.2	17.5
2	Hızlı Yürüme (5)	3231	-1130.6	-2945	700
3	Koşma (8)	3704	-1330.7	-3293.7	1052
4	Merdiven Tırmanma	2318	-588.3	-2050.6	906
5	Tek Ayak üstünde Dikilme	3000	-1267.8	-2718.8	0

Sonlu eleman programında yükün uygulanabilmesi için, yükün uygulandığı yerde düğüm bulunması gerekmektedir. Modelin geometrisinin değişmesiyle beraber düğümlerin pozisyonu değişmekte ve dolayısıyla yükleri etrafındaki düğümlere dağıtmak gerekmektedir. Bütün modellerde yükleri aynı noktada ve açıda uygulayabilmek için, yükler bileşkeleri sabit kalmak suretiyle etrafındaki düğümlere dağıtıldı (Yük dağıtım programı ve açıklaması EK-4’de verilmiştir).

3. ANALİZ VE SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Lateral-boğazda çekme gerilmeleri meydana gelirken medial-boğazda basma gerilmeleri oluşmaktadır. Ancak maksimum Von-Mises gerilmesi medial-boğazda bulunmaktadır (Şekil 3.1). Günlük aktivitelerden dolayı oluşan yükler altında protezin medial-boğaz kısmında meydana gelen maksimum Von Mises gerilmeleri her model için Tablo 3.1’de sunulmuştur.



Şekil 3.1. Son modelin (Model IV) medial-boğaz kısmında maksimum Von-Mises gerilmesinin dağılımı.

Tablo 3.1'den anlaşıldığı üzere koşma, günlük aktiviteler içindeki protez için en riskli harekettir. Orjinal model (Model I) üzerindeki maksimum Von-Mises gerilmeleri yürüme için 77 MPa, hızlı yürüme için 132.8 MPa, koşma için 161.9 MPa, merdiven tırmanma için 95.7 MPa ve tek ayak üzerinde dikilme için 125.3 MPa olarak bulunmuştur. Koşma yükü altında oluşan Von-Mises gerilmesi (161.9 MPa) CF/PEEK malzemenin yorulma sınırı olan 155 MPa [7]'dan yüksektir. Dolayısıyla protez orjinal haliyle dinamik yüklemekten dolayı kırılması muhtemeldir. Protezdeki maksimum Von-Mises gerilmesi boyun çapının artırılmasıyla yorulma sınırının altına kademeli olarak çekilmiştir. Koşma hareketinden dolayı oluşan Von-Mises gerilmeleri sırasıyla 110.2 MPa (Model II), 97 MPa (Model III) ve 79.6 MPa (Model IV)' a düşürülmüştür.

Eğer emniyet katsayısı, malzemenin yorulma sınırının maksimum Von-Mises gerilmesine oranı olarak alınırsa, son modelin (Model IV) emniyet katsayısı 1.95 olarak bulunur. Buda protezin emniyetli bir şekilde dinamik yükler altında yorulma nedeniyle kırılmadan faaliyetini yürütebilmesi için yeterlidir.

Tablo 3.1. Modellerin medial-boğaz kısmında meydana gelen maksimum Von-Mises gerilmeleri (MPa).

Sıra No	Yükleme veya Hareket	Model I Von Mises	Model II Von Mises	Model III Von Mises	Model IV Von Mises
1.	Yavaş Yürüme	77	52	46.2	36.5
2.	Hızlı Yürüme	132.8	89.9	78.9	64.9
3.	Koşma	161.9	110.2	97	79.6
4.	Merdiven Tırmanma	95.7	65	59.8	49.6
5.	Tek Ayak Üstünde Dikilme	125.3	84.2	74.8	59.2

4. SONUÇLAR

1. Gerilme analizleri sonucunda koşma hareketinin protezin boyun kısmında en yüksek gerilmelere neden olduğu, dolayısıyla en kritik hareket olduğu ortaya çıkmıştır.
2. CF/PEEK protezin orjinal modeli (Model I) üzerinde yapılan gerilme analizi medial-boğaz kısmındaki Von-Mises gerilmesinin 161.8 MPa olduğu ve bunun malzemenin yorulma sınırını (155 MPa) aştığı tesbit edilmiştir.
3. Geliştirilen yeni modelde (Model IV) maksimum Von-Mises gerilmesi 79.6 MPa'ya çekilmiş ve yorulma sınırına göre emniyet katsayısı 1.95 bulunmuştur. Protez bu yeni geometrisiyle günlük aktivitelerden dolayı oluşan dinamik yükler altında emniyetli bir şekilde görevinin yerine getirebilecektir.

5. KAYNAKLAR

1. Weinans, H., Mechanically induced bone adaptations around orthopaedic implants, Offsetdrukkerij HAVEKA B.B., Alblasterdam, The Netherlands, 11, 1991.
2. O'Brien, B.M., The design of an isoelastic hip prosthesis, MSc. Thesis, University of Dublin, Trinity College, Dublin, İrlanda, 1991.
3. Taylor, D., Fatigue failure in bone cement for hip joint implants , In Fatigue'87 Edited by Ritchie, R.O. and Starke, E.A., EMAS, Birmingham, U.K, 1353-1362, 1987.
4. Morscher, E.W. and Dick, W., Cementless fixation of "Isoelastic" hip endoprostheses manufactured from plastic materials, Clin. Orthop. Rel. Res., 176, 77-87, 1983.
5. Christel, P., Meuner, A. and Leclarcq, S., Development of carbon-carbon hip prosthesis, J. Biomed. Mater. Res., 21, 191-218, 1987.

6. Chang, F.K. and Perez, J.L., Stiffness and strength tailoring of a hip prosthesis made of advance composite materials, *J. Biomed. Mater. Res.*, 24, 873-899, 1990.
7. Akay M., Aslan N., An estimation of fatigue life for a carbon fibre / poly ether ether ketone hip joint prosthesis , *Proc. Instn. Mech. Engrs.*, 209, 93-103, 1995.
8. Reilly, D.T., Burstein, A.H. and Frankel, V.H., The elastic modulus for bone, *J. Biomechanics*, 7, 271-275, 1974.
9. Akay M., Aslan N., Polymeric composite hip joint prosthesis, 6 th. Int. Machine Design and Production Con. METU, ANKARA, TURKEY, 1, 483-495, 1994
10. Cogswell, F.N. and Hooprich, M., Environmental resistance of carbon fibre-reinforced poly ether ether ketone, *Composites*, 14, 251-253, 1983.
11. Stober,E.J., Seferis, J.C. and Keenan, J.D., Characterisation and exposure of poly ether ether ketone (PEEK) to fluid environments, *Polymer*, 25, 1845-1852, 1984.
12. Ma, C. and Yur, S., Environmental effects on the water absorption and mechanical properties of carbon fibre reinforced PPS and PEEK composites, *Polym. Eng. Sci.*, 31, 34-39, 1991.
13. Wenz, L.M., Merritt, K., Moet, A. and Steffe, A.D., In Vitro biocompatibility of poly ether ether ketone and polysulfone composites, *J. Biomed. Mat. Res.*, 24, 207-215, 1990.
14. Lin, R.Y., Kwarteng, K.B., Stark, C.F., Dumbelton, J.H. and Aberman, H.M., Medical application of advanced composites, 23rd Int. SAMPE Tech. Conf., 23, 489-502, 1991.
15. Bergmann, G., Graichen, F. and Rohlmann, A., Hip joint loading during walking and running measured in two patients, *J. Biomechanics*, 26, 969-990, 1993.
16. Paul, J.P., Forces at the human joints, Ph.D. Thesis, University of Glasgow, İngiltere 1967.
17. Gruen, T., McNeice, M. and Amstutz, H.C., "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 141, 17-27, 1979.
18. McBeath, A.A. and Foltz, R.N., Femoral component loosening after total hip replacement, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 141, 66-70, 1979.
19. Stauffer, R.N., Ten-year follow-up study of total hip replacement, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 64-A, 983-990, 1982.

20. Severt, R., Wood, R., Cracchiolo, A. and Amstutz, H.C., Long-term follow-up of cemented total hip arthroplasty in rheumatoid arthritis, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 265, 137-145, 1991.
21. Wroblewski, B.M., Fractured stem in total hip replacement, *Acta Orthop. Scand.*, 53, 279-284, 1982.
22. Beckenbaugh, R.D. and Ilstrup, D.M., Total hip arthroplasty, *J. Bone and Joint Surg.*, 60-A, 306-313, 1978.
23. Saha, S. and Pal, S., Mechanical properties of bone cement, *J. Biomed. Mat. Res.*, 18, 435-462, 1984.
24. Charnley, J. and Cupic, Z., The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 95, 9-25, 1973.
25. Huiskes, R., Some fundamental aspects of human joint reaction, *Acta Orthop. Scand.*, 185, 1979.
26. Charnley, J., Fracture of femoral prosthesis in total hip replacement, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 111, 105-120, 1975.
27. Chao, E.Y.S. and Coventry, M.B., Fracture of the femoral component after total hip replacement, *J. Bone Joint Surg.*, 63-A, 1078-1094, 1981.
28. Frost, H.M., *The laws of bone structure*, Charles C. Thomas Publisher, Springfield, Illinois, USA, 1964.
29. Hierton, C., Blomgren, G. and Lindgren, U., Factors associated with calcar resorption in cemented total hip prosthesis, *Acta Orthop. Scand.*, 54, 584-588, 1983.
30. Blacker, G.J. and Charnley, J., Changes in the upper femur after low friction arthroplasty, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 137, 15-23, 1978.
31. Bobyne, J.D., Glassman, A.H., Goto, H., Krygier, J.J., Miller, J.E. and Brooks, C.E., The effect of stem stiffnesses on the femoral bone resorption after canine porous coated total hip arthroplasty, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 261, 196-213, 1990.
32. Maistelli, G.L., Fornasier, V., Binnington, A., McKenzie, K., Sessa, v. and Harrington, I., Effect of stem modulus in a total hip arthroplasty model, *J. Bone Joint Surg.*, 73-B, 43-46, 1991.

33. Engh, C.A. and Bobyn, J.D., The influence of stem size and extend of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 231, 7-28, 1988.

34. Engelhardt, J.A. and Saha, S. Effect of femoral component section modulus on the stress distribution in the proximal human femur, *Med. Biol. Eng. Comp.*, 26, 38-45, 1988.

35. Oh. I. and Harris, W.H., Proximal strain distribution in the proximal femur, *J. Bone and Joint Surg.*, 60-A, 75-85, 1978.

36. Crowninshield, R.D., Pedersen, D.R. and Brand R.A., A measurement of proximal femur strain with total hip arthroplasty, *J. Biomech. Eng.*, 102, 230-233, 1980.

37. Lanyon, L.E., Paul, I.L., Rubin, C.T., Thrasher, E.L., Delura, R., Rose, R.M. and Radin, E.L., In vivo strain measurement from bone and prosthesis following total hip replacement, *J. Bone and Joint Surg.*, 63-A, 989-1001, 1981.

38. Jakim, I., Barlin M.B., and Sweet, M.B.E., RM isoelastic total hip arthroplasty, *J. Arthroplasty*, 3, 191-199, 1988.

39. Aslan N., Akay M., A Polymeric Composite Hip Joint Prosthesis, Ph.D. Thesis, University of Ulster (Jordanstown), İngiltere, 1994.



