

T.C
GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ
MÜHENDİSLİK VE FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SİNÜZOİDAL FORMDA KALÇA PROTEZİNİN
GELİŞTİRİLMESİ VE SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİ İLE ANALİZİ

Can CANPOLAT
YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

GEBZE

2010

T.C
GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ
MÜHENDİSLİK VE FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SİNÜZOİDAL FORMDA KALÇA PROTEZİNİN
GELİŞTİRİLMESİ VE SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİ İLE ANALİZİ

Can CANPOLAT
YÜKSEK LİSANS TEZİ
Yrd. Doç. Dr. A. Zafer ŞENALP
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

GEBZE
2010



**GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ
ENSTİTÜSÜ**

MÜHENDİSLİK VE FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

JÜRİ ONAY FORMU

JÜRİ

ÜYE (BAŞKAN) :

ÜYE :

ÜYE :

Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun/....../.... tarih ve/.... sayılı kararı ile yukarıdaki öğretim elemanlarından oluşmuş jüri tarafından düzenlenen/....../.... tarihli Tez Savunma Tutanağı neticesinde Yüksek Lisans öğrencisi Can CANPOLAT'ın çalışması GYTE Mühendislik ve Fen Bilimleri Yönetim Kurulu/....../.... tarih ve/....../.... sayılı kararıyla TASARIM ve İMALAT Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak onaylanmıştır.

İMZA/MÜHÜR

ÖZET

TEZİN BAŞLIĞI : SİNÜZOİDAL FORMDA KALÇA PROTEZİNİN GELİŞTİRİLMESİ VE SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE ANALİZİ

YAZAR ADI : CAN CANPOLAT

Çimentolu kalça protezinin operasyon sonrası sorunlarından biri aseptik gevşemedir. Bu durum kemik çimentosundaki gerilme ile ilişkilendirilmiştir. Bu çalışmada protez, kemik çimentosu ve kemiğin katmanları olan kortikal kemik ve trabeküler kemik parametrik olarak modellenmiştir. Geçmişteki protezlerden farklı olarak sinüzoidal formda protez modellenmiş ve değişik sinüs formlarında analizler yapılmıştır. Protez sapının sinüs formuna bağlı olarak, kemik çimentosu, kortikal kemik ve protezdeki gerilme değişimleri sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmiştir. Yapılan analizler sonucu cevap yüzeyi metodu kullanılarak en iyi protez sapı şekli ve kemik çimentosu kalınlığına ulaşılması amaçlanmıştır. Üç boyutlu modelleme için; UNİGRAPHICS NX, sonlu elemanlar analizi için; ANSYS WORKBENCH ve cevap yüzeyi metodu için; MINITAB programları kullanılmıştır. Yapılan analizler neticesinde uygun protez malzemesi ve en iyi protez sapı şekli bulunmuştur.

SUMMARY

THESIS TITLE : DEVELOPMENT OF FEMUR PROSTHESIS IN SINUSOIDAL FORM AND ANALYSIS BY FINITE ELEMENT METHOD

AUTHOR : CAN CANPOLAT

One of the problems of cemented hip prosthesis after operation is aseptic loosening. This situation is associated with the stress at bone cement. In this study, parametric models for prosthesis, bone cement, cortical bone and trabecular bone, which are the layers of bone, are modeled. Unlike the former prosthesis, a sinusoidal form prosthesis is modeled and analyses are executed in different sinusoidal forms. In connection with the sinusoidal form of prosthesis stem, stress changes in bone cement, cortical bone and prosthesis are inspected by finite element method. With the results obtained from the analyses performed by using response surface method, it is intended to achieve to reach the best prosthesis stem shape and bone cement thickness. For three dimensional modeling, UNIGRAPHICS NX for finite element analysis ANSYS WORKBENCH and for response surface method MATLAB are used. Suitable prosthesis material and the best prosthesis stem shape are found as the results of the analyses made.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmasındaki katkılarından dolayı, değerli zamanını benden esirgemeyen tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. A. Zafer ŞENALP'e ve tez çalışmalarım sırasında desteğini benden esirgemeyen aileme teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	iv
SUMMARY	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	vii
SİMGELER ve KISITLAMALAR DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
TABLolar DİZİNİ	xv
 1. GİRİŞ	 1
 2. LİTERATÜR ÇALIŞMASI, KALÇA KEMİĞİ ve KALÇA PROTEZİ.	 5
2.1 Literatür Çalışması	5
2.2 Kalça Eklemının Anatomisi	11
2.3 Kalça Eklemının Mekaniği	13
2.3.1 Kalça Eklemının Kinematiği	13
2.3.2 Kalça Eklemının Statiği	14
2.3.2.1 Eklem Reaksiyon Kuvvetlerinin Basitleştirilmiş Serbest Vücut (Free Body) Diyagramı ile Hesaplanması	15
2.3.3 Kalça Eklemının Dinamiği	16
2.4 Kalça Protezinin Tıbbi Yönleri	19
2.4.1 Kalça Protezinin Gerekli Olduğu Durumlar	19
2.4.2 Cerrahi Prosedür	20
2.4.3 Operasyon Sırasında ve Sonrasında Meydana Gelebilecek Komplikasyonlar	23
2.5 Kalça Protezindeki Gelişmeler	24
2.5.1 Kalça Protezi Tipleri	29
2.6 Kemığın Yapısı	32
2.7 Kalça Protezinin Tasarım Kriterleri	35

2.8 Kalça Protezindeki Parçaların Mekanik Özellikleri	37
2.8.1 Kortikal Kemik	37
2.8.2 Trabeküler Kemik	38
2.8.3 Kemik Çimentosu	42
2.8.4 İmplant Malzemeleri	43
2.8.4.1 Paslanmaz Çelik 316 (SAE)	43
2.8.4.2 Co-Ni-Cr-Mo Alaşımı	48
2.8.4.3 Ti-6Al-4V Alaşımı	51
3. SONLU ELEMENLAR METODU	53
3.1 Sonlu Elemanlar Metoduna Giriş	53
3.2 Sonlu Elemanlar Metodunun Tarihsel Gelişimi	54
3.3 Sonlu Elemanlar Metodunun Genel Prensipleri	56
3.4 Sonlu Elemanlarda Modelleme	57
3.5 Eleman Seçimi	60
3.5.1 Üç Boyutlu Kiriş Elemanı	61
3.5.2 Sabit Gerilmeli Üçgen Eleman	62
3.5.3 Lineer Gerilmeli Üçgen Eleman	63
3.5.4 Çifte Lineer Dörtgen Eleman	64
3.5.5 Kabuk Elemanlar	65
3.6 Ayırıklaştırmada Dikkat Edilmesi Gereken Hususlar	66
4. OPTİMİZASYON	69
4.1 Optimizasyona Giriş	69
4.2 Optimizasyonun Tarihçesi	69
4.3 Optimizasyon ve Mühendislikte Uygulanması	70
4.4 Optimizasyon Metotlarının Sınıflandırılması	71
4.5 Optimizasyon Metotları	72
4.5.1 Analitik Optimizasyon Metotları	72
4.5.2 Tek Değişkenli Nümerik Optimizasyon Metotları	73
4.5.3 Çok Değişkenli Kısıtsız Optimizasyon Metotları	74
4.5.4 Lineer Optimizasyon Metotları	76

4.6 Eğri Uydurma	77
4.7 Response Surface Metodu	78
5. SİNÜZOİDAL FORMDA Kİ KALÇA PROTEZİNİN TASARIMI ve SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE ANALİZİ	80
5.1 Katı Modellerin Oluşturulması	80
5.1.1 Uyluk kemiğinin Katı Modeli	81
5.1.2 Protezin Katı Modeli	85
5.1.3 Kemik Çimentosu	88
5.1.4 Dizayn Değişkenleri	89
5.2 Sonlu Elemanlar Modeli	89
5.2.1 Sonlu Elemanlar Ağı	89
5.2.2 Malzeme Özellikleri	94
5.2.3 Kuvvetler ve Sınır Şartları	97
5.2.4 Temas Yüzeylerinin Tanımlanması	100
5.3 Karşılaştırma Analizlerinin Sonuçları	100
5.4 Dizayn Optimizasyonu	107
6. SONUÇLAR ve KARŞILAŞTIRMA	108
6.1 316LS Malzemesi İçin Bulunan Değerler	108
7. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	130
7.1 Sonuçlar	130
7.2 Öneriler	130
EK-1 Grafikler	132
EK-2 Sözlük	171
KAYNAKLAR DİZİNİ	175

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

ASTM	American Society for Testing and Materials
ISO	International Organization for Standardization
W	Vücut ağırlığı
J	Eklem reaksiyon kuvveti
M	Kas kuvveti
K	Vücut ağırlığından dolayı binen kuvvet
M	Abdüktör kas kontraksiyonu kuvveti
R	Bileşke kuvvet
CR	Uyluk kemiği başının merkezi
F_x	x doğrultularında etkiyen yük
F_y	y doğrultularında etkiyen yük
F_z	z doğrultularında etkiyen yük
M_x	x doğrultularında etkiyen momentler
M_y	y doğrultularında etkiyen momentler
M_z	z doğrultularında etkiyen momentler
S	Uzunlamasına uyluk kemiği gövdesi ile protez sapı arasındaki açı
A_v	Protezin anteversiyon açısı
A_x	Z-Y düzlemindeki kuvvet açısı
A_y	Z-X düzlemindeki kuvvet açısı
MP	Megapaskal
GPa	Gigapaskal
C	Karbon
Cr	Krom
Fe	Demir
Mn	Manganez
Mo	Molibden
Ni	Nikel
P	Fosfor
Si	Silisyum
S	Sülfür

Cu	Bakır
Ni	Nikel
N	Nitrojen
Ti	Titanyum
V	Vanadyum
μm	mikrometre
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat
E	Elastiklik Modülü
D	Nodlardaki yer değıştirme
R	Yer vektörü
K	Direngenlik matrisi
G	Kayma modülü
σ	Gerilme
ν	Possion oranı
S_k	Arama yönü
β	Bir önceki yolun önem katsayısı
H	Hessian matrisi
IGES	Initial Graphics Exchange Specification

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
1.1 Çeşitli kalça protezi uygulamaları	3
2.1 Kalça eklemi	11
2.2 Normal insandaki boyun şaft açısı ($Açı \approx 120^\circ$)	12
2.3 Anteversiyon açısı	12
2.4 Alt ekstremit eklemlerinde kinematik değişiklikler	13
2.5 Uyluk kemiği başına gelen yükler	14
2.6 Eklem reaksiyon kuvvetinin basitleştirilmiş serbest vücut tekniği ile hesaplanması	16
2.7 Fischer'in çalışmasına göre 12., 16. ve 22. Pozisyonlar	17
2.8 Erkek ve kadında yürüyüş sırasında vücut ağırlığına göre oluşan grafik	18
2.9 Protez başına etkiyen yük ve momentler	19
2.10 Uyluk kemiği başının kalça mafsallından çıkarılması	21
2.11 İmplantın Asetebuluma Yerleştirilmesi	21
2.12 Uyluk kemiğine kanal açılması	22
2.13 Protezin yerleştirilmesi	22
2.14 Boylamasına kesilmiş bir uyluk kemiği	33
2.15 Trabeküler kemiğin yakından görünüşü	34
2.16 Trabeküler kemikteki çizgisel yapının gösterimi	34
3.1 Eleman geometrisinde müsaade edilebilir deformasyonlar	58
3.2 Bir silindirik yüzey etrafındaki tipik eleman dağılımı	59
3.3 Bir delikli geometride delik etrafındaki tipik eleman dağılımı	59
3.4 Sonlu eleman analiz prosedürü	60
3.5 Sabit gerilmeli üçgen eleman	63
3.6 Dört nodlu çifte lineer dörtgen eleman	64
3.7 Dört nodlu ve dörtkenarlı elastik kabuk eleman (x, y eksenleri eleman düzlemi içindedir)	66
5.1 Konkoid şekli	81
5.2 Sağlam uyluk kemiği modelinin resimleri	83
5.3 Protezin uygulanacağı uyluk kemiği modelinin resimleri	84

5.4 Bir eğrili protez	85
5.5 İki eğrili protez	86
5.6 Üç eğrili protez	86
5.7 Protezlerin sap kısımlarının taslak modeli	87
5.8 Protez, kemik çimentosu, trabeküler kemik ve kortikal kemiğin montaj resmi	88
5.9 Sağlam kortikal kemiğin ağ yapısı	90
5.10 Sağlam trabeküler kemiğin ağ yapısı	91
5.11 Protezin ağ yapısı	91
5.12 Kemik çimentosunun ağ yapısı	92
5.13 Trabeküler kemiğin ağ yapısı	92
5.14 Kortikal kemiğin ağ yapısı	93
5.15 Montajlı kalça protezinin ağ yapısı	93
5.16 Uyluk kemiğine etkiyen kas kuvvetleri	98
5.17 Temas ve kas kuvvetlerinin etkidiği yüzeyler	99
5.18 Kortikal kemikteki eşdeğer Von Mises gerilimi	102
5.19 Trabeküler kemikteki eşdeğer Von Mises gerilimi	102
5.20 Kortikal kemikteki eşdeğer Von Mises gerinimi	103
5.21 Trabeküler kemikteki eşdeğer Von Mises gerinimi	103
5.22 Kortikal kemikteki eşdeğer Von Mises gerilimi	105
5.23 Trabeküler kemikteki eşdeğer Von Mises gerilimi	105
5.24 Kemik çimentosundaki eşdeğer Von Mises gerilimi	106
5.25 Protezdeki eşdeğer Von Mises gerilimi	106
6.1 Kortikal kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi	113
6.2 Trabeküler kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi	113
6.3 Kemik çimentosundaki eşdeğer Von Mises gerilmesi	114
6.4 Protezdeki eşdeğer Von Mises gerilmesi	114
6.5 Kortikal kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi	119
6.6 Trabeküler kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi	119
6.7 Kemik çimentosundaki eşdeğer Von Mises gerilmesi	120
6.8 Protezdeki eşdeğer Von Mises gerilmesi	120
6.9 Kortikal kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi	125

6.10 Trabeküler kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi	125
6.11 Kemik çimentosundaki eşdeğer Von Mises gerilmesi	126
6.12 Protezdeki eşdeğer Von Mises gerilmesi	126
6.13 Genlik değişimine göre kortikal kemikteki gerilme grafiği	127
6.14 Genlik değişimine göre trabeküler kemikteki gerilme grafiği	127
6.15 Genlik değişimine göre kemik çimentosundaki gerilme grafiği	128
6.16 Genlik değişimine göre protezdeki gerilme grafiği	128

TABLOLAR DİZİNİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
2.1 Kortikal kemiğin elastiklik modülleri	38
2.2 Trabeküler kemiğin elastiklik modülleri	39
2.3 Liang Kong ve arkadaşlarının makalesinde kullandığı değerler	40
2.4 A. Zafer Şenalp ve arkadaşlarının makalesinde kullandığı değerler	40
2.5 V. A. Papathanasopoulou ve arkadaşlarının makalesinde kullandığı değerler	41
2.6 M. Tellache ve arkadaşlarının makalesinde kullandığı değerler	41
2.7 Ugo Andreaus ve arkadaşlarının makalesinde kullandığı değerler	41
2.8 Devrim Kılınç'ın tezinde trabeküler kemik için kullandığı değerler	42
2.9 Devrim Kılınç'ın tezinde kortikal kemik için kullandığı değerler	42
2.10 Kemik çimentosunun mekanik özellikleri	43
2.11 316 paslanmaz çelik, temperlenmiş yay çeliği, 13 mm çap malzemenin özellikleri	45
2.12 AISI Tip 316L paslanmaz çelik, tavlanmış çubuk malzemenin özellikleri	46
2.13 Carpenter BioDurâ 316LS medikal paslanmaz implant alaşımı, 90% soğuk işlenmiş malzemenin özellikleri	47
2.14 Carpenter MP35N* Ni-Co-Cr-Mo alaşımı, 53% soğuk indirgenmiş + Dinlendirme 538°C malzemenin özellikleri	49
2.15 Phynox Kobalt-Krom-Nikel alaşımı malzemenin özellikleri	50
2.16 TIMET 6-4 Titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V; ASTM Derece5) çubuk malzemenin özellikleri	52
5.1 Değişkenlerin alt ve üst limitleri	89
5.2 Kortikal kemik için kullanılan malzeme özellikleri	94
5.3 Trabeküler kemik için kullanılan malzeme özellikleri	94
5.4 Kemik çimentosu için kullanılan malzeme özellikleri	95
5.5 Cobalt-chromium alaşımı için kullanılan malzeme özellikleri	95
5.6 316LS için kullanılan malzeme özellikleri	95

5.7 Carpenter MP35N Ni-Co-Cr-Mo alaşımı için kullanılan malzeme zellikleri	95
5.8 Phynox Kobalt-Krom-Nikel alaşımı için kullanılan malzeme zellikleri	95
5.9 Ti-6Al-4V ASTM Derece5 alaşımı için kullanılan malzeme zellikleri	95
5.10 Etkiyen kuvvetler	99
5.11 Analiz sonuçları	104
6.1 316LS 1 eğrili protez için bulunan değerler	109
6.2 316LS 2 eğrili protez için bulunan değerler	115
6.3 316LS 3 eğrili protez için bulunan değerler	121

1. GİRİŞ

Biyomalzeme kullanımı bilimde yeni bir alan olmasına karşın, uygulama açısından eski zamanlara kadar uzanır. Mısır mumyalarında bulunan yapay göz, burun ve dişler bunun ilk uygulamalarıdır. Altının diş hekimliğinde kullanımı, 2000 yıl öncesine kadar uzanır. Bronz ve bakır kemik implantlarının kullanımı, milattan önceye dayanır. Bakır iyonunun vücudu zehirleyici etkisine karşın 19. yüzyıl ortalarına kadar daha uygun malzeme bulunamadığından bu implantların kullanımı devam etmiştir. 19. yüzyıldan itibaren yabancı malzemelerin vücut içerisinde kullanımına yönelik ilerlemeler kaydedilmiştir. Örneğin 1880’de fildişi protezler vücuda yerleştirilmiştir. İlk metal protez, vitalyum alaşımından 1938’de üretilmiştir. 1960’lara kadar kullanılan bu protezler, metal korozyona uğradığında ciddi tehlikeler oluşturmuştur. 1972’de alümina ve zirkonya isimli iki seramik yapı, herhangi bir biyolojik olumsuzluk oluşturmadan kullanılmaya başlanmış, ancak inert yapıdaki bu seramikler dokuya bağlanamadığından çok çabuk zayıflamıştır. Aynı yıllarda Hench tarafından geliştirilen biyoaktif seramiklerden, biyocam ve hidroksiapatit ile bu problem çözülmüştür. İlk başarılı sentetik implantlar, iskeletteki kırıkların tedavisinde kullanılan kemik plaklarıdır. Bunu 1950’de kan damarlarının değişimi ve yapay kalp kapakçıklarının geliştirilmesi, 1960’larda kalça protezleri izlemiştir. Kalp ile ilgili cihazlarda esnek yapılı sentetik bir polimer olan poliüretan kullanılırken, kalça protezlerinde paslanmaz çelik öne geçmiştir. Bunun yanında, ilk olarak 1937’de diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan polimetilmetakrilat ve yüksek molekül ağırlıklı polietilen de kalça protezi olarak kullanılmıştır. II. Dünya Savaşından sonra, paraşüt bezi damar protezlerinde kullanılmıştır. 1970’lerde ilk sentetik, bozunur yapıdaki ameliyat ipliği, poliglikolikasit’ten üretilmiştir. Kısacası, son 30 yılda 40’ı aşkın metal, seramik ve polimer, vücudun 40’dan fazla değişik parçasının onarımı ve yenilenmesi için kullanılmıştır [Gümüşderelioğlu, 2002].

Günümüzde implant malzemeler ortopedik uygulamalarda oldukça önemli bir yere sahiptir. Ortopedik implant malzemelerin kullanım yerleri şöyle sıralanabilir;

1) Kırık ve çatlaklara yerleştirmek için

- Omurilikle ilgili kırıklarında
- Takma diş uygulamalarında
- Biyomedikal tel, iğne, vida kullanımında
- Yapay bağ dokusu uygulamalarında

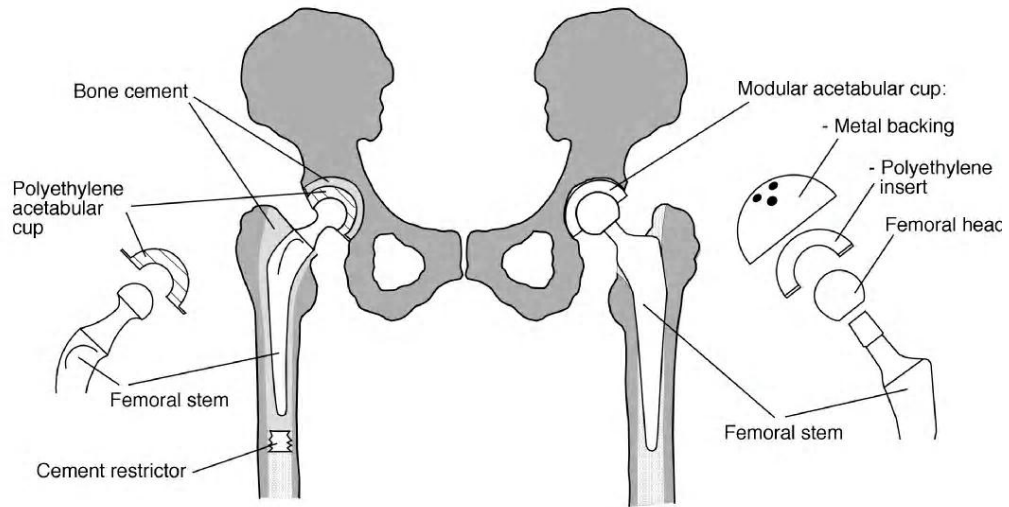
2) Eklem yenilemelerinde

- Kalça artroplastisi
- Diz artroplastisi
- Ayak bileği artroplastisi
- Omuz artroplastisi
- Dirsek artroplastisi
- Kol bileği artroplastisi
- Parmak artroplastisinde [Ratner et al, 1996].

İnsan vücudunun en kritik ve en çok yük taşıyan kemiklerinden biri olan uyluk kemiği yaşlanma sonucu ortaya çıkan kemik erimesi (osteoporoz), uyluk kemiği başında meydana gelen iltihap veya hastalık sonucu kemik diş yapısının bozulması veya kaza sebebiyle oluşan kırıklar neticesinde işlevini yitirebilir. Bunların neticesinde hastanın tedavisi için çeşitli kalça protezi uygulamaları geliştirilmiştir. Şekil 1.1 de ise değişik kalça eklemi protezlerinin uygulanmış hali gösterilmiştir.

Monoblock cemented THA

Modular uncemented THA



Şekil 1.1 Çeşitli kalça protezi uygulamaları

Cerrahi uygulamaların tarihi boyunca birçok metal ve alaşım implant malzemesi olarak başarılı bir biçimde kullanılmıştır. Bu tür malzemeler ASTM (American Society for Testing and Materials), ISO (International Organization for Standardization) ve diğer ülke standartları tarafından implant malzemeleri olarak tanımlanmıştır. Bu malzemeler korozyona karşı dirençli olması ve vücut dokuları tarafından iyi bir şekilde kabul edilmesi (biocompatible) gibi temel iki şartı yerine getirmektedir. Bu iki özellik de vücut ortamında metal yüzeyinden ayrılan madde miktarının az olmasıyla ilgilidir. Doku-organ-kültür üzerine yapılan deneysel çalışmalar, periyodik tablodaki değişik saf metallerin farklı bileşimlerde hücre zehirlenmesi ortaya çıkardığını göstermiştir. Bazı metaller vücut metabolizmasında önemli rol oynamaktadır, belli derişim düzeylerinin üzerinde toksit etkiye sahip olabilmektedirler. Bazıları ise vücut tarafından çok farklı tepki ile karşılanabilmektedir [Gülmez, 1998].

Sonlu elemanlar analiz programlarının, bilgisayar destekli tasarım programlarının ve koordinat ölçme makinelerinin gelişmesiyle, mekanik parçaların analizini yapmak üzere tasarlanmış bilgisayar programları zamanla tıp alanında

kullanılmaya başlanmış ve insan vücudunun mekanik ve mukavemet açısından incelenmesi gündeme gelmiştir. Sonlu elmanlar analizi ile biyomekanik uygulamalar 1972 yılından beri yapılmaktadır. Bu yöntemle kemiklerin kırılma mekaniği incelenmiş ve işlevini yitiren eklemler ve kemikler için yapılan takviye ve protezlerin geliştirilmesi ve test edilmesi sağlanmıştır. Söz konusu protezlerin testi için insanlar üzerinde deney yapmak tıp etiği açısından uygun olmadığından, en yakın biçimde modellenmiş bilgisayar simülasyonları ve bu simülasyonlardan elde edilen veriler ürünlerin gelişiminde çok önemli roller oynamıştır.

20. yüzyıl elektronik ve bilgisayar çağı olarak kabul edilirken, 21. yüzyılın ise biyoteknoloji ve biyomedikal mühendislik çağı olacak şekilde yön aldığı görülür. İnsan performansında kritik önem taşıyan "yaşam-sistemlerindeki" yenilik ve gelişmeler, bu yüzyılın hedef çalışmaları arasındadır. Sürdürülen çalışmalar içerisinde, pek çok uzvun yanı sıra, yapay kalp, böbrek ve akciğer uygulamaları dâhi mevcuttur. Bu yöndeki gelişmelerin gereği; biyomühendisliğin alt dalları olan tıbbın yanı sıra, biyoloji, biyomekanik, biyomalzeme gibi değişik mühendislik dallarında çalışanlar da, birbirleri ile iş birliği yaparak disiplinler arası çalışmak durumundadır [Akdoğan ve Sarıtaş, 2002].

Bu tez çalışmasında kemik erimesi veya kırılma sonucu işlevini yitirmiş uyluk kemiği başı asetabulum ikilisinin yerine konulan sinüzoidal formdaki kalça protezinin geliştirilerek uyluk kemiğinde, kemik çimentosunda ve protezde meydana gelen gerilmeler incelenerek, çıkan sonuçlar doğrultusunda uygun bir protez modelinin tasarlanması amaçlanmıştır. Tez çalışmasında UNIGRAPHICS NX 5.0 bilgisayar destekli tasarım programı kullanılarak uyluk kemiği, çimento ve protezin parametrik olarak modellenmesi sağlanmıştır. Sonlu elmanlar modeli ve analizi için ise ANSYS Workbench 12.0 kullanılmıştır.

2. LİTERATÜR ÇALIŞMASI, KALÇA KEMİĞİ ve KALÇA PROTEZİ

2.1 Literatür Çalışması

Sowmianarayanan ve arkadaşları küçük trokanterden 30mm aşağıdan enine subtrochanterik kırık uyluk kemiğini kontak elemanları kullanılarak modellemiştir. Statik lineer sonlu elemanlar analizi sağlam uyluk kemiği için iyi sonuç vermiştir. Nonlineer kontak analizi protez uygulanmış kırık uyluk kemiği için iyi sonuç vermiştir. Protezin gerilme, gerinme ve yer değiştirmelerini incelemişlerdir. Sağlam uyluk kemiği ile protez uygulanmış uyluk kemiğinin yer değiştirmesi ve asal gerilmesi karşılaştırmışlar ve sonuç olarak kırık ara yüzeyindeki iyileşme sürecinin durumunu tahmin etmek için kullanmışlardır [Sowmianarayanan et al.].

Stabil bir kalça protezi için protez iyi konumlandırılmış olmalıdır [Miljkovic et al., 1998]. Pozisyonu ve yönelmeyi ölçme için protezin röntgeninden dört açısına bakmak gerekir, bunlar; şapkanın anterversiyon açısı, şapkanın inklinasyon açısı, uyluk kemiği başının anterversiyon açısı ve uyluk kemiği başının valgus açısı [Miljkovic et al., 1998]. Natasa Miljkovic ve arkadaşları algoritma ve bilgisayar programı geliştirilerek kalça protezinin stabil olması için gerekli olan açıların ameliyat öncesinde belirlenmesi ve ameliyat sırasında cerraha kapanış hakkında bilgi vermesi için hazırlanmıştır [Miljkovic et al., 1998].

Ugo Andreus ve Michele Colloca çalışmalarında, mükemmel osteointegration ve düzlem gerilme durumunda çimentosuz kalça protezinin mekanik davranışını sayısal olarak analiz etmişlerdir. Gerçekte iskelet eklemleri arasında kalça eklemi en büyük bears yüklenmesine ve mekanik risklere sahiptir. Asal gerinim biyolojik-mekanik bakımdan önemli olmakla birlikte von-mises gerilmesi hata ve yorulma protez dizaynı ve kemik ile protez sapı ara yüzeyi kesme gerilmesi için önemlidir. Sayısal simülasyon neticesinde proksimal bölgeden distal noktaya yük transferi gerçekleşmiş ve protez sapı ile kemik ara yüzeyinde gerilme artışı gözlenmiştir.

Sayısal modelleme kemik dokusu, kalça protezi ve birçok değişken değiştirme ile (şekil, malzeme, boy vb.) protez tasarımının kriterlerinin artırılması da önemli bir role sahiptir çünkü bu yöntemde gerçek zamanlı mekanik davranışları protez uygulanmadan önce tahin etmemizi sağlar [Andreaus and Colloca].

Kalça protezi son yüzyılda başarılı olarak birçok kez başarı ile uygulanmış prosedürdür. Geliştirilmiş protez-kemik uyumluluğu çimentosuz kalça protezinin ömrünü artırmaktadır [Ghiba et al., 2008]. Mihai Ovidiu Ghiba ve arkadaşları çalışmasında, bilgisayarlı x ışını tomografisi kullanılarak oluşturulan 3 boyutlu kemik modelleri, protez sapı ile uyluk kemiğinin en iyi uyumu için kullanmışlardır. Sonuçta protez dizaynı, yük transferini optimize etmek ve protez sapının kemik içindeki hareketini minimuma indirmek içindir. Çalışmalarında bulut kümesi ile yüzey oluşturularak bu probleme genel bir çözüm sunmuşlardır. Çalışmalarında Solidworks ve Mimics ticari programlarını kullanmışlardır [Ghiba et al., 2008].

Krauze ve arkadaşları çalışmalarında, canlı ve ölü fazındaki uyluk kemiğinin gerilme ve yer değiştirmelerinin nümerik analizini incelemişlerdir. Çalışma kemik dokusunun farklı mekanik özelliklerini etkisini görmek için amaçlanmıştır. Özelliklerin uygun seçimi doğru sonuçlar ve gerçek koşullarda elde edilen sonuçları karşılaştırılabilmemizi sağlar. Analizler yetişkin uyluk kemiği üzerinde yapılmıştır. Seçilen özelliklerin sayısal analizler üzerindeki etkisi analiz edilmiştir. Bu amaçla 3 ayrı elastiklik modülüne sahip kemik analiz edilmiştir. Analizler seçilen mekanik özelliklerle farklı yer değiştirmeler ve daha az bağlı gerilme değişiklikleri olduğunu gösterdi [Krauze et al., 2008].

İnsan aktiviteleri neticesinde implant üzerinde meydana gelen kuvvetler, dinamik gerilmeye ve sonuç olarak protez malzemesinde yorulma hatasına neden olmaktadır [Şenalp ve ark., 2007]. Bu yüzden kalça protezini emniyete almak için statik, dinamik ve yorulma gerilmeleri önemlidir. Sonlu elemanlar metodu total eklem değiştirmeleri ve diğer ortopedik cihazların analizi ve dizaynı için kullanılmaktadır [Şenalp ve ark., 2007]. Zafer Şenalp ve arkadaşlarının çalışmasında, kalça protezinin sapı 4 farklı eğrilikte yüzey oluşturacak şekilde modellenmiştir.

Statik analizleri vücut yükü altında yapılmıştır. Dinamik analiz yürüyüş yükü altında yapılmıştır [Şenalp ve ark., 2007].

Tek bacak üstünde durma genellikle kalça protezi yüklemesi için en kötü senaryo kabul edilir [Papathanasopoulou et al.]. Ancak özellikle kırık iyileşmesi, yorulma, mikro hareket ve remodelling dinamik yüklemeyi incelemek için tek bir an için değil zaman içindeki tüm hareketin yüklemesi incelenir [Papathanasopoulou et al.]. Papathanasopoulou ve arkadaşları çalışmasında, yürüyüş döngüsü sırasındaki insan uyluk kemiğinin 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Yürüyüş ve boş koşturmadaki değişken kalça eklemi reaksiyon kuvveti ve abdüktör kas kuvveti uygulanmıştır. Sonuçlar sağlam uyluk kemiği ve kalça protezi uygulanmış uyluk kemiği için karşılaştırılmıştır [Papathanasopoulou et al.].

Sırt şekilleri farklı üç modelin değişik açılarda yerleştirilmesiyle ortaya çıkan maksimum ve minimum gerilmelerin nasıl değiştiği Kağıtçıoğlu ve Kızılkaya'nın çalışmasında incelenmiştir. 3 değişik şekilde protez modeli oluşturulmuştur. Protezlerin farklı 8 açıda yerleştirilmesiyle ortaya çıkan maksimum ve minimum gerilmelere ulaşılmıştır [Kağıtçıoğlu ve Kızılkaya, 2002].

Oğuz Kayabaşı çalışmasında; kalça protezi uygulanmış uyluk kemiğine ve kemik çimentosuna gelen gerilmeleri azaltmak için protez sapı üzerinde kanal oluşturmuştur. Protezin kemik çimentosuna daha iyi yapışmasını sağlayacak şekilde tasarlamıştır [Kayabaşı, 2004].

Kalça protezi operasyonunda kullanılan kalça protezlerinin, günlük yaşamsal hareketlerin sonucu olarak oluşan darbeleri yüklere karşı mukavemeti ve protezde oluşan gerilme ve zorlanmalar incelenmiştir. Yapılan analizler sonucunda; seramik-seramik kalça protezinin aşınma hızlarının metal-metal kalça protezine göre daha az olduğu görülmüştür. Seramik-seramik kalça protezi analiz sonuçlarına göre sistemin toplam eşdeğer gerilimi metal-metal kalça protezi analiz sonuçlarına göre daha küçük çıkmıştır. Sistemin eşdeğer elastik zorlanması daha küçüktür [Önder, 2008].

Uyluk kemiği CT verilerine dayalı üç boyutlu sonlu elemanlar analizi doğru geometri temsili ve mekanik özellikleri ataması gerektirir [Fedida et al., 2005]. Royi Fedai ve arkadaşları sonlu elemanlar modelinin yeniden oluşturulması için bir yapı dayalı yöntem önermiştir. Kortikal kemik ile trabeküler kemik yüzeylerinin verilerini de içeren CT verisinin düzeltilmiş yüzeyler tarafından temsil edilmesinden sonra sonlu elemanlar ağ yapısını otomatik olarak oluşturmuşlardır. Kortikal ve trabeküler bölgeler heterojen yoğunluk ile tanımlanmış ve devamlı uzay fonksiyonundaki anlamlı küçük kareler yaklaşımı ile CT taramasının verilerinden oluşturulmuştur. Son olarak yoğunluk fonksiyonunun devamında elastiklik modülü değerlendirilmiştir [Fedida et al., 2005].

P. Postawa ve A. Szarek kalça protezinde de kullanılan kemik çimentosu için simülasyon ve malzeme araştırmalarıyla ilgili ulaştıkları sonuçları sunmuşlardır. Kemik çimentosunun mekanik özellikleri başarılı bir ameliyat için ve hastanın yürüyüşü sırasında görülen karmaşık yük dağılımı için kilit öneme sahiptir. Polimer malzemede kullanılmak üzere termal analiz yöntemleri oluşturulmuşlardır. DMTA yöntemi sinyal tepki analizine deforme olmuş malzemenin özel frekans, genlik ve titreşim gibi özel çevre şartlarıyla değişebilen sıcaklığın sinyal tepki analizine dayanmaktadır. DMTA hemogramları elastiklik modülündeki değişimleri ve deformasyon enerjisindeki dalgalanmalara sebep olan mekanik kayıp faktörünü vermektedir [Postawa and Szarek, 2007].

Chaodi Li ve arkadaşları çalışmasında, kalın tabakalı kompozit uyluk kemiği bileşenlerinin artan hata analizlerini kestirmek için sayısal bir yöntem geliştirilmiştir. Sistemin yapısal cevaplarını almak için üç boyutlu ply-level gerilmelerini tayin etmeyi sağlayan verimli aynı zamanda doğru bir şekilde tespit edecek 3D global/3D lokal teknik geliştirmişlerdir. Modelin malzeme ve yapısına geniş bir esneklik veren farklı hata kriteri ve materyal bozulmalarını da içine alan bir metottur. Sayısal modelleme, deneysel test yöntemleri canlı içi yükleme durumları için simüle edilmiştir. Parametrik çalışmaların ardından deneysel sistemin sayısal modeli yapılmıştır. Sonra deneysel lamine kompozit uyluk kemiği bileşeni hasar davranış parametresi en yakın görülen gerçek hasar parametresi ile karşılaştırılmıştır. Daha sonra vücut içinde kompozit uyluk kemiği bileşenlerinin analizlerini simüle etmek

için en uygun parametreler uygulanmıştır. Sonuçlar bu yöntemin doğru ve verimli bir şekilde hasar başlaması ve yayılmasını gösterdi. Çalışmalarında hasar direnci ve hasar toleransı yüksek düzeye sahip kompozit kalça protezi tasarımı için, bileşenleri değerlendirmek ve kapsamlı analitik ve sayısal yöntemlerin nasıl kullanılacağını göstermişlerdir. Analizlere 5 adımlık prosedürle ulaşıldı [Chaodi et al., 2003].

1. Kalın kompozit laminelerin progresif hata analizleri içi üç boyutlu hassas ve verimli sonlu eleman metodolojisini geliştirmek ve doğrulamak.

2. Kompozit uyluk kemiği protezlerle bir anatomik uyluk kemiği modelini inşa etmek ve yürüyüşün parmak ucu safasını simüle eden yükleme durumu altında uyluk kemiği bileşenlerdeki gerinme enerji yoğunluğu dağılımını ön görecektir global düzeyde analizler gerçekleştirmek.

3. Tasarlanan test bağlantısını kullanarak lamine kompozit sapların yorulma testlerini uygulamak ve iç yükleme koşullarını hassas bir şekilde simüle ederek deneysel test bağlantısı tasarlayarak anatomik uyluk kemiği modelinden gerinme enerji yoğunluğu dağılımını kullanmak.

4. Deneysel test bağlantısındaki kompozit uyluk kemiği bileşenlerinin progresif hata analizlerini uygulamak ve üçüncü aşamada elde edilen deneysel test verilerini hassa bir şekilde sunmak için hasar geliştirme modelini ayarlamak.

5. Ayarlanan hasar geliştirme modelini kullanarak insan uyluk kemiğine implant edilen lamine kompozit uyluk kemiği bileşenini progresif hata analizlerini uygulamak [Chaodi et al., 2003].