EKLER

EK-1. LİTERATÜR TARAMA

Kalça ameliyatlarında çeşitli faktörlerin sebep olduğu bozulmalar nisbeten az sayıda da olsa meydana gelir. Bunlar enfeksiyon, femoral komponentin, plastik acetabulum kabın ve cementin gevşemesi veya kırılmasıdır. Kalça ameliyatlarındaki mekanik şikayetler aynı zamanda kemik erimesi gibi ciddi biyolojik değişikliklerin oluşmasına yol açmaktadır.

1. FEMUR PROTEZİNİN PROBLEMLERİ

1.1. Femoral Komponentin Gevşemesi

Gevşeme kalça ameliyatlarında en sık karşılaşılan problemdir. Daha çok cement ile kemik arasındaki bağlantıda olan bu işlem çeşitli olumsuz sonuçlar doğurmaktadır. Arayüzdeki bağlantı bir kez bozulduğu zaman, günlük aktivitelerde tekrar eden dış yükler cementle kemik arasında bir mikro hareketin oluşmasına yol açar. Bu mikro hareket protezin dayanıklılığını azaltarak arayüzde yumuşak dokunun oluşmasına ve kemik erimesine neden olur. Bu işlem bağlantının bozulmasına ve ağrının başlamasına kadar devam eder ve yeni bir ameliyat kaçınılmaz olur.

Gevşeme ile ilgili en uzun çalışma Gruen ve arkadaşları tarafından yapılmıştır [17]. Yapmış olduğu çalışmada 6 ay ile 6 yıl arasında kullanılmış 398 protezi radyografik incelemeye tabi tutmuştur. Gevşemenin 4 şekilde olduğunu göstermiştir (Şekil 1).

Mod-I. Bu mod bir malzemenin diğer bir malzeme içinde yapmış olduğu pistonlama hareketi şeklinde anlatılmıştır. Yani stemin (protezin sap kısmı) cement tabakası içinde (mod-Ia) yada cementin kemik içerisinde (mod-Ib) piston şeklinde hareket etmesidir.

Mod -II. Bu modda meydana gelen hareket, stemin distal (alt) kısmının lateral tarafa doğru hareketine bağlı olarak proximal (üst) kısmının medial tarafa doğru hareket

etmesiyle gösterilmiştir. Bu durum distal kısımda cement desteğinin olmamasına ve proximal kısımda kemik desteğinin yetersiz kalmasından kaynaklanır.

Ia	Stemin cement içerisinde hareket etmesi		%3.3
Ib	Cementin kemik içerisinde hareket etmesi		%5.2
II	Stemin orta noktadan dönmesi		%2.5
III	Stemin calcar üzerinde dönmesi		%0.7
IV	Stemin konsol giriş şeklinde eğilmesi		%3.3

Şekil 1. Femoral komponentle ilgili kalça bağlantılarında meydana gelen bozulma durumları.

Mod-III. Bu modda protezin distal kısmında cement desteği olmadığı için, protez proximal kısmından kemik üzerinde asılı olarak kalır. Bu durumda protezde yürümeyle yüklendiğinde dönme hareketleri meydana gelir.

Mod-IV. Protezin distal kısmı cementin içinde sabit bir şekilde kalırken, proximal kısımda cement desteğinin kaybolması yada yetersiz kalması sonucu protezin proximal kısmının hareketlerine devam etmesi şeklinde tarif edilir.

Gruen ve arkadaşları [17] 398 vakıda femoral komponentin gevşeme oranını % 19.5 olarak açıkladılar. McBeath ve Foltz [18] kendi hasta grublarında gevşeme oranını % 15.9 olarak buldular. Stauffer ve arkadaşları [19] gevşeme oranını, 5 yılda % 24 iken 10 yılda % 29.9 oranına arttığını gösterdiler. Aynı grup hastaların protezlerini revizyon yaptırma oranı, 5 yılda % 3 ve 10 yılda % 7.4 idi. Severt [20] çalışmasında protezlerin 7.4 senede % 7'sinin revizyon yapıldığını açıklamıştır. Bunların % 13'lük kısmında da gevşeme riski görülmüştür.

Gevşemenin sebepleri mekanik ve biyolojik olabilir. En belli başlı mekanik sebepler aşırı vücut ağırlığı ve aktivite seviyesidir [20,21]. Artan vücut ağırlığı implant sisteminde gerilmelerin artmasına yol açar. Böylece oluşan yüksek gerilme, malzeme ve arayüz bağlantısının taşıyabileceği gerilme değerini aşabilir. Genç hastalar yaşlı hastalara nazaran daha aktiftirler. Bu yüzden genç hastalar implant sistemlerine daha fazla yük uygularlar. Femoral komponentin kemiğin içerisindeki pozisyonu ise gevşemenin diğer bir sebebidir. McBeath ve Foltz [18] ve Beckenbaugh ve Ilstrup [22] gevşemeye yol açan en önemli durumlardan birinin kemiğin içindeki stemin varus ve valgus pozisyonları almasının olabileceğini düşündüler. Ayrıca zayıf cementleme tekniği ve kötü implant dizaynı gevşemeye yol açan bir faktör olabilir [18]. Cement içinde kan bulunmasının cementin çekme mukavemetinde önemli derecede azalmaya yol açtığı da gösterildi [23].

İmplantın gevşemesine yol açan çok çeşitli biyolojik sebepler vardır. Charnley ve Cupic [24] aşırı aşınma sonucu oluşan döküntülere karşı vücudun oluşturduğu reaksiyonun kemik erimesi ve gevşemeye yol açtığını ileri sürdüler. Diğer bir biyolojik faktör ise cement ile kemik arasındaki arayüzde yumuşak dokunun bulunmasıdır. Bu lifli doku X-ışınlarında beyaz hat olarak gözlemlenmektedir. Dokunun oluşturduğu sonuçlar hala araştırma konusudur. Fakat en önemli muhtemel sonuç, arayüzün sağlamlığının kaybolmasından sonra, kemiğin içinde cementin hareket etmesidir [1]. Cemente yapışık birkaç milimetre kalınlığında çürümüş kemik tabakasının bulunduğu gösterildi [25]. Bu duruma üç faktörün etkisinin olduğu belirtilmiştir.

- 1- Femur kanalında raybalamadan dolayı oluşan bozuk damar yapısı.
- 2- Cementin polimerizasyonu sonucu çıkan ısının termal etkileri.
- 3- Monomerlerin cytotoxic etkisi.

1.2. Femoral Komponentin Kırılması

Femoral komponentin mekanik olarak bozulması çatlama, kırılma yada plastik deformasyona uğrama şeklinde olabilir. Femoral stemin kırılması çok nadirdir. Fakat ciddi bir problemdir.

Charnley [26] 6500 femoral komponent üzerinde yaptığı çalışmada 3.5 yıllık ortalama zaman içinde kırılma oranını % 0.23 olarak buldu. 88 kg'ın üzerindeki erkek hastalarda kırılma oranının % 6'ya kadar arttığına dikkat çekti. Wroblewski [21] Charnley'in "flat-back" tipi protezlerinin kırılma oranını % 1.5 olarak buldu. Kırılmanın % 97.5'i 11 yıl içinde meydana geldi. Çalışmalarında hastanın ağırlığı ile kırılma zamanı arasında lineer bir bağlantının bulunduğunu gösterdi. Kırılmış protezlerin % 77.2'si tümüyle sabitleme hataları ve cement bozukluklarından dolayı oldu. Bunu % 73.3 ile kemik erimesi izledi.

Chao ve Coventry [27] stemin kırılmasına yol açan temel mekanizmaları belirlemeye çalıştılar. Onlar 7 yılda 7111 stemden 43'ünün kırıldığını rapor ettiler (% 0.6). Charnley'in dizaynında stemin proximal ve ortaya yakın kısmında daha çok kırılmalar meydana gelirken, Muller'in dizaynında ise daha çok stemin distal kısmında meydana gelmektedir. Protezlerin % 62'sinin proximal kısımlarında daha önceden oluşmuş gevşeme belirtileri bulunuyordu. Bu durum Gruen ve arkadaşları [17] tarafından tanımlanan, gevşemenin konsol egilme moduna benzemektedir (mod-IV). Chao ve Coventry [27] gevşemeye yol açabilecek faktörlerin bir listesini verdiler.

- 1- Stemin medial-proximal kısmında yetersiz cement bulunması.
- 2- Calcarda yetersiz cancellous kemik desteğinin bulunması.
- 3- Medial ve lateral bölgelerde cortical kemik desteğinin bulunmaması.

4- Calcarda kemik erimesi.

5- Varus yerleştirme.

Kırılmaların bir kısmı gevşemeksizin oluşmuştur. Bu tip kırılmalar malzeme hataları, yetersiz dizayn, hasta ağırlığı, aktivite seviyesi ve stemde matkap ucunun yol açtığı gerilme yoğunluklarıyla ilgilidir.

1.3. Kemik Erimesi

Kalça ameliyatlarında en sık karşılaşılan şikayetlerden biri de implantın çevresindeki kemiğin erimesi problemidir. Genişçe kabul edildiğine göre, kemik erimesi olayı implantın “stress shielding” (gerilme perdelenmesi) etkisi sonucu kemiğin kendini yeniden modellemesidir. 1892’de Wolff, cancellous kemiği içindeki trabecular sistemin kemikteki gerilme dağılımına göre düzenlendiğini gözlemledi [1]. Bu “Wolff’s Kanunu” olarak bilinir. Kemiğin içerisinde implantın bulunması gerilme dağılımını değiştirir ve kemik bu gerilme dağılımına göre kendini yeniden modeller.

Kemik canlı bir malzemedir. Dış geometrisini ve iç yapısını değiştirme kabiliyetine sahiptir. Bu değişiklikler fizyolojik işlemler tarafından düzenlenir. Normal koşullar altında kemik erimesi ve oluşumu devam ederken kemiğin biyolojik yapısı ile ilgili net bir değişiklik olmaz [28]. Osteoplast tarafından oluşturulan kemik miktarı, osteoklast tarafından eritilen kemik miktarına eşittir. Genişçe kabul edildiğine göre, mekanik hareketler bu işlemlerin düzenlenmesinde ve oluşmasında etkilidir. Kemik erimesi ve oluşumunu harekete geçirmek için gerilme ve strainlerin oluşturduğu mekanik sinyaller vardır. Fizyolojik durumlarda kemik erimesi ve oluşumu bu sinyallerle düzenlenir. Fizyolojik olmayan durumlar altında ise meydana gelen erime ve oluşumlar düzensizdir. Sonuç olarak tüm sistem kemik ağında erime yada oluşum ile yeni bir denge kazanır. Diğer bir deyişle, kemik kendini yeni mekanik durumlara adapte eder. Bu işlem “adaptive bone remodelling” olarak adlandırılır [1].

Yük, kalça operasyonlarından önce kemik tarafından taşınır. Operasyondan sonra ise kemikle implant arasında paylaşılır. İmplantın stiffness'ı daha fazla olduğu için yükün çoğu implant tarafından taşınır. Böylece kemikteki medial-proximal bölgede gerilmeler normal seviyenin altına düşer. Sonuç olarak kemik bu yeni oluşturulmuş mekanik durumlara eriyerek cevap verir.