Kemik kırılması riskini öngörebilen iskelet-kas sistemin birçok ölçekli modelinin gelişimi hala büyük zorluklara sahiptir [Viceconti et al., 2008]. Marco Viceconti ve arkadaşları Yaşayan İnsan Projesi çalışmasını sunmak, en son sistemi tanımlamak ve şu ana kadar elde edilen gelişmeleri yeniden incelemişlerdir [Viceconti et al., 2008]. Anatomik fonksiyonel kas-iskelet modelleri, yürüyüş sırasında hastanın iskeletine etki eden kas ve eklem baskılarını öngörmek için yürüyüş analiz datasıyla birlikte kaydedilebilir [Viceconti et al., 2008]. Bunlar, hata analizlerinin tahmininde %12'lik bir hata payı gösteren süreklilik modellerinin sınır koşullarıdır [Viceconti et al., 2008]. Hala, süper modelin tümü, kırık riskini öngörme amaçlıdır. Bu sınırlamalarla birlikte bile, organ-düzeyinde model, özellikle eklem

protezlerinin analizinde, bazı klinik açıdan uygun uygulamalara erişmiştir. Dahası, vücut-organ seviyesindeki çok ölçekli model, pediatrik iskelet onkolojisinde bazı işlevsel uygulamalara erişmektedir. Doku ve hücre-düzeyindeki modeller henüz tam olarak geçerlilik kazanmamıştır. Bu nedenle, klinik uygulamalarda güvenle kullanılamazlar [Viceconti et al., 2008].

İnsanlara uygulanan kalça protezi operasyonunda kullanılan kalça protezlerinin, günlük yaşamsal hareketlerin sonucu olarak oluşan darbeli yüklere karşı mukavemeti ve oluşan gerilmeler Mehmet Önderin çalışmasında incelenmiştir. Kalça protezi uygulanmış bir hastanın zıplaması ya da makul bir yükseklikten atlaması sonucu protez üzerine düşen darbeli yükleme ve bu yükleme sonucu oluşan gerilmeleri analiz edilmiştir [Önder, 2005].

Kalça eklemi vücudun en büyük ve en stabil eklemlerindendir. Kalçadaki bozukluklar kemik ve kıkırdakta yük dağılımında değişikliğe neden olur [Sonel, 2001]. Birkan Sonel çalışmasında, normal ve dejeneratif artritli kalça ekleminin biyomekaniğini araştırmıştır [Sonel, 2001].

M. Tellache ve arkadaşları kalça protezi uygulanmadan önceki ve uygulandıktan sonraki uyluk kemiği dokusundaki gerilim dağılımlarına bakmışlardır [Tellache et al., 2009].

Abdullah Göğüş ve arkadaşları, mekanik dayanım açısından 40gr belirli bir kemik çimentosuna katılabilecek belirli bir antibiyotiğin maksimum dozu “0. gün” ve antibiyotik salınımı sonrası “15. gün” için araştırdılar. İlk gün için testlerde fark gözlenmemesine karşın salınım sonrası farklılık gözlenmiştir [Göğüş ve ark., 2002].

Devrim Kılınç çalışmasında; çimentolu kalça protezinde meydana gerilmeleri incelemiştir. Protez sapının sivrilik, keskinlik ve uzunluğa göre değişiminin gerilme üzerindeki etkilerini sonlu elemanlar yöntemi ile analiz etmiş ve random search metodu ile optimize etmiştir [Kılınç, 2001].

2.2 Kalça Eklemine Anatomisi

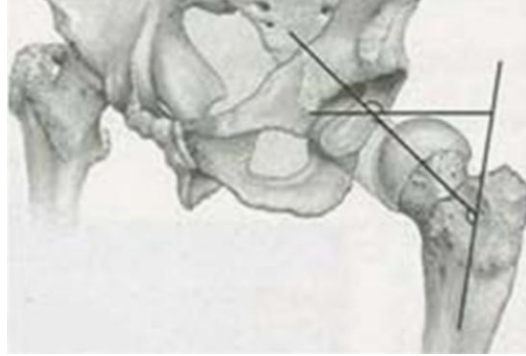
İki veya daha fazla kemiğin uçlarının kalın dokuyla oluşturduğu yapıya eklem denir. Örneğin kalça; top, soket tarzı bir eklemdir; uyluk kemiği (femur) başı topu ve leğen kemiğindeki (ilium) asetabulum denen kısım da soketi oluşturur. Eklem kemiklerinin üzerindeki kıkırdak neredeyse sürtünmesiz ve ağrısız hareket imkânı sağlar. Artrit oluştuğunda ya da kıkırdak zedelendiğinde eklem sertleşir ve ağrı yapar. Her eklemden sinovya denen, fibröz dokudan oluşan bir zarf ya da kapsül gibi saran düz bir doku vardır. Sinovya sürtünmeyi ve eklem yıpranmasını azaltan bir sıvı salgılar [Ortopedik, 2003]. Şekil 2.1 de kalça eklemi gösterilmektedir.



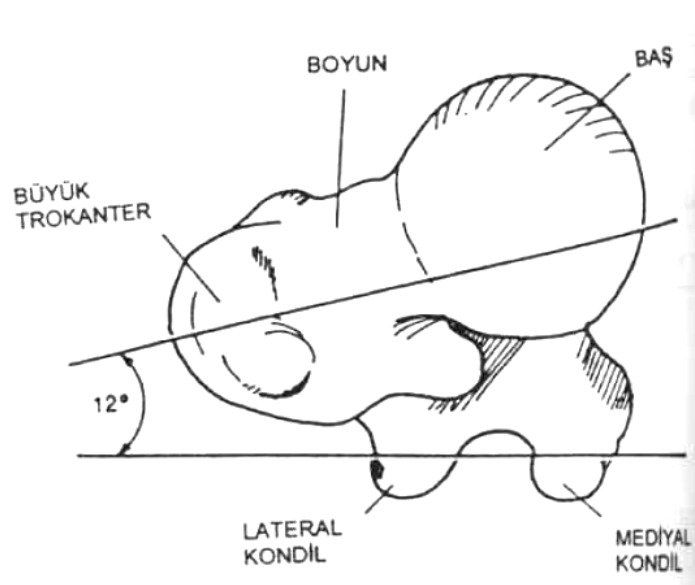
Şekil 2.1 Kalça eklemi

Kalça eklemi elips şeklinde bir eklemdir. Eklem, leğen kemiğinde (ilium) bulunan bir yuva ile uyluk kemiğinden (femur) uzanan topuz şeklinde baş kısmı vardır. Uyluk kemiğinin şaftı ile iki önemli açısı vardır. Bunlar, frontal planda uyluk kemiği boynu ile şaftının inklinasyon açısı (boyun şaft açısı) ve transvers planda inklinasyon açısı (anteversiyon açısı). Boyun şaft açısı (inklinasyon açısı) ile kalça eklemine kuvveti ve hareketi artırılır ve gelen kuvvet daha fazla alana yayılır. Çocuklukta bu açı 160 derece, çoğu erişkinde ise bu açı yaklaşık 125 derecedir. Şekil 2.2 de boyun şaft açısı gösterilmiştir. Anteversiyon açısı; Uyluk kemiği kondillerinin

transvers aksisi ve uyluk kemiği başının uzun ekseninin izdüşümü şeklinde oluşur. Yetişkinlerde bu açı ortalama 12 derece kadardır. Ancak çok değişkenlik gösterir. Açı 12 dereceden büyük olduğunda uyluk kemiği başının bir kısmı örtülemez ve yürüme sırasında uyluk kemiği başını asetabulumda tutmak için bacak internal rotasyona gider. Şekil 2.3 de anteversiyon açısı gösterilmiştir [Nordin and Frankel, 1989].



Şekil 2.2 Normal insandaki boyun şaft açısı (Açı $\approx$ 120°)

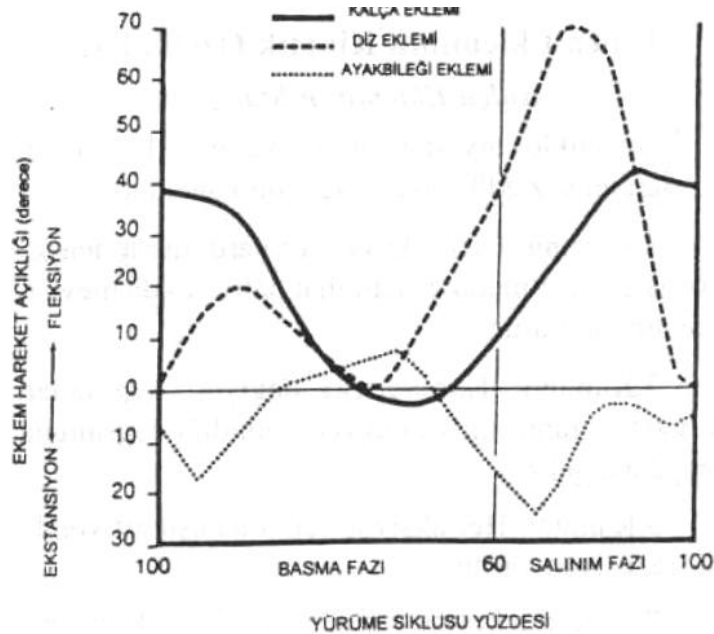


Şekil 2.3 Anteversiyon açısı

2.3 Kalça Eklemine Mekanik

2.3.1 Kalça Eklemine Kinematik

Kalça eklemine üç planda da hareketi vardır. Sajital plandaki hareket genişliği en fazladır. 140 derece fleksiyon, 15 derece ekstansiyon hareketi yapar. Frontal planda 30 derece abdüksiyon, 25 derece addüksiyon, transvers planda kalça fleksiyondayken 70 derece iç rotasyon, 90 derece dış rotasyon hareketi yapar. Kalça ekstansiyondayken yumuşak dokuların kısıtlaması nedeniyle rotasyon değerleri daha azdır. Yapılan çalışmalarda kalça eklemine hareket genişliği tüm planlarda elektrogonyometrik olarak ölçülmüştür. Sajital plandaki ölçümler geç salınım fazı sırasında, eklemine maksimum fleksiyona geldiğini göstermiştir. Basma fazının başında vücut öne hareket etmişken, eklem ekstansiyona gelir. Topuğu kaldırırken ekstansiyon maksimuma ulaşır. Eklem salınım fazı sırasında fleksiyona geçer ve 35-40 derecelik maksimum fleksiyona tekrar ulaşır. Şekil 2.4 de alt ekstremite eklemlerinde kinematik değişiklikler gösterilmektedir [Nordin and Frankel, 1989].

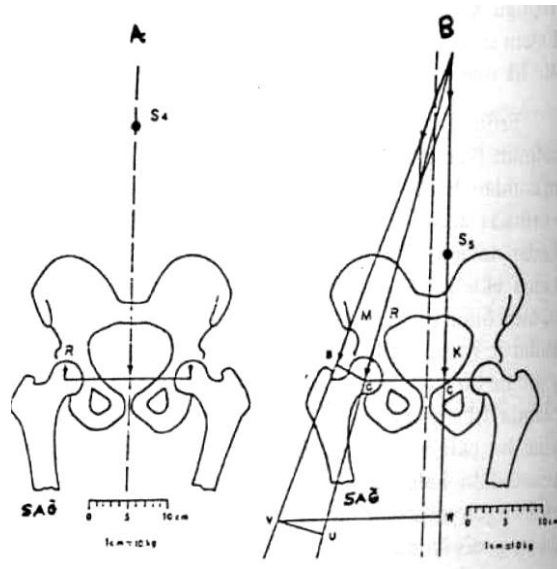


Şekil 2.4 Alt ekstremite eklemlerinde kinematik değişiklikler

2.3.2 Kalça Eklemine Statığı

İki bacağın basma fazında ağırlık merkezi simfizis pubisin arkasından geçer. Kalça eklemi durağanken eklem kapsülü ve kapsüller ligamentlerin stabilizasyonu ile kas gücüne ihtiyaç olmaksızın erekt postür sağlanır. Kas aktivitesi olmayınca eklem reaksiyon kuvvetini hesaplamak kolaylaşır. Pauwels e göre ayakta dururken, statik konumda her iki kalçaya eşit yük gelir. Tek kalçaya binen yük gövde ağırlığının yarısı kadardır. Her bir alt ekstremite vücut ağırlığının $1/6$ 'ı olduğundan her bir kalça eklemindeki reaksiyon kuvveti kalan $4/6$ 'nın yarısı veya vücut ağırlığının $1/3$ 'ü olacaktır.

Kişi bir bacağı kaldırdığında ağırlık merkezi üç planda da kayar. Kalça eklemi çevresinde oluşan momentlere kas kuvvetleri ile karşı koyulur, bu durumda eklem reaksiyon kuvveti artar. Örneğin; sol bacak kaldırıldığında, sol alt tarafın ağırlığı gövde ağırlığına eklenir. Normalde gövdenin tam ortasından geçen ağırlık merkezi sola kayar. Dengeyi sağlamak amacıyla abduktör kaslar karşı kuvvet ortaya koyarlar. Sağdaki uyluk kemiği başına gelen yük iki kuvvetin toplamına eşittir. Şekil 2.5 de bu durum gösterilmiştir [Pauwels, 1980].



Şekil 2.5 Uyluk kemiği başına gelen yükler

Momentlerin ve eklem reaksiyon kuvvetindeki artışın büyüklüğü:

- Üst ekstremiteler ve ağırlık taşımayan bacağın pozisyonu,
- Omurganın postürü,
- Pelvisin inklinasyonuna bağlıdır.

Ağırlık merkezinin kayması, yerçekimi kuvvetinin kaldıraç kolundaki artış, kalça eklemindeki momentlerin değerini ve dolayısıyla eklem reaksiyon kuvvetini etkiler. Gövde kalça eklemi üzerinde eğildiğinde yerçekimi kuvvetlerinin kaldıraç kolu ve eklem reaksiyon kuvveti minimize edilir [Günel, 1994].

2.3.2.1 Eklem Reaksiyon Kuvvetlerinin Basitleştirilmiş Serbest Vücut (Free Body) Diyagramı ile Hesaplanması

Yerçekimi kuvvetleri, vücut ağırlığı (W) ve vücut ağırlığının 1/6'sı bilinmektedir. Uyluk kemiği başında rotasyon merkezinden geçmesi gereken eklem reaksiyon kuvvetinin (J) değeri ve yönü bilinmemektedir. Bu kuvvetin yatay ve dikey bileşenleri bulunur. Vücut kuvvetlerin dengesindeyken; yatay kuvvetlerin toplamı sıfıra eşit olmalıdır. Bu sebeple kuvvetler dikey yönde olmalıdır. Yatay ve dikey kuvvetler toplanır.

$$M_x - J_x = 0$$

$$M_x = J_x$$

$$M = W \text{ olduğundan}$$

$$J_x = W \text{ olarak bulunur.}$$

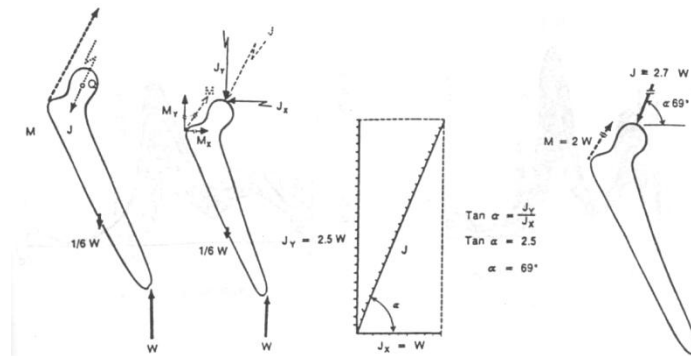
$$M_y - J_y - 1/6 W = 0$$

$$M_y = 1.7W$$

$$J_y = 1.7W + 5/6 W$$

$$J_y = 2.5W \text{ olarak bulunur.}$$

Eklem reaksiyon kuvvetinin değeri vektörlerin toplamı ile bulunur. Yine yapılan matematiksel işlemlerle tek bacak yere basarken uyluk kemiği başı üstündeki eklem reaksiyon kuvvetinin vücut ağırlığının 2.7 katına eşit olduğu bulunmuştur. Yönü ise yatayla 69 derecelik açı yapmaktadır. Uyluk kemiği başındaki eklem reaksiyon kuvvetinin büyüklüğünü etkileyen ana faktör, abduktör kas kuvveti kaldıraç kolunun yerçekimi kuvveti kaldıraç koluna oranıdır. Oran küçük olursa reaksiyon kuvveti büyük olur. Koksa valgada olduğu gibi abduktör kasın kaldıraç kolundaki kısalık oranın küçük olmasına bu da eklem reaksiyon kuvvetinin büyük olmasına neden olur. Kalça protezi sırasında büyük trokanterden laterale (yana) doğru yapılan yer değiştirme bu kuvvette azalmaya neden olur. Prostetik kabın asetabulumda daha derin olarak yerleştirilmesi yerçekimi kuvveti kaldıraç kolunu azaltır, böylece oranın artması nedeniyle eklem reaksiyon kuvveti azalır. Şekil 2.6 da eklem reaksiyon kuvvetinin basitleştirilmiş serbest vücut tekniği ile hesaplanması gösterilmiştir [Nordin and Frankel, 1989].

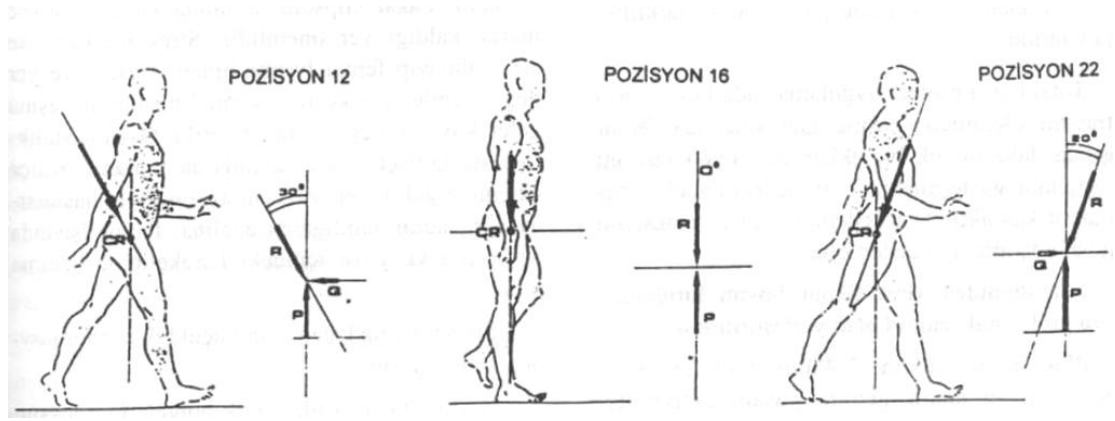


Şekil 2.6 Eklem reaksiyon kuvvetinin basitleştirilmiş serbest vücut tekniği ile hesaplanması

2.3.3 Kalça Eklemi'nin Dinamiği

Fischer bir insanın düz bir zeminde yürürken 31 değişik pozisyonunun olduğunu göstermiştir. Sağ ve sol kalçanın tam olarak yere kuvvet verdiği fazda (basma fazı) 11 değişik pozisyon bulunduğunu belirtmiştir. Bu faz 12'den 22'ye kadar olan pozisyonları içerir. Fischer'in çalışmasında 12., 16. ve 22. pozisyonlar temel alınmıştır. 12. pozisyonda topuk yere temas halindedir (topuk vurma), 16.

pozisyonda bütün ayak yerle temas halindedir (ayak basma), 22.pozisyonda başparmak yeri terk eder [Williams and Lissner, 1962]. Şekil 2.7 de 12., 16. ve 22. pozisyonlar gösterilmiştir.



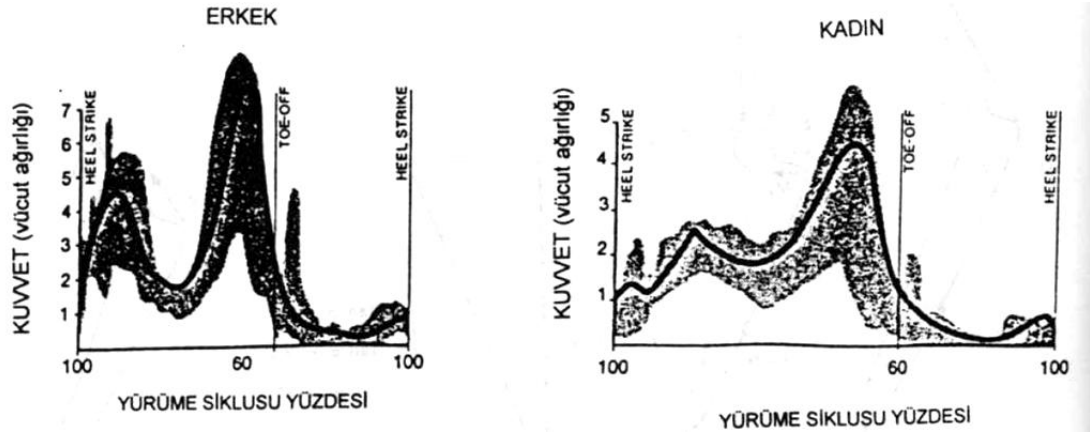
Şekil 2.7 Fischer'in çalışmasına göre 12., 16. ve 22. pozisyonlar

Pauwels'a göre kalçaya vücut ağırlığından dolayı binen K kuvveti ile abduktör kas kontraksiyonuyla oluşan M kuvveti vardır. Bunların bileşkesine R kuvveti denir ve uyluk kemiği başının merkezinden (CR) geçer. Bileşke kuvvet R'ye karşı her pozisyonda R1 kuvveti oluşur. R1'in dikey bileşeni P, yatay bileşeni Q kuvvetleridir. Q kuvveti uyluk kemiği başını asetabulumuna doğru iter. 12. pozisyonda R kuvveti inferiyolateral anterior yönündedir. 16. pozisyonda R kuvveti vertikokranial yönündedir. 22. pozisyonda R kuvveti kaudolateroposterior yönündedir [Pauwels, 1980].

Erkeklerde, abduktör kaslar pelvisi sabitlemek için kasıldığında, basma fazında 2 pik kuvvet oluşur:

1. Topuk vurmadan hemen sonra oluşan ve vücut ağırlığının yaklaşık 4 katı değerindeki pik
2. Başparmağın kalkmasından önce oluşan ve vücut ağırlığının 7 katı büyüklüğündeki 2.pik

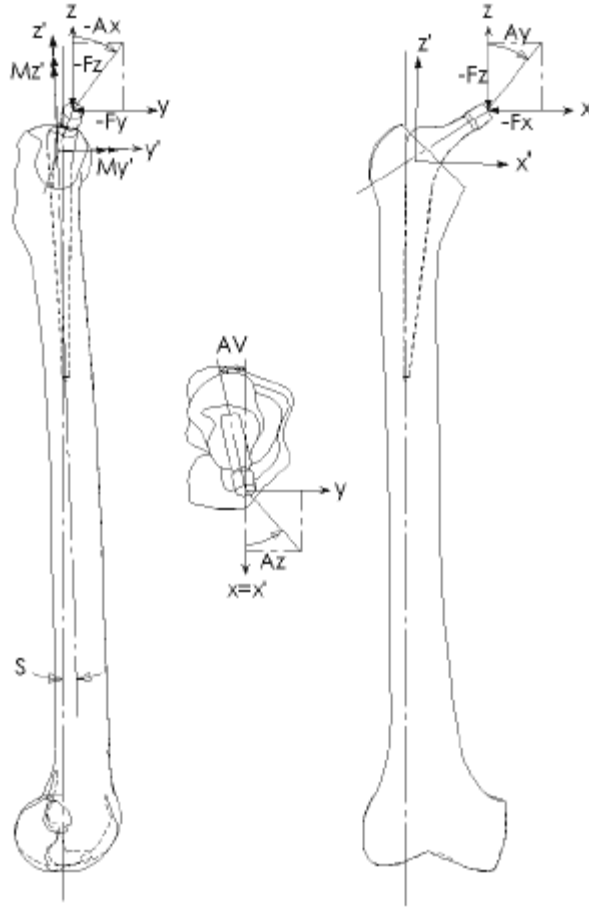
Ayağın tam basması sırasında eklem reaksiyon kuvveti vücut ağırlığına düşer. Salınım fazında yine düşük ve yaklaşık vücut ağırlığına eşittir. Kadında da kuvvet paterni benzerdir fakat değerler daha düşüktür. Maksimuma bir kez, geç basma fazında çıkılır. Bu sırada vücut ağırlığının 4 katına çıkılır. Şekil 2.8’de erkek ve kadındaki yürüyüş sırasında vücut ağırlığına göre oluşan grafik gösterilmiştir [Sonel, 2001].



Şekil 2.8 Erkek ve kadında yürüyüş sırasında vücut ağırlığına göre oluşan grafik

Yürüme esnasında uyluk kemiği başının, vücut ağırlığının (80 kg’lık bir vücut ağırlığının) 3,5 katına kadar yüklendiği deneysel olarak ölçülmüş olup, kalça protezlerinin yeterince mukavemetli olması gerekir. Aynı zamanda, bu protezlerin eklem yerindeki sürtünme ile oluşan aşınmaya da dirençli olması gerekir [Gülmez, 1998].

Protez başına etkiyen yük ve momentler şekil 2.9 da gösterilmiştir. Burada F_x , F_y , F_z sırasıyla x, y, z doğrultularında etkiyen yükler; M_x , M_y , M_z sırasıyla x, y, z doğrultularında etkiyen momentler; S, uzunlamasına uyluk kemiği gövdesi ile protez sapı arasındaki açı; A_v , protezin anteversiyon açısı; A_x , kuvvetlerin uygulanması sonucunda meydana gelen Z-Y düzlemindeki kuvvet açısı; A_y , kuvvetlerin uygulanması sonucunda meydana gelen Z-X düzlemindeki kuvvet açısıdır.



Şekil 2.9 Protez başına etkiyen yük ve momentler

2.4 Kalça Protezinin Tıbbi Yönleri

2.4.1 Kalça Protezinin Gerekli Olduğu Durumlar

Kalça protezi; kalçadaki kireçlenme, kalça kırıkları veya avasküler nekroz neticesinde uygulanır. Protezin kullanımındaki amaç kıkırdaktaki zedelenmenin yol açtığı eklem ağrısını gidermektir. Ağrı çok şiddetli olduğunda eklem kullanıldığını engelleyebilir ve neticede çevresindeki kasların zayıflamasına neden olur ve sonuç olarak eklem hareketi iyice zorlaşır. Gerekli testlerle belirlenen kıkırdaktaki zedelenmenin boyutu fizik tedavi veya ilaçlarla tedavi edilemeyecek kadar ilerlemişse ancak o zaman kalça protezi uygulanır.

Normal uyluk kemiği başı küreseldir. Kemik erimesinde uyluk kemiği başı küresel yapısını kaybeder. Büyük bir gerilme altında bulunan küresel yüzeyin bir kısmı düzleşir, elipsoit şeklini alır ve ağırlık binen kısım aşınır. Küresel bir başta rotasyon merkezi sabit bir noktadır. Fakat elipsoit durumda yüzeyin gerilmeye maruz kaldığı yer önemlidir. Gerilme merkezi ise sabit olmayıp uyluk kemiği başına binen gerilmeye göre yer değiştirebilen merkezdir. Normal bir uyluk kemiği başına gelen kuvvetler eşit olarak dağıtılır. Oysa hastalıklı başta kuvvet belirli noktalarda toplanır. Kalça eklemünde yük binen yüzeyin azalmasıyla hastalarda ağrı, adım açıklığında azalma, uyluk kemiği başında deformasyon ve yuva içindeki hareketlerde azalma olur [Williams and Lissner, 1962].

Gerilmeye maruz kalan alan küçüldükçe eburnasyon, kistler oluşur. Normal bir kalçada küresel bölgelerin apeksinden geçen doğrular rotasyon merkezinde birleşir, hâlbuki elipsoit bir kalçada doğrultuların her biri yeni bir rotasyon merkezi oluşturur. Sonuç olarak normal kalçada rotasyon merkezi sabit kaldığı için gerilme merkezine binen yük fazla değildir. Elipsoit durumda ise rotasyon merkezi devamlı yer değiştirdiğinden stres devamlı bir noktada sabit kalmaz, yeni stres merkezleri ortaya çıkar. Stres merkezlerinin sayısı azaldıkça, her bir stres merkezine binen toplam gerilme artar [Nordin and Frankel, 1989].

2.4.2 Cerrahi Prosedür

Kalça protezi ameliyatında ilk adım olarak uyluk kemiği başı kalça mafsalından çıkartılır. Ardından uyluk kemiğinin üst kısmı olan harap olmuş bölge uyluk kemiğinden kopartılır (Şekil 2.10) [Burhanuslu, 2008].



Şekil 2.10 Uyluk kemiği başının kalça mafsallından çıkarılması

İkinci aşama olarak asetabulumdaki kırık ve kemik temizlenir. Metal implant asetabulumuna konulur. Uygulanacak tespit yöntemine göre kemik çimentosu ya da vida kullanılır (Şekil 2.11).



Şekil 2.11 İmplantın Asetabulumuna Yerleştirilmesi

Metal implantın içine plastik kısım yerleştirilir. Bunların çoğunluğu polietilenden yapılmıştır. Bazı cerrahlar metal ya da seramik olanlarını tercih ederler. Oyucu adı verilen bir aletle metal protez için uyluk kemiğine düzgün bir delik açılır ve bu delik oyularak yuva hazırlanır (Şekil 2.12).



Şekil 2.12 Uyluk kemiğine kanal açılması

Protez açılan kanal içine yerleştirilir. Tespit için kullanılacak yöntemin tercihine göre kemik çimentosu ile de tespit edilebilir ve uyluk kemiği başı yerleştirilir (Şekil 2.13).



Şekil 2.13 Protezin yerleştirilmesi

2.4.3 Operasyon Sırasında ve Sonrasında Meydana Gelebilecek Komplikasyonlar

Ameliyat sırasında ve hemen sonrasında meydana gelebilecek komplikasyonlar dört adet olarak sıralanabilir [Ortopedikbilgi]. Bunlar;

1. Enfeksiyon: İyi ameliyathane koşullarında protez operasyonlarında enfeksiyon oranı % 2 civarındadır. İyi ameliyathane koşulları denilirken "laminar air flow " denilen özel mikrop bulaşmasını engelleyen bir sistem bulunmasıdır. Normal ameliyathanelerde enfeksiyon oranları % 5–10 arasındadır. Enfeksiyon olursa yeniden bir operasyon ile eklemin yıkanması gerekebilir. İleri enfeksiyonlarda operasyonda konulmuş olan protezin çıkarılması gerekebilir. Bu durumda 6–12 hafta antibiyotik kullanımı sonrası yeniden protez konabilir. Enfeksiyon olmaması için anestezi sırasında damardan antibiyotik verilmektedir. Antibiyotik kullanımına ameliyat sonrası da devam edilmektedir. Ayrıca kullanılan aletlerin sterilizasyonuna çok dikkat edilmektedir.
2. Derin ven trombozu (toplardamarlarda kan pıhtılaşması): Bu komplikasyon %5 in altındadır. Genellikle 3. günden sonra görülme olasılığı başlar, 6–10. günler en fazla görülür. Ancak nadiren de olsa operasyondan aylar sonra da görülebilmektedir. Derin ven trombozlarının da % 5–10 kadarında (tüm hastaların 10 binde 5–10'u) pıhtı koparak akciğere veya beyine giderek hayati risk yaratabilir. Hastaların bazılarında ek risk faktörleri vardır. Derin ven trombozundan korunmak için kan sulandırıcı ilaçlar, operasyon sonrası antiembolik çoraplar giydirilmesi, yatak içi egzersizler ve erken ayağa kaldırarak yük verme riskleri azaltılmaktadır. Eğer hastalarda ek risk faktörleri varsa bu uygulamalar daha da uzatılmaktadır.
3. Teknik hatalar: Protez ameliyatlari teknik olarak son derece karışık operasyonlardır. Bu nedenle teknik hatalara bağlı komplikasyon olasılığı her zaman ve her yerde olabilmektedir. İyi ellerde teknik hatalara bağlı komplikasyonların riskleri çok azalmakta ve sonuca etki eden teknik hatalar çok nadiren oluşmaktadır.

4. Kalça çıkması: Kalça protezi operasyonu olan hastalarda 3 ay belirli hareketleri yapmaları yasaklanır. Bu hareketler kalçayı 90 derece üzerinde bükme, bacak bacak üzerine atmak, çorap giymek, namaz kılmak, bacağı içe çevirmek gibi hareketlerdir. Bunları yaparsanız kalça ekleminin kapsülü tam iyileşmediği ve adale dengesi tam kurulamadığı için kalça yerinden çıkabilir. Bu durumda kalçanın yerine konması için genel anestezi altında bir girişim gerekir [Ortopedikbilgi].

2.5 Kalça Protezindeki Gelişmeler

Geçmişte, bir doku hasar gördüğü veya işlevini yitirdiğinde çözüm, bu dokunun uzaklaştırılmasıydı. Ancak geçtiğimiz yüzyılda yeni antiseptiklerin, penisilin ve diğer antibiyotiklerin keşfi, hijyenin sağlanması ve aşılamalara bağlı olarak, gelişmiş ülkelerde insan yaşam süresi 80 yılın üzerine çıkmıştır. Bu durumda, özellikle geçtiğimiz 40 yılda, yaşam kalitesinin de azalmaması için hasarlı dokunun yerine sağlamlarının yerleştirilmesi önem kazanmıştır. Bu da iki şekilde mümkün olmuştur; organ nakli (transplantasyon) ve implantasyon (yerleştirme). Organ naklinde, hastanın kendi dokusu, başka bir insandan ya da hayvandan alınan dokuların kullanımı söz konusudur. İmplantasyonda ise, biyomalzemeler kullanılır. Ancak tüm implantların ömürleri sınırlıdır. Son gelişmelerle ortopedik, kalp-damar ve diş implantlarının kullanım ömrü 15 yılın üzerine çıkmıştır. Özellikle implantların dokulara biyoaktif olarak sabitlenmesi, ortopedik protezlerin ömrünün uzamasında çok etkili olmuştur. Gelecek için ise şöyle bir mesaj vardır: Biyomalzeme konusundaki araştırmalar, vücudun kendini yenileme kapasitesini kullanacak veya artıracak yöne kaymalıdır. Böylelikle doğal dokuların yeniden yapılanmasını sağlayacak biyomalzemelerden yapılmış protezlerin kullanım süresi artırılabilir. Doku yenilenmesi, son derece kapsamlı bir olaydır. Doku yapısının yeniden inşası, doku işlevinin, metabolik ve biyokimyasal davranışların ve biyomekanik performansın yeniden kazanılmasını içermektedir. Bu nedenle, doku yenilenmesi, biyoloji, genetik mühendisliği, hücre ve doku mühendisliği, görüntüleme teknikleri ve teşhis, mikro-optik ve mikro-mekanik cerrahideki ilerlemelerin ışığında gerçekleşecektir. Gözenekli, inorganik-organik hibrid malzemelerden, kontrol edilebilir hızlarda bozunabilen, kontrol edilebilir yüzey özelliklerine sahip doku

iskeleleri hazırlanarak doku yenilenmesi sağlanabilir. İnorganik ve organik bölümlerin miktarı değiştirilerek, malzeme üzerindeki hücre üremesi ve farklılaşması kontrol edilebilir. Biyoaktif cam jeller, kalsiyum oksitfosfor pentaoksit-silisyum dioksit bileşimine sahip inorganik malzemelerdir. Hayvan deneyleri, bu malzemenin kemik dokusunun yenilenmesinde başarılı olduğunu göstermiştir. Bileşiminde yapılacak değişimler, istenilen üç-boyutlu mimariye ulaşacak şekilde işlenmesini sağlayacak üretim tekniklerindeki gelişmelerle, bu malzemenin, yumuşak bağ dokusu ve kalp-damar dokularının yenilenmesinde de kullanımı amaçlanmaktadır. Biyomalzemelerin doku yenilenmesinden farklı yönlerdeki geleceği ise nanoteknolojiye dayalı uygulamalardır. Bu teknolojinin ürünü olarak geliştirilecek nanorobotların bakteri ve virüs enfeksiyonlarını tedavi etmesi, kanser hücrelerini saptayıp yok etmesi, dolaşım sistemindeki zararlı maddeleri temizlemesi, hasarlı dokulara oksijen sağlaması ve çeşitli hastalıkların izlenmesi ve teşhisinde kullanımı amaçlanır [Gümüşderelioğlu, 2002].

İlk defa 1917 yılında Smith-Peterson başlığı (cam malzeme) uyluk kemiğinin başı üzerine geçirildi. Fakat kemiğin rezorpsiyonu başlığın yetersiz oluşuna sebep oldu ve bu usul terk edildi. Bunun üzerine polimetilmetakrilattan uyluk kemiği başı protezi denendi, aşınmaya olan direncin azlığı ve gevşemesi sebebiyle terk edildi. 1949'da ilk defa Moore tarafından yapılan kısmi kalça protezi, vitalyum bir sapla uyluk kemiği ilik kanalına yerleştirildi. Fakat kalça eklemine sadece uyluk kemiği başı değiştirildiğinde bu protezlerin kalça eklemine kıkırdak aşındırıp bozulmasına yol açtığı görülünce, kalça eklemine asetabulumun yerine de bir metal bileşen yerleştirildi. Bu defa da metal-metal sürtünmesi gevşemeye yol açtı. Charnley metal-plastik çiftini kullandı, teflon asetabulum protezinin aşınmaya direncinin az olduğu görülünce yerini polietilen aldı. Teflonun sürtünme mukavemeti düşüktür. Charnley, protez bileşenlerini, otopolimerize kemik çimentosu ile kemiğe tutturdu ve bu yöntem gelişti. Son zamanlarda aşınmayı azaltmak ve dönme momentini düzeltmek amacıyla asetabulum ve uyluk kemiği başı bölümleri aşınmaya karşı direnci yüksek olan Al_2O_3 seramikten yapılmaya başlandı. Kemik çimentosu ile tutturulan protezlerin gevşemesi üzerine çimentosuz tatbik edilen poröz metal yüzeyli ve yivli taşıyıcı özellikte olan protez sapları geliştirildi. Kullanılan kemik çimentosunun lifler ve parçacıklarla takviyesine gidildi. Günümüzde kalça

protezlerinde, vityum, paslanmaz çelik, yüksek yoğunluklu polietilen, polimetilmetakrilat, Al_2O_3 cinsi seramikler kullanılmaktadır [Üçok].

Kalça protezinde kullanılan malzemeler:

- Asetabulum kap kısmı ve uyluk kemiği başı kısmında: Alumina, zirkonya ve moleküler ağırlığı oldukça yüksek polietilen (ultra high molecular weight polyethylene UHMP)
- Uyluk kemiği kök kısmında: Paslanmaz çelik, titanyum, kobalt-krom alaşımı
- Kemik ve metli birleştirme kısmında: Çimento (akrilik) [Önder, 2005].

İlk uygulamaları 1660'lı yıllara kadar uzanan implant kullanımı günümüzde çok değişik amaçlara hizmet etmektedir. Diş hekimliği ve tıbbi amaçlı implant uygulamaları modern anlamda 1960'lı yıllarda kullanıma girmiştir [Zeren ve ark., 2001]. Günümüz ortopedi uygulamalarında farklı maksatlar için çok değişik şekil ve boyutlarda metalik veya metal dışı malzemelerden üretilen implantlar insan vücuduna uygulanmaktadır. Biyolojik olmayan yapay malzemeler kendilerinden beklenen fiziksel, mekanik, kimyasal ve elektriksel özelliklerine bağlı olarak bazı ortopedik uygulamalarda kullanılır [Long and Rack, 1998].