Hierton ve arkadaşları [29] 237 kalça ameliyatını araştırdılar ve ilk üç yıl içinde kemik erimesini % 37 olarak buldular. Kemik erimesinin ortalama olarak oluşmaya başlama süresi 13 ay idi. Blacker ve Charnley [30] 167 kalça ameliyatı üzerinde çalıştı ve 117 durumda erimenin boyutlarını 3 mm'den daha büyük buldu. Erimenin oluşumu 4 ay ile 6 yıl arasında araştırıldı ve erimenin boyutunun değişim aralığı 4 mm ile 7 mm arasında bulundu. Ortalama erime boyutu tüm serilerde 5.5 mm olarak elde edildi.

Bobyn ve arkadaşları [31] köpeklere farklı stiffness'da stem takarak, kemik erimesinde stem stiffness'ının etkilerini araştırdılar. Stemler titanyum ve kobalt-krom alaşımlarından yapılmıştı. Titanyum alaşımından yapılanlar stiffness'ı daha fazla azaltmak için 1 mm et kalınlığında içi boş olarak yapılmıştır. Her köpeğin bir tarafına kobalt-krom stemi, diğer tarafına ise içi boş titanyum stemi yerleştirilmiştir. Hayvanların ölümünden sonra, içi boş titanyum stem takılmış kemikler, diğer katı kobalt-krom stem takılmış kemiklere göre daha az kemik erimesi göstermiştir. Karşılıklı eşleştirilmiş nicel analizlerde boş titanyum stem takılmış kemiklerin cortical kemik alanı diğerlerine nazaran % 25-35 oranında daha fazla olduğu görülmüştür. Maistrelli ve arkadaşları [32] benzer bir çalışma olarak köpeklerde aynı geometriye sahip paslanmaz çelik ve polyasetal reçineli implantlar kullandılar. Paslanmaz çelikli stemlerin takıldığı kemiklerde, daha düşük elastik modüle sahip polyasetal takılmış kemiklere göre cortical kemiğinde daha fazla gözenekler bulunuyordu.

Engh ve Bobyn [33] cementsiz kalça ameliyatlarında stem boyutlarının kemik erimesine etkisini araştırdılar. Çalışmalarında ameliyat yapıldıktan iki yıl sonra acı veren erimenin % 18 olduğunu açıkladılar. Daha büyük stemlerin kullanılmasının kemik erimesini

artırdığını bildirdiler. Kemik erimesi oranının, 13.5 mm çaptan daha büyük stemlerde 12 mm çaptan daha küçük stemlere kıyasla 5 kez daha fazla olduğunu gösterdiler.

1.4. İzoelestatik Protez

Gerilme analizleri femoral komponentlerdeki bozulmaların ana sebebi olarak stem malzemesi ile kemik arasındaki stiffness uyumsuzluğunun sebep olduğunu gösterdi. Metal ve seramik malzemeler kemiğe göre 10 ila 40 kez daha stiftir. Yük, implant ile kemik arasında paylaştırıldığında, herbir taşınan yükün miktarı direk olarak onların stiffness'larıyla ilgilidir. Stiffness uyumsuzluğu "stress shielding" e yol açar ve kemik yetersiz olarak yüklenmiş olur. Bunun sonucunda kemik kendini inceltip, gözeneklerini artırarak yeniden modellemeye yol verir. Bu problemin çözüm önerilerinden birisi de kemiğin stiffness'ına benzer implant malzemesi kullanmaktır.

Engelhardt ve Saha [34] gerilme dağılımında elastisite modülünün kemiğin proximal kısmındaki etkilerini araştırdılar. Stemlerin proximal kısmından malzeme çıkarılarak elastisite modülü düşürüldü. Strain gage'lerle ölçümler yapıldı. Bütün durumlarda düşük stiffness'lı protezlerde meydana gelen strain, daha yüksek stiffness'lı standart protezlerde meydana gelen straine göre daha büyük çıktı. Böylece kemiğin proximal kısmında daha iyi gerilme seviyesi sağlanmış oldu. Kemiğin proximal kısmının geometrisi ile cortical kemiğinin kalınlığının gerilme dağılımı üzerinde önemli etkisinin olduğu belirtildi. Oh ve Harris [35] protezlerin yerleştirilmesinden sonra kemiğin proximal kısmında oluşan çok düşük strainlerin (bazı durumlarda sıfır kabul edilir) kemik erimesine yol açabileceğini deneysel olarak gösterdiler. Crowninshield ve arkadaşları [36] sağlam kemiktekine nazaran çelik protez kullanılmış kemiklerde oluşan boyuna strainlerin % 88, titanyum protez kullanılmış kemiktekilerde ise % 83 azaldığını açıkladılar. Lanyon ve arkadaşları [37] koyunlara takılmış strain-gage'li protez cihazları sayesinde, kemikteki boyuna gerilmelerin sağlam kemiğe kıyasla % 58 oranında azaldığını göstermişlerdir.

Stress shielding problemi yeni malzemelerin ve yeni tasarımların geliştirilmesini zorunlu kılmaktadır. Morscher ve Dick [4] implantın ucuna doğru konikleşen metal çubuklarla kuvvetlendirilmiş acetal polymerden yapılmış bir izoelastik protez dizayn ettiler. Fotoelastik araştırmalar bu yeni dizaynın özellikle implantın ucunda gerilme yoğunluğunu azalttığını göstermiştir. Ancak klinik tecrübeler bu implantların gevşemeden dolayı revizyon oranının 33 ay içerisinde % 32.3 olduğunu gösterdi [38].

Christel ve arkadaşları [5] karbon fiberle kuvvetlendirilmiş bir karbon kompoziti geliştirdiler (CFRC). Bu protezin elastisite modülü 48 GPa idi. Protezin tasarımı Muller'in düz saplı protezi ile aynıdır. Protez aynı dizayna sahip nikel bazlı alaşımdan yapılmış stemle ve standart paslanmaz çelikten yapılmış Charnley'in proteziyle kıyaslandı. Protezler statik yükler altında test edildiler. Kadavra kemiklere takılarak strain gage'ler vasıtasıyla üzerlerindeki gerilme dağılımı ölçüldü. CFRC protezleri kemikteki strain seviyesini yükseltmesine rağmen, sağlam kemikteki strain seviyesine ulaşamadı. fizyolojik kemik uzamalarını iyi bir şekilde sağladı fakat tamamen sağlam kemikteki strain seviyesine ulaşamadı. Protezde herhangi bir bozulma olmaksızın yorulma testleri tamamlandı.

Chang ve Perez [6] uzun karbon fiberle kuvvetlendirilmiş epoxy kompoziti kullanarak bir kalça protezi dizayn ettiler. Seçilen bir üretim metodu için katman yönünün ve katman dizi değişimlerinin kompozit protezin stiffness'ında ve mukavemetinde nasıl bir etkisinin olabileceği araştırmanın ana konusu oldu. 120 tabakadan oluşan basit kompozit stemler yapıldı ve test edildi. Stemlerin bir optimum dizaynı gelişmiş karbon fiberli kompozit malzemeler kullanılarak yapıldı. Fakat seçilen üretim metodu için uygun katman yönünü ve yığılma dizisini seçerken daha dikkatli olmak gerektiği ortaya çıktı.

2. KISA KARBON ELYAFLI PEEK KOMPOZİTİ

Akay ve Aslan [39] % 30 kısa karbon fiberle kuvvetlendirilmiş PEEK'den yapılan bir kalça protezi tasarlamışlardır (Şekil 2).



Şekil 2. % 30 karbon fiberle kuvvetlendirilmiş kompozit kalça protezi.

Yapılan çalışmada PEEK kompozitin özellikleri femoral komponentde kullanılmak üzere araştırılmıştır. Protezin üzerindeki gerilme dağılımı deneysel ve nümerik olarak incelenmiştir. Sağlam sentetik bir kemik modeli üzerine yerleştirilen PEEK protezin ve titanyum protezin üzerinde araştırmalar yapılmıştır. PEEK protezin performansı, kliniklerde kullanılmakta olan aynı geometriye sahip titanyum protezin performansı ile kıyaslanmıştır. Protez, cement ve kemikteki gerilmeler, protez takılmadan önce ve takıldıktan sonra değerlendirilmiştir. Bu yüzden karşılaştırma için aşağıdaki üç sistem üzerinde çalışılmıştır.

1. Sağlam kemik modeli.
2. PEEK kompozit protezi takılmış kemik modeli.
3. Titanyum protez takılmış kemik modeli.

Ayrıyeten, PEEK protezin yorulma davranışı araştırılmıştır. Bu maksatla metal protezler için kullanılan standart bir metod, kompozit protezler için geliştirilerek protezler dinamik yüklemeye maruz bırakılmıştır.

Bütün bu çalışmalardan elde edilen sonuçlar kısaca aşağıda gibi özetlenmiştir.

2.1 CF/PEEK Kompozitinin Mekanik Özellikleri

Kısa karbon elyafla kuvvetlendirilmiş kompozitlerin mekanik özellikleri büyük çoğunlukla kompozitin mikro yapısına bağlıdır. Fiber miktarı, fiber boyu, fiber yönü, arayüzün gerilmeyi aktarmadaki etkisi kompozitin özelliklerine etki eden önemli mikroyapı parametreleridir. Direngenlik ve mukavemet kompozitin içindeki fiber miktarı ile artar. Uygulanan yük fiberlerden matrise arayüzdeki kayma gerilmeleri vasıtasıyla iletilir. Kompozitin mekanik özellikleri olarak, eğilme modülünü ve eğilme mukavemetini, kırılma tokluğunu, yorulma sınırını ve dinamik çatlak ilerleme hızını belirlemişlerdir.

CF/PEEK protezi ile ilgili elde edilen mekanik sonuçlar aşağıda sunulmuştur.

1. Kompozitin eğilme modülü ve eğilme mukavemeti oda (21 °C) ve vücut (37 °C) sıcaklıklarında sırasıyla 16.4 GPa ve 318 MPa olarak bulunmuştur. Çok yüksek olan camlaşma sıcaklığının (143 °C) yüksek oluşu, özelliklerde herhangi bir değişime yol açmamıştır.
2. Kompozitin tuz çözeltisi içinde ve vücut sıcaklığında (37 °C) yorulma sınırı 155 MPa olarak bulunmuştur. Bu ise static mukavemetin yaklaşık % 50'si kadardır.
3. Kompozitin kırılma tokluğu ve dinamik çatlak ilerleme hızını belirlemek için lineer elastik kırılma mekanizması başarılı bir şekilde uygulanmıştır. Kırılma tokluğu 8.6 MPa.m^{1/2} olarak bulunmuştur. Kritik gerilme yoğunluk faktörü, 10⁻⁷ mm/çevrim'lik çatlak ilerleme hızı için yaklaşık olarak 3.8 MPa.m^{1/2} olarak elde edilmiştir.
4. Kırılma yüzeylerinin incelendiği fotoğraflardan, kırılma mekanizmasının kırılma hızına bağlı olduğu bulunmuştur. Yavaş yükleme durumlarında kompozitin kırılması genellikle, çatlakın fiber uçlarını takip ederek, yer yer fiberler kırılarak, sınırlı şekilde matrisin içinden çekilerek ve gevrek kırılma göstererek olmuştur. Dinamik yükleme durumlarında kırılma fiberle matrisin birbirinden ayrılması şeklinde olmuştur. Fiber

matrisin içinden çekilmiş ve matrisde sınırlı miktarda akmaları olmuştur. Genel olarak yorulmaya tabi tutulmuş deney çubukları düzgün yüzeyler göstermiştir. Bunun sebebi yorulma yüklemesi durumunda, matrisin plastik deformasyonun sınırlı olmasıdır.

2.2 CF/PEEK Kompozit Protezinin Gerilme Analizi

Protezin yapısal gerilme analizi deneysel ve nümerik olarak araştırılmıştır. Deneysel strain-gauge metodunun protezin tamamı hakkında bilgi elde etmek için uygun olmadığı görülmüştür. Örnek olarak, cement ve arayüz gerilmelerinin ölçülmesi neredeyse imkansızdır. Ayrıca kas kuvvetlerinin etkisi deneysel olarak simule etmek oldukça zordur. Buna karşın sonlu elemanlar gerilme analizinde bütün bu durumlar kolayca incelenebilir. Ancak sonlu elemanlar analiz sonuçları deneysel metodlarla kontrol edilmelidir. Bu yüzden sağlam kemik, PEEK ve titanyum protez tutturulmuş kemik modelleri üzerindeki gerilme dağılımları deneysel strain gauge ve sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmiş ve her iki yöntemin sonuçları karşılaştırılmıştır. Sonlu elemanlar ve deneysel sonuçların birbirleriyle uygun olduğu, dolayısıyla sonlu eleman modellerinin daha karmaşık yükleme ve gerilme analizi için kullanılabileceği ortaya konmuştur. Sonlu elemanlar yöntemiyle yavaş ve hızlı yürüme koşma ve merdiven tırmanma yükleri altında protez, cement ve kemik üzerindeki gerilme dağılımları incelenmiştir.

Deneysel sonuçların sonlu elemanlar analiz sonuçlarıyla karşılaştırılmasında aşağıdaki sonuçlar açığa çıkarılmıştır.

1. Sentetik olarak yapılmış femur modeli, kadavra kemiğinin davranışlarını aksel yönde göstermekte fakat çevresel yönlerde göstermemektedir. Bu durum sentetik modelin yapısından kaynaklanmaktadır.
2. Sonlu elemanlara dayanan tahminler aksel yönde strain-gauge ölçümleri ile iyi bir uyuma sağlamaktadır. Ancak calcar bölgesindeki çevresel strainlerde, cortical kemiğinin malzeme özellikleri hakkında yapılan bazı kabullerden dolayı farklı sonuçlar çıkmıştır.

Sonlu elemanlarda cortical kemik izotropik kabul edilmiştir. Oysa strain-gauge ölçümleri için kullanılan sentetik femurlar anizotropiktir.

3. Her ne kadar gerçekte cement/stem ve cement/kemik arasında rijit bir bağ bulunmasada, sonlu elemanlar analizinde bu arayüzde rijit bağ olduğu kabul edilmiştir. Bu kabul cementte meydana gelen gerilmelerde kötü sonuçların elde edilmesine yol açabilir.

Bu kusurlara rağmen sonlu elemanlar modelleri farklı yükler altında yeteri doğrulukta sonuçlar vermiştir. Elde edilen sonuçlar diğer araştırmacıların yayınlamış oldukları sonuçlar ile uyusmaktadır.

Bir sonlu elemanlar modeli için aşağıdaki noktalara dikkat edilmesi gerektiğine dikkat çekilmiştir.

1. Eksenel ve çevresel yönlerde nicel sonuçları alabilmek için sonlu elemanlar modeli 3-D olmalıdır.
2. Kalça yükleri 3-D uygulanmalıdır. Özellikle komponent düzlemi dışındaki yüklerin büyüklüğü çeşitli aktiviteler altında doğru olarak bilinmelidir. Çünkü komponent düzlemi dışındaki yükler komponentin kritik gerilmelerinde önemli rol oynamaktadır.
3. Kemikteki gerilmeler hakkında doğru sonuçlar alabilmek için, kemiğin yapısı anizotropik ve heterojen kabul edilmelidir.
4. Ara yüzün durumu yük iletiminde önemlidir. Ancak arayüzün niteliği hakkındaki bilgiler sınırlıdır ve kompleks sınır şartlarını modellemek oldukça zordur.

Titanyum protez ve PEEK protezlerle ilgili olarak kemiğin üzerindeki gerilme dağılımı ve kemik erimesi hakkında aşağıdaki sonuçlar bulunmuştur.

1. PEEK protez takılmış kemikte sağlam kemikte meydana gelen strainlerin % 70 oluşmaktadır. Oysa titanyum protezli kemikte ancak % 40'ı oluşmaktadır. Benzer yüklerin uygulandığı durumlar altında PEEK protezli kemikte, aksenal yönde sağlam kemikteki strain seviyesine yakın strain oluşmaktadır. Eğer boyuna strainler kemik erimesinde tek faktör ise, PEEK protez ile kemik erimesinin olması ihtimal dışıdır.

2. Ancak, kullanılan protezin malzeme özelliklerine bakmaksızın, calcarda oluşan çevresel strainlerin (hoop strain) kemik erimesine etki ettiği tahmin edilmektedir. Bu açıdan çeşitli gerilme bileşenlerine bağlı kemik erimesini anlamak için gelecekte bazı çalışmaların yapılması ihtiyaç olmaktadır.

Protez için elde edilen sonuçlar daha önceden yapılan çalışmalarla uyusmaktadır. Protezlerdeki gerilmeler için aşağıdaki sonuçlar bulunmuştur.

1. PEEK protezin steminde meydana gelen gerilmeler titanyum protezdekine göre daha düşüktür. PEEK protezde maksimum gerilme boğaz kısmında meydana gelirken, titanyum protezde stemde meydana gelmektedir. Bu yüzden düşük elastisite modüllü protezlerin kritik tasarım gerilmeleri boğaz kısmında oluşmaktadır.

2. 3-D yüklemeler sonucu protezde meydana gelen maksimum gerilmeler, merdiven tırmanma ve koşma yüklerinden dolayı oluşmuştur. Merdiven tırmanma yükünün koşma yüküne göre daha az olmasına rağmen, her iki yükten dolayı meydana gelen protez gerilmeleri birbirine neredeyse eşittir. Bunun sebebi merdiven tırmanma yükünün düzleme daha büyük açı yapmasıdır.

3. S-N yorulma tasarım yaklaşımına göre her iki protezde güvenilirdir. Normal günlük aktivitelerin oluşturduğu yüklemeler altında yorulma kırılması meydana gelmeksizin fonksiyonlarını yerine getirebilirler. Titanyum protezin emniyet katsayısı PEEK proteze göre biraz daha yüksektir.

4. Kırılma mekanizması yaklaşımıyla herhangi bir çatlak büyümesi olmaması için kritik çatlak boyutu 1.85 mm olarak bulunmuştur. Kritik çatlak boyundan daha küçük çatlakların dinamik yük altında herhangi bir yorulma kırılmasına sebep olmayacağı tahmin edilmiştir.

Cement her iki protez içinde en zayıf bağ olarak bulunmuştur.

1. Yükün iletilmesi stemin direngenliğine bağlıdır. Düşük elastisite modüllü PEEK protezde yük transferi proximal ve distal cement vasıtasıyla iletilmektedir. Oysa yüksek direngenli titanyum protezin yükü cemente ilettiği kısım sadece distal bölge ile sınırlıdır.

2. PEEK protezle cement tabakasına daha çok yük transfer edilmesine rağmen, her iki protezin sebep olduğu cement gerilmeleri yaklaşık olarak eşittir. Bunun sebebi PEEK protezde yük transferinin daha büyük bir alanda yapılmasındandır.

3. S-N ve kırılma mekaniği kriterine göre yorulmadan dolayı cement tabakası kusurlu olsun veya olmasın kırılabilir.

4. Protezin yakası ile kemik arasında sıkışan cement tabakası çok büyük yüklere maruz kalır. Bu durum erken yorulma kırılmasına yol açabilir. Bu tabaka bir kez kırıldığında, protezin deformasyonu ile proximal kısımda çok yüksek gerilmeler meydana gelir ve cementin kırılması kaçınılmaz olur.

2.3. CF/PEEK Protezinin Yorulma Davranışı

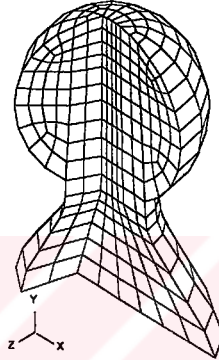
Kalça protezinin uzun süre fonksiyonunu başarılı bir şekilde yerine getirmesine birçok faktör etki eder. Bunlar implant tasarımı, sabitlemedeki sağlamlık, uygun ameliyat tekniği, hasta dokusunun implanta gösterdiği davranış gibi. İmplant için önemli bir mekanik faktör, vücut ağırlığını birkaç kat aşan ve sürekli uygulanan yüklere karşı dayanabilmesidir.

Halihazırda sadece metal protezler için geliştirilmekte olan standartlar mevcuttur. Bu standartların esası calcar bölgesinde kemik erimesi oluşmuş ve protez medial-proximal bölgede kemik ve cement desteğinin olmadığını kabul etmektedir. Bu çalışmada bu tür yükleme sonucunda PEEK protezin kırılacağı sonlu elemanlar yöntemiyle tesbit edilmiştir. Sonuçta kompozit protezler için yeni bir yorulma testinin geliştirilmesi ihtiyacı ortaya çıkmıştır.

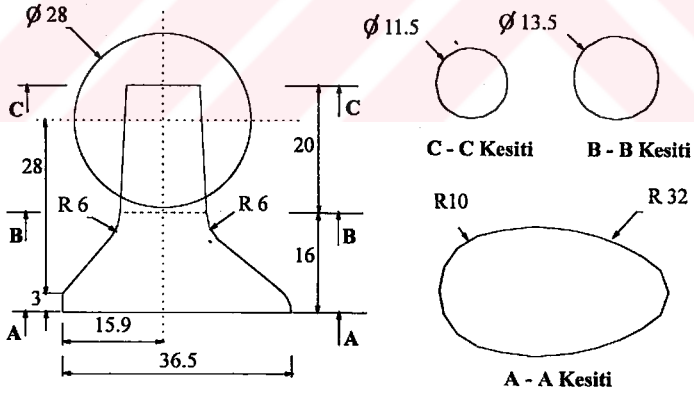
PEEK protezle kemik erimesi ihtimalinin olmaması nedeni ile protezler sentetik femur içerisine yerleştirilmiş şekilde yorulma testine tabi tutulmuştur. Bu testlerin sonucunda aşağıdaki neticeler elde edilmiştir.

1. PEEK protez herhangi bir bozulma olmaksızın maksimum 2.3 kN'luk yük taşıyabilmekte ancak 4.1 kN'luk bir dinamik yük altında boyundan kırılmaktadır. Bu yük normal insan aktivitesinde oluşan yükten bir miktar daha büyüktür. Titanyum protez ise bu yükte kırılmadan fonksiyonunu icra edebilmektedir.
2. Cement ve cement/kemik arayüz bağlantısı, kompozit implantla yapılan kalça ameliyatlarının başarısı açısından en kritik yerlerdir. Calcar bölgesinde gözlemlenen cement ve cortical kemik arasındaki mikro hareketler kemik erimesine, protezin gevşemesine ve uzun zaman sonra yumuşak doku oluşmasına yol açabileceği tesbit edilmiştir.
3. Bu haliyle yapılan tasarım yaşlı insanlarda sınırlı hareketlerinden dolayı başarılı olabileceği ancak genç hastalar daha büyük yükler oluşturdukları için calcar bölgesindeki cement/kemik arayüzünde yada boyun kısmında kırılma meydana gelebileceği, bu yüzden implantın boyun kısmının gerilme seviyesini azaltmak için yeniden tasarlanması gerektiği ortaya konmuştur.