Kobalt ve krom gibi sert metallerin ve titanyumun, metal alaşım veya fiber katkılı kompozitleri, zirkonya ve hidroksiapatit gibi sert seramikler ve bunların metal veya polimer katkılı kompozitleri, daldırmalı ya da püskürtmeli yöntemle yapılmış kaplamaya sahip malzemeler, çok farklı tür ve çeşitlilikteki kontrollü gözenek yapısına sahip kompozitlerden oluşan protez malzemeleri mevcuttur. Bunlar ihtiyaca göre üstün dayanım, ayarlanabilir elastisite modülü, talaşsız imalat tekniğinin sağladığı çentiksiz şekillendirilebilme ve yorulma dayanımındaki gelişmelerin de katkısı ile kemik ya da kıkırdak dokunun birleştirilmesinde ve tekrar konstrüksiyonunda yaygın olarak kullanılır. Alaşımli tozlardan toz metalürjisi teknolojisinin sağladığı imkânlarla, "Sıcak İzostatik Presleme" yöntemi ile üretilen çoğu protezler, mükemmel bir mekanik yapıya sahip olurken, titanyum, grafit ve benzeri biyomalzeme tozlarından kontrollü olarak sinterlenmiş yapıda

üretilecek protezlerle yapılan deneysel çalışmalardaki sonuçlarda da kendi kendini yağlayabilme mekanizması sayesinde bu malzemelerin kırılma ve aşınma direncindeki olumlu gelişmeler bilinmektedir. Toz metalürjisi yöntemi ile üretilecek protez parçalar, geleneksel yöntemlerle üretilecek ürünlerle karşılaştırıldığında pek çok potansiyel avantajlara da sahip olurlar [Akdoğan ve Sarıtaş, 2002].

Toz metalürjisi teknolojisi kullanılarak metalik malzemeden implant üretimi ile ilgili ilk çalışmalar 1960'lı yıllara dayanmaktadır. İlk çalışmalar Co-Cr-Mo alaşımından porozlu kalça protezi üretimi üzerine yapılmıştır. Bu araştırmalarda üretilen toz metalürjisi implantların ve mekanik ve bazı fiziksel özelliklerini geliştirmek amaçlanmıştır [Dabrowski and Oksiuta, 2000].

Toz metalürjisi teknikleri ortopedik implantların üretiminde etkili olarak kullanılmaktadır. Ön alaşımlı tozların sıcak izostatik preslenmesiyle elde edilen tam yoğun implantlar, mükemmel mekanik özelliklere sahiptirler. Ayrıca toz metal teknolojilerinin kullanımı; ince tane boyutunu sağlamakta, malzeme homojenliğini geliştirmekte ve son ölçü formunda üretim ile yüksek kaliteli, etkin maliyetli implantların üretimine öncülük etmektedir [Andersen, 1982; Anonymous, 2002-2004].

Paslanmaz çelikler, toz metal teknolojisinin kullanımı ile düşük üretim maliyetinden ve geleneksel üretim metotlarına göre parça işleme ihtiyacının daha az olması nedeni ile makine endüstrisi alanında büyük ve önemli bir role sahiptirler [Kurgan, 2005].

Toz metal paslanmaz çeliklerin; hammadde kullanım derecesi yüksek (% 95 den daha fazla) ve çok farklı demir tozları, alaşımlar kadar iyi derecede kullanılabilir. Ancak bununla beraber, günümüzde işlenmiş parçalara göre, mekanik özelliklerinin ve korozyon direncinin daha düşük olması toz metal paslanmaz çeliklerin kullanımını sınırlamıştır. Bu durum toz metal paslanmaz çeliklerin yapısındaki gözenek mevcudiyetinden kaynaklanmakta olup ve bunun nedeni de büyük ölçüde düşük yoğunluktan kaynaklanmaktadır. Bu çeliklerin düşük yoğunluk özelliği diğer

tüm özelliklerinin de azalmasına katkıda bulunmaktadır. Günümüzde paslanmaz çeliklerin teorik olarak yoğunluğu $7,9 \text{ g/cm}^3$ iken, toz metal paslanmaz çeliklerin yoğunluğu, geçerli endüstriyel işlemlerle maksimum $7,0\text{-}7,1 \text{ g/cm}^3$ arasındadır. Bu yüzden toz metal paslanmaz çeliklerin karakteristik özelliklerini geliştirmek için, günümüzde etkin çalışmalar yapılmaktadır [Rosso and Grande, 2002].

Genel çeşitlilikte biyomalzemeler protez için tercih edilebilir. Bu malzemeler içinde porselen, seramikler, biyoçimentolar, silika camlar, silika fosfatlar, silika jeller, polimerler, amalgamlar, altın ve alaşımları, gümüş ve alaşımları, tantalyum, kobalt krom alaşımları, titanyum ve paslanmaz çelikler yer almaktadır. Özellikle son birkaç yıldır tantalyum biyouyumluluk bakımından oldukça önem kazanmıştır. Ancak üretim ekonomikliliği bakımından tam elde edilemediği için bu element ile ilgili biyomalzeme geliştirme çalışmaları henüz yapılmamıştır [Poyraz].

Toz metal paslanmaz çelikler diğer yöntemlerle üretilmiş paslanmaz çeliklerle karşılaştırıldığında düşük maliyet, iyi boyut kontrolü, iyi aşınma ve korozyon direnci gibi kalitenin önemli göstergeleri açısından yarışabilecek durumdadır. Ancak burada dikkat edilecek en önemli nokta işlem parametrelerindeki değişiklikler üretilen malzemenin kalitesinde sapmalara neden olacaktır. Son yıllarda toz metal paslanmaz çelik parçaların aşınma direnci ve korozyon dayanımını artırmak üzere işlem parametreleri değiştirilerek çalışmalar yapılmaktadır. Ayrıca yoğunluğu artırmak ve poroz yapı üzerinde oynayarak yorulma özelliklerini iyileştirmek üzere yoğun çalışmalar yapılmaktadır [Lindstedt and Karlsson, 1996].

Total kalça protezi operasyonunda eklem her iki yüzeyi plastik ve metal bileşenlerle değiştirilir. Konulan parçaları yerinde tutmak üzere 2 yol mevcuttur. Bunlardan biri polimetimetakrilat adı verilen çimento ile tespittir. Diğeri ise özel hazırlanan ve kemiğin gelişimine uygun olarak kemikle bütünleşen parçalardan oluşan çimentosuz protezlerdir. Bazı çimentosuz implantların yüzeylerinde yeni kemik oluşumunu sağlayabilecek biyolojik olarak aktif olan maddeler de bulunmaktadır. İleri yaş ve ileri osteoporozu olanlar dışında günümüzde çimentosuz protezler tercih edilmektedir. Çimentosuz protez sonrası belli süre koltuk değneği kullanılması gerekebilir [Ortopedikbilgi].

Bu malzemeler için temel zorunluluklar korozyon direnci, mekanik ve biyokimyasal özellikler ile ilişkilendirilmiştir. Esas metal alaşımları günümüzde ciddi anlamda hem biyomedikal hem de metalürjik olarak önem kazanmıştır. Bunun sebebi metalik malzemelerin mükemmel dayanım, tokluk ve aşınma dayanımı sağlamalarıdır [Burny and Puers].

İmplantlar tasarlanırken aşağıdaki faktörler göz önünde bulundurulur.

- Genel anatomi ve bundan sapmalar
- Cerrahi teknik
- Kemiklerde yerel iyileşme hızları
- Olası komplikasyonlar
- Fizyolojik ve biyomekanik koşullar
- Dinamik zorlama ve ağırlık taşıma koşulları
- İmplant kemiğin tepkisi
- İmplant malzemesinin özellikleri [Gülmez, 1998].

2.5.1 Kalça Protezi Tipleri

Kalça protezi osteoarthritis hastalığının zayıflattığı hayat tarzının yeniden kazandırdığı ve ağrıdan kurtardığı ciddi bir cerrahi müdahaledir. Bu hastalıklı kalçanın proteze ait femoral bileşenle değiştirilmesi çeşitli malzemelerin (paslanmaz çelik, Co-Cr ve Ti), tasarımların (şekiller, adımlar, yivler ve oluklar) ve bağlama teknikleri (çimentolu ve çimentosuz) ile 30 yılı aşkın bir süreç içerisinde gelişti [Granger et al., 2003].

Uyluk kemiği bileşenin varlığı yüzünden oluşan proksimal strain shielding, kalça kemiği protezinden sonra bir problem olarak kalmaya devam etti. Bu proksimal strain shieldingin üstesinden gelmek için çeşitli sayıda tasarım girişimleri oldu [Gillies et al., 2007]. Uyluk kemiği protezlerinde çimentosuz gözenekli kaplamalı değiştirmeler ve gözenekli kemiksi in-growth [Otani et al., 1993], kemiğinin

elastiklik modülü ile daha yakın eşleşmesi için daha az katı veya izoelastik protezler [Djerf and Gillquist, 1987; Otani et al., 1993]; [Djerf and Gillquist, 1987; Meunier et al., 1990; Manley et al., 1995; Pernell et al., 1995]; kalkara direk yükün aktarılmasını sağlayan sapsız protezler [Munting and Verhelpen, 1995]. Kalça proetziini takiben protez çevresi kemik yeniden şekillendirmesi birkaç yılda geniş bir çalışma alanı buldu ve çimentosuz protez kullanan hastalarda önceki çalışmalar gösterdi ki protez çevresindeki kemik kaybı sapın boyutunun büyümesi, sapın direngenliği ve toplam sapın gözenekli kaplaması ile artıyor [Engh and Bobyn, 1988; Bobyn et al., 1992; Kilgus et al., 1993; Engh et al., 1994].

Yeni kemikten meydana gelmek ve kemiğe iyi bir şekilde bağlanmanın alternatif yöntemlerinden biri malzemenin yüzeyini poroz halde kullanmaktır. Kemiksi dokulara implant edilen poroz yapıların içine doğru büyüebildikleri eskiden beri bilinen bir olgudur [Totaljoints]. Böylelikle poroz yüzeyin özellikleri aracılığı ile temas bölgesindeki dokuların özellikleri kontrol edilebilmektedir. Porozite 150-400 mikrometrelik bir aralıkta birbirine geçişimli ve minimum boyutlarda ise kemik malzeme özelliklerini göz önüne almaksızın porların içine doğru büyümekte ve oldukça iyi bir kimyasal ve mekanik stabilite sağlanmaktadır. Hem ortopedik hem de çene cerrahisi alanında bu konu büyük ilgi ve dikkat çekmiştir. Paslanmaz çeliklerde üniform korozyonu artırdığı için tercih edilmedi ise de kobalt alaşımlı ve titanyum alaşımlı poroz yüzeyli protezler günümüzün halen en revaçta olan protezleridir. Günümüzde imal edilen protezlerin belli bölümleri (kemik içinde kalan) bu şekilde poroz yüzeyli olarak ya da küçük sinterlenmiş kobalt alaşımından küreciklerin veya titanyum küreciklerinin implant yüzeylerine sinterlenmiş metal parçacıkları şeklinde kaplanmasıyla üretilmektedir [Ratner et al., 1996].

Ancak poroz yüzeyli implantlar sorunsuz değildirler. Sinterleme işlemleri sonrasında en önemli sorun parçaların yorulma özelliklerinin çok azalması olarak ortaya çıkmıştır. Bunun dışında hasta dokularına daha yüksek seviyede metal iyonlarının geçmesidir. Bir diğer olay ise başlangıçta poroz kaplamanın metal yüzeylere bağlanması önemsiz bulunmuş ancak sayısız pullanma ve parçacıkların dökülmesi şeklinde hasarlar görülmüştür [Gülmez, 1998].

Bugün kalça protezlerinde büyük çoğunluğu çimentosuz veya melez (kalça yuvası kısmı çimentosuz, uyluk kemiği kısmı çimentolu) olarak yapılmaktadır. Çimentosuz protezlerde; protez üzerine büyüyen kemik yapı, protezi vücudun bir parçası gibi tespit eder. Ancak bu kaynama için sağlıklı bir kemik yapısına gerek vardır. 60 yaş altı ciddi bir sağlık sorunu olmayan hastalar bu grupta değerlendirilir. Genel sağlığı bozuk veya 60 yaş üzeri hastalarda protezin uyluk kemiği içine giren parçasında zaman zaman mikro bir hareket kalır ki bu diz bölgesine vuran ağırlara neden olabilir. Bu nedenle böyle hastalarda kalça komponenti çimentosuz, uyluk kemiği (femoral) bileşeni çimentolu, melez (hibrid) protezler, sıklıkla kullanılır. 70 yaş üzeri, kemik erimesi fazla olan hastalarda ise tamamen çimentolu protezler kullanılabilir (Burada bahsedilen yaş sınırları mutlak değildir ve hastadan hastaya değişiklik gösterir) [Ortopedikbilgi].

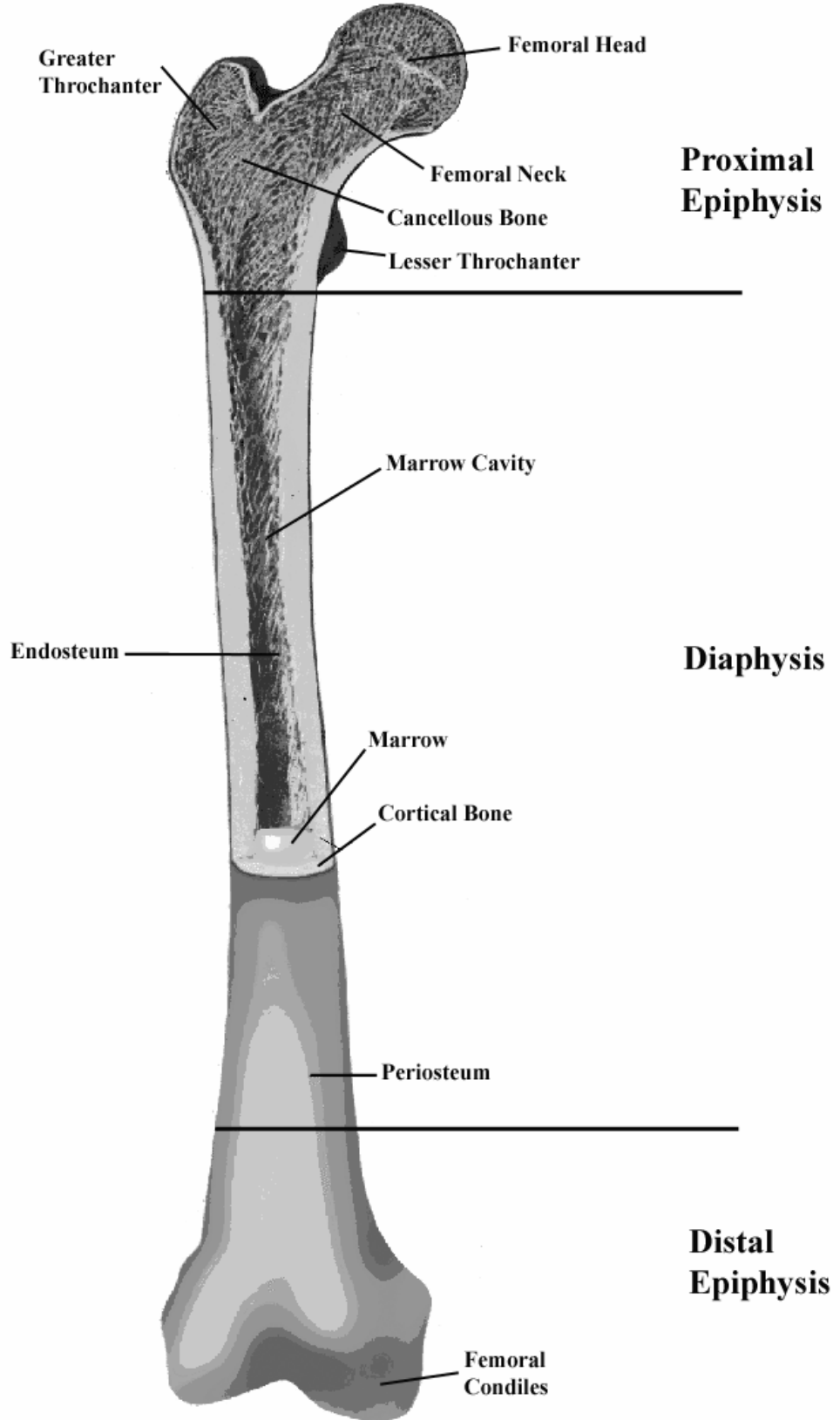
2.6 Kemiğin Yapısı

Kemiğin %35'i organik ve %65'i inorganik maddelerden oluşur. Organik kısımda kollajen (%90-95), inorganik kısımda başlıca kalsiyum hidroksiapatit bulunur. Vücuttaki kalsiyumun hemen tümü; fosfor, sodyum ve magnezyumun da büyük kısmı buradadır. Kemikleşme, temel olarak, kalsiyum hidroksiapatitin kemik matrisi üzerine çökmesidir. Organik kısım, hücrelerden ve proteinlerden oluşur.

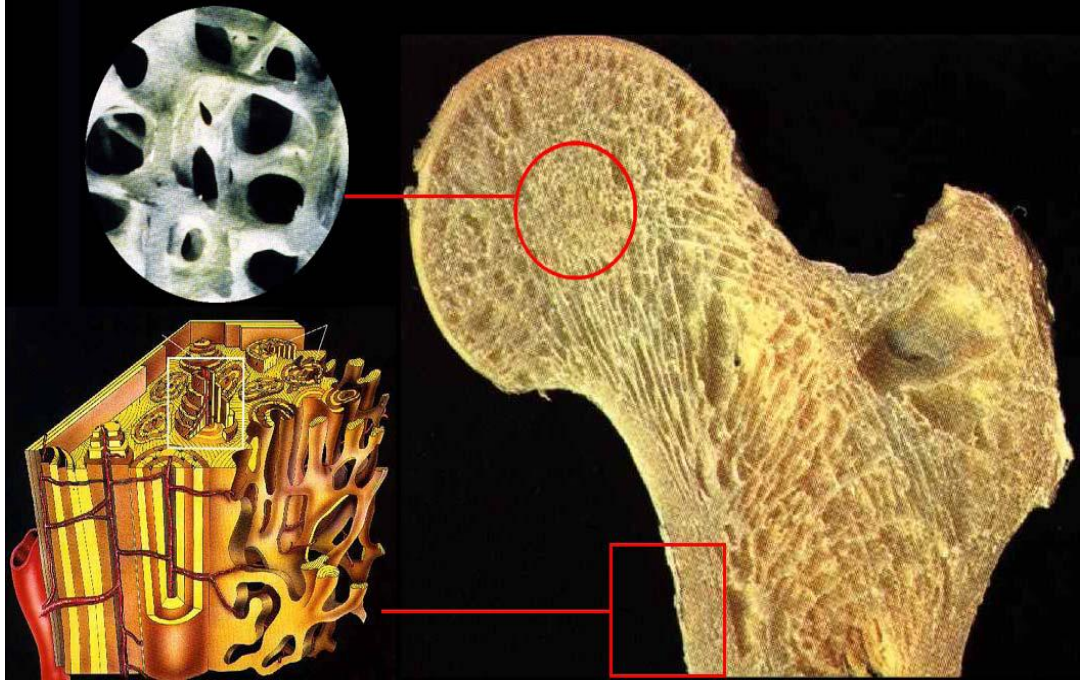
Kemik farklı iki yapıya sahiptir ve bu yapılara kortikal (dış kabuk) kemik ve trabeküler (bölmeçikler içeren) kemik denir. Kortikal kemik, trabeküler kemikten görünür şekilde yoğunluk eşiği ile ayrılır. Trabeküler kemik, kortikal kemik yapısı ile sarılmış durumdadır. Trabeküler yapı uyluk kemiğinin boyun ve baş bölgesinde dış yüzeye yakınlaşır [Nordin and Frankel, 1989]. Trabeküler kemikte düzensiz boşluklar olduğu için gözenekli bir yapıya sahiptir. Trabeküler kemiğin boşluğunda kırmızı kemik iliği bulunur ve bu kırmızı kemik iliği kan hücresi üretir. Kortikal kemik, kemiğin güçlü ve sağlam olan bölümüdür. Uyluk kemiğinin shaft kısmındaki kortikal kemiğin ortasında sarı kemik iliği bulunur. Asıl görevi yağ depolamaktır fakat kırmızı kemik iliğinin yetersiz kaldığı durumlarda kan hücreleri üretir. Kemik zarı ise kemiğin en dış kısmında yer alır ve kemiğin enine büyümesi ve

beslenmesinde rol oynar. Ayrıca kırılan kemiğin onarılmasında da rol oynar. Şekil 2.14'te boylamasına kesilmiş bir uyluk kemiği gösterilmektedir. Şekil 2.15'te ise trabeküler kemik yakından gösterilmiştir.

Kemiğin gücü ve dayanıklılığı mineralizasyona ve geometrisine bağlıdır. Kemik dayanıklılığını artırmak için kütlesini ve geometrisini optimize eder. Bu optimizasyon işlemi kemik remodelling olarak adlandırılır. Bu fenomen osteoporoz gibi metabolik hastalıklarla bozulabilir. Bu hastalık kemik yapısını zayıflatır ve kemik kırıklarına sebep olur [Tallach et al., 2009].

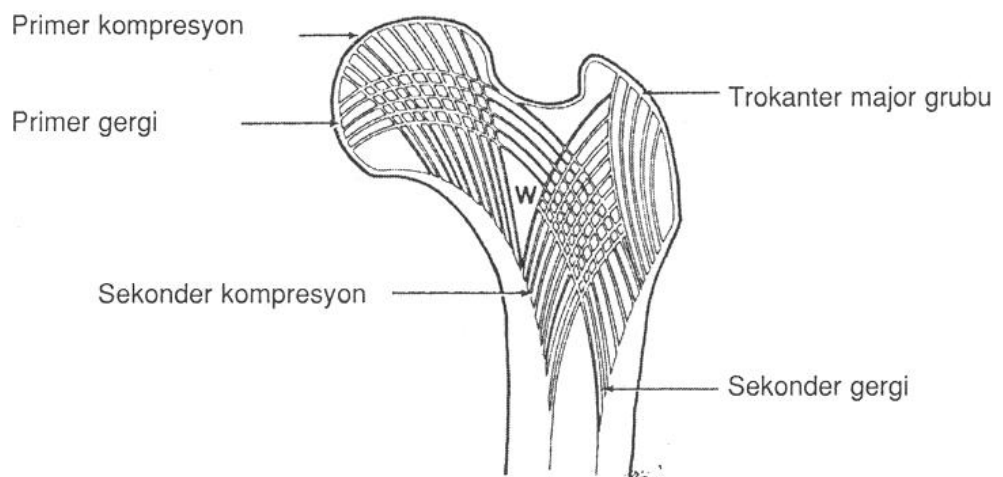


Şekil 2.14 Boylamasına kesilmiş bir uyluk kemiği



Şekil 2.15 Trabeküler kemiğin yakından görünüşü

Şekil 2.15'te de görüldüğü gibi trabeküler yapı çizgisel bir yapıya sahiptir. Bu çizgisel yapı kemiğin direncinde büyük önem taşımaktadır. Kafes yapıya benzeyen bu yapı sayesinde kemiğin yük taşıma kapasitesi artarken boşluklu yapı sayesinde de kemiğin ağırlığının azalmasında önemli bir rol oynamaktadır.



Şekli 2.16 Trabeküler kemikteki çizgisel yapının gösterimi

2.7 Kalça Protezinin Tasarım Kriterleri

Cerrahi implant malzemelerinin seçiminde en önemli faktör, malzemenin insan vücudu ile biyolojik uyumluluğudur. İdeal olarak metalik implantların vücut içerisinde tamamen inert olması yani, kimyasal olarak tepkimelere girmemesi gerekir. Bununla birlikte nadiren de olsa bu durumlar söz konusu olabilir. Vücut ortamı, etrafındaki yabancı malzemelere son derece saldırgan ve düşmanca davranır. Bu nedenle çevrenin implant üzerindeki etkisi ve implantın kendi etrafındaki dokulara etkisi önemli bir durum olarak incelenmelidir [Peckner and Bardos, 1977].

Yorulmaya karşı direnç implantlar için diğer önemli gerek şart olmaktadır. İmplantlardan beklenen yeterli mekanik dayanım özellikleri, implantın şekli ve uygulamaya bağlı olarak değişmektedir. İyi bir sünellik genelde istenen özellikler arasındadır. Günümüzde implant malzemeleri konusunda oldukça geniş araştırmalar sürmektedir. Bu çalışmalar implant malzemelerini biyoyumluluğu ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesine yönelik çalışmalardır. Bu araştırmalarda esas olarak kemiğin bir implanta gösterdiği reaksiyon üzerinde durulmaktadır. Eğer bir protez iskelet sisteminin bir parçası olacaksa öncelikle var olan kemiklerle bir arada bulunacaktır. Bunun olması için doğrudan biyomalzeme-kemik temasının bulunması gereklidir. Gelişme sağlamanın anahtarı böyle bir temas durumunda arada yumuşak dokuların bulunması ya da bulunmaması durumunda stabil bir sistem sağlamaktan geçmektedir. Pratikte dört değişik durumdan biri ortaya çıkar. İlki, söz konusu kemikten farksız davranan bir malzeme bulunabilir, bu aslında inert olacaktır ve kemiğe olumlu ya da olumsuz herhangi bir etkide bulunmayacaktır. İkincisi kaçınılmaz bir biçimde enflamasyon cevabı meydana getirenlerdir, ara yüzeyde meydana gelen çözünüm yumuşak dokulara ulaşır; kullanımda olan birçok malzeme bu kategoriye girer. Üçüncüsü, önceden var olan kemiğe herhangi bir özel köprüleşme gerekmeden kemik implant ara yüzeyinde, fizyolojik kemik oluşumu proseslerinin gerçekleşmesiyle implant yüzeyinde yeni kemik oluşumunu teşvik eden malzemelerdir. Bunlar biyoaktif malzemeler olarak adlandırılmaktadır. Dördüncü durumda ise yakındaki kemik dokularından temas halindeki implant yüzeylerine kadar kemik dokusunun büyümesine ve implanta tutunmasına izin veren malzemeler vardır. Böyle prosesler ise literatürde kemik bütünleşmesi (osseointegrasyon) olarak

tanımlanmaktadır. Kemik bütünleşmesi özelliği büyük oranda malzemenin inertliğine bağlıdır. Titanyum ve alümina bu özelliğe sahip biyomalzemelerdir [Gülmez, 1998].

Bir implant bağlantısında, protezin yüksek yükler altında genişlemesi ihtimalinin azaltılması için, bağlantıda sürtünmeden kaynaklanan torkun ve ortaya çıkan kuvvetlerin minimize edilmesi gerekmektedir. Kullanılacak malzeme türü ve kombinasyonları açısından alınacak önlemler ile bağlantının dayanımının arttırılabileceği gibi malzemenin yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi ile de implantın aşınma dayanımı ve bağlantı özellikleri iyileştirilebilecektir. Yüzey karakterizasyonu alanında yapılan araştırmalarda kullanılmak üzere geliştirilmiş olan yüksek çözünürlüklü üç boyutlu optik mikroskoplar, özellikle yüzey özelliklerinin son derece önemli olduğu kalça implantı gibi medikal uygulamalar için, yüzeye zarar vermeyecek şekilde, hassas ölçümlerin alınabileceği ve gerekli analizlerin yapılabileceği bir yöntem olarak gelişmeye devam etmektedir [Sağbaş ve ark.].

Tasarımdaki değişim eğilimlerinin nedenleri aşağıdaki gibi sıralanabilir [Kayabaşı, 2004].

- Kemik çimentosu protez sapı ara yüzeyindeki yapışmayı daha iyi sağlayacak tasarımlar yapmak,
- Uyluk kemiğinde, kemik çimentosunda ve protezde meydana gelen yüksek gerilim konsantrasyonlarının dağıtılmasını sağlamak,
- Protez başının gövdesiyle yaptığı açının eğilme momentlerinin azaltılması için optimum değerinin bulunmasını sağlamak,
- Protezin sap kısmının kalınlığının insan yükünü taşıyabilecek ve yaşamsal aktivitelerini yerine getirebilecek şekilde optimum ölçüsünün bulunmasını sağlamak,
- Kemik çimentosu protez sapı ara yüzeyinde meydana gelen çatlakların, protezin eğilmesinin ve dönmesinin azaltılması için protez sapının kalınlaştırılması ve gövde kısmının genişletilmesi çalışmasının yapılması.

2.8 Kalça Protezindeki Parçaların Mekanik Özellikleri

Kalça protezi; kortikal kemik, trabeküler kemik, protez ve kemik çimentosu olarak dört ana parçadan oluşur.

2.8.1 Kortikal Kemik

Kortikal kemiğin mekanik özellikleri için en iyi tanım transversely izotropik olur. Reilly ve Burstein (1975) kortikal kemiğin boylamasına doğrultudaki elastiklik modülünün, enlemesine doğrultudaki elastiklik modülüne göre daha büyük olduğunu hesapladılar. Kortikal kemikteki porozite ve elastiklik modülü arasındaki ilişki incelendiğinde, boylamasına doğrultudaki elastiklik modülüyle porozite arasında bir bağ olduğu anlaşılırken, enlemesine doğrultudaki elastiklik modülü ile porozite arasında bir bağ olmadığı anlaşılmıştır [Dong and Guo, 2004].

Boylamasına doğrultudaki elastiklik modülü ile enlemesine doğrultudaki elastiklik modülünün oranı anizotropik oranla bağlantılıdır. Kortikal kemikteki anizotropik oran önemli ölçüde porozite ile negatif ilişkilidir ki bu da porozite azaldıkça kemiğin izotropik olacağına işaret eder [Dong and Guo, 2004].

Kemiğin elastiklik modülü yaş ile değişir. Bu kemiğin demineralizasyonu ile ilgilidir. Kemik porozitesinin artması farklı sebepler sonucudur. Örneğin; kemik erimesi, yani kemik kütlesinin azalması, düzensiz mikro kemik yapısı sonucunda mekanik dayanımın azalmasıdır. Bu faktörler kemik kırılma riskinin artmasına sebep olur. Araştırmalar gösteriyor ki maksimum kemik dokusu kütlesine yetişkinlik çağında ulaşılır (yaklaşık otuz yaşlarında). Bu yaşta kemik metabolizması stabilize olur. Kırk yaşından sonra osteoblastlardan oluşmuş etkilerin yoğunluğu azalır ve demineralizasyon işlemi kemik kütlesi kaybına sebep olacak şekilde baskın hale gelmeye başlar [Krauze et al., 2008].

Kortikal kemikle ilgili yapılan çalışmalar neticesinde bulunan elastiklik modülü değerleri tablo 2.1’de verilmiştir [Keller et al., 1990; Bell, 2005].

Tablo 2.1 Kortikal kemiğin elastiklik modülleri

Kaynak	Mevki	Test metodu	Elastiklik Modülü (GPa)
Keller (1990)	Uyluk kemiği shaftı	4 Noktadan Eğilme	12.1
Seldin ve Hirsch (1966)	Uyluk kemiği	3 Noktadan Eğilme	10.4 – 19.3
Mather (1967b)	Uyluk kemiği	Cantilever Bending	7.6 – 19.0
Mather (1967a)	Tibia	Cantilever Bending	14.1
Mather (1967a)	Humerus	Cantilever Bending	11.0
Mather (1968)	Uyluk kemiği	Cantilever Bending	13.2
Currey ve Butler	Uyluk kemiği	3 Noktadan Eğilme	13.4 – 16.2
Dempster ve Liddicoat (1952)	Uyluk kemiği, Tibia ve Humerous	Çekme, Low Strain Rate	14.1
Kimura (1952)	Uyluk kemiği	Basma, Low Strain Rate	10.4
Ko (1953)	Uyluk kemiği	Çekme, Low Strain Rate	17.3
Seldin (1965)	Uyluk kemiği	Eğilme	15.8
Seldin ve Hirsch (1966)	Uyluk kemiği, Orta Kısım	Eğilme, 3 Nokta Eğilme	6.0
Abendschein ve Hyatt (1970)	Uyluk kemiği ve Tibia	Ultrasonik	24.5
Burtein ve diğerleri (1972)	Uyluk kemiği	Çekme, Strain Rate : 0.1 s ⁻¹	14.1

2.8.2 Trabeküler Kemik

Trabeküler kemiğin yapısal ve mekanik özellikleri çok önemlidir. Çünkü trabeküler kemikteki yapısal kalite ve protezin uzun ömürlüğü birbiri ile ilişkilidir ve trabeküler kemik ile osteoartrit de birbiriyle ilişkilidir [Gibson and Ashby, 1997].

Trabeküler kemikle ilgili yapılan çalışmalar neticesinde bulunan elastiklik modülü değerleri tablo 2.2 de verilmiştir [Bell, 2005].

Tablo 2.2 Trabeküler kemiğin elastiklik modülleri

Kaynak	Mevki	Test metodu	Elastiklik Modülü (GPa)
Wolff (1892)	İnsan	Varsayım	17-20
Townsend (1975)	Proksimal Tibia	Elastik olmayan Eğilme	11.38 (taze) 14.13 (kuru)
Williams ve Lewis (1982)	Proksimal Tibia	Deneysel İki Boyutlu Sonlu Elemanlar Metodu	1.30
Ku (1987)	Taze Dondurulmuş İnsan Tibiası	3 Noktadan Eğilme	3.17
Metne ve Lewis (1987)	Kuru İnsan Uyluk Kemiği, Taze İnsan Tibiası	Sonlu Elemanlar Analizi ile Cantilever Bending	7.8
Jensen (1987)	Omur (L3)	Üç Boyutlu Modelle Yapısal Analiz	3.8
Runkle ve Pugh (1975)	Distal Uyluk Kemiği	Eğilme	8.69
Choi (1991)	İnsan Tibiası	4 Noktadan Eğilme	5.35
Rho (1993)	İnsan Tibiası	Gerime Testi ve Ultrasonik Test	10.4 14.8

Yazılan bir kısım makale ve tezlerde kortikal ve trabeküler kemikle ilgili kullanılan mekanik özellikleri ise aşağıdaki gibidir.

Liang Kong, Zexu Gu, Kaijin Hu, Hongzhi Zhou, Yanpu Liu, Baolin Liu; “Optimization Of The Implant Diameter And Length In Type B/2 Bone For Improved Biomechanical Properties: A Three-Dimensional Finite Element Analysis” isimli makalesinde kullanılan değerler tablo 2.3’te verilmiştir.

Tablo 2.3 Liang Kong ve arkadaşlarının makalesinde kullandığı değerler

Materyal	Elastiklik modülü (MPa)	Possion oranı	Referans
Kortikal kemik	13000	0.3	[Kitamura, 2005]
Trabeküler kemik	1370	0.3	[Kitamura, 2005]

A. Zafer Şenalp, Oğuz Kayabaşı, Hasan Kurtaran; “Static, Dynamic And Fatigue Behavior Of Newly Designed Stem Shapes For Hip Prosthesis Using Finite Element Analysis” isimli makalesinde kullanılan değerler tablo 2.4’te verilmiştir. Kortikal kemik için; malzeme modeli transversely izotropiktir.

Tablo 2.4 A. Zafer Şenalp ve arkadaşlarının makalesinde kullandığı değerler

	Elastiklik Modülü (GPa)	Kesme modülü (GPa)	Possion Oranı
Boylamasına	17	3.6	0.51
Enlemesine	11.5	3.3	0.31

Trabeküler kemik için; malzeme modeli lineer izotropik, elastiklik modülü; $E=2.13$ GPa, possion oranı; $\nu=0.3$

V. A. Papathanasopoulou, D. I. Fotiadis ve C.V. Massalas; “Intact And Implanted Femur Behaviour During Walking And Jogging” isimli makalesinde kullanılan değerler tablo 2.5’te verilmiştir [Yuehuei, 2000].

Tablo 2.5 V. A. Papathanasopoulou ve arkadaşlarının makalesinde kullandığı değerler

Materyal	Elastiklik modülü (GPa)	Possion oranı	Yoğunluk
Kortikal kemik	15	0.33	1650 kg/m ³
Trabeküler kemik	0.7	0.2	

M. Tellache, E. Rixrath , P. Chabrand , C. Hochard , M. Pithioux , S. “Wendling-Mansuy; Numerical Simulation Of An Osteoporotic Femur: Before And After Total Hip Arthroplasty”, isimli makalede kemiğin mekanik özellikleri için kullanılan değerler tablo 2.6’da verilmiştir.

Tablo 2.6 M. Tellache ve arkadaşlarının makalesinde kullandığı değerler

E ₁	E ₂	E ₃	G ₂₁	G ₃₁	G ₃₂	ν ₂₃	ν ₂₁	ν ₃₁
23	14	14	6.2	5.8	4.6	0.42	0.21	0.21

1.eksen boylamsal eksen, 2. ve 3. eksenler radyal ve teğetsel eksenler [Pithioux, 2000].

Ugo Andreus ve Michele Colloca; “Fem Analysis Of A Cementless Total Hip Prosthesis Under In-Plane Loading” isimli makalesinde kortikal ve trabeküler kemikler için kullanılan elastiklik modülleri tablo 2.7’de verilmiştir.

Tablo 2.7 Ugo Andreus ve arkadaşlarının makalesinde kullandığı değerler

Materyal	Elastiklik modülü (GPa)	Possion oranı	Yoğunluk
Kortikal kemik	18	0.33	1850 kg/m ³
Trabeküler kemik	0.5	0.2	900

Devrim Kılınç, “Shape Optimization Of The Femoral Component Of Cemented Hip Prosthesis Using Finite Element Analysis”; isimli tezde kullanılan değer tablo 2.8 ve tablo 2.9 da verilmiştir.

Tablo 2.8 Devrim Kılınç’ın tezinde trabeküler kemik için kullandığı değerler

Elastiklik Modülü (GPa) [Gibson, 1999]	Possion Oranı [Joshi, 2000]	Kesme Modülü (GPa) [Joshi, 2000]	Kopma Gerilmesi (MPa)
0.5	0.2	0.25	Çekme[Gibson, 1999] 8
			Basma [Hayes, 1997] 10

Tablo 2.9 Devrim Kılınç’ın tezinde kortikal kemik için kullandığı değerler

	Elastiklik Modülü (GPa) [Turner, 1999]	Possion Oranı [Joshi, 2000]	Kesme Modülü (GPa) [Joshi, 2000]	Kopma Gerilmesi (MPa) [Hayes, 1997]
Boylamsal	22.0	0.302	5.29	Çekme 133
Doğrultudaki				Basma 193
				Kesme 68
Enine	15.8	0.109	6.29	Çekme 51
Doğrultudaki				Basma 133

2.8.3 Kemik Çimentosu

1950’den beri kemik çimentosu protezleri sabitleştirmek için kullanılıyor. Kemik çimentosu yapıldığı ana maddeler polymethylmethacrylate (PMMA) tozu ve sıvı monomer metil methacrylate den oluşur. Toz ve sıvı karıştırıldığında sıvı monomer serbest radikal polimerize süreci ile polimerize olur ve neticede uzun zincirli moleküller oluşur. Polimerizasyondan sonra, toz partiküllerinin yüzeyi nemli ve sıvı ile bağlantılıdır [Park and Lakes, 1992]. Kemik çimentosu otuz dakika içinde

düzelir ve sertleşir. Kemik çimentosunun mekanik özellikleri tablo 2.10 da verilmiştir [Kayabaşı, 2004].