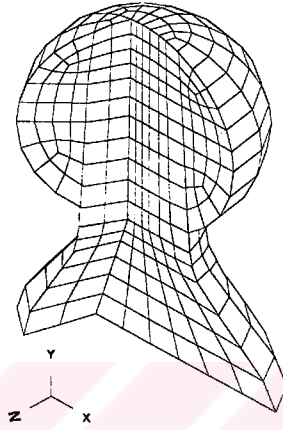
EK-2. SONLU ELEMAN MODELLERİ VE GEOMETRİK DETAYLARI



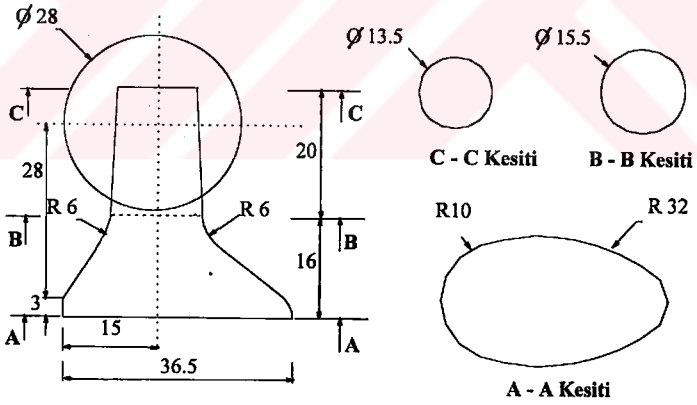
Şekil 3. Model I'in ağ yapısı.



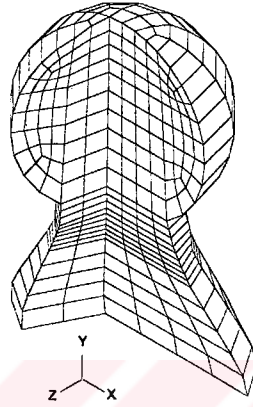
Şekil 4. Model I'in geometrik ölçüleri.



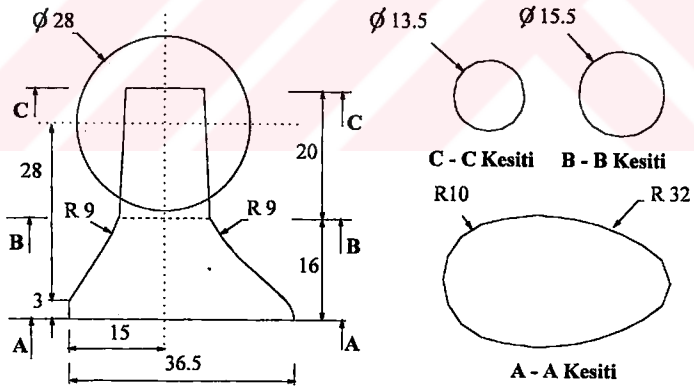
Şekil 5. Model II'nin ağ yapısı.



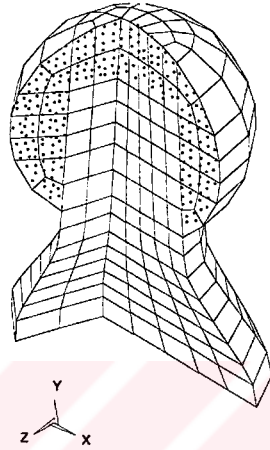
Şekil 6. Model II'nin geometrik ölçüleri.



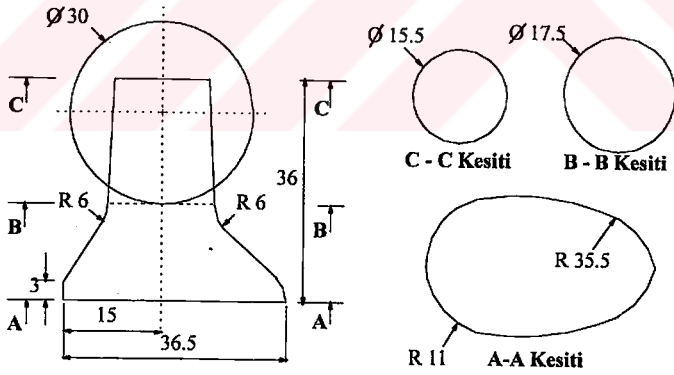
Şekil 7. Model III'ün ağ yapısı.



Şekil 8. Model III'ün geometrik ölçüleri.



Şekil 9. Model IV'ün ağ yapısı.



Şekil 10. Model IV'ün geometrik yapısı.

EK-3. MODEL IV'ÜN DÜĞÜM LİSTESİ VE KOORDİNATLARI

DÜĞÜM	X	Y	Z
1	35.686	2.5684	0
2	26.423	2.5684	.2296
3	32.008	.5684	.2928
4	36.500	0	0
5	26.931	0	8.3569
6	32.736	0	5.3471
7	24.333	0	0
8	30.335	0	0
9	23.802	2.5684	0
10	29.541	2.5684	0
11	25.632	0	4.1785
12	25.113	2.5684	4.1148
13	28.804	2.5684	3.0050
14	29.463	0	3.0453
15	33.483	4.8390	0
16	25.241	4.8390	7.9014
17	30.320	4.8390	4.9503
18	22.718	4.8390	0
19	23.979	4.8390	3.9507
20	27.920	4.8390	0
21	27.320	4.8390	2.8559
22	7.5066	0	9.6842
23	20.594	0	10.138
24	14.027	0	10.587
25	12.167	0	0
26	9.8369	0	4.8415
27	16.189	0	0
28	20.245	0	0
29	20.420	0	5.0690
30	15.108	0	5.2931
31	7.3492	2.5684	9.4834
32	19.924	2.5684	10.042
33	13.471	2.5684	10.408
34	11.918	2.5684	0
35	9.6814	2.5684	4.6427
36	15.678	2.5684	0
37	19.636	2.5684	0
38	19.796	2.5684	4.9816
39	14.607	2.5684	5.1269
40	7.7759	4.8390	8.9655
41	19.302	4.8390	9.6700
42	13.373	4.8390	9.9714
43	11.952	4.8390	0
44	9.9078	4.8390	4.3892
45	15.358	4.8390	0
46	18.944	4.8390	0
47	19.137	4.8390	4.7973
48	14.395	4.8390	4.9123
49	0	0	0
50	6.0694	0	0
51	2.0964	0	6.1264
52	6.1865	0	3.5133

53	0	2.5684	0
54	2.0822	2.5684	5.9832
55	6.3162	2.5684	0
56	6.1624	2.5684	3.4150
57	1.1871	4.8390	0
58	6.8777	4.8390	0
59	3.0082	4.8390	5.5655
60	6.7225	4.8390	3.2083
61	26.567	11.317	0
62	21.385	11.317	6.5147
63	24.707	11.317	3.8388
64	23.955	6.9983	7.4392
65	22.670	9.1576	6.9769
66	31.178	6.9983	0
67	28.872	9.1576	0
68	26.578	9.1576	4.2093
69	28.449	6.9983	4.5798
70	18.967	11.317	0
71	21.468	6.9983	0
72	20.218	9.1576	0
73	22.767	11.317	0
74	26.202	6.9983	0
75	24.485	9.1576	0
76	20.176	11.317	3.2574
77	22.469	11.317	2.3008
78	22.712	6.9983	3.7196
79	21.444	9.1576	3.4885
80	25.788	6.9983	2.7665
81	24.169	9.1576	2.5659
82	9.3419	11.317	6.7778
83	17.491	11.317	8.0682
84	13.300	11.317	8.1598
85	12.168	11.317	0
86	10.755	11.317	3.3889
87	14.434	11.317	0
88	16.701	11.317	0
89	17.096	11.317	4.0341
90	13.867	11.317	4.0799
91	12.024	6.9983	0
92	12.096	9.1576	0
93	15.050	6.9983	0
94	14.742	9.1576	0
95	18.196	6.9983	0
96	17.449	9.1576	0
97	8.2979	6.9983	8.2363
98	8.8199	9.1576	7.5071
99	10.189	6.9984	4.0555
100	10.472	9.1577	3.7220
101	18.095	9.1580	8.6032
102	18.698	6.9986	9.1370
103	13.325	9.1562	8.7585
104	13.349	6.9970	9.3628
105	18.457	6.9985	4.5432
106	17.776	9.1578	4.2889
107	14.219	6.9977	4.6323
108	14.043	9.1570	4.3546
109	25.064	13.508	0

110	20.239	13.508	6.1865
111	23.292	13.508	3.5929
112	17.945	13.508	0
113	19.092	13.508	3.0932
114	21.505	13.508	0
115	21.225	13.508	2.1732
116	18.875	16.000	6.7117
117	23.650	16.000	0
118	22.399	16.000	4.1232
119	17.583	16.000	0
120	20.617	16.000	0
121	18.229	16.000	3.3558
122	20.289	16.000	2.4078
123	12.327	13.508	0
124	14.199	13.508	0
125	16.072	13.508	0
126	9.9182	13.508	6.2600
127	16.915	13.508	7.6988
128	13.263	13.508	7.7248
129	11.122	13.508	3.1300
130	13.731	13.508	3.8624
131	16.494	13.508	3.8494
132	18.796	19.237	6.5749
133	22.592	19.237	0
134	21.575	19.237	3.7960
135	17.531	19.237	0
136	20.061	19.237	0
137	18.163	19.237	3.2875
138	19.835	19.237	2.3047
139	6.6500	16.000	0
140	11.125	16.000	6.7117
141	7.7663	16.000	4.0754
142	12.417	16.000	0
143	11.771	16.000	3.3558
144	9.5333	16.000	0
145	9.8147	16.000	2.3971
146	11.204	19.237	6.5749
147	7.4079	19.237	0
148	8.4251	19.237	3.7960
149	12.469	19.237	0
150	9.9386	19.237	0
151	11.837	19.237	3.2875
152	10.165	19.237	2.3047
153	13.654	16.000	7.6323
154	16.346	16.000	7.6323
155	14.139	16.000	0
156	15.861	16.000	0
157	13.897	16.000	3.8161
158	16.103	16.000	3.8161
159	5.8079	13.508	0
160	9.0672	13.508	0
161	7.1556	13.508	3.5945
162	9.1937	13.508	2.1899
163	4.8685	11.317	0
164	6.2262	11.317	3.9691
165	8.5182	11.317	0
166	8.5975	11.317	2.3882

167	13.682	19.237	7.4767
168	16.318	19.237	7.4767
169	15.844	19.237	0
170	14.156	19.237	0
171	13.919	19.237	3.7384
172	16.081	19.237	3.7384
173	3.6414	9.1576	0
174	2.4142	6.9983	0
175	7.9714	9.1576	0
176	7.4245	6.9983	0
177	5.1535	9.1576	4.5012
178	4.0809	6.9983	5.0333
179	7.8656	9.1576	2.7411
180	7.2316	6.9983	3.0296
181	18.509	31.000	6.0780
182	22.018	31.000	0
183	21.078	31.000	3.5091
184	17.339	31.000	0
185	19.679	31.000	0
186	17.924	31.000	3.0390
187	19.470	31.000	2.1305
188	22.305	25.119	0
189	17.435	25.119	0
190	19.870	25.119	0
191	18.653	25.119	6.3265
192	18.044	25.119	3.1632
193	21.326	25.119	3.6526
194	19.747	25.119	2.2719
195	11.491	31.000	6.0780
196	13.781	31.000	6.9117
197	16.219	31.000	6.9117
198	12.661	31.000	0
199	15.780	31.000	0
200	14.220	31.000	0
201	12.076	31.000	3.0390
202	14.001	31.000	3.4558
203	15.999	31.000	3.4558
204	12.565	25.119	0
205	15.812	25.119	0
206	14.188	25.119	0
207	11.347	25.119	6.3265
208	11.956	25.119	3.1632
209	13.731	25.119	7.1942
210	16.269	25.119	7.1942
211	13.960	25.119	3.5971
212	16.040	25.119	3.5971
213	7.9817	31.000	0
214	10.321	31.000	0
215	8.9220	31.000	3.5091
216	10.530	31.000	2.1305
217	7.6948	25.119	0
218	10.130	25.119	0
219	8.6735	25.119	3.6526
220	10.253	25.119	2.2719
221	26.931	0	-8.3569
222	26.423	2.5684	-8.2296
223	32.736	0	-5.3471

224	32.008	2.5684	-5.2928
225	25.113	2.5684	-4.1148
226	25.632	0	-4.1785
227	28.804	2.5684	-3.0050
228	29.463	0	-3.0453
229	25.241	4.8390	-7.9014
230	23.979	4.8390	-3.9507
231	30.320	4.8390	-4.9503
232	27.320	4.8390	-2.8559
233	7.5066	0	-9.6842
234	9.8369	0	-4.8415
235	20.594	0	-10.138
236	14.027	0	-10.587
237	20.420	0	-5.0690
238	15.108	0	-5.2931
239	7.3492	2.5684	-9.4834
240	9.6814	2.5684	-4.6427
241	19.924	2.5684	-10.042
242	13.471	2.5684	-10.408
243	19.796	2.5684	-4.9816
244	14.607	2.5684	-5.1269
245	7.7759	4.8390	-8.9655
246	9.9078	4.8390	-4.3892
247	19.302	4.8390	-9.6700
248	13.373	4.8390	-9.9714
249	19.137	4.8390	-4.7973
250	14.395	4.8390	-4.9123
251	2.0964	0	-6.1264
252	6.1865	0	-3.5133
253	2.0822	2.5684	-5.9832
254	6.1624	2.5684	-3.4150
255	3.0082	4.8390	-5.5655
256	6.7225	4.8390	-3.2083
257	21.385	11.317	-6.5147
258	23.955	6.9983	-7.4392
259	22.670	9.1576	-6.9769
260	24.707	11.317	-3.8388
261	26.578	9.1576	-4.2093
262	28.449	6.9983	-4.5798
263	20.176	11.317	-3.2574
264	22.469	11.317	-2.3008
265	22.712	6.9983	-3.7196
266	21.444	9.1576	-3.4885
267	25.788	6.9983	-2.7665
268	24.169	9.1576	-2.5659
269	9.3419	11.317	-6.7778
270	10.755	11.317	-3.3889
271	17.491	11.317	-8.0682
272	13.300	11.317	-8.1598
273	17.096	11.317	-4.0341
274	13.867	11.317	-4.0799
275	8.2979	6.9983	-8.2363
276	8.8199	9.1576	-7.5071
277	10.189	6.9984	-4.0555
278	10.472	9.1577	-3.7220
279	18.095	9.1580	-8.6032
280	13.325	9.1562	-8.7585

281	18.698	6.9986	-9.1370
282	13.349	6.9970	-9.3628
283	18.457	6.9985	-4.5432
284	17.776	9.1578	-4.2889
285	14.219	6.9977	-4.6323
286	14.043	9.1570	-4.3546
287	20.239	13.508	-6.1865
288	19.092	13.508	-3.0932
289	23.292	13.508	-3.5929
290	21.225	13.508	-2.1732
291	18.875	16.000	-6.7117
292	22.399	16.000	-4.1232
293	18.229	16.000	-3.3558
294	20.289	16.000	-2.4078
295	9.9182	13.508	-6.2600
296	11.122	13.508	-3.1300
297	16.915	13.508	-7.6988
298	13.263	13.508	-7.7248
299	13.731	13.508	-3.8624
300	16.494	13.508	-3.8494
301	18.796	19.237	-6.5749
302	18.163	19.237	-3.2875
303	21.575	19.237	-3.7960
304	19.835	19.237	-2.3047
305	11.125	16.000	-6.7117
306	11.771	16.000	-3.3558
307	7.7663	16.000	-4.0754
308	9.8147	16.000	-2.3971
309	11.204	19.237	-6.5749
310	11.837	19.237	-3.2875
311	8.4251	19.237	-3.7960
312	10.165	19.237	-2.3047
313	13.654	16.000	-7.6323
314	16.346	16.000	-7.6323
315	13.897	16.000	-3.8161
316	16.103	16.000	-3.8161
317	7.1556	13.508	-3.5945
318	9.1937	13.508	-2.1899
319	6.2262	11.317	-3.9691
320	8.5975	11.317	-2.3882
321	13.682	19.237	-7.4767
322	16.318	19.237	-7.4767
323	13.919	19.237	-3.7384
324	16.081	19.237	-3.7384
325	5.1535	9.1576	-4.5012
326	4.0809	6.9983	-5.0333
327	7.8656	9.1576	-2.7411
328	7.2316	6.9983	-3.0296
329	18.509	31.000	-6.0780
330	17.924	31.000	-3.0390
331	21.078	31.000	-3.5091
332	19.470	31.000	-2.1305
333	18.653	25.119	-6.3265
334	18.044	25.119	-3.1632
335	21.326	25.119	-3.6526
336	19.747	25.119	-2.2719
337	11.491	31.000	-6.0780

338	12.076	31.000	-3.0390
339	13.781	31.000	-6.9117
340	16.219	31.000	-6.9117
341	14.001	31.000	-3.4558
342	15.999	31.000	-3.4558
343	11.347	25.119	-6.3265
344	11.956	25.119	-3.1632
345	13.731	25.119	-7.1942
346	16.269	25.119	-7.1942
347	13.960	25.119	-3.5971
348	16.040	25.119	-3.5971
349	8.9220	31.000	-3.5091
350	10.530	31.000	-2.1305
351	8.6735	25.119	-3.6526
352	10.253	25.119	-2.2719
353	29.000	31.000	0
354	27.294	24.303	0
355	22.000	31.000	12.124
356	27.124	31.000	7.0000
357	21.147	24.303	10.647
358	25.456	24.313	6.0369
359	25.509	31.000	0
360	24.870	26.898	0
361	20.255	31.000	9.1012
362	24.101	31.000	5.2546
363	19.935	26.898	8.5474
364	23.628	26.811	4.9814
365	8.0000	31.000	12.124
366	12.569	31.000	13.787
367	17.431	31.000	13.787
368	9.7454	31.000	9.1012
369	13.175	31.000	10.349
370	16.825	31.000	10.349
371	8.8530	24.303	10.647
372	12.898	24.418	11.710
373	17.102	24.418	11.710
374	10.065	26.898	8.5474
375	13.268	26.846	9.7514
376	16.732	26.846	9.7514
377	1.0000	31.000	0
378	4.4909	31.000	0
379	2.8756	31.000	7.0000
400	12.898	24.418	-11.710
401	17.102	24.418	-11.710
402	10.065	26.898	-8.5474
403	13.268	26.846	-9.7514
404	16.732	26.846	-9.7514
405	2.8756	31.000	-7.0000
406	5.8988	31.000	-5.2546
407	4.5284	24.304	-6.0458
408	6.3669	26.807	-4.9843
409	18.375	36.500	5.8457
410	18.464	32.833	6.0006
411	18.420	34.667	5.9231
412	21.750	36.500	0
413	20.846	36.500	3.3750
414	21.929	32.833	0

415	21.839	34.667	0
416	21.001	32.833	3.4644
417	20.923	34.667	3.4197
418	17.250	36.500	0
419	19.500	36.500	0
420	17.280	34.667	0
421	17.310	32.833	0
422	19.619	32.833	0
423	19.560	34.667	0
424	17.812	36.500	2.9228
425	17.887	32.833	3.0003
426	17.850	34.667	2.9616
427	19.299	36.500	2.0490
428	19.502	32.833	2.1549
429	19.444	34.667	2.1271
430	11.625	36.500	5.8457
431	16.172	36.500	6.6475
432	13.828	36.500	6.6475
433	12.750	36.500	0
434	14.250	36.500	0
435	15.750	36.500	0
436	12.188	36.500	2.9228
437	14.039	36.500	3.3237
438	15.961	36.500	3.3237
439	12.720	34.667	0
440	12.690	32.833	0
441	11.536	32.833	6.0006
442	11.580	34.667	5.9231
443	12.150	34.667	2.9616
444	12.113	32.833	3.0003
445	14.240	34.667	0
446	14.230	32.833	0
447	15.760	34.667	0
448	15.770	32.833	0
449	13.797	32.833	6.8236
450	16.203	32.833	6.8236
451	13.812	34.667	6.7355
452	16.188	34.667	6.7355
453	14.013	32.833	3.4118
454	14.026	34.667	3.3678
455	15.987	32.833	3.4118
456	15.974	34.667	3.3678
457	8.2500	36.500	0
458	9.1543	36.500	3.3750
459	10.500	36.500	0
460	10.701	36.500	2.0490
461	8.0711	32.833	0
462	8.1606	34.667	0
463	10.440	34.667	0
464	10.381	32.833	0
465	8.9994	32.833	3.4644
466	9.0769	34.667	3.4197
467	10.498	32.833	2.1549
468	10.556	34.667	2.1271
469	18.375	36.500	-5.8457
470	20.846	36.500	-3.3750
471	18.464	32.833	-6.0006

472	18.420	34.667	-5.9231
473	21.001	32.833	-3.4644
474	20.923	34.667	-3.4197
475	17.812	36.500	-2.9228
476	17.887	32.833	-3.0003
477	17.850	34.667	-2.9616
478	19.299	36.500	-2.0490
479	19.502	32.833	-2.1549
480	19.444	34.667	-2.1271
481	11.625	36.500	-5.8457
482	12.188	36.500	-2.9228
483	16.172	36.500	-6.6475
484	13.828	36.500	-6.6475
485	14.039	36.500	-3.3237
486	15.961	36.500	-3.3237
487	11.536	32.833	-6.0006
488	11.580	34.667	-5.9231
489	12.150	34.667	-2.9616
490	12.113	32.833	-3.0003
491	13.797	32.833	-6.8236
492	13.812	34.667	-6.7355
493	16.203	32.833	-6.8236
494	16.188	34.667	-6.7355
495	14.013	32.833	-3.4118
496	14.026	34.667	-3.3678
497	15.987	32.833	-3.4118
498	15.974	34.667	-3.3678
499	9.1543	36.500	-3.3750
500	10.701	36.500	-2.0490
501	8.9994	32.833	-3.4644
502	9.0769	34.667	-3.4197
503	10.498	32.833	-2.1549
504	10.556	34.667	-2.1271
505	20.917	43.688	0
506	21.333	40.094	0
507	17.958	43.688	5.1240
508	20.124	43.688	2.9583
509	18.167	40.094	5.4848
510	20.485	40.094	3.1667
511	27.874	36.500	0
512	25.060	40.737	0
513	21.437	36.500	11.150
514	26.150	36.500	6.4372
515	20.030	40.737	8.7118
516	23.674	40.781	5.0081
517	19.906	36.500	8.4976
518	24.812	36.500	0
519	23.498	36.500	4.9061
520	23.661	39.039	0
521	19.331	39.039	7.5009
522	22.552	39.125	4.3603
523	12.042	43.688	5.1240
524	16.027	43.688	5.8268
525	13.973	43.688	5.8268
526	11.833	40.094	5.4848
527	16.100	40.094	6.2371
528	13.900	40.094	6.2371