Ortopedik enfeksiyonlarda izole edilen mikroorganizmaları yok edebilmek için kemik çimentosunun içine antibiyotik de katılabilmektedir. Şuan üretilen kemik çimentolarında böyle bir uyulama olmadığı için antibiyotiğin kemik çimentosuna ameliyathane şartlarında katılması gerekmektedir. Yalnız bu durumun bazı mekanik sakıncaları vardır. İmplantasyon sonrası kemik çimentosu yüzeyinde antibiyotik molekülleri hemen salınmaya başlar; salındıkları yerde hava kabarcıklarına benzer oluşumlara sebep olur ve neticede porozite artar. Mekanik dayanıklılığı etkileyen başlıca faktörün porozite olmasından dolayı 40 gram çimento içine ne kadar antibiyotiğin güvenle konulabileceği belirlenmesinin çalışması yapılmıştır [Göğüş ve ark., 2002].

Tablo 2.10 Kemik çimentosunun mekanik özellikleri

Mekanik Özellikler	Değer	Kaynak
Elastiklik Modülü (MPa)	2130	[Norman, 2001]
Poisson Oranı	0.3	[Norman, 2001]
Akma Dayanımı (MPa)	55	[William, 1997]
	58.5	[Caycık, 1992]
Kopma Dayanımı (MPa)	63 - 97	[Kossousky, 1985]
Yorulma Limiti (MPa)	48	[Kossousky, 1985]

2.8.4 İmplant Malzemeleri

2.8.4.1 Paslanmaz Çelik 316 (SAE)

Paslanmaz çelik diğer kullanılan prostetik implantlara göre korozyona daha dirençlidir. Krom reaktif bir element olmasına karşın krom alaşımları korozyona karşı mükemmel direnç gösterir. Paslanmaz çelik 316 ve 316L üretim ucuzluğu sebebinden implantlarda çok sık kullanılır [Park and Lakes, 1992]. ASTM (American

Society for Testing and Materials) mevcut analizden önce paslanmaz çelik 316L yerine paslanmaz çelik 316'yı tavsiye ediyordu. İmplant malzemesi olarak paslanmaz çeliğin 316, 316L ve 316LS gibi çeşitli ısıt işlemlerden geçmiş türevleri kullanılmaktadır. Aşağıdaki tablo 2.11, tablo 2.12 ve tablo 2.13'de biyouyumlu malzemeler olan paslanmaz çelik 316, 316L ve 316LS'nin fiziksel, mekanik, elektriksel, termal ve bileşen özellikleri verilmiştir [Matweb].

Tablo 2.11 316 paslanmaz çelik, temperlenmiş yay çeliği, 13 mm çap malzemenin özellikleri

316 Paslanmaz Çelik, temperlenmiş yay çeliği, 13 mm çap		
Fiziksel Özellikler	Metrik	Açıklamalar
Yoğunluk	8.00 g/cc	
Mekanik Özellikler	Metrik	Açıklamalar
Gerilme Mukavemeti, Kopma	1034 MPa	
Elastiklik Modülü	193 GPa	
Elektriksel Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
Elektriksel Direnç	0.0000740 ohm-cm	20Â°C'de
Termal Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
CTE, lineer	16.0 Âµm/m-Â°C @Sıcaklık0.000 - 100 Â°C	
	16.2 Âµm/m-Â°C @Sıcaklık0.000 - 315 Â°C	
	17.5 Âµm/m-Â°C @Sıcaklık0.000 - 540 Â°C	
Spesifik Isı Kapasitesi	0.500 J/g-Â°C @Sıcaklık0.000 - 100 Â°C	
Termal İletkenlik	16.3 W/m-K @Sıcaklık100 Â°C	
Erime Noktası	1370 - 1400 Â°C	
Katı	1370 Â°C	
Sıvı	1400 Â°C	
Maksimum Servis Sıcaklığı, Hava	870 Â°C	Aralıklı Servis
	925 Â°C	Devamlı Servis
Materyal Bileşen Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
Karbon, C	0.080 %	
Krom, Cr	17.0 %	
Demir, Fe	65.0 %	
Manganez, Mn	2.0 %	
Molibden, Mo	2.50 %	
Nikel, Ni	12.0 %	
Fosfor, P	0.045 %	
Silisyum, Si	1.0 %	
Sülfür, S	0.030 %	

Tablo 2.12 AISI Tip 316L paslanmaz çelik, tavllanmış çubuk malzemenin özellikleri

AISI Tip 316L Paslanmaz Çelik, tavllanmış çubuk		
Fiziksel Özellikler	Metrik	Açıklamalar
Yoğunluk	8.00 g/cc	
Mekanik Özellikler	Metrik	Açıklamalar
Sertlik, Brinell	149	
Sertlik, Rockwell B	80	
Sertlik, Vickers	155	
Gerilme	515 MPa	
Mukavemeti, Kopma		
Gerilme	205 MPa	
Mukavemeti, Akma		
Kopma Uzaması	60.0 %	50 mm'de
Elastiklik Modülü	193 GPa	
Elektriksel Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
Elektriksel Direnç	0.0000740 ohm-cm	20Â°C'de
Manyetik Geçirgenlik	1.008	RT
Termal Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
Spesifik Isı	0.500 J/g-Â°C	
Kapasitesi	@Sıcaklık0.000 - 100 Â°C	
Erime Noktası	1375 - 1400 Â°C	
Katı	1375 Â°C	
Sıvı	1400 Â°C	
Maksimum Servis Sıcaklığı, Hava	870 Â°C	Aralıklı Servis
	925 Â°C	Devamlı Servis
Materyal Bileşen Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
Karbon, C	0.030 %	
Krom, Cr	17.0 %	
Demir, Fe	65.0 %	
Manganez, Mn	2.0 %	
Molibden, Mo	2.50 %	
Nikel, Ni	12.0 %	
Fosfor, P	0.045 %	
Silisyum, Si	1.0 %	
Sülfür, S	0.030 %	

Tablo 2.13 Carpenter BioDurâ 316LS medikal paslanmaz implant alaşımı, 90% soğuk işlenmiş malzemenin özellikleri

Carpenter BioDurâ 316LS Medikal Paslanmaz İmplant Alaşımı, 90% soğuk işlenmiş		
Fiziksel Özellikler	Metrik	Açıklamalar
Yoğunluk	7.95 g/cc	
Mekanik Özellikler	Metrik	Açıklamalar
Sertlik, Brinell	369	Rockwell C'den tahmin edilmiştir.
Sertlik, Knoop	403	Rockwell C'den tahmin edilmiştir.
Sertlik, Rockwell C	40	
Sertlik, Vickers	386	Rockwell C'den tahmin edilmiştir.
Gerilme Mukavemeti, Kopma	1541 MPa	
Gerilme Mukavemeti, Akma	946 MPa	0.2% Görelî konum
Kopma Uzasması	13.0 %	
Alan Daralması	57.0 %	
Elektriksel Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
Elektriksel Direnç	0.0000740 ohm-cm	
Termal Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
CTE, lineer	18.5 $\mu\text{m/m-}^{\circ}\text{C}$ @Sıcaklık 0.000 - 649 $^{\circ}\text{C}$	
	18.5 $\mu\text{m/m-}^{\circ}\text{C}$ @Sıcaklık 0.000 - 649 $^{\circ}\text{C}$	
	18.5 $\mu\text{m/m-}^{\circ}\text{C}$ @Sıcaklık 0.000 - 649 $^{\circ}\text{C}$	
Spesifik Isı Kapasitesi	0.500 J/g- $^{\circ}\text{C}$	
Materyal Bileşen Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
Karbon, C	$\leq 0.030 \%$	
Krom, Cr	17.0 - 19.0 %	
Bakır, Cu	$\leq 0.50 \%$	
Demir, Fe	62.0 %	kalan
Manganez, Mn	$\leq 2.0 \%$	
Molibden, Mo	2.25 - 3.50 %	
Nikel, Ni	13.0 - 15.0 %	
Nitrojen, N	$\leq 0.10 \%$	
Fosfor, P	$\leq 0.025 \%$	
Silisyum, Si	$\leq 0.75 \%$	
Sülfür, S	$\leq 0.010 \%$	

2.8.4.2 Co-Ni-Cr-Mo Alaşımı

ASTM'nin tavsiye ettiği dört tip kobalt-krom alaşımı var, bunlardan ikisinin üretimi hâlâ implant olarak kullanılmakta olan Co-Cr-Mo alaşımı ve diğeri Co-Ni-Cr-Mo alaşımıdır. İki alaşımın aşınma özellikleri aynı olmakla birlikte, Co-Ni-Cr-Mo alaşımı yatak yüzeylerinde tavsiye edilmez. Diğer taraftan çok iyi yorulma ve yüksek kopma gerilmesi karakteristiğinden dolayı Co-Ni-Cr-Mo kalça protezi için çok uygundur ve mevcut analizlere göre kullanılacaktır [Park and Lakes, 1992]. Tablo 2.14 ve tablo 2.15 de implant malzemesi olarak kullanılan Co-Ni-Cr-Mo ve Co-Cr-Ni alaşımlarının fiziksel, mekanik, elektriksel, termal ve bileşen özellikleri verilmiştir [Matweb].

Tablo 2.14 Carpenter MP35N* Ni-Co-Cr-Mo alaşıımı, 53% soğuk indirgenmiş +
Dinlendirme 538°C malzemenin özellikleri

Carpenter MP35N* Ni-Co-Cr-Mo Alaşıımı, 53% soğuk indirgenmiş + Dinlendirme 538°C /4hr		
Fiziksel Özellikler	Metrik	Açıklamalar
Yoğunluk	8.43 g/cc	
Mekanik Özellikler	Metrik	Açıklamalar
Gerilme Mukavemeti, Kopma	2068 MPa	
Gerilme Mukavemeti, Akma	1999 MPa	0.2% Görelî konum
Kopma Uzaması	10.0 %	
Alan Daralması	48.0 %	
Elastiklik Modülü	234.8 GPa	
Kesme Modülü	80.95 GPa	
Elektriksel Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
Elektriksel Direnç	0.0001033 ohm-cm	Oda sıcak. 1.154E-4 Ohm-cm 538°C'de
Termal Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
CTE, lineer	12.8 Åµm/m-Å°C @Sıcaklık21.0 - 93.0 Å°C	
	14.8 Åµm/m-Å°C @Sıcaklık21.0 - 316 Å°C	
	15.7 Åµm/m-Å°C @Sıcaklık21.0 - 538 Å°C	
Termal İletkenlik	11.2 W/m-K	Oda sıcak. 17.0 W/m-K 316Å°C.'de 23.4 W/m-K 649Å°C.'de
Erime Noktası	1315 - 1440 Å°C	
Katı	1315 Å°C	
Sıvı	1440 Å°C	
Materyal Bileşen Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
Bor, B	0.010 %	
Karbon, C	<= 0.025 %	
Krom, Cr	19.0 - 21.0 %	
Kobalt, Co	33.0 %	kalan
Demir, Fe	<= 1.0 %	
Manganez, Mn	<= 0.15 %	
Molibden, Mo	9.0 - 10.5 %	
Nikel, Ni	33.0 - 37.0 %	
Fosfor, P	<= 0.015 %	
Silisyum, Si	<= 0.15 %	
Sülfür, S	<= 0.010 %	
Titanyum, Ti	<= 1.0 %	

Tablo 2.15 Phynox Kobalt-Krom-Nikel alaşımlarının özellikleri

Phynox Kobalt-Krom-Nikel Alaşımı			
Fiziksel Özellikler	Metrik	Açıklamalar	
Yoğunluk	8.30 g/cc		
Mekanik Özellikler	Metrik	Açıklamalar	
Gerilme Mukavemeti, Kopma	800 - 1000 MPa	Tavlanmış	
	1400 - 1900 MPa	Spring Temper	
	1900 - 2200 MPa	Spring Temper + Age	
Elastiklik Modülü	203.4 GPa		
Poissons Oranı	0.320	Hesaplanmış	
Kesme Modülü	77.0 GPa		
Termal Özellikleri	Metrik	Açıklamalar	
CTE, lineer	15.17 $\mu\text{m/m-}^{\circ}\text{C}$ @Sıcaklık 0.000 - 500 $^{\circ}\text{C}$		
Erime Noktası	1427 $^{\circ}\text{C}$		
Maksimum Servis Sıcaklığı, Hava	450 $^{\circ}\text{C}$		
Minimum Servis Sıcaklığı, Hava	-185 $^{\circ}\text{C}$		
Proses Özellikleri	Metrik	Açıklamalar	
Aging Temperature	520 $^{\circ}\text{C}$	3-5 saat; Spring Temper	
Materyal Bileşen Özellikleri	Metrik	Açıklamalar	
Krom, Cr	19.0 - 21.0 %		
Kobalt, Co	39.0 - 41.0 %		
Demir, Fe	11.5 - 20.5 %	Balans	
Manganez, Mn	1.50 - 2.50 %		
Molibden, Mo	6.0 - 8.0 %		
Nikel, Ni	14.0 - 16.0 %		

2.8.4.3 Ti-6Al-4V Alaşımı

Saf titanyum doku çevresinde alerjik reaksiyon vermeyen ve kanda trombotik reaksiyon vermeyen (kan pıhtılaşması) mkemmek biyouyumlu bir malzemedir. Titanyum yüksek dayanım ağırlık oranına sahiptir bu sebeple birçok uygulamada tercih edilir. elik ve Co-Cr alaşımları ile karşılaştırıldığında daha hafiftir. Kalça protezi gibi daha yüksek dayanımın tercih edildiği uygulamalarda, saf titanyuma nazaran titanyumun alaşımları tercih edilir. En çok kullanılan alaşımı, Ti-6Al-4V alaşımı saf titanyuma göre iki kat daha dayanıklıdır [Imam and Fraker, 1996]. Tablo 2.16 da implant malzemesi olarak kullanılan Ti-6Al-4V alaşımının fiziksel, mekanik, elektriksel, termal ve bileşen özellikleri verilmiştir [Matweb].

Tablo 2.16 TIMET 6-4 Titanyum alaşıımı (Ti-6Al-4V; ASTM Derece5) çubuk malzemenin özellikleri

TIMET 6-4 Titanyum Alaşıımı (Ti-6Al-4V; ASTM Derece5) Çubuk		
Fiziksel Özellikler	Metrik	Açıklamalar
Yoğunluk	4.42 g/cc	Tipik
Mekanik Özellikler	Metrik	Açıklamalar
Gerilme Mukavemeti, Kopma	≥ 895 MPa	Boylamsal
Gerilme Mukavemeti, Akma	≥ 828 MPa	0.2% YS; Boylamsal
Kopma Uzası	≥ 10.0 %	Boylamsal
Alan Daralması	≥ 25.0 %	Boylamsal
Elastiklik Modülü	105 - 120 GPa	Tipik
Poisson Oranı	0.310	
Kesme Modülü	41.0 - 45.0 GPa	
Elektriksel Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
Elektriksel Direnç	0.000168 ohm-cm	
Manyetik Geçirgenlik	100.005	
Termal Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
CTE, lineer	9.00 $\mu\text{m/m-}^\circ\text{C}$ @Sıcaklık0.000 - 100 $^\circ\text{C}$	
	9.40 $\mu\text{m/m-}^\circ\text{C}$ @Sıcaklık20.0 - 425 $^\circ\text{C}$	
	9.70 $\mu\text{m/m-}^\circ\text{C}$ @Sıcaklık20.0 - 650 $^\circ\text{C}$	
Spesifik Isı Kapasitesi	0.586 J/g- $^\circ\text{C}$	
Termal İletkenlik	6.60 W/m-K	
Erime Noktası	1674 $^\circ\text{C}$	Sıvı
Sıvı	≥ 1636 $^\circ\text{C}$	
Maksimum Servis Sıcaklığı, Hava	350 $^\circ\text{C}$	Makul Mekanik Özellikler Tutturulmuş
Materyal Bileşen Özellikleri	Metrik	Açıklamalar
Aliminyum, Al	5.50 - 6.75 %	
Karbon, C	≤ 0.080 %	
H, Hidrojen	≤ 0.015 %	
Demir, Fe	≤ 0.40 %	
Nitrojen, N	≤ 0.050 %	
Oksijen, O	≤ 0.20 %	
Titanyum, Ti	87.6 - 91.0 %	
Vanadyum, V	3.50 - 4.50 %	

3. SONLU ELEMANLAR METODU

3.1 Sonlu Elemanlar Metoduna Giriş

Tabiatta karşılaşılan her hadise fizik kanunları yardımıyla ve matematik diliyle anlaşılmaya çalışılır. Bu olayların biyolojik, jeolojik veya mekanik olması durumu değiştirmez. Her olay kendine ait büyüklükler yardımıyla cebirsel, diferansiyel veya integral denklemler yardımıyla büyük oranda ifade edilebilir. Pratikte karşılaşılan problemler ne kadar karmaşık olursa olsun tarihin her devrinde o devrin ihtiyaçlarına cevap verecek derecede modellenmeye çalışılmış ve her devirde alınan örnekler yardımıyla insanın kullanımına arz edilmiştir. Mekanik, termal ve/veya aerodinamik yüklere maruz, değişik şekilli delikler bulunan bir kanaldaki basınç dağılımını belirlemek, deniz suyundaki kirlilik oranını belirlemek veya atmosferdeki çeşitli hareketleri, bir hortum veya kasırganın oluşum mekanizmasını anlamak ve önceden belirlemek üzere havanın modelini oluşturmak gibi daha birçok karmaşık problem bulunmaktadır [Topcu ve Taşgetiren].

İnsanlar çevresinde meydana gelen olayları ya da karşılaştıkları problemleri çoğu zaman kolayca kavrayıp doğrudan çözemezler. Bu yüzden karmaşık bir problem, bilinen veya kavranması daha kolay alt problemlere ayrılarak daha anlaşılır bir hale getirilir. Oluşturulan alt problemler çözülüp birleştirilerek esas problemin çözümü yapılabilir. Örneğin; gerilme analizi üzerinde çalışan mühendisler, gerilme problemini basit kiriş, plak, silindir, küre gibi geometrisi bilinen şekillerle sınırlarlar. Bu elde edilen sonuçlar çoğu kez problemin yaklaşık çözümüdür ve bazen doğrudan bazen de bir katsayı ile düzeltilerek kullanılır [Topcu ve Taşgetiren].

Sonlu elemanlar metodu; karmaşık olan problemlerin daha basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözülmesiyle tam çözümün bulunduğu bir çözüm şeklidir. Metodun üç temel niteliği vardır: İlk olarak, geometrik olarak karmaşık olan çözüm bölgesi sonlu elemanlar olarak adlandırılan geometrik olarak basit alt bölgelere ayrılır. İkincisi her elemandaki, sürekli fonksiyonlar, cebirsel polinomların

lineer kombinasyonu olarak tanımlanabileceği kabul edilir. Üçüncü kabul ise, aranan değerlerin her eleman içinde sürekli olan tanım denklemlerinin belirli noktadaki (düğüm noktaları) değerleri elde edilmesinin problemin çözümünde yeterli olmasıdır. Kullanılan yaklaşım fonksiyonları interpolasyon teorisinin genel kavramları kullanılarak polinomlardan seçilir. Seçilen polinomların derecesi ise çözülecek problemin tanım denkleminin derecesine ve çözüm yapılacak elemandaki düğüm sayısına bağlıdır [Topcu ve Taşgetiren].

Sonlu elemanlar metodunda temel fikir sürekli fonksiyonları bölgesel sürekli fonksiyonlar (genellikle polinomlar) ile temsil etmektir. Bunun anlamı bir eleman içerisinde hesaplanması istenen büyüklüğün (örneğin deplasmanın) değeri, o elemanın nodlarındaki değerler kullanılarak interpolasyon ile bulunur. Bu nedenle sonlu elemanlar metodunda bilinmeyen ve hesaplanması istenen değerler nodlardaki değerlerdir. Bir varyasyonel prensip (örneğin; enerjinin minimum olması prensibi) kullanılarak büyüklük alanının nodlardaki değerleri için bir denklem takımı elde edilir. Bu denklem takımının matris formundaki gösterimi denklem 2.1 de ki gibidir. Burada $[D]$ büyüklük alanının nodlardaki bilinmeyen değerlerini temsil eden vektör, $[R]$ bilinen yük vektörü ve $[K]$ ise bilinen sabitler matrisidir. Gerilme analizinde $[K]$ rijitlik matrisi olarak bilinmektedir [Ergin ve ark., 2000].

$$[K] \cdot [D] = [R] \quad (3.1)$$

3.2 Sonlu Elemanlar Metodunun Tarihsel Gelişimi

Sonlu elemanlar metodu ilk olarak yapı analizinde kullanılmaya başlanılmıştır. İlk çalışmalar Hrennikoff (1941) ve Mc Henry (1943) tarafından geliştirilen yarı analitik analiz metotlarıdır. Argyis ve Kelsey (1960) virtuel iş prensibini kullanarak bir direkt yaklaşım metodu geliştirmiştir. Turner ve diğerleri (1956) bir üçgen eleman için rijitlik matrisini oluşturmuştur. “Sonlu Elemanlar” terimi ilk defa Clough (1960) tarafından çalışmasında telaffuz edilmiştir. Metodun üç-boyutlu problemlere uygulanması iki-boyutlu teoriden sonra kolayca gerçekleşmiştir [Argyis, 1960].

İlk gerçek kabuk elemanlar eksenel simetrik elemanlar olup [Grafton and Strome, 1963], bunları silindirik ve diğer kabuk elemanları izlemiştir [Gallagher, 1969].

Sonlu elemanlar metodunun kullanılması ve bilgisayarların sanayiye girmesiyle, bugüne kadar ancak pahalı deneysel yöntemlerle incelenebilen birçok makine elemanının (motor blokları, pistonlar vs.) kolayca incelenebilmesi, hatta çizim esnasında mukavemet analizlerinin kısa bir sürede yapılarak optimum dizaynın gerçekleştirilmesi mümkün olabilmektedir [Topcu ve Taşgetiren]. Genel amaçlı sonlu elemanlar paket programları 1970’li yıllardan itibaren ortaya çıkmaya başlamıştır. 1980’li yılların sonlarına doğru ise artık paket programlar mikro bilgisayarlarda kullanılmaya başlandı. 1990 yıllarının ortaları itibariyle sonlu elemanlar metodu ve uygulamalarıyla ilgili yaklaşık olarak 40.000 makale ve kitap yayınlanmıştır [Ergin ve ark., 2000].

Sonlu elemanlar metodunu diğer nümerik metotlardan üstün kılan başlıca unsurlar şöyle sıralanabilir:

- a) Kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle ele alınan bir cismin geometrisi tam olarak temsil edilebilir.
- b) Bir veya birden çok delik veya köşeleri olan bölgeler kolaylıkla incelenebilir.
- c) Değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler incelenebilir.
- d) Sebep sonuç ilişkisine ait problemler, genel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar metodunun bu özelliği problemlerin anlaşılmasını ve çözülmesini hem mümkün kılar hem de basitleştirir.
- e) Sınır şartları kolayca uygulanabilir [Topcu ve Taşgetiren].

3.3 Sonlu Elemanlar Metodunun Genel Prensipleri

Sonlu elemanlar metodunun temel prensibi, öncelikle bir elemana ait sistem özelliklerini içeren denklemlerin çıkartılıp tüm sistemi temsil edecek şekilde eleman denklemlerini birleştirerek sisteme ait lineer denklem takımının elde edilmesidir. Bir elemana ait denklemlerin elde edilmesinde değişik metotlar kullanılabilir. Bunlar içinde en çok kullanılan dört temel yöntem şunlardır:

- 1) Direkt yaklaşım: Bu yaklaşım daha çok tek boyutlu ve basit problemler için uygundur.
- 2) Varyasyonel yaklaşım: Bir fonksiyonelin ekstremize yani maksimum ve minimum edilmesi demektir. Katı cisim mekaniğinde en çok kullanılan fonksiyoneller potansiyel enerji prensibi, komplementer (tümleyen) potansiyel enerji prensibi ve Reissner prensibi olarak sayılabilir. Fonksiyonelin birinci türevinin sıfır olduğu noktada fonksiyonu ekstremize eden değerler bulunur. İkinci türevinin sıfırdan büyük veya küçük olmasına göre bu değerler maksimum veya minimum olduğu anlaşılır.
- 3) Ağırlıklı kalanlar yaklaşımı: Bir fonksiyonun çeşitli değerler karşılığında elde edilen yaklaşık çözümü ile gerçek çözüm arasındaki farkların bir ağırlık fonksiyonu ile çarpılarak toplamalarını minimize etme işlemine "ağırlıklı kalanlar yaklaşımı" denir. Bu yaklaşım kullanılarak eleman özelliklerinin elde edilmesinin avantajı, fonksiyonellerin elde edilemediği problemlerde uygulanabilir olmasıdır.
- 4) Enerji dengesi yaklaşımı: Bir sisteme giren ve çıkan termal veya mekanik enerjilerin eşitliği ilkesine dayanır. Bu yaklaşım bir fonksiyonele ihtiyaç göstermez [Topcu ve Taşgetiren].

Sonlu elemanlar metodu ile problem çözümünde kullanılacak olan yaklaşım çözüm işleminde izlenecek yolu değiştirmez. Çözüm yöntemindeki adımlar şunlardır:

- 1) Cismin sonlu elemanlara bölünmesi,

- 2) İnterpolasyon fonksiyonlarının seçimi,
- 3) Eleman direngenlik matrisinin teşkili,
- 4) Sistem direngenlik matrisinin hesaplanması,
- 5) Sisteme etki eden kuvvetlerin bulunması,
- 6) Sınır şartlarının belirlenmesi,
- 7) Sistem denklemlerinin çözümü [Topcu ve Taşgetiren].

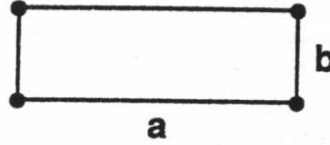
Lineer statik problemler için aşağıdaki kabuller yapılmaktadır:

- 1) Deformasyonlar küçüktür. (Uygulanan yükler şekil değişimine uygun olarak değişmez ve denge denklemleri değişimin her anı için yazılmaz.)
- 2) Malzemeler elastik olarak kabul edildiğinde plastik şekil değişimi göz ardı edilmektedir.
- 3) Statik yükler sisteme uygulanırken çok yavaş bir şekilde uygulanmaktadır sabit rejimde uygulanmaktadır [Topcu ve Taşgetiren].

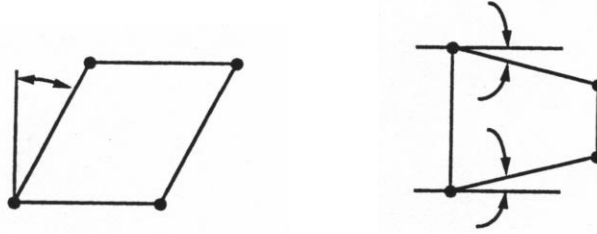
3.4 Sonlu Elemanlarda Modelleme

Modelleme bir fiziksel yapı veya sürecin analitik veya sayısal olarak yeniden inşa edilmesidir. Sonlu elemanlar metodunda modelleme basitçe nod ve elemanlardan oluşan bir ağ yapısı hazırlamak değildir. Problemi gerekli şekilde modelleyebilmek için gerekli sayı ve tipteki elemana karar vermek ancak problemin fiziğinin iyi şekilde anlaşılmasıyla mümkündür. Kötü şekil verilmiş elemanlar ile hesaplanması istenilen büyüklüğün hesaplama alanı içindeki değişimini yansıtamayacak kadar büyük boyutlu elemanlar modellemede istenmez. Şekil 3.1 de elemanlarda genelde müsaade edilebilecek geometrik biçim bozukluklarının seviyesi gösterilmektedir. Diğer yandan zaman ve bilgisayar olanaklarını boş yere harcamamıza neden olacak, gereksiz kadar çok sayıda elemanlardan oluşan bir modelleme de istenmemektedir. Hesaplanması istenilen büyüklüğü ve hesaplama alanı içindeki değişimini yeterli doğrulukta verecek kadar sıklıkta bir eleman dağılımına ihtiyaç vardır. Örneğin Şekil 3.2 de silindirik yüzeylerin modellenmesi için 4 nodlu veya 8 nodlu dörtkenarlı elemanlar kullanılması durumunda tipik bir

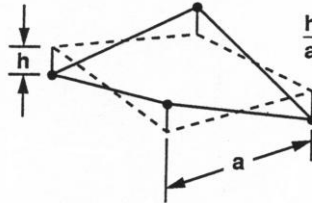
eleman dağılımı gösterilmiştir. Diğer yandan Şekil 3.3'te bir delik etrafında olması gereken tipik eleman dağılımı görülmektedir. Bir sonlu eleman kullanıcısı aynı zamanda mukayese amacıyla deneysel ve analitik çözümler de elde edebilmelidir. Birçok problem için yaklaşık çözümler, literatürde tablolar halinde sunulmuştur [Young, 1989]. Şekil 3.4'te sonlu elemanlar metodu ile analiz için bir prosedür sunulmaktadır.



Uzunluk oranı a/b için genelde 10:1 oranına kadar müsaade edilebilir.

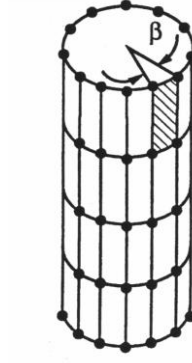


Açı $< 20^\circ - 30^\circ$



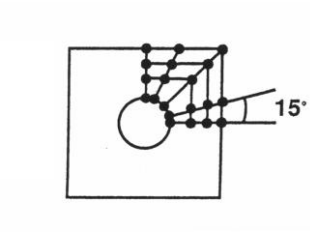
Genelde h/a oranı %5 den küçük olmalı

Şekil 3.1 Eleman geometrisinde müsaade edilebilir deformasyonlar

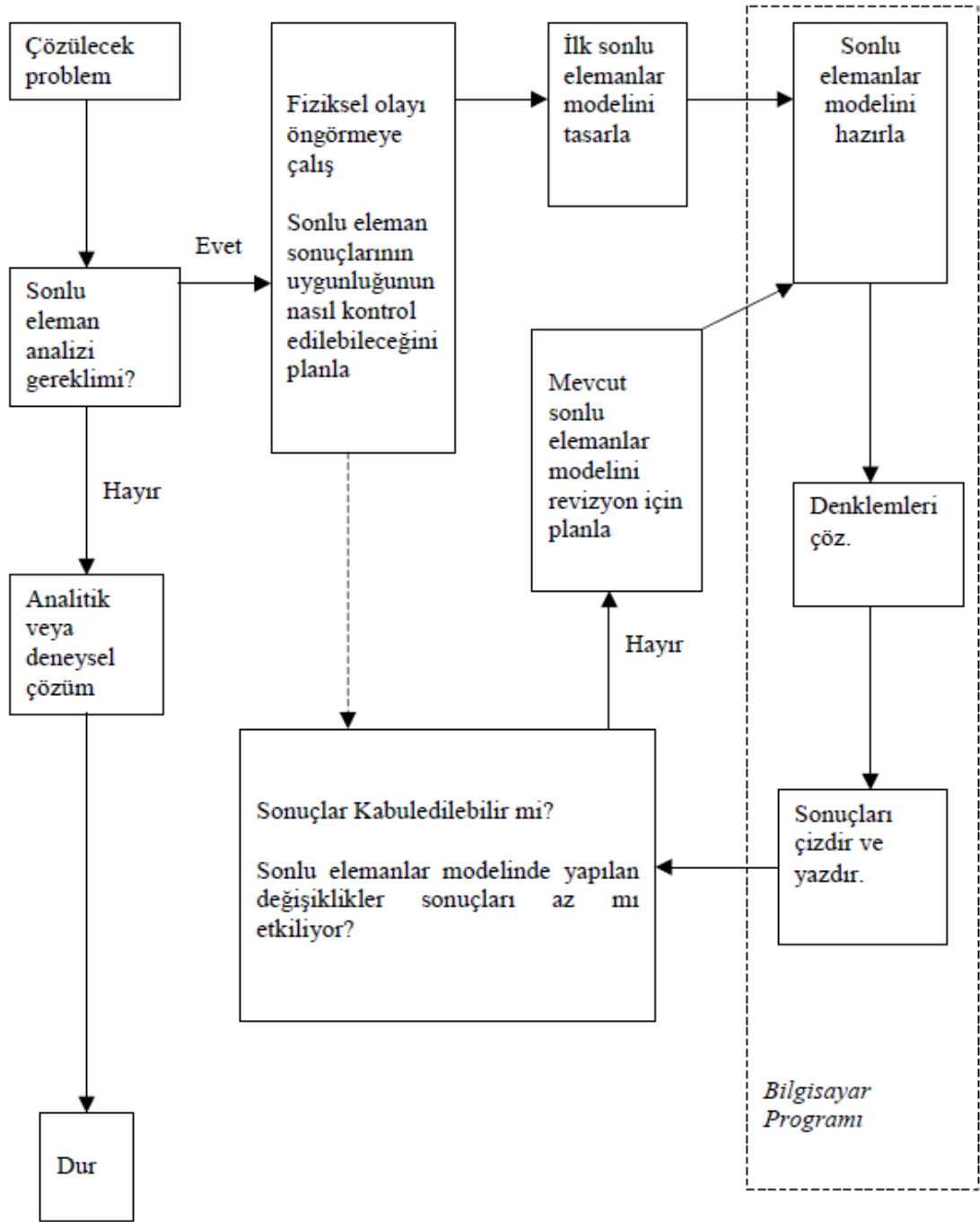


$\beta < 15^\circ$ 4 nodlu dörtkenarlı elemanlar için, $\beta < 30^\circ$ 8 nodlu dörtgen elemanlar

Şekil 3.2 Bir silindirik yüzey etrafındaki tipik eleman dağılımı



Şekil 3.3 Bir delikli geometride delik etrafındaki tipik eleman dağılımı



Şekil 3.4 Sonlu eleman analiz prosedürü

3.5 Eleman Seçimi

Sonlu eleman probleminin çözümünde ilk adım eleman tipinin belirlenmesi ve çözüm bölgesinin elemanlara ayrılmasıdır. Çözüm bölgesinin geometrik yapısı belirlenerek bu geometrik yapıya en uygun gelecek elemanlar seçilmelidir. Seçilen

elemanların çözüm bölgesini temsil etme oranında, elde edilecek neticeler gerçek çözüme yaklaşmış olacaktır. Sonlu elemanlar metodunda kullanılan elemanlar boyutlarına göre dört kısma ayrılabilir:

- a) Tek boyutlu elemanlar: Bu elemanlar tek boyutlu olarak ifade edilebilen problemlerin çözümünde kullanılır. Yay, kiriş gibi elemanlar bunlara örnek olarak verilebilir.
- b) İki boyutlu elemanlar: İki boyutlu (düzlem) problemlerinin çözümünde kullanılırlar. Bu grubun temel elemanı üç düğümlü üçgen elemandır. Üçgen elemanın altı, dokuz ve daha fazla düğüm ihtiva eden çeşitleri de vardır. Düğüm sayısı seçilecek interpolasyon fonksiyonunun derecesine göre belirlenir.
- c) Dönel elemanlar: Eksenel simetrik özellik gösteren problemlerin çözümünde dönel elemanlar kullanılır.
- d) Üç boyutlu elemanlar: Bu grupta temel eleman üçgen piramittir. Bunun dışında dikdörtgenler prizması veya daha genel olarak altı yüzeyli elemanlar, üç boyutlu problemlerin çözümünde kullanılan eleman tipleridir [Topcu ve Taşgetiren].

3.5.1 Üç Boyutlu Kiriş Elemanı

Üç Boyutlu Kiriş elemanı genel amaçlı bir sonlu eleman tipi olup, 3 boyutlu işlem yapabilme kapasitesine sahiptir. Bu eleman tipi aynı zamanda uzay kiriş elemanı olarak da adlandırılmaktadır. Eleman uzayda iki adet nod ile tarif edilmektedir. Üçüncü bir nod ise serbestlik derecesine haiz olmayan ve eleman koordinat sistemini tarif etmek amacıyla kullanılmaktadır. Elemanın iki ucunu tespit eden iki adet nod için 12 adet serbestlik derecesi mevcuttur. Her bir nod 3 adet öteleme ve 3 adet dönme serbestliğine sahiptir. Eleman herhangi doğrultuda gelen kuvvet ve herhangi bir eksen etrafında dönme zorlamasına direnç gösterecek kapasiteye sahiptir. Elemanı tarif etmek için nodların koordinatına, elastisite modülüne (E), kayma modülüne (G), kesit alanına, kesit atalet momenti değerlerine,

burulma sabitine (J) ve kiriş eksenine dik doğrultudaki deformasyon faktörlerine ihtiyaç vardır [Ergin ve ark., 2000].

3.5.2 Sabit Gerilmeli Üçgen Eleman

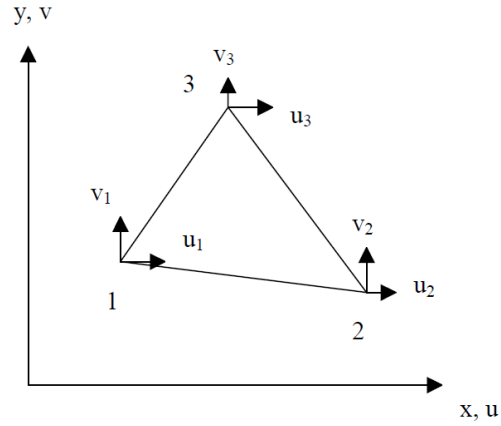
Sabit gerilmeli üçgen eleman elemanı sabit kalınlığı olan, üç nod noktasını birleştiren ve toplam altı serbestlik derecesi ile tarif edilen bir elemandır. Şekil 3.5'te sabit gerilmeli üçgen eleman gösterilmektedir. Eleman deplasman alanı aşağıdaki gibi tarif edilmektedir.

$$u = a_1 + a_2x + a_3y \quad (3.2)$$

$$v = a_4 + a_5x + a_6y \quad (3.3)$$

Yukarıdaki deplasman bağıntılarından görüldüğü gibi deplasman alanı eleman içinde ve kenarlar boyunca lineer'dir. Eleman sınırları içinde ise gerilme değerleri sabittir. Birbirine bağlı elemanlar arasında deplasman uyumluluğu (compatibility), bağlı iki nod noktası arasındaki lineer kenar deformasyon karakteristiği dolayısıyla sağlanmaktadır. Yapının bütün olarak kuvvet dengesi ise nod noktalarında sağlanır.

Sabit gerilmeli üçgen elemanı sonlu eleman modellerinde küçük gerilme gradyeni karakteristiğine sahip bölgelerde iyi sonuç verecektir. Diğer durumlarda sabit gerilmeli üçgen elemanın kullanılması iyi sonuç vermeyecektir. Örneğin sadece eğilmeye maruz bir yapıyı sabit gerilmeli üçgen elemanlarıyla modellemek gerçek problem ile uyumsuz sonuçlar verecektir. Sabit gerilmeli üçgen elemanlarının bu olumsuzlukları, daha sık bir eleman ağ yapısıyla kısmen giderilebilir [Ergin ve ark., 2000].