529	8.5628	36.500	11.150
530	12.764	36.500	12.679
531	17.236	36.500	12.679
532	9.9702	40.737	8.7118
533	16.749	40.776	9.8675
534	13.251	40.776	9.8675
535	10.094	36.500	8.4976
536	13.296	36.500	9.6631
537	16.704	36.500	9.6631
538	10.669	39.039	7.5009
539	16.518	39.123	8.5892
540	13.482	39.123	8.5892
541	9.0833	43.688	0
542	9.8760	43.688	2.9583
543	8.6667	40.094	0
544	9.5152	40.094	3.1667
545	2.1256	36.500	0
546	3.8504	36.500	6.4372
547	4.9405	40.737	0
548	6.3257	40.781	5.0081
549	5.1878	36.500	0
550	6.5024	36.500	4.9061
551	6.3388	39.039	0
552	7.4478	39.125	4.3603
553	28.496	34.723	0
554	28.873	32.878	0
555	25.168	34.695	0
556	25.401	32.856	0
557	21.748	34.723	11.688
558	21.937	32.878	12.015
559	26.686	34.731	6.7468
560	27.014	32.883	6.9364
561	20.084	34.695	8.8055
562	20.201	32.856	9.0076
563	24.007	32.858	5.2004
564	23.804	34.699	5.0833
565	8.2520	34.723	11.688
566	8.0633	32.878	12.015
567	9.9162	34.695	8.8055
568	9.7994	32.856	9.0076
569	12.653	34.730	13.288
570	17.347	34.730	13.288
571	12.588	32.882	13.662
572	17.412	32.882	13.662
573	13.192	32.858	10.243
574	13.233	34.699	10.012
575	16.808	32.858	10.243
576	16.767	34.699	10.012
577	1.5041	34.723	0
578	1.1266	32.878	0
579	3.3142	34.731	6.7468
580	2.9858	32.883	6.9364
581	4.8323	34.695	0
582	4.5989	32.856	0
583	5.9926	32.858	5.2004
584	6.1955	34.699	5.0833
585	17.114	44.839	0

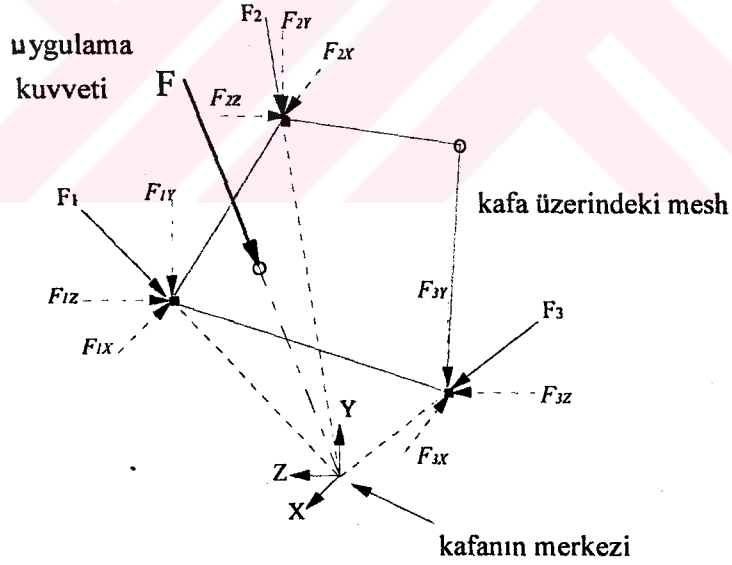
586	19.057	44.399	0
587	17.182	40.670	0
588	19.278	40.450	0
589	17.583	44.510	2.6095
590	18.887	44.318	1.8282
591	17.698	40.505	2.7661
592	19.154	40.350	1.9776
593	12.886	44.839	0
594	12.417	44.510	2.6095
595	14.293	44.982	0
596	15.707	44.982	0
597	15.883	44.575	2.9594
598	14.117	44.575	2.9594
599	12.818	40.670	0
600	14.271	40.741	0
601	15.729	40.741	0
602	12.302	40.505	2.7661
603	15.922	40.537	3.1415
604	14.078	40.537	3.1415
605	10.943	44.399	0
606	10.722	40.450	0
607	11.101	44.350	1.8332
608	10.846	40.350	1.9776
609	17.958	43.688	-5.1240
610	18.167	40.094	-5.4848
611	20.124	43.688	-2.9583
612	20.485	40.094	-3.1667
613	21.437	36.500	-11.150
614	20.030	40.737	-8.7118
615	26.150	36.500	-6.4372
616	23.674	40.781	-5.0081
617	19.906	36.500	-8.4976
618	23.498	36.500	-4.9061
619	19.331	39.039	-7.5009
620	22.552	39.125	-4.3603
621	12.042	43.688	-5.1240
622	11.833	40.094	-5.4848
623	16.027	43.688	-5.8268
624	13.973	43.688	-5.8268
625	16.100	40.094	-6.2371
626	13.900	40.094	-6.2371
627	8.5628	36.500	-11.150
628	9.9702	40.737	-8.7118
629	12.764	36.500	-12.679
630	17.236	36.500	-12.679
631	16.749	40.776	-9.8675
632	13.251	40.776	-9.8675
633	10.094	36.500	-8.4976
634	13.296	36.500	-9.6631
635	16.704	36.500	-9.6631
636	10.669	39.039	-7.5009
637	16.518	39.123	-8.5892
638	13.482	39.123	-8.5892
639	9.8760	43.688	-2.9583
640	9.5152	40.094	-3.1667
641	3.8504	36.500	-6.4372
642	6.3257	40.781	-5.0081

643	6.5024	36.500	-4.9061
644	7.4478	39.125	-4.3603
645	21.748	34.723	-11.688
646	21.937	32.878	-12.015
647	26.686	34.731	-6.7468
648	27.014	32.883	-6.9364
649	20.084	34.695	-8.8055
650	20.201	32.856	-9.0076
651	24.007	32.858	-5.2004
652	23.804	34.699	-5.0833
653	8.2520	34.723	-11.688
654	8.0633	32.878	-12.015
655	9.9162	34.695	-8.8055
656	9.7994	32.856	-9.0076
657	12.653	34.730	-13.288
658	12.588	32.882	-13.662
659	17.347	34.730	-13.288
660	17.412	32.882	-13.662
661	13.192	32.858	-10.243
662	13.233	34.699	-10.012
663	16.808	32.858	-10.243
664	16.767	34.699	-10.012
665	3.3142	34.731	-6.7468
666	2.9858	32.883	-6.9364
667	5.9926	32.858	-5.2004
668	6.1955	34.699	-5.0833
669	17.583	44.510	-2.6095
670	18.887	44.318	-1.8282
671	17.698	40.505	-2.7661
672	19.154	40.350	-1.9776
673	12.417	44.510	-2.6095
674	15.883	44.575	-2.9594
675	14.117	44.575	-2.9594
676	12.302	40.505	-2.7661
677	15.922	40.537	-3.1415
678	14.078	40.537	-3.1415
679	11.101	44.350	-1.8332
680	10.846	40.350	-1.9776

EK-4. MODELE KUVVET UYGULANMASI

Sonlu elemanlar modelinde kuvvetin uygulanabilmesi için o noktada düğüm yada düğümlerin bulunması gerekir. Oysa her kuvvetin uygulama noktasında bu düğümler bulunmamaktadır. Bu nedenle kuvvetin, uygulama noktasının çevresindeki düğümlere dağıtılması lazımdır. Bu amaçla kuvvetin düğümlere dağıtımını yapan bir program yazıldı.

Program bileşke kuvvetin doğrultusunun kafanın merkezinden geçecek şekilde yakınındaki üç tane düğüme dağıtmaktadır. Dağıtılan her kuvvetin x, y, z koordinatları üzerindeki bileşenleri oluşturuldu. Bileşke kuvvetin uygulama noktası, seçilen düğümlerin oluşturdukları alanın içinde kalmalıdır (Şekil 11). Böylece düğümlerde oluşacak momentler önlenmiş olmaktadır.



Şekil 11. Bileşke kuvvetin düğümlere dağıtılması.

KUVVETİN DÜĞÜMLERE PROGRAM VASITASIYLA DAĞITILMASI

```
DECLARE SUB A.BILESKE (N, R, X, Y, Z)
```

```
DECLARE SUB B.KUV (R, X, Y, Z, RX, RY, RZ)
```

```
DECLARE SUB C.OKUMA (N, X0, Y0, Z0, NOD0)
```

```
DECLARE SUB D.HAZIRLIK (N, X0, Y0, Z0, RX, RY, RZ, A0, B0, AA0, R, F0)
```

```
DECLARE SUB E.TERS.AL (A0, N, INVA0, NN)
```

```
DECLARE SUB F.CARPMA (B0, A0, AA0, N, INVA0, F0, BB0, R, NN)
```

```
DECLARE SUB G.BILESEN.AYIR (F0, FX0, FY0, FZ0, N, X0, Y0, Z0, NN)
```

```
CLS
```

```
INPUT "kac node var=?", N
```

```
NN = N
```

```
REDIM SHARED NOD(N * 2), X(N * 2), Y(N * 2), Z(N * 2)
```

```
REDIM SHARED XK(N * 2), YK(N * 2), ZK(N * 2)
```

```
REDIM SHARED A(N * 2, N * 2), B(N * 2), INVA(N * 2, N * 2), invaX(N * 2), F(N * 4)
```

```
REDIM SHARED FX(N * 2), FY(N * 2), FZ(N * 2), BB(N * 2), AA(N * 2, N * 2)
```

```
REDIM SHARED D(N * 2, N * 2), DD(N * 2, N * 2), E(N * 2, N * 2), FF(N * 2, N * 2),  
invD(N * 2, N * 2)
```

```
CALL A.BILESKE(N, R, X, Y, Z)
```

```
CALL B.KUV(R, X, Y, Z, RX, RY, RZ)
```

```
CALL C.OKUMA(N, X0, Y0, Z0, NOD0)
```

```
CALL D.HAZIRLIK(N, X0, Y0, Z0, RX, RY, RZ, A0, B0, AA0, R, F0)
```

```
CALL E.TERS.AL(A0, N, INVA0, NN)
```

```
CALL F.CARPMA(B0, A0, AA0, N, INVA0, F0, BB0, R, NN)
```

```
CALL G.BILESEN.AYIR(F0, FX0, FY0, FZ0, N, X0, Y0, Z0, NN)
```

```
OPEN "O", 1, "C:\KUVVET.DAT"
```

```
FOR I = 1 TO N

PRINT NOD(I); "FX="; FX(I)
PRINT NOD(I); "FY="; FY(I)
PRINT NOD(I); "FZ="; FZ(I)
PRINT

PRINT #1, "F,"; NOD(I); ",FX,"; FX(I)
PRINT #1, "F,"; NOD(I); ",FY,"; FY(I)
PRINT #1, "F,"; NOD(I); ",FZ,"; FZ(I)
NEXT I

CLOSE 1
END

SUB A.BILESKE (N, R, X, Y, Z)
'bu program bileske kuvveti ve koordinatlarini ekrandan alir
'R bileske kuvvet, X Y Z ise koordinatlari

INPUT "R bileske kuvveti gir=", R
INPUT "X uzakligini giriniz=", X
INPUT "Y uzakligini giriniz=", Y
INPUT "Z uzakligini giriniz=", Z

END SUB

SUB B.KUV (R, X, Y, Z, RX, RY, RZ)
'Bu program koordinatlari verilen bir kuvvetin bilesenlerini hesaplar.
'X,Y,Z Rkuvvetin uygulandigi koordinatlar
'R bileske kuvvet
```