Şekil 3.5 Sabit gerilmeli üçgen eleman

3.5.3 Lineer Gerilmeli Üçgen Eleman

Lineer gerilmeli üçgen elemanları sabit gerilmeli üçgen tip elemanların aksine, köşe noktalarına ilaveten kenar orta noktalarında birer adet daha nod noktasına sahiptir. Böylece her bir lineer gerilmeli üçgen elemanı 6 adet nod noktasına ve toplam olarak 12 nod serbestlik derecesine sahiptir. Eleman deplasman alanı ise aşağıdaki gibi tarif edilmektedir [Ergin ve ark., 2000].

$$u = a_1 + a_2x + a_3y + a_4x^2 + a_5y^2 + a_6xy \quad (3.4)$$

$$v = a_7 + a_8x + a_9y + a_{10}x^2 + a_{11}y^2 + a_{12}xy \quad (3.5)$$

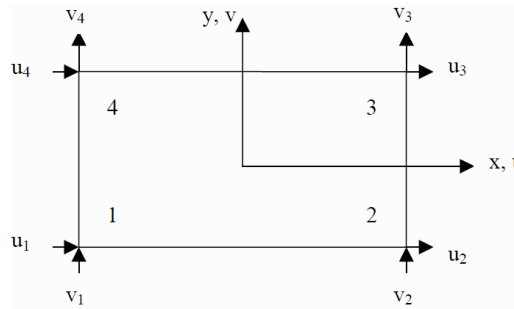
Sabit gerilmeli üçgen elemanın aksine gerilme büyüklüğü lineer gerilmeli üçgen elemanı içerisinde x ve y koordinatları ile lineer olarak değişmektedir. Sadece eğilmeye maruz yapılar için lineer gerilmeli üçgen elemanlarıyla yapılan modellemelerde, deplasman ve gerilme alanları için çok iyi yaklaşımlar elde edilecektir [Ergin ve ark., 2000].

3.5.4 Çifte Lineer Dörtgen Eleman

İki boyutlu problemler için diğer bir tip eleman, çifte lineer dörtgen elemanlardır. Eleman köşelerinde dört adet nod yer almaktadır ve eleman sekiz nodal serbestlik derecesine sahiptir. Diğer yandan 8 nodlu eleman tipi için ise kenarların orta noktalarında dört adet nod vardır. Dört nodlu eleman için deplasman alanı aşağıdaki bağıntılarda verilmiştir. Burada elemanın çifte lineer diye isimlendirilmesi u ve v deplasman bağıntılarının iki lineer polinomun çarpımından oluşmasından dolayıdır. Şekil 3.6’da dört nodlu çifte lineer dörtgen eleman gösterilmektedir [Ergin ve ark., 2000].

$$u = a_1 + a_2x + a_3y + a_4xy \quad (3.6)$$

$$v = a_5 + a_6x + a_7y + a_8xy \quad (3.7)$$



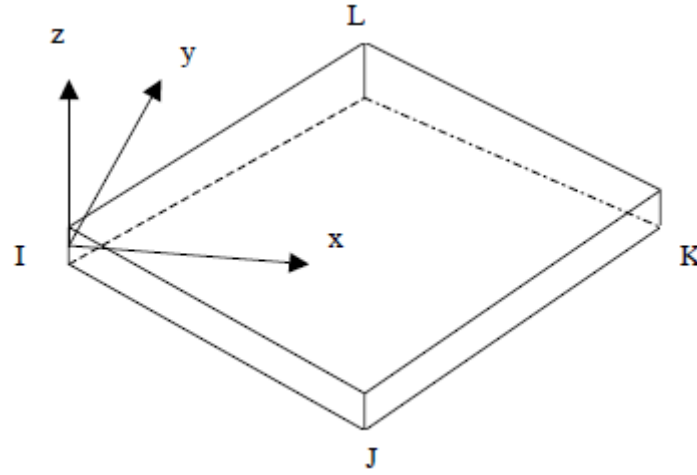
Şekil 3.6 Dört nodlu çifte lineer dörtgen eleman

Elemanın en önemli özelliği σ_x değeri x- koordinatından bağımsızdır. Bu eleman tipi, örneğin ucundan yüklü konsol kirişlerin modellenmesinde uygun sonuç vermeyecektir [Ergin ve ark., 2000].

3.5.5 Kabuk Elemanlar

Bir genel kabuk eleman membran ve eğilme etkisini aynı anda temsil edebilmelidir. Örneğin dört nodlu basit bir dörtgen eleman tarif edilebilir. Elemanı tarif eden tüm nodlar aynı düzlem üzerinde olmayabilir. Bu da elemanda çarpılmaya neden olur. Elemanın çarpılması performansını olumsuz yönde etkiler. Ticari paket programlarda küçük miktarlarda çarpılmaya müsaade edilmektedir. Bu dört nodlu elemanın en büyük avantajı formülasyonunun basit olmasıdır. Genellikle az sayıda daha karışık bir eleman tipi kullanılması yerine, daha fazla sayıda basit bir eleman tipi kullanılması tavsiye edilmektedir. Dört kabuk elemanın en büyük dezavantajı düzgün eğrisel yüzeylerin düzlem elemanlarla veya az miktarda çarpılmış şekle sahip olan elemanla temsil edilmesidir. Kabuk teorisine dayanarak elde edilen eğrisel yüzeyli elemanlar düzlemsel elemanların yaratmış olduğu problemleri ortadan kaldırmaktadır. Fakat diğer yandan beraberinde başka zorlukları getirmektedir. Eğrisel elemanı tarif etmek için çok daha fazla geometrik bilgiye ihtiyacımız olmaktadır. Elemanın formülasyonu ise düzlemsel elemanlara nazaran çok daha zordur [Ergin ve ark., 2000].

Dört nodlu ve dörtkenarlı elastik kabuk eleman, çoğu ticari programda yer alan bu eleman tipi eğilme ve membran yüklerini taşıyabilme özelliğine sahiptir. Eleman düzlemi içinde ve düzlemine dik doğrultudaki yüklemelere müsaade eder. Her nod, üç tanesi x , y , z - doğrultusunda öteleme ve üç tanesi de bu eksenler etrafında dönme serbestliği olmak üzere altı adet serbestlik derecesine sahiptir. Eleman dört nod ile tarif edilmekte ve değişken kalınlığa müsaade edilebilmektedir. Değişken kalınlıklı elemanlar için kalınlık eleman içerisinde düzgün olarak değişmelidir. Bu eleman tipi plakların olduğu kadar düzgün eğrisel yüzeylerin modellenmesinde de kullanılmaktadır. Eğrisel yüzeylerde iyi bir yaklaşım elde edebilmek için fazla sayıda bu elemandan kullanılmalıdır. Formülasyonunun basit olması nedeniyle diğer tip elemanlara göre daha avantajlıdır. Şekil 3.7 de dört nodlu ve dörtkenarlı elastik kabuk eleman gösterilmektedir [Ergin ve ark., 2000].



Şekil 3.7 Dört nodlu ve dörtkenarlı elastik kabuk elaman (x, y eksenleri eleman düzlemi içindedir)

3.6 Ayrıklaştırmada Dikkat Edilmesi Gereken Hususlar

Doğru modelleme yapabilmek için ayrıklaştırma esnasında bir takım hususlara dikkat edilmesi gerekmektedir. Bu hususlar aşağıda sıralanmaya çalışılmıştır:

- 1) Sonlu elemanlar ağının mümkün olduğu kadar düzenli olmasına dikkat edilmelidir. Fakat yüklemede ve yapının davranışında hızlı değişimlerin görüldüğü bölgelerde daha sık bir ağ yapısı için düzenliliğin bozulmasına müsaade edilebilir.
- 2) Dörtkenarlı elemanların üçgen elemanlara göre birçok avantajı olması nedeniyle, dörtkenarlı elemanlar daima üçgen elemanlara tercih edilmelidir. Fakat geometrinin ve/veya yüklemenin üçgen eleman gerektirdiği durumlarda bu kural bozulabilir.
- 3) Deplasman analizi için gerilme analizinde kullanıldığı kadar sık ağ yapısına gerek yoktur.
- 4) Geometride veya malzemede non-lineerliliği hesaba katan analizler için lineer analizlere kıyasla daha sık bir ağ yapısına ihtiyaç vardır.
- 5) Titreşim modlarının hesabı doğal frekansların hesabına kıyasla daha sık ağ yapısı gerektirmektedir.

- 6) Nodların numaralandırılması mümkün olduğu kadar büyük deplasman bölgelerinden küçük deplasman bölgelerine doğru yapılmalıdır. Fakat genelde sonlu eleman paket programlarında sonuçlar numaralandırmadan etkilenmezler.
- 7) Eğrisel yüzeylerin düzlemsel elemanlar ile tarif edilmesi durumunda yüzey normali etrafındaki dönme serbestliği kaldırılmalıdır. Aksi takdirde kötü koşullu bir matrisle uğraşılması gerekecektir.
- 8) Elemanların kenar uzunluk oranları (aspect ratio) eleman tipleri arasında değişiklik gösterse de, uzunluk oranı deplasman hesapları için 10'un altında, gerilme hesapları için ise 5'in altında kalmalıdır.
- 9) Yüksek mertebeden elemanlar için ara nodların dağılımı mümkün olduğu kadar düzenli olmalıdır.
- 10) Sonlu eleman hesaplarının ilk kontrolü için yüklerin, kuvvetlerin ve reaksiyonların dengesinin kontrol edilmesi tavsiye edilmektedir.
- 11) Eğer analiz edilen yapı ve yükleme simetrik ise, hesaplamalarda bu avantaj kullanılmalıdır. Yani analiz için yapının yarısı veya dörtte biri modelleme için kullanılabilir. Fakat burkulma ve özdeğer problemlerinde dikkatli olunması gerekir, çünkü anti-simetrik modlar bu problemler için önemli olabilir.
- 12) Yüksek frekanslı tepkisel değerlerin önemli olmadığı dinamik analizler için, statik analizde kullanılabilecek bir ağ yapısı yeterli olacaktır.
- 13) Anlık dinamik analizlerde eleman boyu, zaman adımı, integrasyon metodu ve tepki süresi uyumlu olmalıdır.
- 14) Yüksek uzunluk oranlı dörtgen elemanlar, büyük açılı üçgen eleman gibi elemanlardan mümkün olduğu kadar sakınılması gerekmektedir.
- 15) Yakınsaklık analizinde orijinal mesh kullanılarak ağ sıkılaştırılmalıdır. Eğer farklı bir mesh kullanılırsa yakınsaklık analizine tekrar başlamak gerekecektir.
- 16) Yüksek ve düşük mertebeden elemanların birbirine bağlanması gerilmelerde düzensizliklere neden olacaktır.
- 17) Eleman boyutlarında hızlı değişiklikler mümkün olduğu kadar minimize edilmelidir.
- 18) Anizotropik malzemeler için poisson oranı açıkça tanımlanmalıdır. Ayrıca ν , E ve G değerlerinin teorik limitlerinin aşılmaması kontrol edilmelidir.

- 19) Kompleks yapıların sonlu elemanlar metoduyla analizinde, tüm yapı göreceli olarak kaba bir ağ yapısıyla analiz edilir. Bu analiz sonuçları yapı içinde detaylı bilgi sahibi olmak istediğimiz bölge için sınır koşulu olarak kullanılarak, bu bölge daha sıkı bir ağ yapısı ile analiz edilebilir [Ergin ve ark., 2000].

4. OPTİMİZASYON

4.1 Optimizasyona Giriş

Optimizasyon "En İyileme" anlamına gelir ve her zaman için hedeflenen sonuç, optimizasyon teknikleri kullanılarak ulaşılan sonuçtur. Bir işin yapılmış olması demek, o işin en iyi şekilde yapıldığı anlamına gelmez. Optimizasyon teknikleri, yapılmış veya yapılmakta olan işin en iyi çözümünü ortaya koymak için kullanılır. Bu teknikler kullanılarak ortaya konulmuş olan çözüm, Optimum Çözüm olarak adlandırılır. Hedef her zaman için bu optimum çözümü yakalayabilmektir. Optimizasyon, anlamından da anlaşılacağı gibi, her alanda kullanılmaktadır. Yapılacak olan bir inşaatın tutun bir web sitesine kadar her alanda bu tekniklere ihtiyaç duyulur.

İnsanların yaşamları boyunca karşılaştıkları sorunları çözüm arayışları zamanla bu çözümleri modeller üzerinde arama yaklaşımını doğurmuştur. Matematik ve bilgisayardaki gelişmeleri dış dünyanın problemlerini matematiksel olarak problemleşmiş bu çözümleri modelleyip çözerek bu çözümleri gerçek hayata yansıtma olanağı vermiştir. Matematiksel modelleme tekniği öncelikle doğrusal ve az sayıda değişkenlerin kullanılmasıyla başlamıştır. Bir süre sonra doğrusallık varsayımını her problem için geçerli olmadığı anlaşılmıştır. Bu durumda doğrusal olmayan modellemeye gidilmiştir. Ancak doğrusal olmayan modellerin kendine özgü çözümleri uygulamada birçok sorunu beraberinde getirmiştir. Zamanla geliştirilen bazı yöntemlerle doğrusal olmayan modellerin hızla çözümlenmesi sağlanmış ve bu optimizasyon teorisini geliştirmiştir. Optimizasyon; bir problemde belirli koşullar altında mümkün olan alternatifler içinden en iyisini seçmektir.

4.2 Optimizasyonun Tarihçesi

Sayısal yöntemlerdeki ilk büyük ilerlemeler, İkinci Dünya Savaşı'ndan sonra sayısal bilgisayarların gelişmesiyle ortaya çıkmıştır. İngiltere'de Koopmans ve

Sovyetler Birliği'nde Kantorovich birbirlerinden bağımsız olarak en az maliyetli stok ve ürün dağılımları genel problemi üzerinde çalıştılar. 1947'de Koopmans'ın öğrencilerinden Dantzig, doğrusal programlama problemlerinin çözümü için simplex prosedürünü buldu. Bu yaklaşım, özellikle Charnes ve çalışma arkadaşları gibi bazı araştırmacılar tarafından, sınırlandırılmış optimizasyonla ilgili başka geliştirilmesinin önünü açtı. Bilgisayar kullanımının yaygınlaşmasından sonra kısıtlamasız optimizasyon kullanımının yaklaşımları da hızlı bir şekilde gelişti [Chapra and Canale, 2006].

4.3 Optimizasyon ve Mühendislikte Uygulanması

Mühendisler sürekli olarak, işleri verimli bir şekilde yapacak cihaz ve ürün tasarlamak zorundadırlar. Bunu yaparken fiziksel dünyanın kısıtlarıyla sınırlanırlar. Ayrıca maliyetleri de düşük tutmak zorundadırlar. Bu nedenle daima, işleyle kısıtları dengelemeleri gereken optimizasyon problemleriyle karşı karşıyadırlar. Sık rastlanılan bazı durumlar şunlardır;

- Minimum ağırlık ve maksimum mukavemet için uçak tasarımı.
- Uzay araçlarının optimum yörüngeleri.
- İnşaat mühendisliğiyle ilgili yapıların minimum maliyetle tasarımı.
- Sel zararlarını azaltan ve maksimum hidrolik güç elde eden barajlar gibi su kaynakları projelerinin tasarımı.
- En maliyetle malzeme kesme stratejisi.
- Maksimum verimde pompa ve ısı geçişi cihazları tasarımı.
- Elektrik devre ve makinelerinin güçlerini maksimuma çıkarırken ısı üretimlerini minimumda tutmak.
- Minimum hatayla istatistiksel analiz ve modeller.
- Optimum planlama ve programlama.
- Optimum boru şebekeleri.
- Maliyeti minimuma indirmek için planlı bakım.
- Bekleme ve boşta durma sürelerini en azda tutmak [Chapra and Canale, 2006].

4.4 Optimizasyon Metotlarının Sınıflandırılması

Optimizasyon metotlarını sınıflandırmak istersek şöyle sınıflandırabiliriz;

- Değişken sayısına göre
 - Tek değişkenli
 - Çok değişkenli
- Kısıtlara göre
 - Kısıtsız optimizasyon
 - Kısıtlı optimizasyon
- Amaç fonksiyonuna göre
 - Tek amaçlı fonksiyon
 - Çok amaçlı fonksiyon
- Fonksiyonların derecesine göre
 - Lineer optimizasyon
 - Non-Lineer optimizasyon

Optimizasyon metotları çözümde kullandıkları bilgiye göre ise üçe ayrılır bunlar; sadece fonksiyonun değerini kullanan metotlar, fonksiyonun birinci türevini de kullanan metotlar ve fonksiyonun ikinci türevini de kullanan metotlar olarak ayrılırlar.

Analitik optimizasyon metodu nümerik optimizasyon metoduna göre fonksiyonun 1. ve 2. türevini kullandığı için daha fazla bilgiye sahiptir ve bunun sayesinde fonksiyonun yerel ve gerçek tüm optimum noktalarını aynı anda verebilir. Nümerik optimizasyon yönteminde ise belli bir ilk başlangıç noktası veya belli bir ilk aralık verilmesi gerekir ve yapılan iterasyonlarla fonksiyon üzerindeki ilk optimum noktada durur. Bulunan nokta yerel optimum noktada olabilir gerçek optimum nokta da olabilir. Yapılan işlemler iterasyonlarla tekrarlanarak yapıldığı için nümerik optimizasyon yöntemi analitik optimizasyon yöntemine göre daha yavaştır. Ama gerçekte kullanılacak bir fonksiyonun 1. ve 2. türevini almak çok zor veya imkânsız

olabilir bununla birlikte hızlanan bilgisayarlarında yardımıyla optimizasyon metotlarında nümerik yöntemler daha fazla kullanılmaktadır.

4.5 Optimizasyon Metotları

4.5.1 Analitik Optimizasyon Metotları

- a) Tek değişkenli kısıtsız optimizasyon; basit fonksiyonlarla ifade edilen, değişken sayısının fazla olmadığı durumlarda kullanılır. Fonksiyonun 1. ve 2. türevine ihtiyaç vardır. Fonksiyonun 1. türevi alınarak sıfıra eşitlenir ve bulunan değer fonksiyonun 2. türevinde yerine konur. Eğer fonksiyonun 2. türevindeki değer pozitifse minimum noktayı verir, negatifse maksimum noktayı verir. 1. türevde bulunan değer fonksiyonda yerine konarak fonksiyonun optimumda aldığı değer bulunur. Fonksiyonun türevi alınabildiği sürece hızlı bir yöntemdir.
- b) Çok değişkenli kısıtsız optimizasyon; basit fonksiyonlarla ifade edilen, değişken sayısının fazla olmadığı durumlarda kullanılır. Fonksiyonun 1. ve 2. kısmi türevine ihtiyaç vardır. Bulunan 2. dereceden kısmi türevlerle Hessian matrisi oluşturulur. 1. dereceden kısmi türevler sıfıra eşitlenir ve potansiyel çözüm noktaları bulunur. Sonra bulunan bu potansiyel çözüm noktaları sırasıyla Hessian matrisinde yerine konur ve Hessian matrisinin özdeğeri bulunur. Bulunan özdeğerlerin hepsi pozitif tanımlı ise lokal minimum, negatif tanımlı ise lokal maksimum eğer hem pozitif hem de negatif tanımlı ise düğüm noktasıdır [Arora, 2004].
- c) Eşitlik şeklindeki kısıtların olduğu optimizasyonlar; basit fonksiyonlarla ifade edilen, değişken sayısının ve kısıt sayısının fazla olmadığı durumlarda kullanılır. Amaç fonksiyonuna Lagrange değişkeniyle çarpılmış durumda kısıt fonksiyonu eklenir ve bu durumda ki yeni fonksiyonun Lagrange değişkeni dâhil olmak üzere tüm değişkenlere göre 1. ve 2. dereceden kısmi türevleri alınır. Birinci dereceden kısmi türevler sıfıra eşitlenerek potansiyel noktalar bulunur. Bulunan bu noktalar Hessian matrisine benzeyen ve yeni fonksiyonun 2. dereceden kısmi türevi ve kısıt fonksiyonun 1. dereceden

kısmi türevinden oluşan bir matrisin özdeğeri bulunur bulunan bu özdeğer sıfırdan büyükse minimum notayı verir küçükse maksimum noktayı verir [Arora, 2004].

- d) Eşitsizlik şeklindeki kısıtların olduğu optimizasyonlar; basit fonksiyonlarla ifade edilen, değişken sayısının ve kısıt sayısının fazla olmadığı durumlarda kullanılır. Bu yöntem Kaurush Kuhn Tucker yöntemi olarak da bilinir. Eşitsizlik şeklindeki kısıt fonksiyonu yeni bir değişkenle eşitlik şeklindeki kısıt fonksiyonun çevrilir ve yeni kısıt fonksiyonu amaç fonksiyonuna eklenir. Yeni oluşturulan amaç fonksiyonun 1. dereceden kısmi türevleri alınır. Bundan sonra eşitsizlik şeklindeki kısıtları sağlayacak şekilde senaryolar üretilerek 1 dereceden kısmi türevler de yerine konulur ve senaryodaki değeri sağlayıp sağlamadığına baktır. Eğer değerler senaryoyu sağlıyorsa optimum noktayı bulunmuş olur. 2. türev istememsi bakımından iyi fakat senaryo sayısının fazla olması bakımından biraz yavaş bir metottur. Aynı problem kısıtsızlık şeklindeki fonksiyona yeni bir değişken eklenerek eşitlik şeklinde kısıt olması sağlanır ve 'c' deki yöntem gibi çözülür.

4.5.2 Tek Değişkenli Nümerik Optimizasyon Metotları

- a) Golden Section metodu; bu metot optimumun araştırılacak alanı sürekli daraltarak bulmayı amaçlar. Her iterasyonda bir önceki alanı yaklaşık olarak %38 daraltır. Fonksiyonun türevi kullanılmadığı için atılacak bölgenin belirlene bilmesi için aralıkta fonksiyonun iki değerine ihtiyaç duyulur. Altın oranın özelliği sayesinde her iterasyonda atılan alandaki değer bir sonraki iterasyonda kullanılır ve böylece her iterasyon için sadece yeni bir nokta bulunması ve onun hesaplanmasını içerir ki bu da işlem maliyetini azaltır. n iterasyon neticesinde alan 0.618^n azalmış olacaktır. Bu yöntem de verilen aralık içinde tek bir optimum noktanın olması gerekir. Verimi fonksiyonun 1. ve/veya 2. türevini kullanan metotlara göre düşüktür fakat diğer metotlara göre her iterasyon için sadece yeni bir nokta istediğinden dolayı daha verimlidir. Yöntemin yakınsama hızı fonksiyonun tipinden bağımsızdır. Tek değişkenli her fonksiyonun optimumunun hesaplanmasında kullanılabilir [Chapra and Canale, 2006].

- b) Türev esaslı polinom (Bisection) metodu; bu metot optimumun araştırılacak alanı sürekli daraltarak bulmayı amaçlar. Fonksiyonun türevi kullanılarak aralık her iterasyonda ikiye bölünür ve bu noktadaki türev değerine bakılır ve alan buna göre daraltılır. Bu yöntemle Golden Sectiona göre daha hızlı yakınsama sağlanmış olsa da türev bilgisinin gerekliliği ve hesabı daha fazla işlem maliyetine yol açar [Chapra and Canale, 2006].
- c) Quadratik (Parabolik) enterpolasyon fonksiyonu metodu; bu metot optimumun araştırılacak alanı sürekli daraltarak bulmayı amaçlar. Alanın uç ve orta noktalarındaki değerler hesaplanır ve bu noktalarda bir parabol geçirilir ve parabolün minimum noktası bulunur. Bulunan bu nokta fonksiyonda yerine konur ve sınır değerlerden biri elenerek yeni iterasyonlara aynı şekilde devam edilir. Eğer fonksiyon bu yönteme uygunsa yakınsama hızlıdır, türev bilgisi gerekmez ve her iterasyon için sadece yeni bir nokta ve onun fonksiyon değerinin hesaplanması gerekir. Yöntem non-konveks (keskin dönüşlü) durumlar için uygun değildir ve fonksiyonun 2. mertebeden üretilebilir olması gerekir. Daha çok özel uygulamalarda kullanılır.
- d) Newton-Raphson metodu; bu metot optimum araştırılacak noktayı adım adım çözerek bulur. Bu yöntem için fonksiyonun 1. ve 2. türevinin alınabilir olması gerekmektedir. İterasyonun algoritması şu şekildedir; $x_{k+1} = x_k - \frac{f'(x_k)}{f''(x_k)}$
- Algoritmadan da görüleceği gibi fonksiyonun 2. türevinin sıfır olduğu veya sıfıra yaklaştığı durumlarda yöntem sorun çıkartır. Bu metot hızlı yakınsayan bir metottur ve parabolik fonksiyonların optimumunu tek iterasyonda bulabilir [Chapra and Canale, 2006].

4.5.3 Çok Değişkenli Kısıtsız Optimizasyon Metotları

Bu gruptaki metotlar genellikle yön araştırma yöntemini kullanır. Bu yöntem; $x_{k+1} = x_k + \alpha_k S_k$ şeklindedir. Bu yöntemler genellikle S_k (yönü) bulmada ayrılırlar.

- a) Steepest Descet metodu; bu metot çok değişkenli fonksiyonlar için türev esaslı optimizasyon metotlarının en ilkelidir. Yön; $S_k = -\frac{\nabla f}{|\nabla f|}$ ifadesiyle

bulunur. Bu yöntemde her iterasyondaki yön bir önceki iterasyondaki yönedir. Bu nedenle optimum nokta bir birine dik bir yoldan gidilerek bulunur. İterasyonlar ilerledikçe adım uzunluğu azalır. Bu yöntemin yakınsama genelde hızı düşüktür. Eğer değişkenlerin mertebesi aynı ise yöntem çok daha süratli yakınsar. Bu metot başta hızlı yakınsar sonra ki iterasyonlarda yakınsama hızı yavaşlar [Arora, 2004].

- b) Conjugate Gradient metodu; bu metot daha önceki iterasyondaki bilgileri kullanarak ketsime bir yön bulmaya dayanır. Metodun geliştirtmesinde ki amaç ise Steepest Descent metodundan daha hızlı yakınsamak ve Newton metodundan daha az bilgiye ihtiyaç duyurmaktır. Bu metot eski yönleri dikkate alarak iterasyonlardaki bir birine dik olan yönleri elimine eder. Yön;

$$S_{k+1} = -\nabla f(x_{k+1}) + \beta S_k, \quad \beta = \frac{\nabla f(x_{k+1})^T \nabla f(x_k)}{\nabla f(x_k)^T \nabla f(x_k)}$$

burada β bir önceki yolun önem katsısıdır. Optimuma yaklaşıldıkça β değeri de azalır. β farklı olarak şu

$$\text{yöntemlerle de bulunabilir; } \beta_k = \frac{\nabla f(x_{k+1})^T \nabla f(x_{k+1})}{\nabla f(x_k)^T \nabla f(x_k)}, \text{ Fletcher-Reeves metodu ve}$$

$$\beta_k = \frac{\nabla f(x_{k+1})^T (\nabla f(x_{k+1}) - \nabla f(x_k))}{\nabla f(x_k)^T \nabla f(x_k)}, \text{ Polak-Robiee metodu. Conjugate Gradient}$$

metodunda araştırma yönü hesabı basittir ve araştırma yönü hesabında türev bilgileri kullanıldığından hızlı yakınsar ve hesaplamada fazla hafıza kullanılmaz [Arora, 2004].

- c) Newton metodu; bu metot da fonksiyonun 1. ve 2. türevleri bulunarak Hessian matrisi oluşturulur. Optimum nokta; $x_{k+1} = x_k - H^{-1}(x_k)^T \nabla f(x_k)$ iterasyonu ile bulunur. Burada Hessian matrisinin tersinin hesaplanması zordur. Newton metodu çözüme yakın noktadan başlanırsa hızlı yakınsar, uzak noktadan başlanırsa matrisin değiştirilmesi gerekebilir [Arora, 2004].

- d) Quasi-Newton metodu; Hessian matrisinin tersinin hesaplanmasının zahmetli olmasından dolayı bu yöntem geliştirilmiştir. Bu metotlarda Hessian matrisi yerine veya Hessian matrisinin tersinin yerine yaklaşığı konulur. Bu metotlar non-lineer kısıtsız optimizasyon problemlerin çözümünde en çok kullanılan metotlardır [Arora, 2004].

- e) Davidon-Fletcher-Powell (DFP) metodu; Quasi Newton metodunda Hessian matrisinin tersini almak zor olduğu için bu yöntemde tahmini bir Hessian

matrisinin tersiyle işleme başlanır ve her iterasyonda bu Hessian matrisi düzeltilir. Genellikle ilk iterasyon için Hessian matrisinin tersi birim matris olarak kabul edilir. Bu sistemin algoritma aşaması şöyledir; **1. adım:** $x^{(0)}$ ilk başlangıç noktası, $H^{(0)}$ Hessian matrisinin tersi (başlangıçta genelde birim matris alınır), $c^{(0)} = \nabla f(x^{(0)})$, gradyent vektörü, bu parametreler belirlendikten sonra 2. adıma geçilir. **2. adım:** bu adımda gradyent vektörünün uzunluğu hesaplanır bu değer iterasyonlar için durdurma kriteri olarak kullanılabilir.

$\|c^{(k)}\| \leq \varepsilon$ **3. adım:** yönün bulunması, $S^{(k)} = -A^{(k)} c^{(k)}$ **4. adım:** optimum adım uzunluğu α , $f(x^{(k)} + \alpha S^{(k)})$ yı minimize eder. **5. adım:** yeni değerlerle fonksiyonun güncellenmesi, $x^{(k+1)} = x^{(k)} + \alpha S^{(k)}$. **6. adım:** Hessian matrisinin güncellenmesi, $H^{(k+1)} = H^{(k)} + B^{(k)} + C^{(k)}$ burada $B^{(k)}$ ve $C^{(k)}$ düzeltme

matrisleridir. $B^{(k)} = \frac{d^{(k)} d^{(k)T}}{(y^{(k)} - c^{(k)})^T (y^{(k)} - c^{(k)})}$, $C^{(k)} = \frac{-z^{(k)} z^{(k)T}}{(z^{(k)} - H^{(k)} y^{(k)})^T (z^{(k)} - H^{(k)} y^{(k)})}$, $d^{(k)} = \alpha S^{(k)}$,

$$y^{(k)} = c^{(k+1)} - c^{(k)} \quad c^{(k)} = \nabla f(x^{(k+1)}); \quad z^{(k)} = H^{(k)} y^{(k)} \quad \text{şeklinde}$$

hesaplanır. Ve tekrar 2. adıma dönülerek durdurma kriteri sağlanıncaya kadar iterasyonlara devam edilir [Arora, 2004].

- f) Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno (BFGS) metodu; bu metot da Hessian matrisinin tersi yerine direk tahmini bir Hessian matrisiyle işleme başlanır. İşlem adımları DFP yöntemine benzemekle beraber DFP yöntemine göre daha hızlı sonuca ulaşmaktadır ve bu yöntemin işlem adımları DFP yöntemine göre daha az karmaşıktır. Her iki metotta da kısıtlı optimizasyon problemlerini çözmek için kısıtsız problemlere çevirmek gerekir [Arora, 2004].

4.5.4 Lineer Optimizasyon Metotları

Bu gruptaki amaç ve kısıt fonksiyonlarının lineer olması gerekmektedir veya fonksiyonlar lineerleştirilmesi gerekir. Bu tür fonksiyonların optimizasyonunda en çok kullanılan yöntem Simplex yöntemidir. Bu tür fonksiyonlara ekonomi alanındaki fonksiyonlar örnek verilebilir. Simplex metodu kapalı konveks bir bölgede lineer optimizasyon probleminin vereceği çözüm konveks bölgenin köşelerinden birisidir.

Simplex metodu bu köşelerin hepsini taramadan hızlı bir şekilde optimumu veren köşeyi bulamayı sağlar. Simplex metodunun özünde Gauss Jordan Eliminasyonu metodunu kullanır. Simplex metodunun çözüm adımları şöyle açıklanabilir; fonksiyon ilk olarak kanonik formata çevrilir ($Ax=b$ şeklinde), basit değişkenler ve basit olmayan değişkenler belirlendikten sonra değerler tabloda yerine yazılır. İlk başta basit olmayan değişkenlere sıfır değeri verilir. Pivot noktanın bulunması için fonksiyonun değerini en fazla düşürecek değişken belirlenerek pivot nokta seçilir. Ve gerekli işlemlere devam edilerek optimum noktanın bulunması sağlanır. Simplex yönteminde tüm değişkenler sadece sıfırdan büyük değerler alabilir. Eğer kısıt fonksiyonları büyük eşit şeklinde ise gevşek değişkenler dışında artık değişkenlerde eklenir ve başta bu değişkenlerin sıfır olması sağlanır ve böylece uygun bir bölgeden fonksiyonun çözümüne başlanabilir.

4.6 Eğri Uydurma

Elimizdeki veriler bir süreklilik boyunca farklı değerler içerebilir. Ancak farklı değerler arasında tahmin yapmak gerekebilir. Bu ara değerleri tahmin etmek için çeşitli eğri uydurma teknikleri vardır. Ayrıca karmaşık bir fonksiyonun basitleştirilmiş bir versiyonuna da ihtiyaç duyulabilir. Bunu yapmanın bir yolu da ilgilenilen aralık boyunca belli sayıdaki farklı noktalarda fonksiyonun değerini hesaplamaktır. Daha sonra bu değerlere uyan basit bir fonksiyon türetilir. Bu uygulamanın her ikisi de eğri uydurma olarak bilinir [Chapra and Canale, 2006].

Eğri uydurma için, verilerle ilgili hatanın büyüklüğüne bağlı olarak birbirinden ayrılan iki genel yaklaşım vardır. İlk yaklaşımda, verilen önemli derecede hata veya “karmaşa” gösterdiği yerde strateji, verilerin genel eğilimini gösteren bir tek eğri türetmektir. Herhangi bir veri noktası kesin olmayacağından, her noktadan geçmek için bir çaba harcanmaz. Daha doğrusu, eğri, bir grup olarak alınan noktaların genel şeklini izleyecek şekilde tasarlanır. Bu yapıdaki yaklaşımlardan biri en küçük kareler regresyonudur [Chapra and Canale, 2006].

İkinci yaklaşımda, verilerin çok hassas olarak bilindiği durumda temel yaklaşım, bu noktaların her birinden geçen bir eğri veya eğri ailesi uydurmaktır. Bu tür veriler genellikle tablolardan oluşur. Sıcaklığın bir fonksiyonu olarak suyun yoğunluğu veya gazların ısı kapasitesi buna birer örnektir. İyi bilinen ayrık noktalar arasındaki değerlerin tahmin edilmesi, interpolasyon olarak adlandırılır [Chapra and Canale, 2006].

4.7 Response Surface Metodu

Bu metot, amaç ve kısıt fonksiyonlarının polinom tipinde yaklaşımını (response surface model) oluşturmada kullanılır;

$$a_0 + \sum a_i x_i + \sum a_{ij} x_i x_j + \sum a_{ijk} x_i x_j x_k + \dots + a_{1\dots n} x_1 \dots x_n \quad (3.8)$$

Burada a_i 'li terim birinci dereceden etkileşim, a_{ij} 'li terim ikinci dereceden etkileşim şeklinde olmakta ve $a_0, a_i, a_{ij}, \dots$ model sabitleridir. Model sabitleri en küçük kareler yöntemi ile bulunur. Model oluşturmada özel deney tasarımları kullanılır. Deney tasarımı model oluşturmada kullanılacak en uygun noktaları seçer. Yaygın olarak kullanılan deney tasarım metotları şunlardır;

- Factorial dizayn; noktalar değişken sınırları içinde düzenli bir şekilde ağ gibi dizilidirler. Nokta sayısı uygulan factorial dizayn tipine göre belirlenir. Deney tasarımı ortogondur.
- Random dizayn; noktalar değişken sınırları içinde rastgele dağıtılmıştır. Nokta sayısını kullanıcı belirler. Deney tasarımı ortogonal değildir.
- Latin hyprecupe dizayn; değişken bölgesi her bir değişken boyunca nokta sayısı kadar aralıklara bölünür. Rastgele olarak bölge içinde istenen sayıda nokta üretilir. Rastgele seçilen noktaların karelere üniform dağılması sağlanır [Kurtaran, 2005].

Response surface metodunun kullanımındaki en büyük sorun değişken sayısı artınca modeli kurmak için gerekli deney sayısının çok hızlı artmasıdır. Bu nedenle response surface modellerinin kullanılması az sayıdaki değişkenler için uygun olmaktadır. Gelişen bilgisayar teknolojisi ile bu modelin kullanımındaki zorluklar gittikçe azalmaktadır [Kurtaran, 2005].

5. SİNÜZOİDAL FORMDAKİ KALÇA PROTEZİNİN TASARIMI ve SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE ANALİZİ

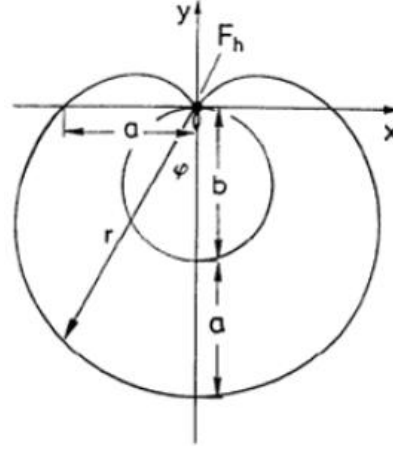
5.1 Katı Modellerin Oluşturulması

Biyomekanik alanda özellikle insan vücudunda kullanılan, çok karmaşık geometri ve anatomilere sahip olabilen implantların modellenebilmesi için uzun yıllardır ölçme tekniği ve değerlendirme metotlarına başvurulmaktadır. Bugün endüstride sıkça kullanılan koordinat ölçme sistemlerinin yanı sıra birkaç farklı 3 boyutlu yüzey ölçme metodu da diz, kalça ve dirsek kemikleri gibi çok çeşitli implant uygulamalarında kullanılmaktadır. Verilen bir anatomik bölgenin şeklini belirleyebilmek için matematiksel analizlerin de gerçekleştirilebilmesine imkân veren yüksek hassasiyetli 3 boyutlu yüzey verisine ihtiyaç duyulmaktadır.

Optik yüzey analizleri metodu, biyomekanik alanda özellikle insan vücudunda kullanılan, çok karmaşık geometri ve anatomilere sahip olabilen implantların ölçme ve kontrollerinin yapılabilirdiği bir seçenek olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu metot, yüksek sayıda veri noktasının çok kısa sayılabilecek bir zamanda yüksek hassasiyetle ve temassız olarak toplanmasını sağlar [Veselko et al., 1998]. 3 boyutlu lazer tarayıcılardaki son gelişmeler yüzey kaydetme ve analizleri için etkili bir başka yoldur. Liu ve arkadaşları 2004 yılındaki çalışmasında, ayaktaki ve bacadaki eğilmeleri ortaya çıkarmak ve göze çarpan yapıları değerlendirmek için bir metot geliştirmişlerdir. Uygulamalarında temassız 3 boyutlu lazer tarayıcı kullanmışlardır. Bu metotla, insan vücudunda kullanıldığında fonksiyonlarını tam olarak yerine getirebilecek bir ayak implantı tasarlarlarken kullanılmak üzere, yüzeydeki konkav ve konveks şekilsel yapıların bilgilerinin tam olarak tespitine olanak sağlamışlardır [Liu et al., 2004].

5.1.1 Uyluk kemiğinin Katı Modeli

Menschik, uyluk kemiği başının ideal dairesel şekle sahip olup olmadığını bir koordinat ölçme cihazı ile yaptığı 3 boyutlu ölçümler ile tespit etmiştir [Menschik, 1997]. İmplantların insan hareketlerini sağlıklı bir şekilde yerine getirebilmesi için hayati önemli olan bu şeklin; literatürde bazen bir daire bazen de bir küre olarak tanımlanmasına rağmen, Menschik tarafından “rotasyonel konkoid” olarak tanımlanan bu şekil, gerçekte ilk kez 1786 yılında E. Pascal tarafından formül ile tanımlanan, $r = a + b \cos \varphi$ genel eşitliği ile tanımlanan konkoid, şekil 5.1 de gösterilmektedir. Burada F_h geometrik merkezi temsil etmektedir [ISO 4287., 1997].