"RX,RY,RZ bileske kuvvetin bilesenleri

XK = X - 15

YK = Y - 31

ZK = Z - 0

RX = (R * XK) / 14

RY = (R * YK) / 14

RZ = (R * ZK) / 14

IF XK < 0 THEN RX = ABS(RX)

IF YK < 0 THEN RY = ABS(RY)

IF ZK < 0 THEN RZ = ABS(RZ)

IF XK > 0 THEN RX = -ABS(RX)

IF YK > 0 THEN RY = -ABS(RY)

IF ZK > 0 THEN RZ = -ABS(RZ)

IF XK = 0 THEN RX = 0

IF YK = 0 THEN RY = 0

IF ZK = 0 THEN RZ = 0

PRINT "RX, RY, RZ="; RX, RY, RZ

END SUB

SUB C.OKUMA (N, X(), Y(), Z(), NOD())

'bu program nodların koordinatlarını dosyadan okur

've istenilen bir merkeze göre yeniden düzenler. burada (15,31,0) dir.

'Girdiler: n nod sayısı

'Ciktilar: X(),Y(),Z() nodlarin koordinatlari

```
DIM RK(N), PK(N), QK(N)
```

```
OPEN "C:\NODE.DAT" FOR INPUT AS 1
```

```
  FOR I = 1 TO N
```

```
    INPUT #1, RK(I), NOD(I), X(I), Y(I), Z(I), PK(I), QK(I)
```

```
  NEXT I
```

```
  CLOSE 1
```

```
FOR I = 1 TO N
```

```
PRINT "NOD(I),X(I),Y(I),Z(I)=>"; I; "="; TAB(32); NOD(I); TAB(38); X(I); TAB(52);  
Y(I); TAB(65); Z(I)
```

```
NEXT I
```

```
DO: LOOP WHILE INKEY$ = ""
```

```
END SUB
```

```
SUB D.HAZIRLIK (N, X(), Y(), Z(), RX, RY, RZ, A(), B(), AA(), R, F())
```

'Girdiler: n nod sayisi, X() nodlarin koordinatlari

'Ciktilar: A() katsilar matrisi, B() matrisin sag tarafi

```
FOR I = 1 TO N
```

```
  XK(I) = X(I) - 15
```

```
  YK(I) = Y(I) - 31
```

```
  ZK(I) = Z(I) - 0
```

```
NEXT I
```

```
DO WHILE N = 3
```

```
FOR I = 1 TO N
  IF I = 1 THEN B(I) = RX * 14
  IF I = 2 THEN B(I) = RY * 14
  IF I = 3 THEN B(I) = RZ * 14
NEXT I
EXIT DO: LOOP
```

```
DO WHILE N > 3
```

```
  FOR I = 4 TO N
    F(I) = R / N
  NEXT I
```

```
  BX = 0
  FOR I = 4 TO N
    BX = BX + F(I) * XK(I)
  NEXT I
```

```
  BY = 0
  FOR I = 4 TO N
    BY = BY + F(I) * YK(I)
  NEXT I
```

```
  BZ = 0
  FOR I = 4 TO N
    BZ = BZ + F(I) * ZK(I)
  NEXT I
```

```
  FOR I = 1 TO 3
```

```
IF I = 1 THEN B(I) = (RX * 14 - BX)
IF I = 2 THEN B(I) = (RY * 14 - BY)
IF I = 3 THEN B(I) = (RZ * 14 - BZ)
NEXT I
```

```
EXIT DO
```

```
LOOP
```

```
FOR I = 1 TO 3
```

```
FOR J = 1 TO 3
```

```
DO WHILE I = 1
```

```
A(I, J) = XK(J)
```

```
IF XK(J) = 0 THEN A(I, J) = .00001
```

```
EXIT DO
```

```
LOOP
```

```
DO WHILE I = 2
```

```
A(I, J) = YK(J)
```

```
IF YK(J) = 0 THEN A(I, J) = .00001
```

```
EXIT DO
```

```
LOOP
```

```
DO WHILE I = 3
```

```
A(I, J) = ZK(J)
```

```
IF ZK(J) = 0 THEN A(I, J) = .00001
```

```
EXIT DO
```

```
LOOP
```

```

PRINT "A("; I; ", "; J; ")", A(I, J)
AA(I, J) = A(I, J)

NEXT J
PRINT , , "B("; I; ")", B(I)
NEXT I
DO: LOOP WHILE INKEY$ = ""
END SUB

```

```

SUB E.TERS.AL (A(), N, INVA(), NN)

```

'bu program matrisin tersini alir

'n matrisin derecesi, A() tersi alinacak matris, invA() tersi alinmis matris.

```

N = 3

```

```

max = ABS(A(1, 1))

```

```

FOR I = 1 TO N

```

```

  FOR J = 1 TO N

```

```

    IF ABS(A(I, J)) > max THEN max = ABS(A(I, J))

```

```

  NEXT J

```

```

NEXT I

```

```

eps = max / 1E+10

```

```

FOR I = 1 TO N

```

```

  FOR J = 1 TO N

```

```

    IF I = J THEN A(I, N + J) = 1 ELSE A(I, N + J) = 0

```

```

  NEXT J

```

```

NEXT I

```

```

FOR J = 1 TO N
  IF ABS(A(J, J)) < eps THEN
    cik = 0
    FOR I = J TO N
      IF ABS(A(I, J)) >= eps THEN
        FOR K = J TO N
          A(J, K) = A(J, K) + A(I, K)
          I = N
          cik = 1
        NEXT K
      END IF
    NEXT I
    IF cik = 0 THEN PRINT "matrix is nonsingular": END
  END IF
  C = A(J, J)
  FOR K = J TO 2 * N
    A(J, K) = A(J, K) / C
  NEXT K

  FOR I = 1 TO N
    IF I <> J THEN
      C = -A(I, J)
      FOR K = J TO 2 * N: A(I, K) = A(I, K) + C * A(J, K): NEXT K
    END IF
  NEXT I

```

NEXT J

```
FOR I = 1 TO N
FOR J = 1 TO N
INVA(I, J) = A(I, N + J)
NEXT J
NEXT I
```

PRINT

```
FOR I = 1 TO N
FOR J = 1 TO N
PRINT "invA(I, J)=", INVA(I, J)
NEXT J
NEXT I
PRINT
```

END SUB

SUB F.CARPMA (B(), A(), AA(), N, INVA(), F(), BB(), R, NN)

N = NN

PRINT "N=", N

FOR I = 4 TO N

F(I) = R / N

PRINT "F("; I; ") ="; F(I)

NEXT I

```

FOR I = 1 TO 3
F(I) = 0
FOR J = 1 TO 3
F(I) = F(I) + INVA(I, J) * B(J)
NEXT J, I

```

```

FOR I = 1 TO 3
BB(I) = 0
FOR J = 1 TO 3
BB(I) = BB(I) + AA(I, J) * F(J)
NEXT J, I

```

```

PRINT "***** matrisin cozumden sonraki ve onceki sag taraflari *****"

```

```

FOR I = 1 TO 3
PRINT "BB("; I; ") = "; BB(I); TAB(45); "B("; I; ") = "; B(I)
NEXT I
DO: LOOP WHILE INKEY$ = ""

```

```

PRINT "***** matrisin carpimdan sonraki istenilen cozumleri *****"
PRINT

```

```

FOR I = 1 TO N
PRINT "F("; I; ") = "; F(I)
NEXT I
DO: LOOP WHILE INKEY$ = ""
PRINT

```

```

END SUB

```

KOMPOZİT FEMUR PROTEZİNİN SONLU ELEMANLAR TEKNİĞİYLE TASARIMI

İbrahim ÇAYIROĞLU

ÖZET

İnsanların kalça bağlantılarında kullanılan kompozit femur protezinin (femoral komponent) boyun kısmı zayıf kalmaktadır. Bu çalışmada protezin boyun kısmı yeniden tasarlandı. Protezin boyun kısmının 3-D sonlu elemanlar modeline günlük aktivitelerden dolayı insan kalçasında oluşan yükler uygulandı. Malzemenin yorulma sınırı dikkate alınarak en kritik yükleme şartları altında boyun kısmı yeniden şekillendirildi.

DESIGN OF A COMPOSIT FEMUR PROSTHESIS BY USING FINITE ELEMENT TECHNIQUE

İbrahim ÇAYIROĞLU

ABSTRACT

A new polymeric composite hip joint prosthesis seems to be weak in the spigot. In this study, the spigot of the composite prosthesis is redesigned. Loads due to daily activities were applied on 3-D finite element models. The spigot was reshaped under the most critical loading conditions, considering the fatigue limit of the material.

```
SUB G.BILESEN.AYIR (F(), FX(), FY(), FZ(), N, X(), Y(), Z(), NN)
```

```
IF NN > 3 THEN N = NN ELSE N = 3
```

```
FOR I = 1 TO N
```

```
  XK(I) = X(I) - 15
```

```
  YK(I) = Y(I) - 31
```

```
  ZK(I) = Z(I) - 0
```

```
NEXT I
```

```
FOR I = 1 TO N
```

```
  FX(I) = (F(I) * XK(I)) / 14
```

```
  FY(I) = (F(I) * YK(I)) / 14
```

```
  FZ(I) = (F(I) * ZK(I)) / 14
```

```
NEXT
```

```
FOR I = 1 TO N
```

```
  IF XK(I) < 0 THEN FX(I) = ABS(FX(I))
```

```
  IF YK(I) < 0 THEN FY(I) = ABS(FY(I))
```

```
  IF ZK(I) < 0 THEN FZ(I) = ABS(FZ(I))
```

```
  IF XK(I) > 0 THEN FX(I) = -ABS(FX(I))
```

```
  IF YK(I) > 0 THEN FY(I) = -ABS(FY(I))
```

```
  IF ZK(I) > 0 THEN FZ(I) = -ABS(FZ(I))
```

```
  PRINT "FX, FY, FZ="; FX(I), FY(I), FZ(I)
```

```
NEXT I
```

```
PRINT
```

```
END SUB
```