Şekil 5.1 Konkoid şekli

Sonlu elemanlar analizinin yapıla bilmesi için protez, kemik çimentosu ve uyluk kemiğinin katı modelinin oluşturulması gerekmektedir. Bu tez çalışmasının bilgisayar destekli tasarım (CAD) programı olarak Unigraphics NX 5.0 kullanılarak; protez, kemik çimentosu ve uyluk kemiği parametrik olarak modellenmiştir. Montaj protez, kemik çimentosu, trabeküler kemik ve kortikal kemik olmak üzere dört parçadan oluşmaktadır.

Çalışmada “Standardize Edilmiş Uyluk Kemiği” kullanılmaktadır. Standardize edilmiş uyluk kemiği, Marco Viceconti ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. Kemik 65 yaşındaki erkek kadavrasından yumuşak dokular temizlendikten sonra bilgisayar

tomografisi cihazında taranarak IGES (Initial Graphics Exchange Specification) formatında CAD datası oluşturulmuştur. Standardize edilmiş uyluk kemiği internet sitesinden parasolid formatında kortikal kemik ve trabeküler kemik olarak iki katmanlı olarak indirilmiştir [Biomedtown]. Sonra Unigraphics Translator kullanılarak import edilmiş ve Unigraphics'in çalışma formatı olan "prt" dosya formatına çevrilmiştir. Sağlam uyluk kemiği olarak oluşturulan sağlıklı bir insandaki uyluk kemiğinin kortikal kemik ve trabeküler kemikteki gerilmeleri bulmamızı sağlayacaktır. Bulunan bu veriler sayesinde sağlıklı bir insanın uyluk kemiğindeki gerilmelerle kalça protezi uygulanmış bir insanın uyluk kemiğindeki gerilmeler karşılaştırılabilecektir. Uyluk kemiğindeki kas kuvvetlerini uygulayabilmek için, kortikal kemik üzerinde kas kuvvetlerinin uygulanacağı alanlara yüzeyler oluşturuldu. Protezin uygulanacağı uyluk kemiğinde ise uyluk kemiği başı kesildikten sonra kemik çimentosu ve protezin dolduracağı alan boşaltılarak model montaja uygun hale getirilmiştir. Sağlam uyluk kemiği modelinin ve protezin uygulanacağı uyluk kemiği modelinin resimleri şekil 5.2 ve şekil 5.3 de gösterilmektedir.



Şekil 5.2 Sağlam uyluk kemiği modelinin resimleri



Şekil 5.3 Protezin uygulanacağı uyluk kemiği modelinin resimleri

5.1.2 Protezin Katı Modeli

Protez modeli sap, boyun ve baş kısmından oluşmaktadır. Parametrik olarak modellenen kısım protez sapının orta kısmıdır. Protez sapının orta kısmı üç değişik formda tasarlanmıştır. Bu üç formda da sapın orta bölümündeki daralma miktarı ve sapın orta bölümünün boyu parametrik tasarımı sayesinde değişken olarak tasarlanmıştır. Protez başının çapı 22 milimetredir. Protezin boynu sağlam uyluk kemiğine uygun olarak uyluk kemik gövdesi ile 120 derecelik açı yapmaktadır. Şekil 5.4, şekil 5.5 ve şekil 5.6 da sırasıyla bir eğrili, iki eğrili ve üç eğrili protezlerin 3 boyutlu katı modeli gösterilmektedir.



Şekil 5.4 Bir eğrili protez



Şekil 5.5 İki eğrili protez



Şekil 5.6 Üç eğrili protez

Protezlerin sap kısımlarının taslak modeli şekil 5.7 de gösterilmektedir. Protez sapının sinüzoidal eğili kısımlarını oluşturmak için çizilen splinelerin noktalarının denklemi ise aşağıdaki gibidir. Burada dizayn değişkenleri olan a, r ve h bölüm 5.1.4’de açıklanmıştır.

1 eğrili sap için; $x_i = a + r \cdot \sin\theta_i$, $y_i = \frac{h}{6} \cdot i$, $i = 0, \dots, 6$,

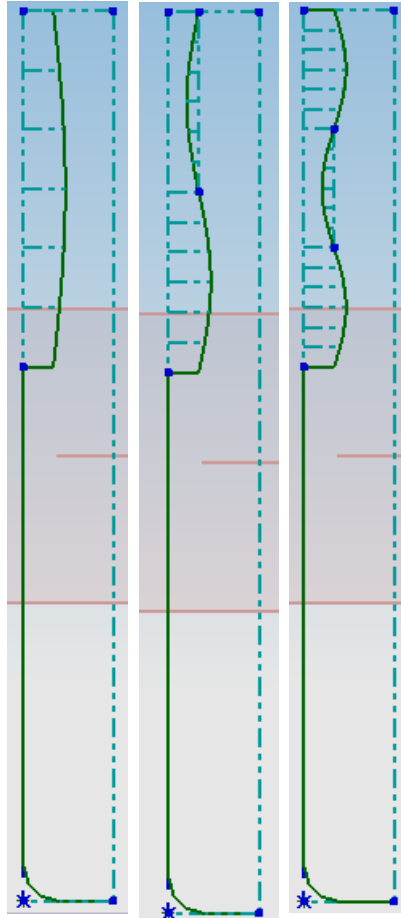
θ_i $\frac{\pi}{6}$ artışlarla $0, \pi$ aralığında

2 eğrili sap için; $x_i = a + r \cdot \sin\theta_i$, $y_i = \frac{h}{6} \cdot i$, $i = 0, \dots, 12$,

θ_i $\frac{\pi}{6}$ artışlarla $0, 2\pi$ aralığında

3 eğrili sap için; $x_i = a + r \cdot \sin\theta_i$, $y_i = \frac{h}{6} \cdot i$, $i = 0, \dots, 18$,

θ_i $\frac{\pi}{6}$ artışlarla $0, 3\pi$ aralığında



Şekil 5.7 Protezlerin sap kısımlarının taslak modeli

5.1.3 Kemik Çimentosu

Kemik çimentosu protezin yüzeyine kalınlık verilerek parametrik olarak tasarlanmıştır. Çimento kalınlığı değişken olarak tasarlanmıştır. Şekil 5.8 de protez, kemik çimentosu, trabeküler kemik ve kortikal kemiğin montaj resmi gösterilmektedir.



Şekil 5.8 Protez, kemik çimentosu, trabeküler kemik ve kortikal kemiğin montaj resmi

5.1.4 Dizayn Değişkenleri

Daha öncede değinildiği gibi değişken sayısının artması analiz sayısını çok artıracak için bu tez çalışmasında, protezin başının çapı, protez boynunun şekli ve çapı ve protezin üst kısmı sabit alınmıştır. Bu çalışmada, protez tasarımı ve kemik çimentosu kalınlığı için toplam dört adet değişken kullanılmıştır. Bu değişkenler; protez sapının sinüzoidal formunun ne kadar içerden başlayacağını belirleyen a , protez sapının sinüzoidal formun genliğini belirleyen r , protez sapının sinüzoidal formunun boyunu belirleyen h ve kemik çimentosunun kalınlığını belirleyen t 'dir. Değişkenlerin alt ve üst limitleri tablo 5.1 de verilmiştir.

Tablo 5.1 Değişkenlerin alt ve üst limitleri

Değişkenler	Alt Limit	Üst Limit
a	2	3
r	0,5	1,5
h	20	40
t	2.55	3.5

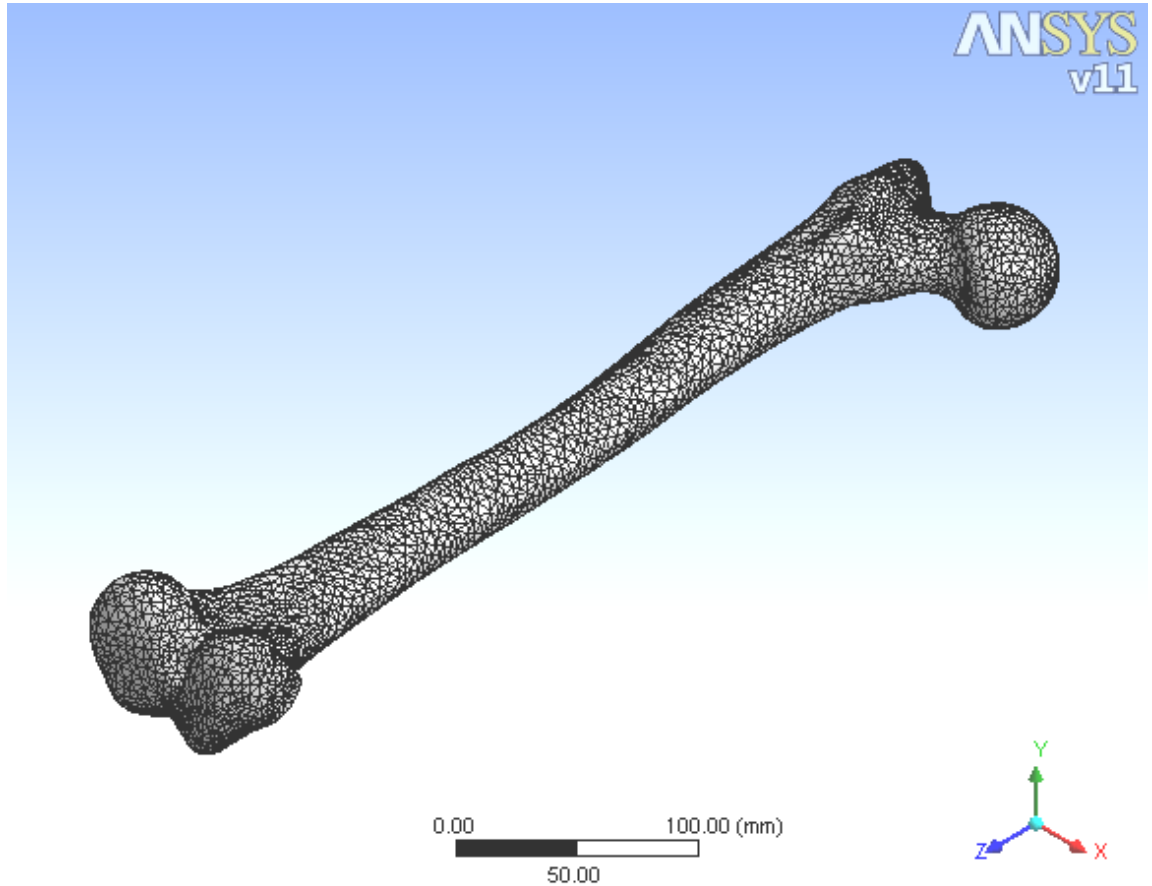
5.2 Sonlu Elemanlar Modeli

Protez, kemik çimentosu ve kemiğin sonlu elemanlar modelinin oluşturulması için Ansys Workbench 12.0 programı kullanılmıştır. Ansys Workbench 12.0'ın Unigraphics NX 5.0 ile eş zamanlı çalışması, modelin veri kaybı olmadan kullanılmasına imkân sağlamıştır. Kemiğin karmaşık yapısı nedeniyle 3 boyutlu analiz yapılacaktır. Sonlu elemanlar modeli dört adımdan oluşur.

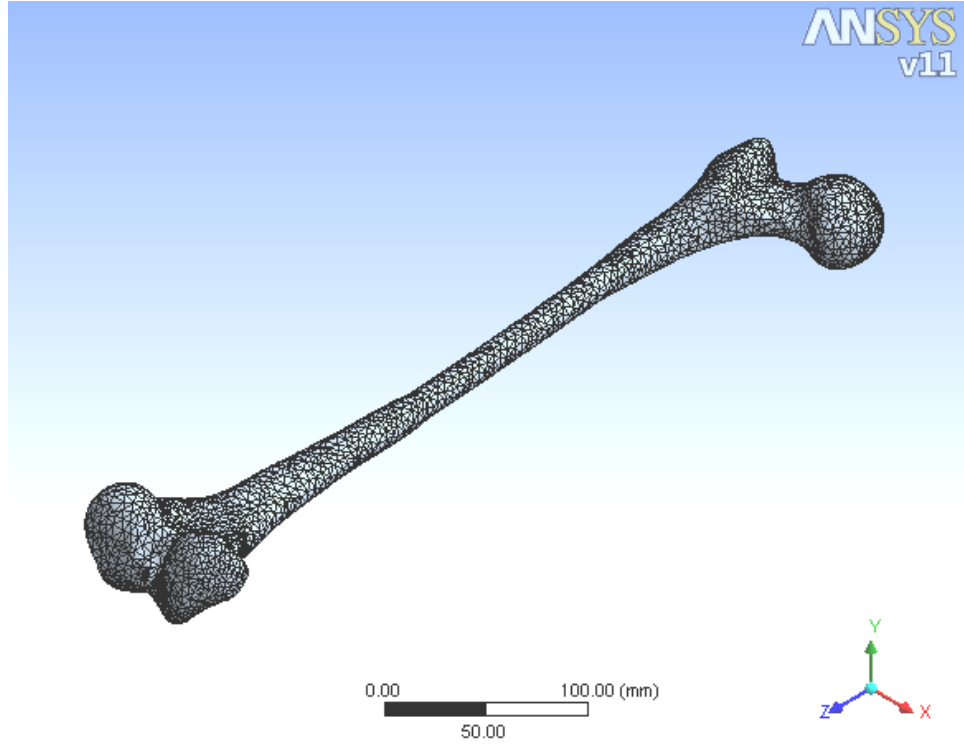
5.2.1 Sonlu Elemanlar Ağı

Sonlu elemanlar yöntemi ile çözümlerde adımlardan biri geometrik model üzerinde sonlu elemanlar ağının oluşturulmasıdır. Ağ yapısının oluşturulmasında

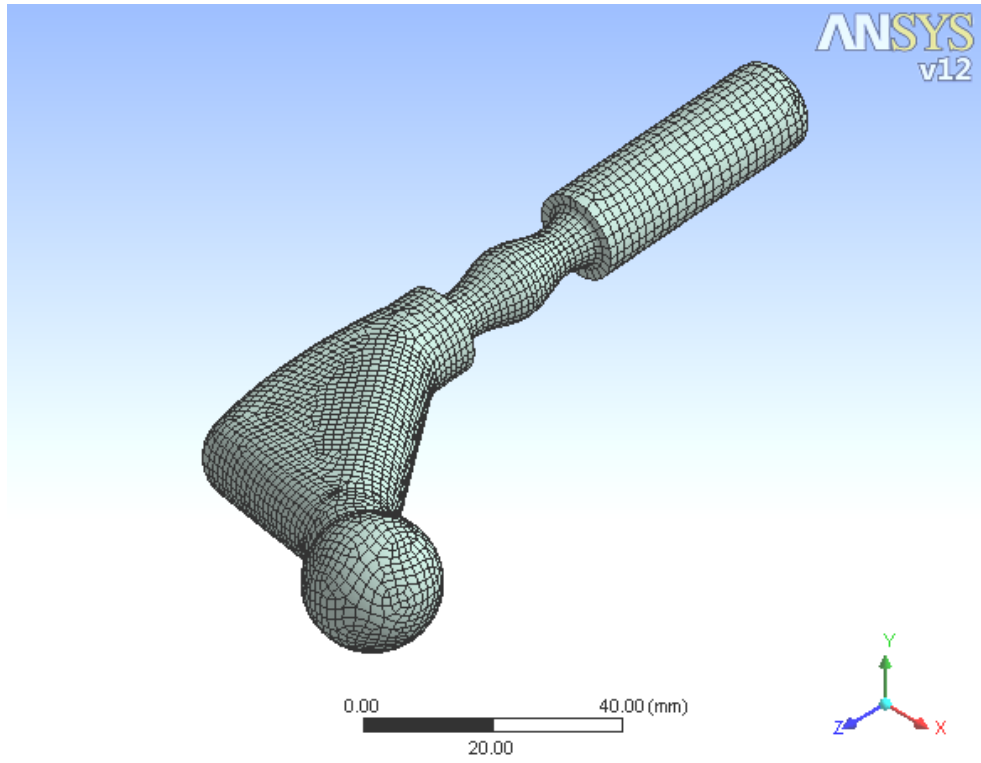
uyluk kemiğinin karmaşık geometrisi nedeniyle, kortikal kemikte ve trabeküler kemikte tetrahedral eleman kullanılmıştır. Uyluk kemiğine göre nispeten daha düzgün formda olan protez ve kemik çimentosunda ise hegzagonal eleman tipi baskın olarak kullanılmıştır. Sağlam uyluk kemiğinde, kortikal kemik 24843 ve trabeküler kemik 16978 elemandan meydana gelmiştir. Uyluk kemiği toplam 41821 elemandan meydana gelmiştir. Sağlam uyluk kemiği ile karşılaştırma amacı ile analizi yapılan kalça protezi uygulanmış uyluk kemiğinde ise kortikal kemik 32852, trabeküler kemik üst 6950, trabeküler kemik alt 12755, kemik çimentosu 19693 ve protez 28212 elemandan meydana gelmiştir. Kalça protezi uygulanmış montaj toplam 100462 elemandan meydana gelmiştir. Şekil 5.9 ve şekil 5.10 da sağlam kortikal ve trabeküler kemiklerin ağ yapılı şekilleri gösterilmiştir. Protez, kemik çimentosu, trabeküler kemik, kortikal kemik ve kalça protezinin montajlı resmi sırasıyla şekil 5.11, şekil 5.12, şekil 5.13, şekil 5.14 ve şekil 5.15 arasında gösterilmiştir.



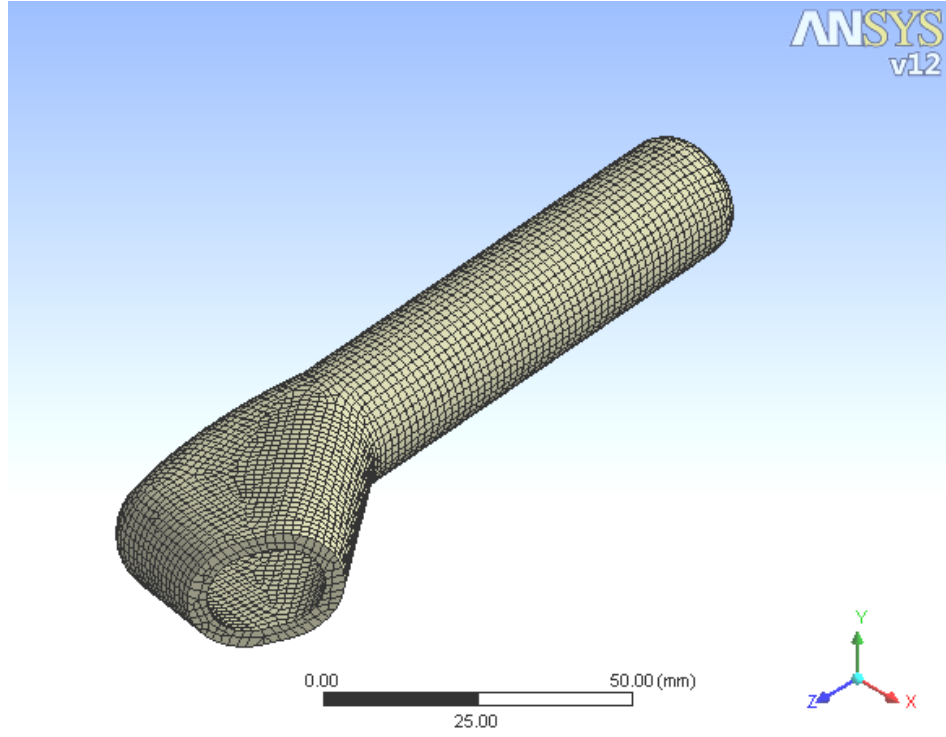
Şekil 5.9 Sağlam kortikal kemiğin ağ yapısı



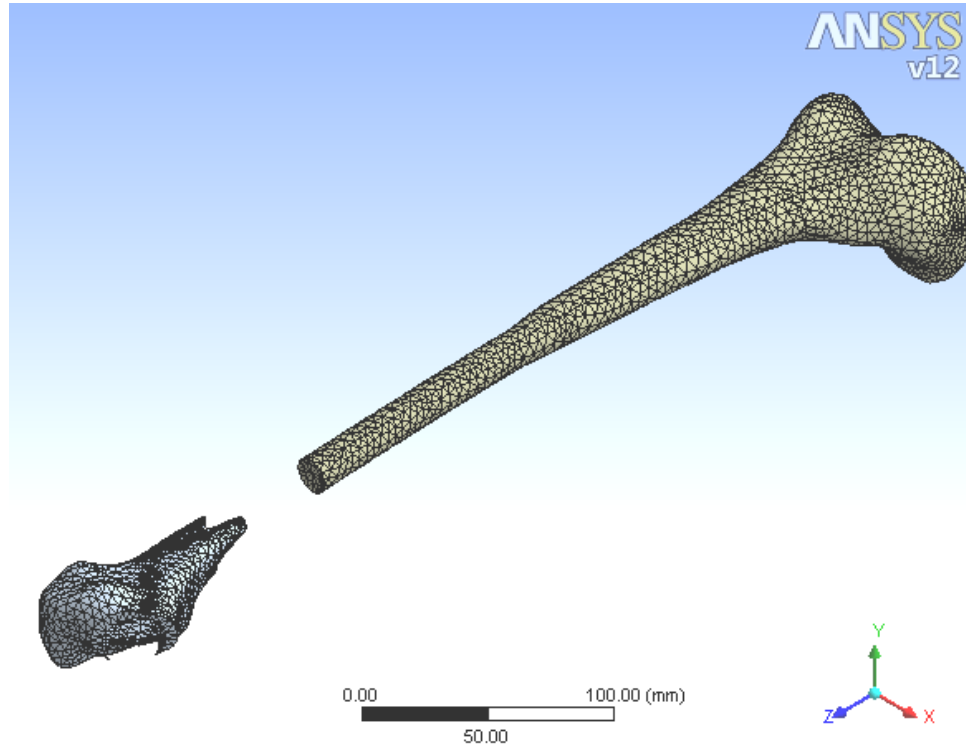
Şekil 5.10 Sağlam trabeküler kemiğin ağ yapısı



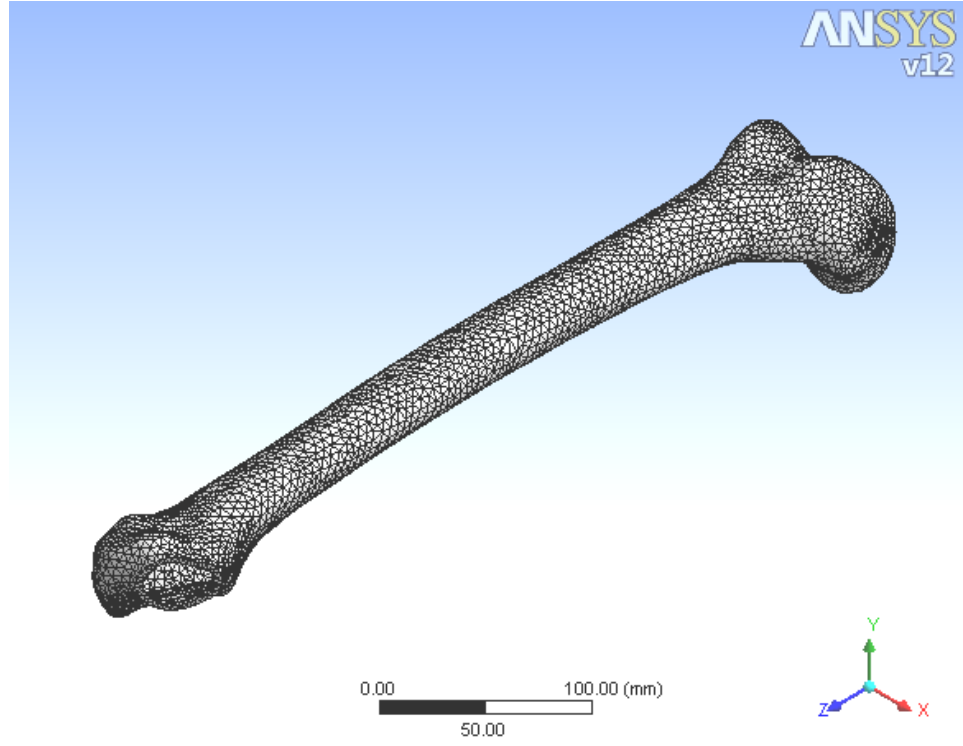
Şekil 5.11 Protezin ağ yapısı



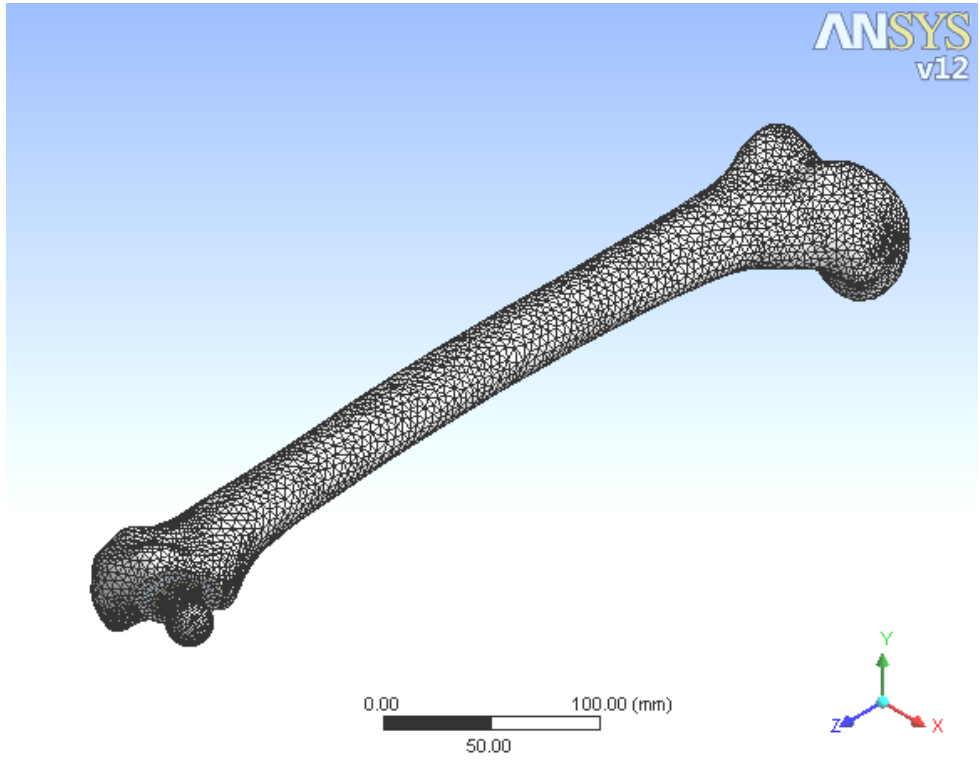
Şekil 5.12 Kemik çimentosunun ağ yapısı



Şekil 5.13 Trabeküler kemiğin ağ yapısı



Şekil 5.14 Kortikal kemiğin ağ yapısı



Şekil 5.15 Montajlı kalça protezinin ağ yapısı

5.2.2 Malzeme Özellikleri

Sonlu elemanlar yöntemi ile çözümlerde ikinci adım malzemenin davranışı temsil edecek olan malzeme modellerinin oluşturulmasıdır. Bölüm 2.7’de de değinildiği gibi literatürde, uyluk kemiğini meydana getiren kortikal kemik ve trabeküler kemik için değişik malzeme özellikleri kullanılmıştır. Bu çalışmada kortikal kemik için ortotropik malzeme modeli seçilmiştir ve kullanılan malzeme özellikleri tablo 5.2 de verilmiştir. Trabeküler kemik, kemik çimentosu ve protez malzemeleri için ise doğrusal izotropik malzeme modeli seçilmiştir. Trabeküler kemik ve kemik çimentosu için kullanılan malzeme özellikleri sırasıyla tablo 5.3 ve tablo 5.4 de verilmiştir.

Tablo 5.2 Kortikal kemik için kullanılan malzeme özellikleri
[Turner, 1999; Joshi, 2000]

Yapısal	
Elastiklik Modülü X yönü	15800 MPa
Elastiklik Modülü Y yönü	15800 MPa
Elastiklik Modülü Z yönü	22000 MPa
Poisson Oranı XY	0,302
Poisson Oranı YZ	0,109
Poisson Oranı XZ	0,109
Kesme Modülü XY	5290 MPa
Kesme Modülü YZ	6290 MPa
Kesme Modülü XZ	6290 MPa

Tablo 5.3 Trabeküler kemik için kullanılan malzeme özellikleri
[Nuno and Avanzoli, 2002]

Yapısal	
Elastiklik Modülü	2130 MPa
Poisson Oranı	0,3

Tablo 5.4 Kemik çimentosu için kullanılan malzeme özellikleri
[Nuno and Avanzoli, 2002]

Yapısal	
Elastiklik Modülü	2700 MPa
Poisson Oranı	0,3
Yoğunluk	1,19 kg/mm ³

Protez için 5 farklı malzeme modeli düşünülmüştür. Bu malzemeler sırasıyla 316LS, Cobalt-chromium alaşımı, Carpenter MP35N Ni-Co-Cr-Mo alaşımı, Phynox Kobalt-Krom-Nikel alaşımı ve Ti-6Al-4V ASTM Derece5 alaşımıdır. Kullanılan protez malzemelerinin malzeme özellikleri sırasıyla tablo 5.5 –tablo 5.10 arasında verilmiştir [Matweb].

Tablo 5.5 Cobalt-chromium alaşımı için kullanılan malzeme özellikleri
[Matweb]

Yapısal	
Elastiklik Modülü	2,2e+005 MPa
Poisson Oranı	0,3
Çekme Kopma Dayanımı	910 MPa

Tablo 5.6 316LS için kullanılan malzeme özellikleri [Matweb]

Yapısal	
Elastiklik Modülü	2 e+005 MPa
Poisson Oranı	0,3
Yoğunluk	7,85e-006 kg/mm ³
Çekme Akma Dayanımı	946 MPa
Çekme Kopma Dayanımı	1541 MPa

Tablo 5.7 Carpenter MP35N Ni-Co-Cr-Mo alaşımı için kullanılan malzeme zellikleri [Matweb]

Yapısal	
Elastiklik Modülü	2,348e+005 MPa
Poisson Oranı	0,3
Yoğunluk	8,43 kg/mm ³
Çekme Akma Dayanımı	1999 MPa
Çekme Kopma Dayanımı	2068 MPa

Tablo 5.8 Phynox Kobalt-Krom-Nikel alaşımı için kullanılan malzeme zellikleri [Matweb]

Yapısal	
Elastiklik Modülü	2,034e+005 MPa
Poisson Oranı	0,32
Yoğunluk	8,3 kg/mm ³
Çekme Kopma Dayanımı	1600 MPa

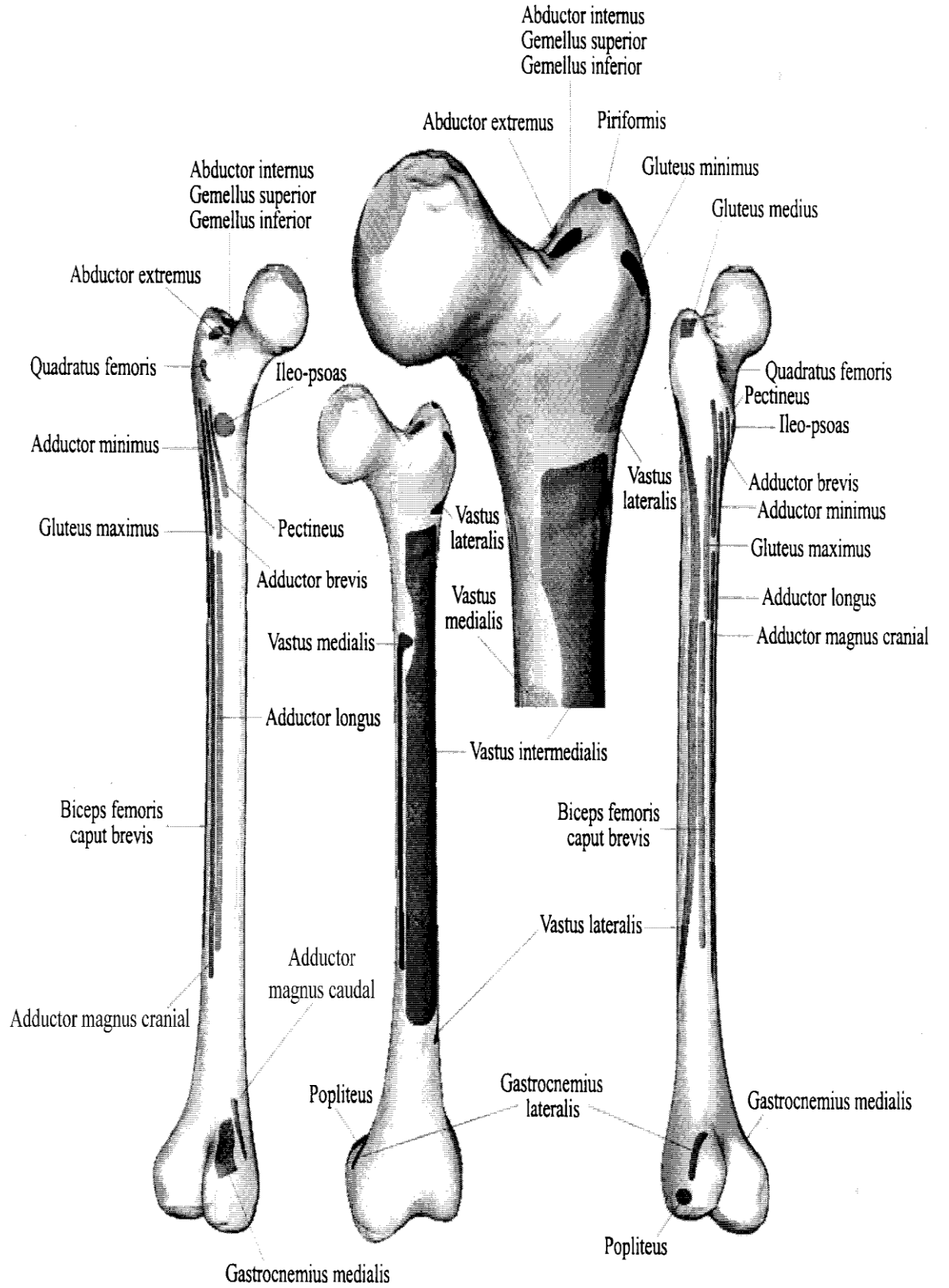
Tablo 5.9 Ti-6Al-4V ASTM Derece5 alaşımı için kullanılan malzeme zellikleri [Matweb]

Yapısal	
Elastiklik Modülü	1,1e+005 MPa
Poisson Oranı	0,31
Yoğunluk	442 kg/mm ³
Çekme Akma Dayanımı	8,28e+005 MPa
Çekme Kopma Dayanımı	8,95e+005 MPa

5.2.3 Kuvvetler ve Sınır Şartları

Sonlu elemanlar yönteminin üçüncü adımı kuvvetlerin ve sınır şartlarının uygulanmasıdır. Modele uygulanması gereken iki tip kuvvet var. Bunlar; insanın vücut ağırlığından meydana gelen ve uyluk kemiği başına veya kalça protezi uygulanmış durumda kalça protezi başına etkiyen temas kuvveti ve ikinci olarak da insanın yürüyüşü sırasında uyluk kemiğine etkiyen bir takım kas kuvvetidir. Bu kas kuvvetleri tek ayağın normal yürüme döngüsü içindeki kas gruplarıdır. Bu kaslar; Abdüktör kası, Vastus Lateralis ve Tensor-Fascia-Lata'yı içerir ve bu kaslar anatomik bağlantı bölgelerine uygulanmıştır. Standardize edilmiş uyluk kemiği kas kuvvetleri M. Viceconti ve arkadaşları tarafından çalışılmıştır. Bu çalışma neticesinde uyluk kemiğine etkiyen kas kuvvetlerinin etkidiği bölgeler şekil 5.16 da verilmiştir [Viceconti et al., 2003].

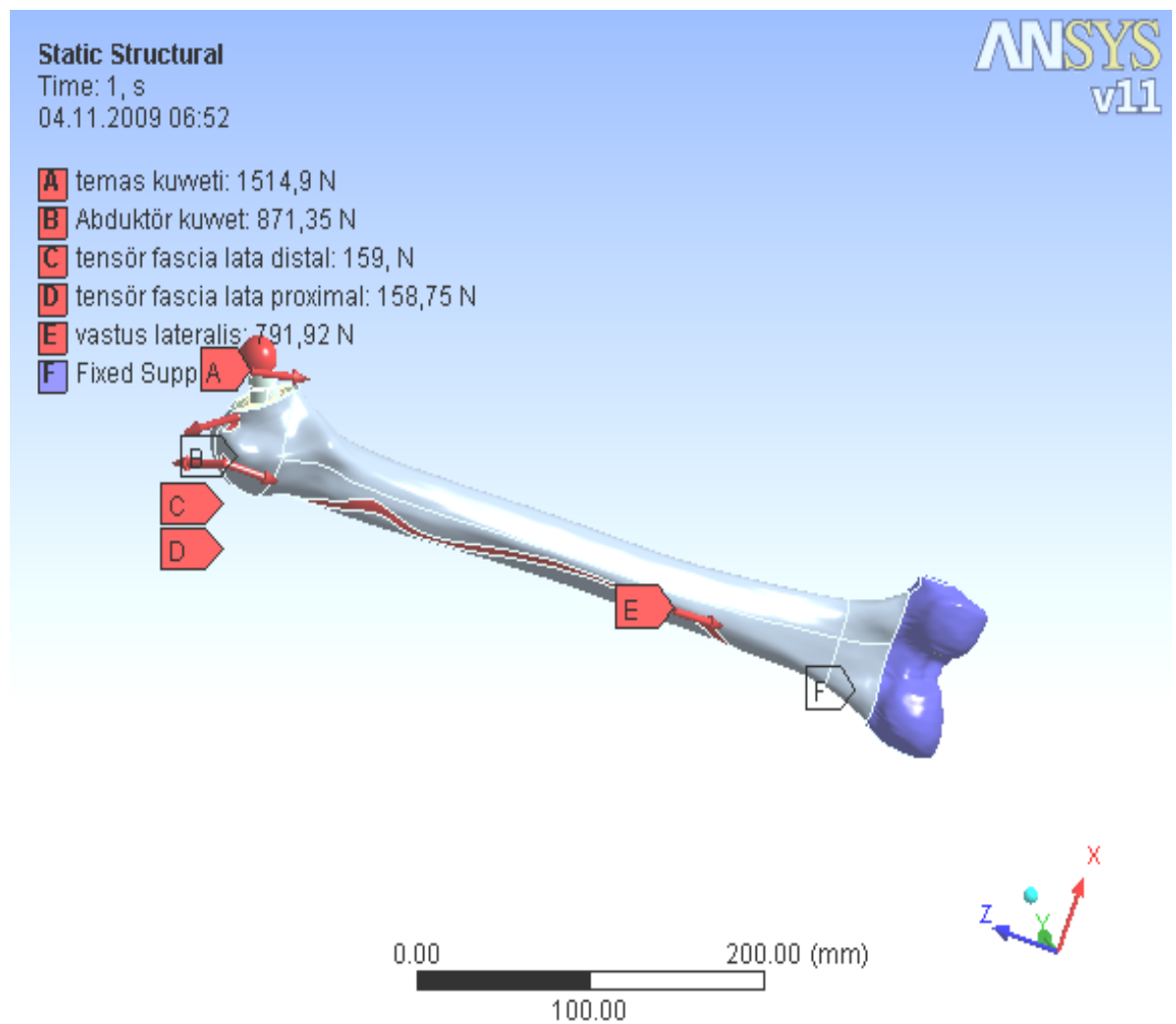
Protezin başına etkiyen kuvvet ile kas gruplarından meydana gelen kuvvetler tablo 5.12 de verilmiştir [Huiskes and Verdoncote, 1997; Bergmann et al., 1993]. Temas ve kas kuvvetlerinin etkidiği yüzeyler şekil 5.17 gösterilmektedir.



Şekil 5.16 Uyluk kemiğine etkiyen kas kuvvetleri

Tablo 5.10 Etkiyen kuvvetler

	F_x (N)	F_y (N)	F_z (N)
Temas Kuvveti	338	-208	1462
Kas Kuvvetleri			
Abdüktör	-484,8	35,948	-723,14
Tensor-Fascia-Lata Distal	4,18	-5,85	158,84
Tensor-Fascia-Lata Proksimal	-60,19	96,97	-110,35
Vastus Lateralis	7,524	154,66	776,64



Şekil 5.17 Temas ve kas kuvvetlerinin etkidiği yüzeyler

5.2.4 Temas Yüzeylerinin Tanımlanması

Sonlu elemanlar yönteminde sistem montaj parçalarından oluşuyorsa bu durumda parçalar arasında temas yüzeyleri var demektir. Ansys 12.0 temas yüzeylerini otomatik olarak tanımlamıştır. Bu çalışmada temas yüzeyleri yapışık (bonded) temas yüzeyi olarak atanmıştır.

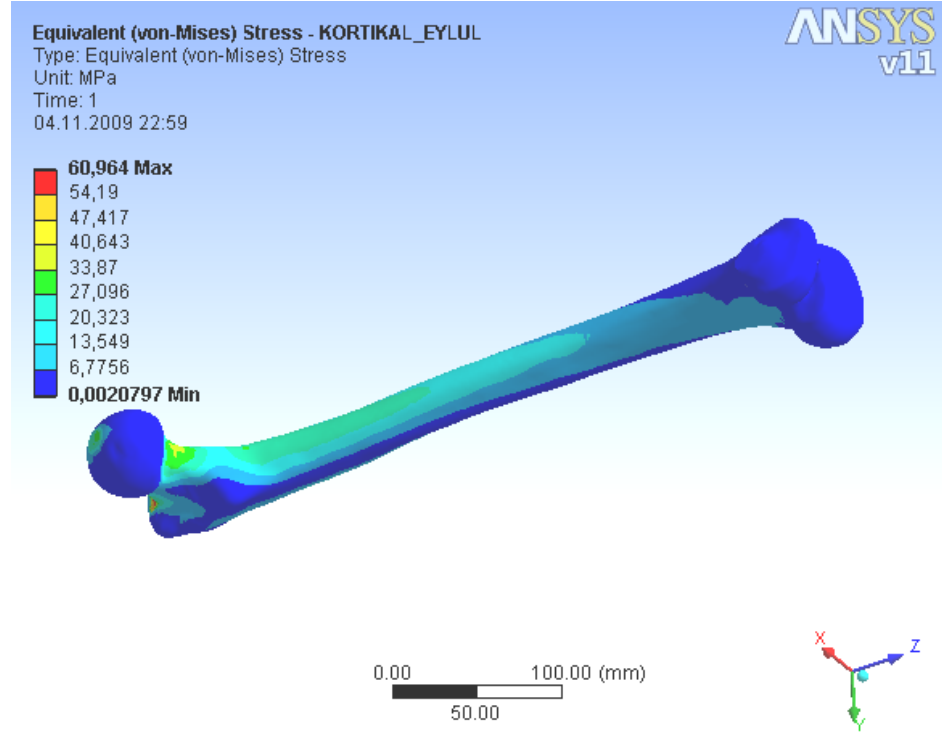
5.3 Karşılaştırma Analizlerinin Sonuçları

Sonlu elemanlar yöntemi ile sağlam uyluk kemiği ile kalça protezi uygulanmış uyluk kemiği arasındaki analiz sonuçlarının karşılaştırması yapılacaktır. İlk analizde sağlıklı bir insanın uyluk kemiği incelenmiş ve kortikal kemikteki ile trabeküler kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi ve eşdeğer Von Mises gerinimi incelenmiştir. İkinci analizde ise kalça protezi uygulanmış durum incelenmiştir. İkinci analizde protezdeki, kemik çimentosundaki, trabeküler kemikteki ve kortikal kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi incelenmiştir. Protez uygulanmış durum için, protez sapının sinüzoidal formunun ne kadar içerden başlayacağını belirleyen $a=2,5\text{mm}$, protez sapının sinüzoidal formun genliğini belirleyen $r=1$, protez sapının sinüzoidal formunun boyunu belirleyen $h=30\text{mm}$, kemik çimentosunun kalınlığını belirleyen $t=2,55\text{mm}$ ve 316LS kullanılmıştır.

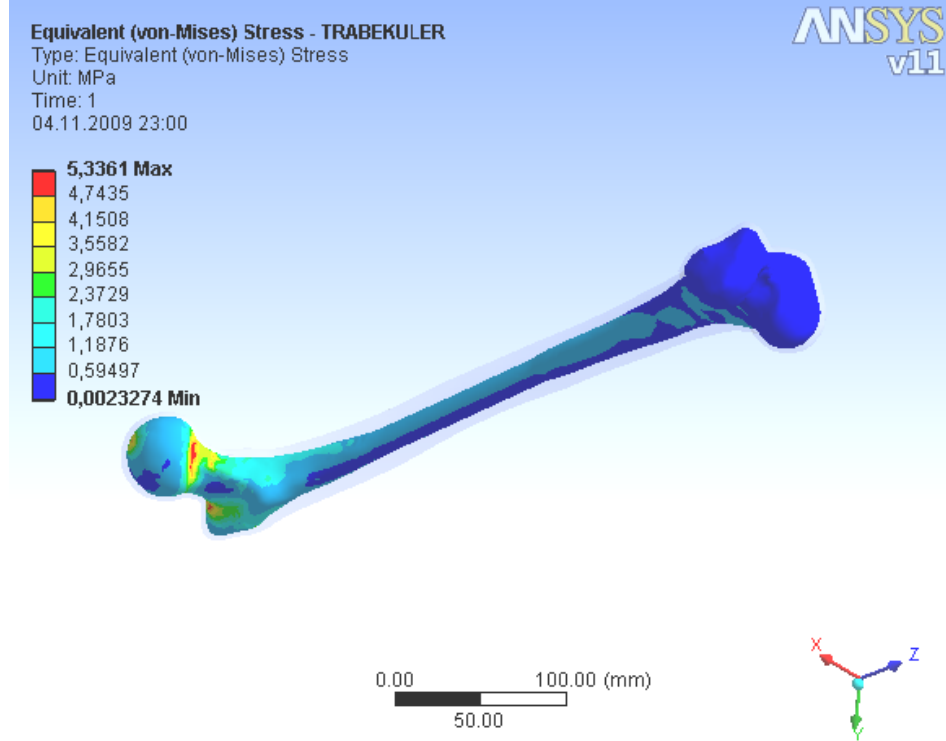
Krauze A. ve arkadaşları uyluk kemiğinin canlı ve ölü evresindeki gerilim ve yer değiştirmelerin sayısal analiz sonuçlarını sundular. Çalışmada kemik dokusunun farklı mekanik özelliklerinin sonuçlar üzerindeki etkisi incelenmiştir. Uyluk kemiğinin elastiklik modülü için 3 farklı değer kullanılmıştır. Neticede uyluk kemiğindeki yer değiştirmelerin elastiklik modülüne bağlı olduğu ve en büyük yer değiştirmenin elastiklik modülünün en düşük olan kemiğin canlı evresinde olduğu gözlenmiştir. Elastiklik modülün gerilmeler üzerinde ise kayda değer bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir [Krauze et al., 2008].

Sağlam uyluk kemiğinin kortikal kemikteki ve trabeküler kemikteki; eşdeğer Von Mises gerilmeleri ve eşdeğer Von Mises gerinimleri sırasıyla şekil 5.18, şekil 5.19 şekil 5.20 ve şekil 5.21 verilmiştir. Analiz sonuçlarından maksimum eşdeğer Von Mises gerilimi Abdüktör kas kuvvetinin uygulandığı bölgede gözlenmiştir. Maksimum gerilim ise 61MPa olarak gözlendi. Uyluk kemiği boynunun alt (inferior) yüzeyinde eşdeğer Von Mises gerilimi 25MPa ile 35MPa arasında değişim gösterdiği gözlendi. M. Tellache ve arkadaşlarının çalışmasında; sağlam uyluk kemiğindeki maksimum eşdeğer Von Mises gerilimi 56MPa olarak gözlendi ve uyluk kemiği boynunun alt (inferior) yüzeyinde eşdeğer Von Mises gerilimi 22MPa ile 26MPa arasında değişim gösterdiği gözlendi [Tellache et al., 2009]. Trabeküler kemikte ise maksimum eşdeğer Von Mises gerilimi uyluk kemiği boynunun alt (inferior) yüzeyinde 5,3MPa olarak gözlendi. M. Tellache ve arkadaşlarının çalışmasında; uyluk kemiği boynunun trabeküler kemikteki gerilimi kortikal kemiğe oranla daha az önemli olduğu gözlendi (≤ 10 MPa). Osteoporetik uyluk kemiği durumunda ise simülasyonlardan elde edilmiş sonuçlar yük aktarımının mekanizması kemik remodeling tarafından perişan edildiği fikrini verir [Tellache et al., 2009].

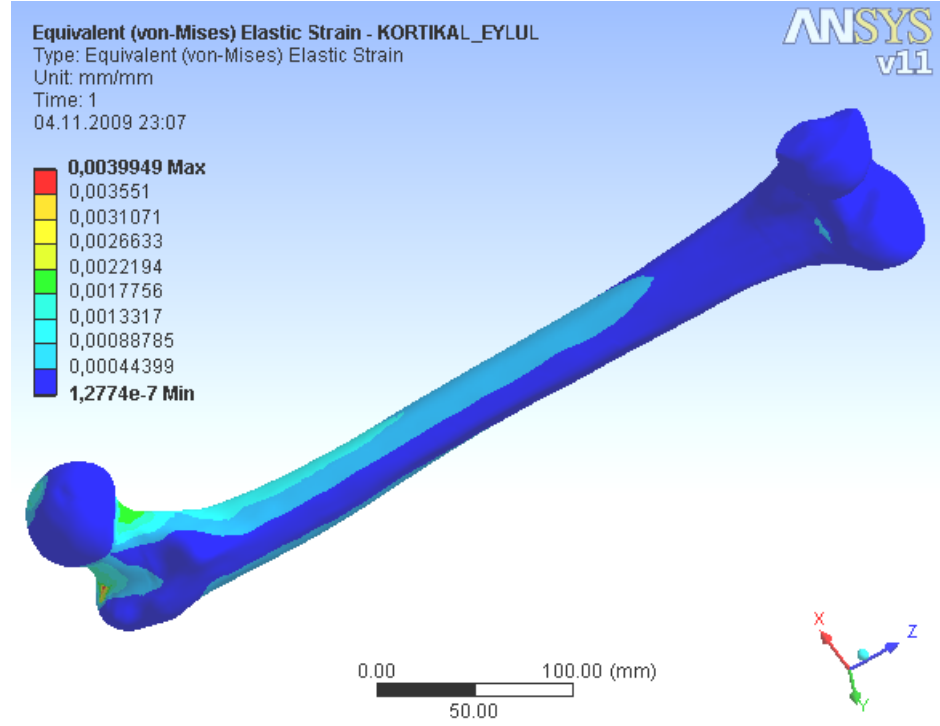
Sağlam uyluk kemiğinde hesaplanan gerilim dağılımı kortikal kemiğin boynunun inferior bölgesinde aşırı yüklemeyi gösterdi. Bunun sebebi muhtemelen uyluk kemiği boynunun kortikal örtüsü üzerindeki yük transferini ve dağılımını sağlayan trabeküler kemik ağının degradasyonudur. Beck ve arkadaşları 1999'da uyluk kemiği boynunun, kemik porozitesinin artması ve kabuk kalınlığının düşmesi ile yoğun dokuların mikro yapısal degradasyonuna uğradığını bulmuştur. Kortikal kemik degradasyonu ve bunun aşırı yüklenmesi kombinasyonu osteoporosis sonucu oluşan uyluk kemiği boyun kırıklarını açıklayabilir [Tellache et al., 2009].



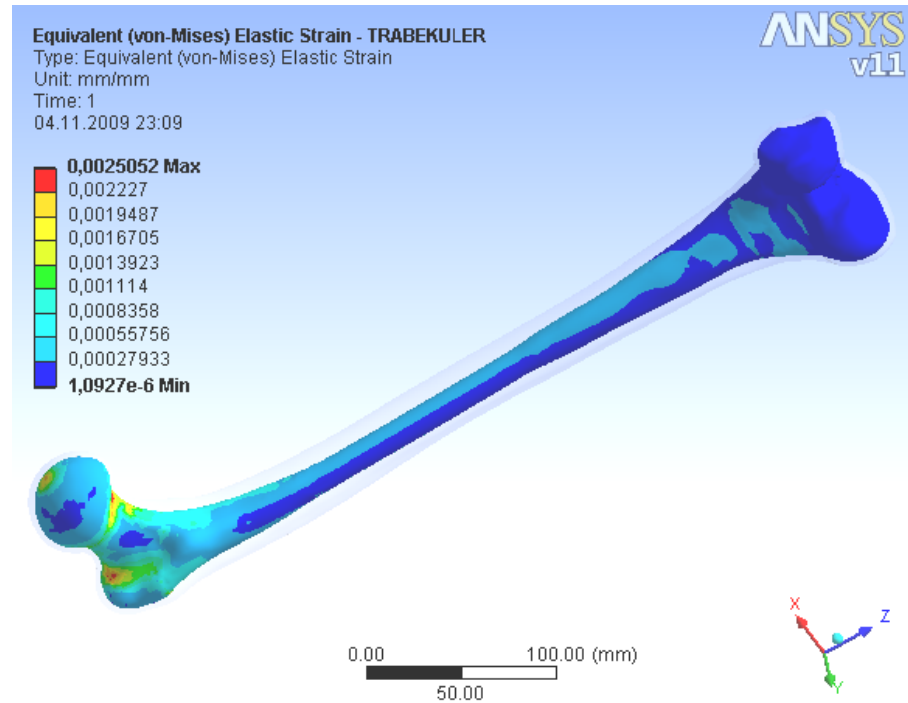
Şekil 5.18 Kortikal kemikteki eşdeğer Von Mises gerilimi



Şekil 5.19 Trabeküler kemikteki eşdeğer Von Mises gerilimi



Şekil 5.20 Kortikal kemikteki eşdeğer Von Mises gerinimi

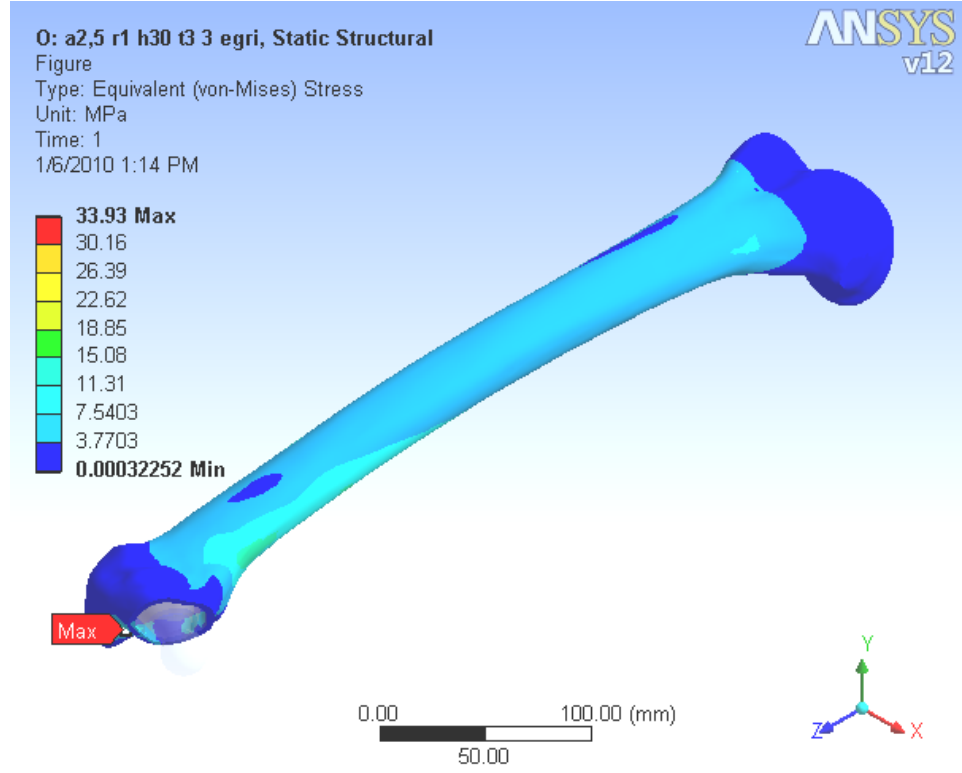


Şekil 5.21 Trabeküler kemikteki eşdeğer Von Mises gerinimi

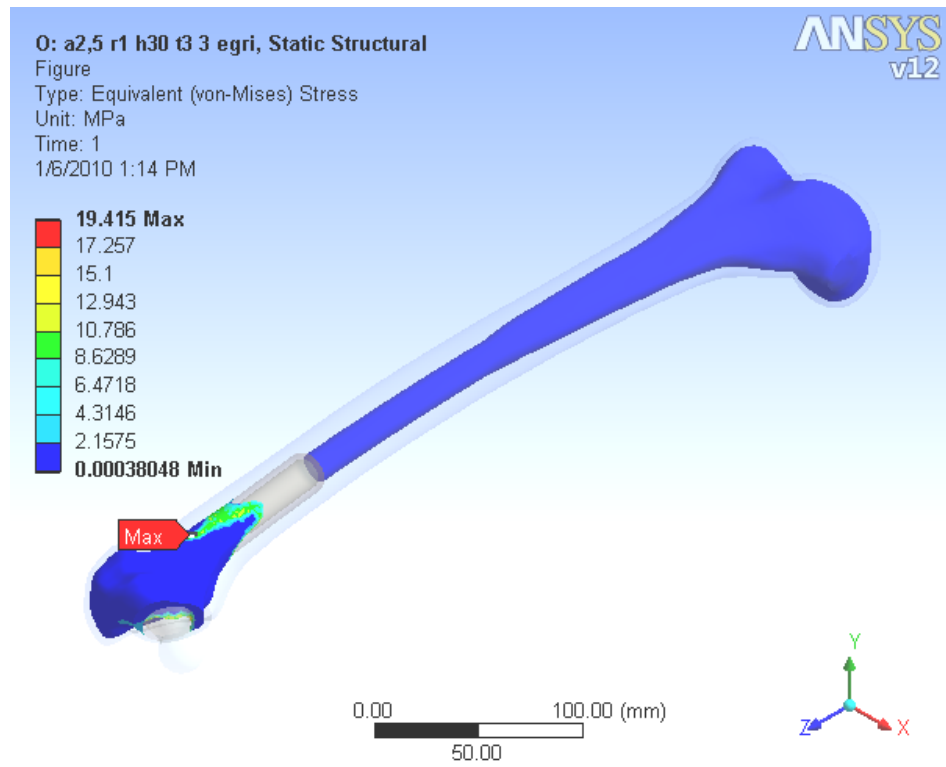
Aynı şekilde kalça protezli model gösterdi ki, kalça protezi gerilim dağılımını belli bir derecede bozuyor ve uyluk kemiğinin büyük trokanter bölgesinde maksimum eşdeğer Von Mises gerilmesi meydana geliyor. Kortikal kemikteki maksimum Von Mises gerilmesi 34MPa olduğu gözlemlendi. Kortikal kemiğin distal bölgesinde gerilmelerin 15MPa'a kadar çıktığı gözlemlendi. Trabeküler kemikte ise maksimum Von Mises gerilmesi proksimal-anterior-lateral bölgesinde trabeküler kemik ile kortikal kemiğin kesiştiği kısımda oluştu ve 19MPa olduğu gözlemlendi. İkiye ayrılmış durumdaki trabeküler kemiğin üst parçasının distal ucunda gerilmenin 9MPa'a kadar çıktığı gözlemlendi. Kemik çimentosunda maksimum Von Mises gerilmesi diaphysis-lateral bölgesinde trabeküler kemik ile kemik çimentosunun kesiştiği kısımda oluştu ve 16MPa olduğu gözlemlendi. Kemik çimentosu ile trabeküler kemikteki gerilme yığılmalarının aynı bölgede olduğu gözlemlendi. Protezin maksimum Von Mises gerilimi protez boynunun alt bölgesinde oluştu ve 95MPa olduğu gözlemlendi. Protez sapının en dar kısmında Von Mises geriliminin 74MPa kadar çıktığı gözlemlendi. C. Bell'in doktora tezi için yaptığı çalışmada kemik çimentosundaki maksimum Von Mises gerilmesi proksimal-anterior-medial bölgesinde 20MPa olarak gözlemlendi [Bell, 2005]. Protez uygulanmış uyluk kemiğindeki eşdeğer Von Mises gerilimleri şekil 5.22 ile şekil 5.25 arasında gösterilmiştir. Analizlerden elde edilen sonuçlar tablo 5.11'de verilmiştir.

Tablo 5.11 Analiz sonuçları

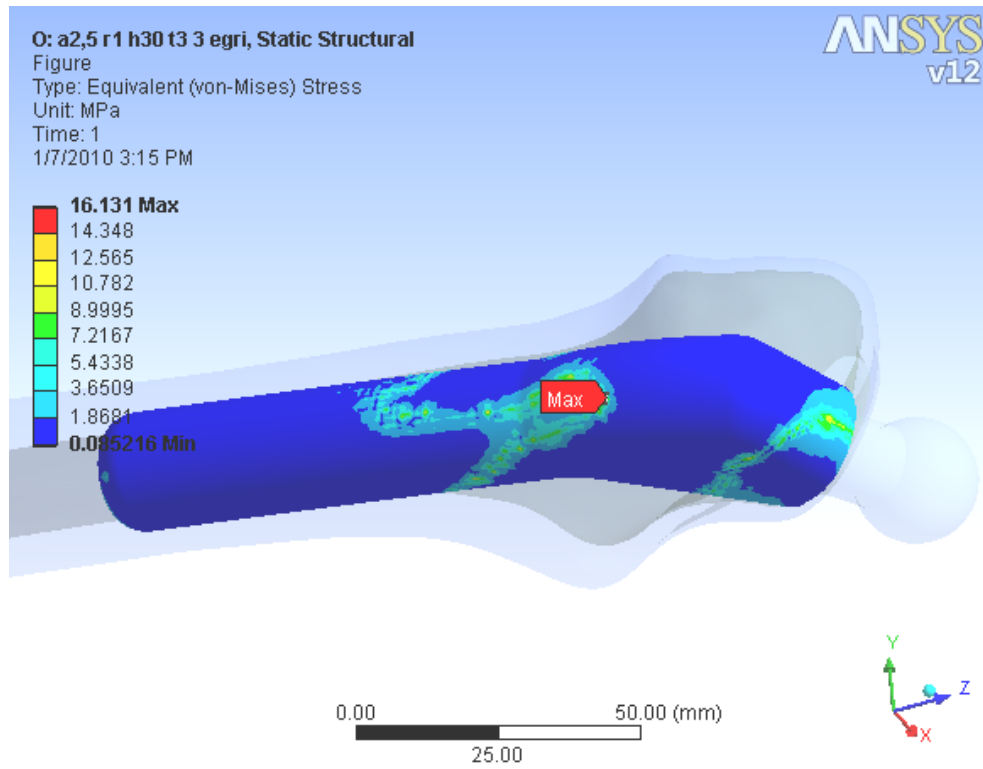
Malzemenin Adı	Von-Mises Gerilmesi (MPa)
Sağlam Kortikal Kemik	60,964
Sağlam Trabeküler Kemik	5,3361
Protez Uygulanmış Kortikal Kemik	33,93
Protez Uygulanmış Trabeküler Kemik	19,415
Kemik Çimentosu	16,131
Protez	95,15



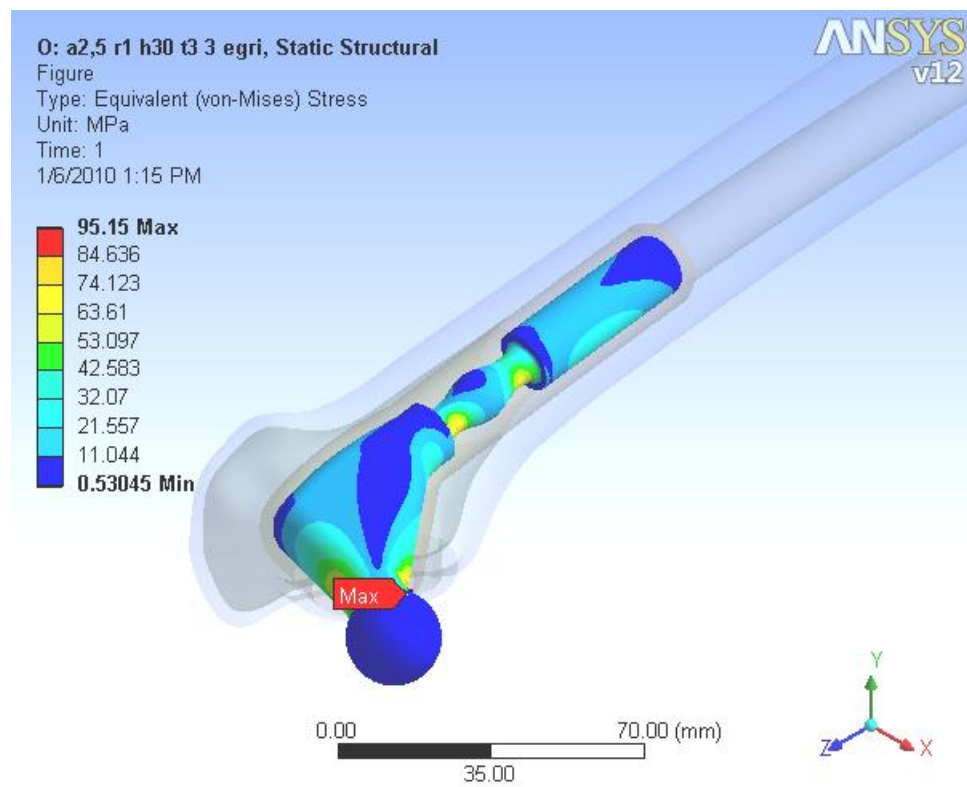
Şekil 5.22 Kortikal kemikteki eşdeğer Von Mises gerilimi



Şekil 5.23 Trabeküler kemikteki eşdeğer Von Mises gerilimi



Şekil 5.24 Kemik çimentosundaki eşdeğer Von Mises gerilimi



Şekil 5.25 Protezdeki eşdeğer Von Mises gerilimi

5.4 Dizayn Optimizasyonu

Cevap yüzeyi yöntemi bazı girdi değişkenleriyle bir veya daha fazla çıktı değişkeninin arasındaki ilişkiyi inceler. Yöntem ilk kez G. E. P. Box ve K. B. Wilson tarafından 1951'de ortaya atılmıştır. Cevap yüzeyi yöntemi temelde tasarlanmış deneylerle elde edilmiş verilere uydurulan polinomlar yardımıyla eniyileme (optimizasyon) yapabilmeyi sağlar.

Cevap yüzeyi yönteminde, karmaşık sistemlerin modellenmesi için genelde ikinci dereceden polinomlar kullanılsa da daha yüksek dereceden polinomların da kullanılması mümkündür:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \beta_{12} X_1 X_2 + \beta_{11} X_1^2 + \beta_{22} X_2^2 + \dots$$

, veya daha genel bir ifadeyle

$$Y = \beta_0 + \sum_{i=1}^k \beta_i X_i + \sum_{i < j}^k \beta_{ij} X_i X_j + \sum_{i=1}^k \beta_{ii} X_i^2 + \dots$$

Cevap yüzeyi modelinin oluşturulması toplanmış verilerle yukarıda gösterilen β katsayılarının tahmin edilmesiyle gerçekleştirilir. Bu katsayıların tahmin edilmesi en küçük kareler regresyonu ile mümkündür.

Ansys Workbench 12'de analizlerinden bulunan değerler neticesinde ikinci dereceden polinomlar oluşturulacaktır. İkinci dereceden oluşturulan polinomların en küçük kareler regresyonu ile katsayılarının bulunması için MINITAB 15 programı kullanılacaktır. Çıkan değerler neticesinde polinomun minimumu aldığı nokta bulunabilecektir.

6. SONUÇLAR ve KARŞILAŞTIRMA

Bu çalışmada sağlam uyluk kemiği de dâhil olmak üzere 415 tane farklı CAD modelinin sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Sonuçlar tablolarda gösterilmiştir. Analizlerden elde edilen sonuçlar neticesinde eğri uydurma için kullanılacak olan ikinci dereceden polinomlar oluşturulacaktır. Oluşturulan polinomların katsayıları Minitab programı yardımı ile regresyon analizi yapılarak bulunacaktır. Polinomların katsayıları belirlendikten sonra Matlab programı ile polinomların minimum değeri aldığı noktanın belirlenmesi sağlanacaktır. Polinomun minimum değeri aldığı nokta gerilmenin de minimum olduğu nokta olacaktır.

Çimentolu kalça protezlerinde operasyon sonrası önemli sorunlardan biri olan aseptik gevşeme protez ile kemik çimentosu arasındaki gerilme ile ilişki olduğundan minimum değere düşürülecek gerilme değeri kemik çimentosundaki gerilme değeri olacaktır.

6.1 316LS Malzemesi İçin Bulunan Değerler

316LS protez malzemesi için elde edilen sonuçlar aşağıdaki tablolarda verilmiştir. Gerilme değerleri MPa cinsinden verilmiştir. 316LS malzemeli 1 eğrili protez için bulunan değerler tablo 6.1’de verilmiştir. Bu analizler neticesinde kemik çimentosu için ikinci dereceden oluşturulan polinomun katsayıları Minitab programından bulunmuştur. Oluşturulan polinom aşağıdaki gibidir.

$$\begin{aligned}
 Y = & \beta_0 + \beta_1 a + \beta_2 r + \beta_3 h + \beta_4 t + \beta_5 a^2 + \beta_6 r^2 + \beta_7 h^2 + \beta_8 t^2 + \beta_9 ar + \beta_{10} ah \\
 & + \beta_{11} at + \beta_{12} rh + \beta_{13} rt + \beta_{14} ht + \beta_{15} arh + \beta_{16} art + \beta_{17} aht \\
 & + \beta_{18} rht + \beta_{19} a^2 r + \beta_{20} a^2 h + \beta_{21} a^2 t + \beta_{22} r^2 a + \beta_{23} r^2 h \\
 & + \beta_{24} r^2 t + \beta_{25} h^2 a + \beta_{26} h^2 r + \beta_{27} h^2 t + \beta_{28} t^2 a + \beta_{29} t^2 r + \beta_{30} t^2 h
 \end{aligned}$$

Tablo 6.1 316LS 1 eğrili protez için bulunan değerler

a	r	h	t	1 Eğrili Kortikal Kemik	1 Eğrili Trabeküler Kemik	1 Eğrili Kemik Çimentosu	1 Eğrili Protez	Protezin Sinüzoidal Kısmı
2	0,5	20	2,55	32,199	16,272	17,654	94,768	72,086
2	0,5	20	3,00	33,97	18,286	15,943	94,535	68,433
2	0,5	20	3,50	31,09	18,243	13,559	95,109	68,813
2	0,5	25	2,55	32,196	16,312	15,831	95,014	70,577
2	0,5	25	3,00	33,908	19,066	15,656	95,126	69,207
2	0,5	25	3,50	31,091	18,19	14,865	95,058	69,023
2	0,5	30	2,55	32,202	18,462	17,222	95,357	68,123
2	0,5	30	3,00	33,996	18,346	16,764	95,373	67,43
2	0,5	30	3,50	31,092	18,239	13,024	94,497	67,05
2	0,5	35	2,55	32,194	16,377	18,807	94,74	68,404
2	0,5	35	3,00	33,964	18,556	16,977	94,762	67,778
2	0,5	35	3,50	31,076	18,305	14,702	94,754	85,081
2	0,5	40	2,55	32,19	16,458	16,195	94,499	65,49
2	0,5	40	3,00	33,905	19,187	14,979	96,203	65,506
2	0,5	40	3,50	31,09	18,301	15,147	94,947	66,066
2	1	20	2,55	32,207	16,253	19,119	94,664	61,765
2	1	20	3,00	33,973	18,261	18,539	95,529	61,287
2	1	20	3,50	31,095	18,195	12,894	94,376	62,182
2	1	25	2,55	32,202	16,347	15,939	95,778	61,602
2	1	25	3,00	33,969	18,438	18,971	94,289	59,535
2	1	25	3,50	31,091	18,186	13,901	94,311	58,67
2	1	30	2,55	32,2	16,352	19,729	94,494	60,442
2	1	30	3,00	33,908	19,33	15,364	94,952	59,346
2	1	30	3,50	31,091	18,233	13,944	94,699	59,552
2	1	35	2,55	32,197	16,404	15,533	94,676	63,222
2	1	35	3,00	33,967	18,417	15,127	94,698	62,669
2	1	35	3,50	31,091	18,393	13,489	94,72	61,802
2	1	40	2,55	32,193	16,456	17,565	95,16	62,973
2	1	40	3,00	33,964	18,554	16,66	95,182	62,441
2	1	40	3,50	31,091	18,334	14,023	94,375	61,61
2	1,5	20	2,55	32,206	16,318	17,536	94,667	67,645
2	1,5	20	3,00	33,974	18,408	17,235	94,741	67,297
2	1,5	20	3,50	31,095	18,126	14,431	94,453	68,224
2	1,5	25	2,55	32,207	16,384	17,572	96,108	58,853
2	1,5	25	3,00	33,972	18,44	18,516	95,381	58,536
2	1,5	25	3,50	31,095	18,234	13,433	95,685	59,371
2	1,5	30	2,55	32,207	18,01	16,95	94,479	54,268
2	1,5	30	3,00	33,908	19,239	15,034	94,502	53,721
2	1,5	30	3,50	31,094	18,239	13,824	94,236	52,964

2	1,5	35	2,55	32,198	18,594	19,585	95,101	56,507
2	1,5	35	3,00	33,969	18,527	16,079	95,005	55,159
2	1,5	35	3,50	31,092	18,384	13,963	94,835	53,869
2	1,5	40	2,55	32,201	18,562	16,343	94,542	58,057
2	1,5	40	3,00	33,964	18,639	16,433	94,564	57,625
2	1,5	40	3,50	31,093	18,396	14,498	94,974	55,941
2,5	0,5	20	2,55	32,205	16,187	17,594	95,646	68,899
2,5	0,5	20	3,00	33,972	18,526	16,683	94,463	67,497
2,5	0,5	20	3,50	31,093	18,206	13,639	94,577	67,972
2,5	0,5	25	2,55	32,205	16,375	15,923	94,476	70,872
2,5	0,5	25	3,00	33,971	18,476	18,744	94,91	70,661
2,5	0,5	25	3,50	31,093	18,215	13,713	94,52	69,083
2,5	0,5	30	2,55	32,208	18,348	15,789	95,089	70,642
2,5	0,5	30	3,00	33,972	18,481	15,252	94,699	69,919
2,5	0,5	30	3,50	31,092	18,255	14,216	94,721	68,999
2,5	0,5	35	2,55	32,201	16,456	16,097	96,022	72,497
2,5	0,5	35	3,00	33,968	18,621	16,116	94,971	71,452
2,5	0,5	35	3,50	31,093	18,411	13,841	94,993	70,471
2,5	0,5	40	2,55	32,197	16,51	19,589	94,499	74,184
2,5	0,5	40	3,00	33,966	18,593	16,368	94,771	73,236
2,5	0,5	40	3,50	31,092	18,423	13,654	94,496	64,499
2,5	1	20	2,55	32,208	16,206	17,367	95,391	62,741
2,5	1	20	3,00	33,914	19,241	17,378	95,414	62,059
2,5	1	20	3,50	31,096	18,23	14,441	94,33	61,451
2,5	1	25	2,55	32,204	16,364	17,305	94,628	68,914
2,5	1	25	3,00	33,972	18,501	17,852	94,661	69,351
2,5	1	25	3,50	31,096	18,259	14,092	94,685	57,945
2,5	1	30	2,55	32,203	16,302	19,419	95,345	73,672
2,5	1	30	3,00	33,915	19,37	15,118	94,38	77,607
2,5	1	30	3,50	31,093	18,344	15,395	94,402	75,891
2,5	1	35	2,55	32,2	16,481	20,657	95,84	61,873
2,5	1	35	3,00	33,907	19,381	16,593	94,748	60,69
2,5	1	35	3,50	31,094	18,412	13,968	94,77	59,647
2,5	1	40	2,55	32,197	16,545	15,564	94,529	70,209
2,5	1	40	3,00	33,911	19,514	19,249	94,552	69,718
2,5	1	40	3,50	31,094	18,459	13,88	94,854	71,828
2,5	1,5	20	2,55	32,209	16,349	16,834	94,479	66,509
2,5	1,5	20	3,00	33,921	19,23	16,996	94,858	66,142
2,5	1,5	20	3,50	31,097	18,24	14,009	94,88	66,869
2,5	1,5	25	2,55	32,204	16,392	18,557	94,627	56,484
2,5	1,5	25	3,00	33,973	18,479	16,229	94,837	56,086
2,5	1,5	25	3,50	31,095	18,33	13,773	94,671	56,771
2,5	1,5	30	2,55	32,205	18,524	16,882	94,634	55,089
2,5	1,5	30	3,00	33,969	18,686	17,54	94,656	54,633

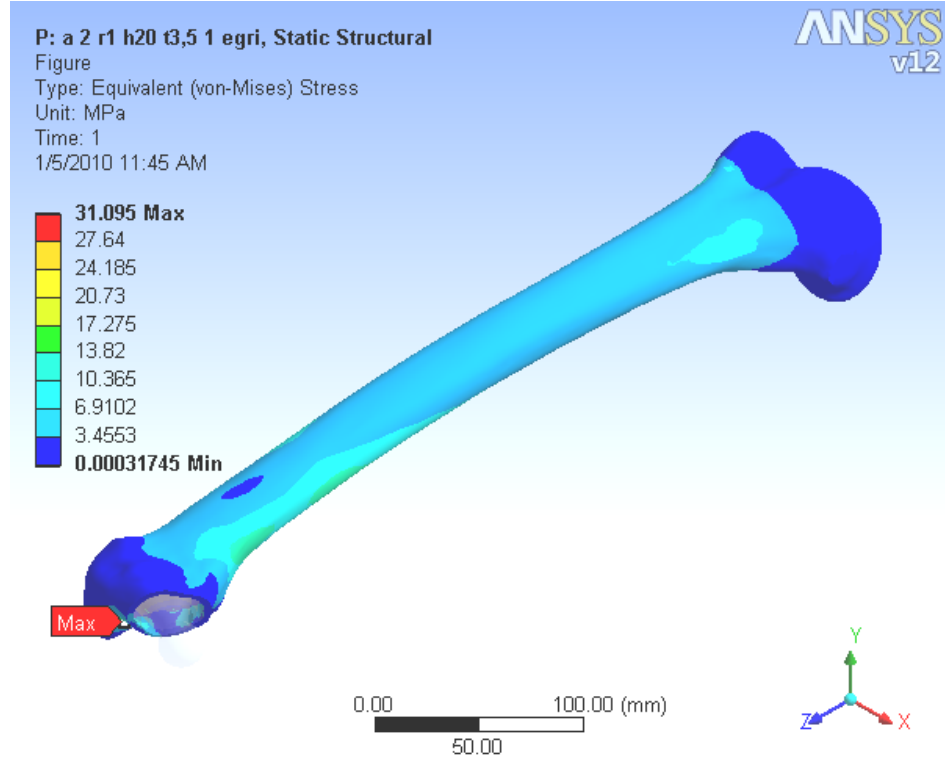
2,5	1,5	30	3,50	31,095	18,366	13,728	94,937	51,914
2,5	1,5	35	2,55	32,2	16,475	19,284	95,213	57,797
2,5	1,5	35	3,00	33,967	18,692	17,731	94,408	59,642
2,5	1,5	35	3,50	31,095	18,41	14,968	95,059	56,115
2,5	1,5	40	2,55	31,196	16,56	15,503	96,121	59,184
2,5	1,5	40	3,00	33,964	18,742	16,401	94,668	58,616
2,5	1,5	40	3,50	31,094	18,473	13,941	96,166	57,661
3	0,5	20	2,55	32,213	16,194	16,699	94,323	71,384
3	0,5	20	3,00	33,978	18,379	16,42	94,888	70,447
3	0,5	20	3,50	31,1	18,204	13,969	94,518	71,854
3	0,5	25	2,55	32,214	16,396	15,837	94,377	66,559
3	0,5	25	3,00	33,975	18,361	16,633	95,518	65,247
3	0,5	25	3,50	31,098	18,262	13,37	95,091	62,084
3	0,5	30	2,55	32,209	18,41	16,047	94,722	71,731
3	0,5	30	3,00	33,912	19,442	16,429	94,46	74,613
3	0,5	30	3,50	31,097	18,298	14,351	94,766	72,53
3	0,5	35	2,55	32,202	16,517	23,707	94,733	77,567
3	0,5	35	3,00	33,91	19,479	14,604	95,543	71,035
3	0,5	35	3,50	31,092	18,376	14,001	94,57	70,81
3	0,5	40	2,55	32,202	16,546	16,305	95,028	74,237
3	0,5	40	3,00	33,911	19,43	19,544	94,793	72,089
3	0,5	40	3,50	31,097	18,487	14,884	95,032	73,158
3	1	20	2,55	32,216	18,253	21,282	94,594	65,498
3	1	20	3,00	33,919	19,31	20,587	95,742	60,343
3	1	20	3,50	31,098	18,25	13,86	94,638	63,12
3	1	25	2,55	32,308	16,355	19,194	94,827	63,866
3	1	25	3,00	33,913	19,275	20,515	94,849	62,956
3	1	25	3,50	36,691	18,292	16,484	94,398	59,439
3	1	30	2,55	32,201	16,472	17,283	96,126	60,987
3	1	30	3,00	33,974	18,599	15,986	96,266	61,827
3	1	30	3,50	31,095	18,357	13,555	95,347	60,553
3	1	35	2,55	32,204	18,308	16,085	94,994	66,073
3	1	35	3,00	33,913	19,314	14,374	95,016	68,499
3	1	35	3,50	31,097	18,442	14,18	95,37	72,377
3	1	40	2,55	32,201	16,553	21,111	94,551	66,075
3	1	40	3,00	33,968	18,639	16,615	94,539	65,866
3	1	40	3,50	31,097	18,466	14,069	94,272	64,769
3	1,5	20	2,55	32,213	16,35	15,447	94,55	63,337
3	1,5	20	3,00	33,92	19,19	18,192	94,571	62,953
3	1,5	20	3,50	31,103	18,208	13,008	94,594	63,326
3	1,5	25	2,55	32,206	16,404	17,357	94,381	56,059
3	1,5	25	3,00	33,976	18,515	16,654	96,273	54,551
3	1,5	25	3,50	31,099	18,274	13,957	94,567	57,481
3	1,5	30	2,55	32,203	16,471	19,145	94,342	56,927

3	1,5	30	3,00	33,972	18,631	16,054	94,818	50,321
3	1,5	30	3,50	31,098	18,36	14,445	94,613	61,15
3	1,5	35	2,55	32,2	16,549	16,838	94,516	65,984
3	1,5	35	3,00	33,968	18,727	16,739	94,48	65,017
3	1,5	35	3,50	31,095	18,451	13,847	94,526	64,337
3	1,5	40	2,55	32,203	18,372	17,054	95,277	62,359
3	1,5	40	3,00	33,968	18,727	16,227	94,886	62,863
3	1,5	40	3,50	31,095	18,506	13,736	94,727	65,648

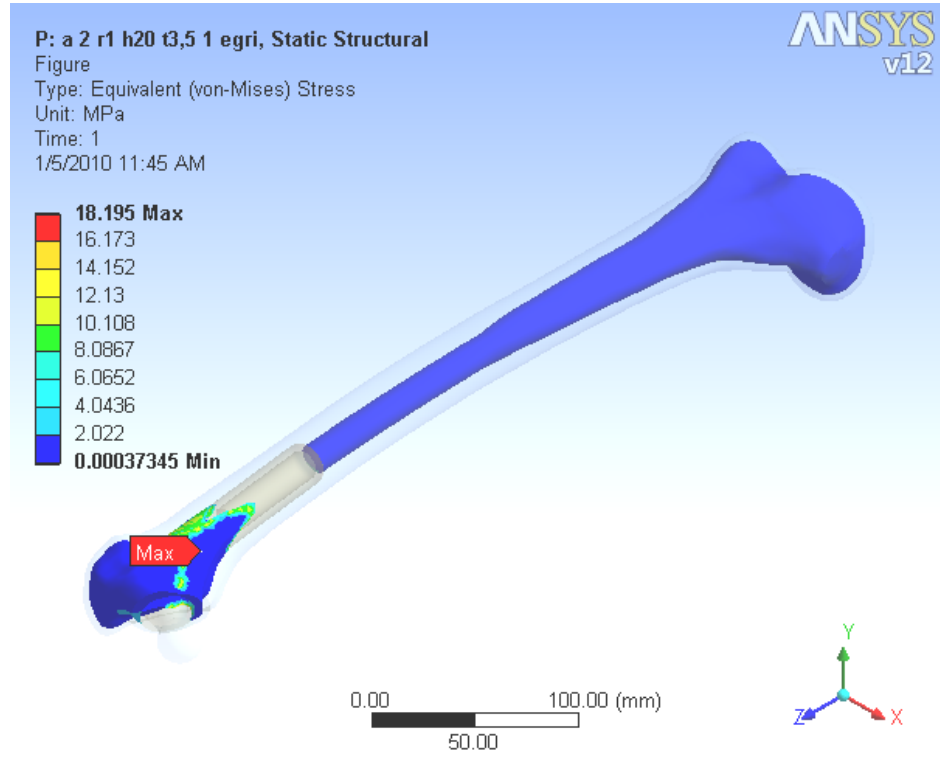
Regresyon analizi sonucunda polinomun katsayıları aşağıdaki gibi bulunmuştur. Polinomun uyumluluğunu anlamamızı sağlayan determinasyon katsayısı olan r^2 0,634 olarak ölçülmüştür. Teoride determinasyon katsayısının bir veya bire çok yakın bir değer olması istense, pratikte determinasyon katsayısının 0,65 ve üzeri olduğu değerlerde kullanılmaktadır.

$$\begin{aligned}
Y = & -30,2 - 45,54a + 8,98r + 2,056h + 55,22t + 6,928a^2 - 12,11r^2 \\
& - 0,00201h^2 - 10,542t^2 + 11,82ar + 0,5373ah + 10,45at \\
& - 0,2423rh - 2,14rt - 1,784ht - 0,049arh + 0,967art \\
& - 0,0953aht + 0,0589rht - 1,375a^2r - 0,0844a^2h - 0,995a^2t \\
& - 3,47r^2a + 0,3048r^2h + 3,14r^2t + 0,003874h^2a - 0,007834h^2r \\
& + 0,000682h^2t - 0,66t^2a - 1,411t^2r + 0,3189t^2h
\end{aligned}$$

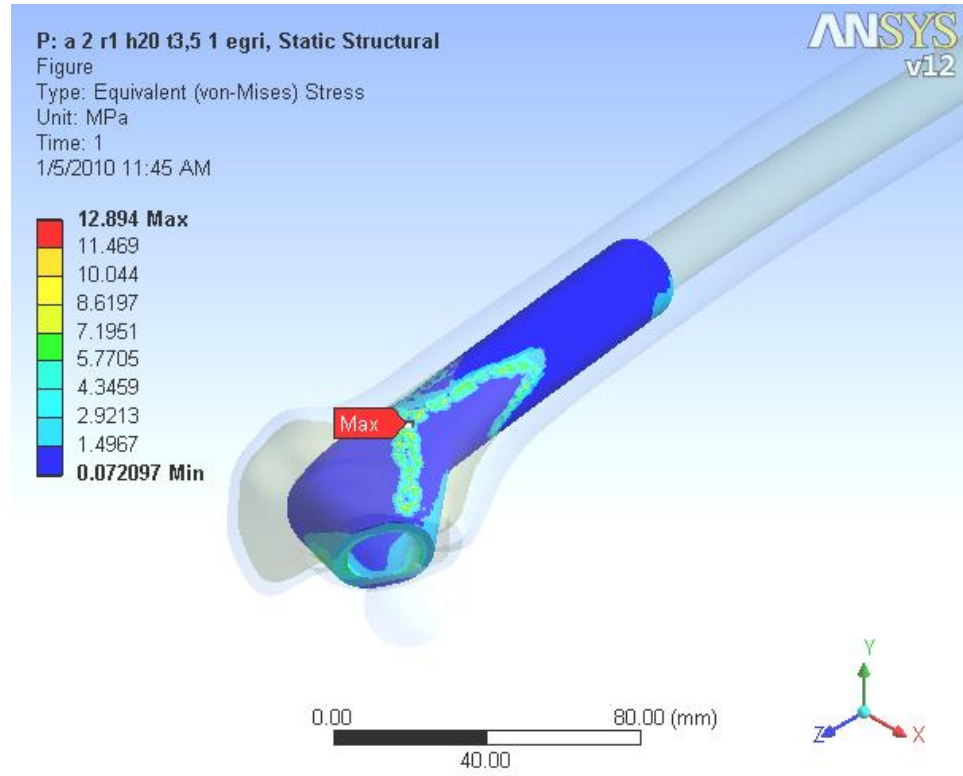
Yukarıdaki fonksiyonun minimum olduğu noktayı bulmak için Matlab programının hazır programcıklarından faydalanılmıştır. Matlab programı fonksiyonun minimum noktasına $a = 2$, $r = 1,5$, $h = 30$ ve $t = 3,5$ değerlerinde ulaşmıştır. Fonksiyonun bu noktada aldığı değer 13,7097 olmasına karşın bu noktada Ansys ile yapılan çözümde kemik çimentosundaki maksimum eşdeğer von-mises gerilmesi 13,824MPa olarak ölçülmüştür bu iki değer arasındaki toleranslar dâhilinde kabul edilebilsede tablodan alınan minimum gerilme değeri 12,897MPa olarak bulunmuştur. Minimum gerilme değerini veren, $a=2$, $r=1\text{mm}$, $h=20\text{mm}$ ve $t=3,5\text{mm}$, için kortikal kemik, trabeküler kemik, kemik çimentosu ve protez için hesaplanan gerilme değerleri sırasıyla şekil 6.1, şekil 6.2, şekil 6.3 ve şekil 6.4’de verilmiştir.



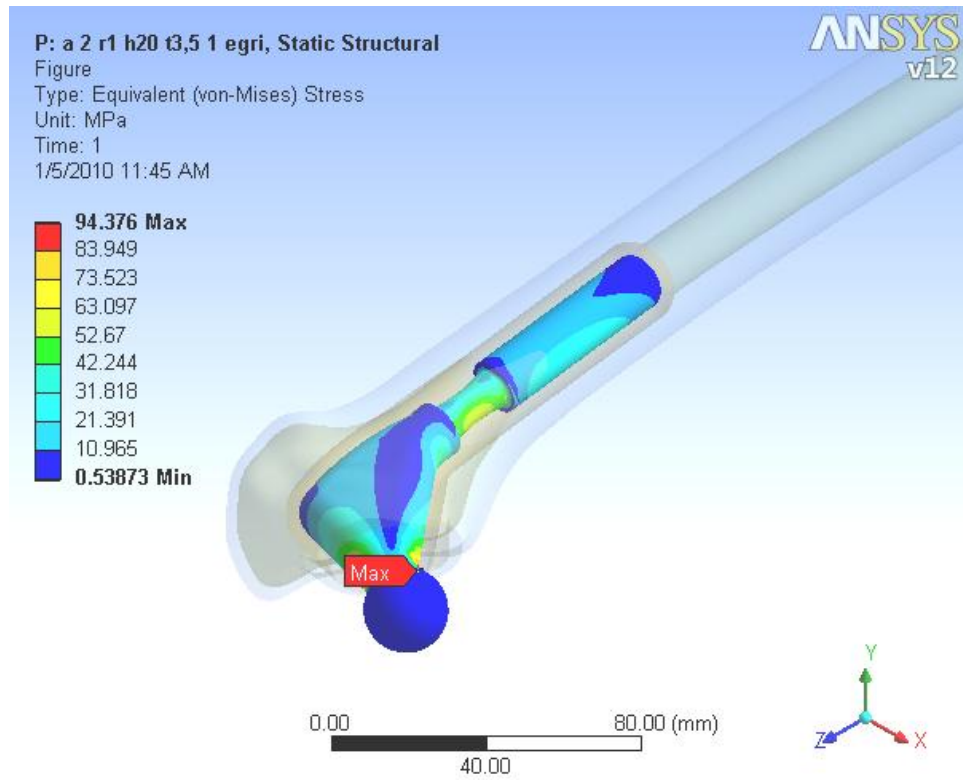
Şekil 6.1 Kortikal kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi



Şekil 6.2 Trabeküler kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi



Şekil 6.3 Kemik çimentosundaki eşdeğer Von Mises gerilmesi



Şekil 6.4 Protezdeki eşdeğer Von Mises gerilmesi

316LS malzemeli 2 eğrili protez için bulunan değerler tablo 6.2’de verilmiştir. Oluşturulan polinom aşağıdaki gibidir.

$$Y = \beta_0 + \beta_1 a + \beta_2 r + \beta_3 h + \beta_4 t + \beta_5 a^2 + \beta_6 r^2 + \beta_7 h^2 + \beta_8 t^2 + \beta_9 ar + \beta_{10} ah + \beta_{11} at + \beta_{12} rh + \beta_{13} rt + \beta_{14} ht + \beta_{15} arh + \beta_{16} art + \beta_{17} aht + \beta_{18} rht + \beta_{19} a^2 r + \beta_{20} a^2 h + \beta_{21} a^2 t + \beta_{22} r^2 a + \beta_{23} r^2 h + \beta_{24} r^2 t + \beta_{25} h^2 a + \beta_{26} h^2 r + \beta_{27} h^2 t + \beta_{28} t^2 a + \beta_{29} t^2 r + \beta_{30} t^2 h$$

Tablo 6.2 316LS 2 eğrili protez için bulunan değerler

a	r	h	t	2 Eğrili Kortikal Kemik	2Eğrili Trabeküler Kemik	2 Eğrili Kemik Çimentosu	2 Eğrili Protez	Protezin Sinüzoidal Kısmı
2	0,5	20	2,55	32,117	16,744	19,752	94,766	74,016
2	0,5	20	3	33,951	19,264	14,798	95,852	76,589
2	0,5	20	3,5	31,08	18,196	13,893	95,113	73,036
2	0,5	25	2,55	32,115	16,58	16,237	94,743	76,128
2	0,5	25	3	33,949	19,405	15,07	94,531	77,706
2	0,5	25	3,5	31,073	18,146	14,686	94,665	71,976
2	0,5	30	2,55	32,123	16,003	20,289	95,415	75,966
2	0,5	30	3	33,947	19,133	16,261	95,283	76,29
2	0,5	30	3,5	31,077	18,225	14,066	94,426	73,96
2	0,5	35	2,55	32,111	16,628	15,16	94,504	79,263
2	0,5	35	3	33,892	19,109	18,262	94,527	78,51
2	0,5	35	3,5	31,073	19,102	13,851	94,547	77,707
2	0,5	40	2,55	32,109	16,667	15,947	94,964	80,801
2	0,5	40	3	33,944	19,179	17,1	95,361	78,866
2	0,5	40	3,5	31,077	18,22	14,885	95,382	78,202
2	1	20	2,55	32,114	16,581	17,402	94,485	79,185
2	1	20	3	33,893	19,26	19,082	94,507	79,548
2	1	20	3,5	31,072	19,004	14,564	95,048	80,979
2	1	25	2,55	32,11	16,631	15,64	94,583	73,506
2	1	25	3	33,948	19,23	15,339	94,606	72,401
2	1	25	3,5	31,072	19,06	14,682	94,566	81,316
2	1	30	2,55	32,108	16,702	15,341	94,714	78,344
2	1	30	3	33,945	19,888	16,912	94,538	75,399
2	1	30	3,5	31,073	18,298	13,832	95,422	74,795
2	1	35	2,55	32,106	16,679	15,589	94,769	76,722
2	1	35	3	33,943	19,468	18,208	95,062	76,371
2	1	35	3,5	31,068	19,086	14,705	95,706	72,961
2	1	40	2,55	32,111	16,713	15,729	94,512	81,302

2	1	40	3	33,942	19,233	17,346	95,667	80,369
2	1	40	3,5	31,071	18,412	14,823	94,914	91,273
2	1,5	20	2,55	32,104	15,983	15,986	95,883	95,883
2	1,5	20	3	33,896	18,978	19,168	95,657	95,53
2	1,5	20	3,5	31,068	18,21	14,486	98,35	98,35
2	1,5	25	2,55	32,072	16,536	16,793	96,414	82,744
2	1,5	25	3	33,883	19,174	15,197	96,436	83,539
2	1,5	25	3,5	31,056	18,31	14,034	95,185	85,048
2	1,5	30	2,55	32,084	16,058	19,794	95,062	74,213
2	1,5	30	3	33,879	19,291	18,708	94,558	76,164
2	1,5	30	3,5	31,063	18,316	14,14	95,135	76,974
2	1,5	35	2,55	32,082	16,1	14,694	95,263	75,333
2	1,5	35	3	33,875	19,376	17,997	94,672	75,506
2	1,5	35	3,5	31,057	18,377	14,476	94,5	90,814
2	1,5	40	2,55	32,082	16,13	17,425	94,889	78,389
2	1,5	40	3	33,876	19,449	15,793	94,913	77,396
2	1,5	40	3,5	31,056	18,418	13,493	95,153	82,007
2,5	0,5	20	2,55	32,132	15,975	17,423	94,8	84,098
2,5	0,5	20	3	33,901	19,409	20,884	94,823	83,329
2,5	0,5	20	3,5	31,076	18,977	14,702	94,493	80,758
2,5	0,5	25	2,55	32,117	16,62	16,007	95,231	79,382
2,5	0,5	25	3	33,956	19,525	16,161	94,602	85,157
2,5	0,5	25	3,5	31,084	18,267	14,327	94,498	87,478
2,5	0,5	30	2,55	32,116	16,644	15,218	96,048	82,81
2,5	0,5	30	3	33,954	19,552	16,71	94,658	80,301
2,5	0,5	30	3,5	31,084	18,351	15,151	94,735	90,345
2,5	0,5	35	2,55	32,117	16,662	15,274	94,68	86,119
2,5	0,5	35	3	33,952	19,511	17,388	95,828	85,062
2,5	0,5	35	3,5	31,077	18,335	14,793	95,074	80,113
2,5	0,5	40	2,55	32,116	16,713	14,948	94,691	82,615
2,5	0,5	40	3	33,897	19,494	18,279	94,706	82,59
2,5	0,5	40	3,5	31,078	19,034	14,713	95,171	93,1
2,5	1	20	2,55	32,131	15,99	16,881	94,77	80,203
2,5	1	20	3	33,898	19,58	19,146	94,793	80,391
2,5	1	20	3,5	31,085	18,249	14,361	95,23	85,053
2,5	1	25	2,55	32,127	16,05	16,718	96,069	75,894
2,5	1	25	3	33,9	19,178	15,856	96,092	74,99
2,5	1	25	3,5	31,076	18,295	13,328	95,31	90,49
2,5	1	30	2,55	32,126	16,053	16,039	96,083	81,694
2,5	1	30	3	33,896	19,649	15,448	96,106	80,895
2,5	1	30	3,5	31,073	18,549	14,883	95,296	79,733
2,5	1	35	2,55	32,124	16,992	17,075	95,302	86,316
2,5	1	35	3	33,891	19,541	21,445	94,656	85,094
2,5	1	35	3,5	31,072	18,376	14,687	94,678	84,243

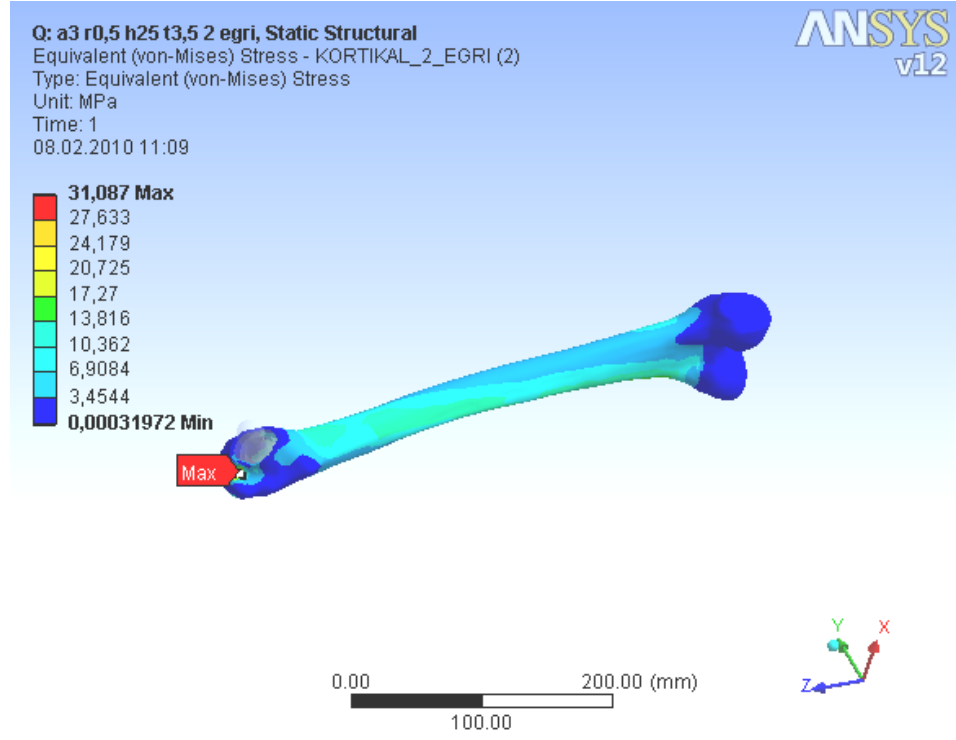
2,5	1	40	2,55	32,119	17,026	16,832	95,384	86,432
2,5	1	40	3	33,893	19,554	19,655	95,407	85,482
2,5	1	40	3,5	31,073	18,549	14,883	95,296	86,741
2,5	1,5	20	2,55	32,088	16,842	17,654	97,735	97,735
2,5	1,5	20	3	33,899	19,337	19,293	97,867	97,867
2,5	1,5	20	3,5	31,07	18,156	14,467	99,77	99,77
2,5	1,5	25	2,55	32,091	16,04	16,813	94,833	82,14
2,5	1,5	25	3	33,887	19,521	16,448	94,856	83,157
2,5	1,5	25	3,5	31,059	18,296	14,613	94,876	84,9
2,5	1,5	30	2,55	32,086	17,045	17,809	94,821	79,141
2,5	1,5	30	3	33,885	19,54	15,882	95,228	75,587
2,5	1,5	30	3,5	31,057	18,31	13,596	93,636	76,93
2,5	1,5	35	2,55	32,081	16,827	15,929	95,386	84,185
2,5	1,5	35	3	33,881	19,577	18,353	94,344	83,867
2,5	1,5	35	3,5	31,06	18,404	14,745	94,975	93,483
2,5	1,5	40	2,55	32,085	16,181	14,25	95,493	90,747
2,5	1,5	40	3	33,873	19,498	20,074	95,516	89,615
2,5	1,5	40	3,5	31,064	18,414	14,381	94,163	87,035
3	0,5	20	2,55	32,142	15,976	18,08	94,735	78,734
3	0,5	20	3	33,905	19,332	17,861	94,517	78,131
3	0,5	20	3,5	31,084	18,172	13,444	94,174	84,609
3	0,5	25	2,55	32,126	16,595	16,978	94,702	78,208
3	0,5	25	3	33,902	19,238	19,019	94,588	85,394
3	0,5	25	3,5	31,087	18,276	13,277	96,079	73,253
3	0,5	30	2,55	32,122	16,748	15,823	94,642	85,883
3	0,5	30	3	33,956	19,623	15,614	94,664	84,907
3	0,5	30	3,5	31,079	18,339	14,795	95,941	82,975
3	0,5	35	2,55	32,123	16,698	15,426	95,835	84,018
3	0,5	35	3	33,903	19,64	15,314	94,185	83,569
3	0,5	35	3,5	31,079	19,109	14,741	95,88	82,208
3	0,5	40	2,55	32,124	16,74	15,906	94,692	85,971
3	0,5	40	3	33,954	19,765	16,338	94,715	85,274
3	0,5	40	3,5	31,08	18,483	13,492	94,518	81,698
3	1	20	2,55	32,134	16,041	17,018	94,505	81,635
3	1	20	3	33,904	19,441	17,592	94,554	81,506
3	1	20	3,5	31,077	18,281	14,511	94,581	83,101
3	1	25	2,55	32,132	15,991	16,005	94,561	84,068
3	1	25	3	33,899	19,415	17,987	94,584	83,132
3	1	25	3,5	31,078	18,318	13,542	94,782	71,144
3	1	30	2,55	32,13	17,037	16,559	95,826	92,704
3	1	30	3	33,895	19,408	15,816	95,799	80,784
3	1	30	3,5	31,086	18,35	14,366	100,12	100,12
3	1	35	2,55	32,126	16,197	19,387	94,614	87,786
3	1	35	3	33,895	19,368	18,921	94,636	86,82

3	1	35	3,5	31,075	18,475	14,651	94,746	84,684
3	1	40	2,55	32,128	16,225	15,632	95,305	86,548
3	1	40	3	33,894	19,582	19,363	95,329	85,699
3	1	40	3,5	31,077	18,499	14,61	95,529	86,268
3	1,5	20	2,55	32,096	16,992	16,501	97,45	97,45
3	1,5	20	3	33,902	19,347	19,508	97,883	97,883
3	1,5	20	3,5	31,071	18,269	14,491	99,725	99,725
3	1,5	25	2,55	32,089	15,882	16,826	95,03	82,687
3	1,5	25	3	33,888	19,59	20,327	94,358	83,896
3	1,5	25	3,5	31,064	18,321	13,491	94,455	83,93
3	1,5	30	2,55	32,088	17,036	16,915	94,772	89,692
3	1,5	30	3	33,886	19,537	16,944	94,796	88,721
3	1,5	30	3,5	31,063	18,366	14,306	101,93	101,93
3	1,5	35	2,55	32,086	17,214	19,252	94,514	90,486
3	1,5	35	3	33,882	19,63	20,646	94,657	92,455
3	1,5	35	3,5	31,066	18,439	13,987	94,36	88,51
3	1,5	40	2,55	32,087	16,969	17,636	99,413	89,413
3	1,5	40	3	33,882	19,679	18,392	96,774	91,898
3	1,5	40	3,5	31,069	18,484	13,438	106,69	106,69

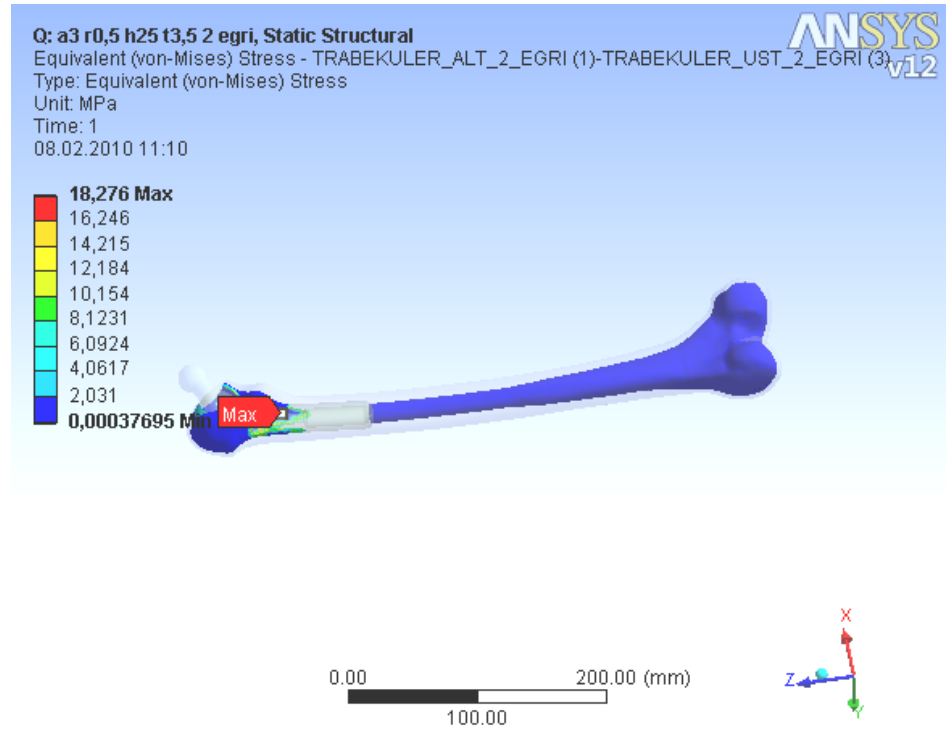
Regresyon analizi sonucunda polinomun katsayıları aşağıdaki gibi bulunmuştur. Polinomun uyumluluğunu anlamamızı sağlayan determinasyon katsayısı olan r^2 0,652 olarak ölçülmüştür.

$$\begin{aligned}
Y = & 230,8 - 89,55a - 82,23r - 3,146h - 106,16t + 8,572a^2 + 14,38r^2 + 0,00738h^2 \\
& + 11,085t^2 - 5,34ar + 0,1275ah + 47,08at + 0,9648rh + 40,18rt \\
& + 1,369ht + 0,11491arh - 1,466art - 0,06402aht - 0,17008rht \\
& + 1,843a^2r - 0,0137a^2h - 3,473a^2t - 0,961r^2a - 0,2321r^2h \\
& - 1,771r^2t + 0,000487h^2a - 0,004128h^2r + 0,000057h^2t - 4,417t^2a \\
& - 4,705t^2r - 0,161t^2h
\end{aligned}$$

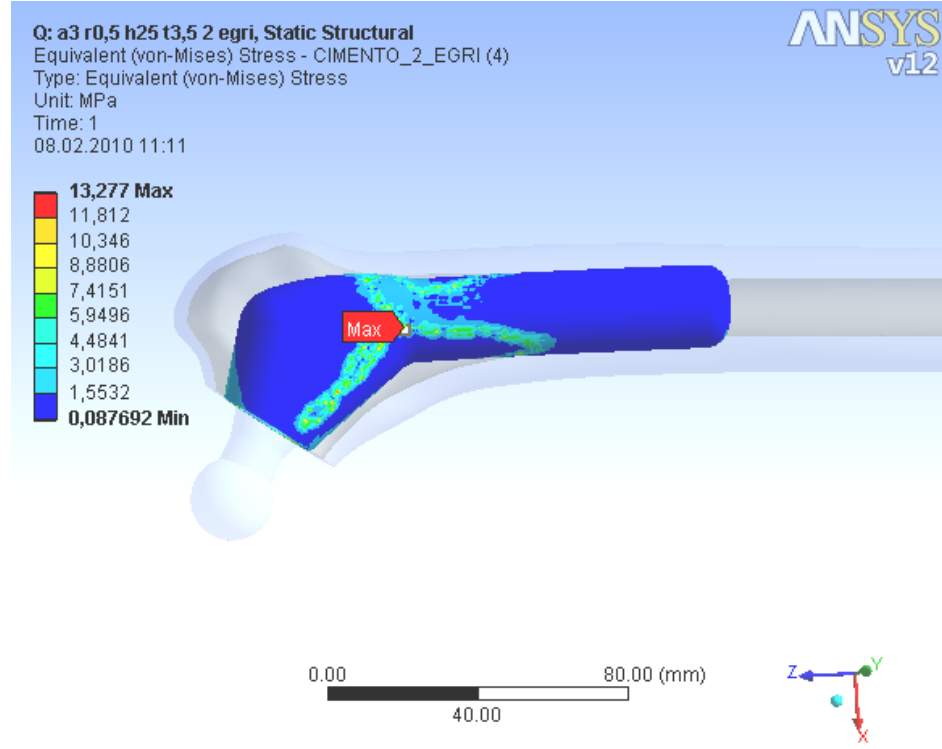
Fonksiyonun minimum noktasına $a = 2$, $r = 1,5$, $h = 33,76$ ve $t = 3,5$ değerlerinde ulaşmıştır. Fonksiyonun bu noktada aldığı değer 13,499 olarak bulunmuştur. Tablodan alınan minimum gerilme değeri ise 13,277MPa olarak bulunmuştur. Minimum gerilme değerini veren, $a=3$, $r=0,5\text{mm}$, $h=25\text{mm}$ ve $t=3,5\text{mm}$, için kortikal kemik, trabeküler kemik, kemik çimentosu ve protez için hesaplanan gerilme değerleri sırasıyla şekil 6.5, şekil 6.6, şekil 6.7 ve şekil 6.8’de verilmiştir.



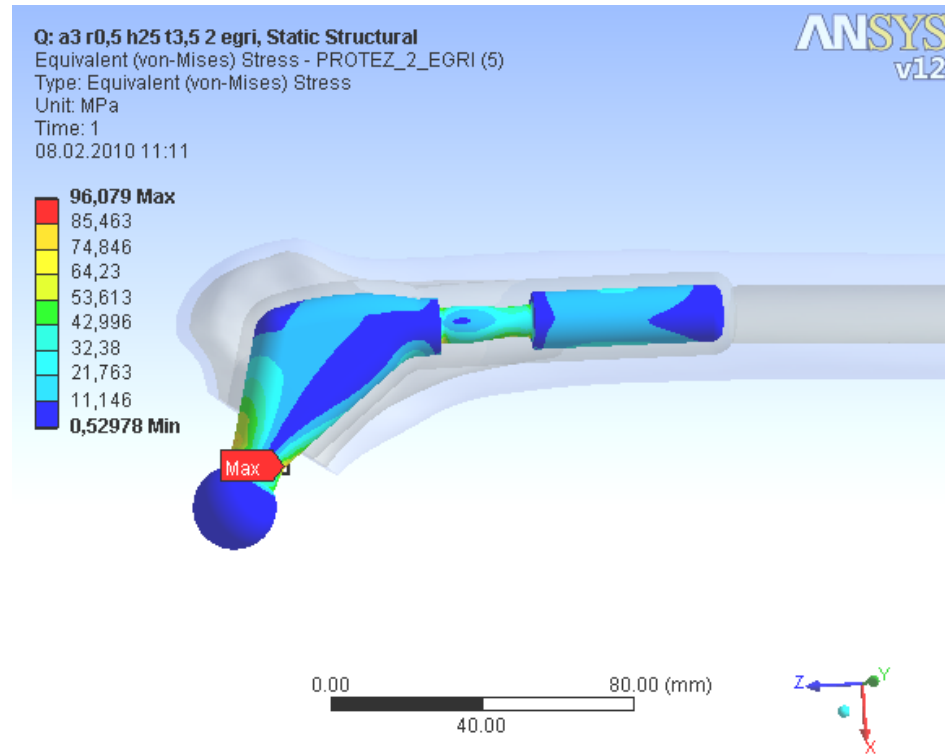
Şekil 6.5 Kortikal kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi



Şekil 6.6 Trabeküler kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi



Şekil 6.7 Kemik çimentosundaki eşdeğer Von Mises gerilmesi



Şekil 6.8 Protezdeki eşdeğer Von Mises gerilmesi

316LS malzemeli 3 eğrili protez için bulunan değerler tablo 6.3’de verilmiştir. Oluşturulan polinom aşağıdaki gibidir.

$$Y = \beta_0 + \beta_1 a + \beta_2 r + \beta_3 h + \beta_4 t + \beta_5 a^2 + \beta_6 r^2 + \beta_7 h^2 + \beta_8 t^2 + \beta_9 ar + \beta_{10} ah + \beta_{11} at + \beta_{12} rh + \beta_{13} rt + \beta_{14} ht + \beta_{15} arh + \beta_{16} art + \beta_{17} aht + \beta_{18} rht + \beta_{19} a^2 r + \beta_{20} a^2 h + \beta_{21} a^2 t + \beta_{22} r^2 a + \beta_{23} r^2 h + \beta_{24} r^2 t + \beta_{25} h^2 a + \beta_{26} h^2 r + \beta_{27} h^2 t + \beta_{28} t^2 a + \beta_{29} t^2 r + \beta_{30} t^2 h$$

Tablo 6.3 316LS 3 eğrili protez için bulunan değerler

a	r	h	t	3 Eğrili Kortikal Kemik	3 Eğrili Trabeküler Kemik	3 Eğrili Kemik Çimentosu	3 Eğrili Protez	Protezin Sinüzoidal Kısım
2	0,5	20	2,55	32,112	17,184	16,695	95,662	73,904
2	0,5	20	3	33,911	19,416	15,736	95,684	73,308
2	0,5	20	3,5	31,09	18,201	15,52	95,038	73,252
2	0,5	25	2,55	32,109	18,294	17,025	94,502	72,615
2	0,5	25	3	33,908	19,471	17,384	94,524	71,955
2	0,5	25	3,5	31,091	18,286	15,292	94,54	71,001
2	0,5	30	2,55	32,11	17,2	16,37	94,622	70,699
2	0,5	30	3	33,908	19,554	17,066	94,645	70,161
2	0,5	30	3,5	31,089	18,244	16,036	94,667	69,443
2	0,5	35	2,55	32,109	16,66	19,484	94,819	66,21
2	0,5	35	3	33,904	19,555	17,135	94,842	65,725
2	0,5	35	3,5	31,09	18,23	15,068	94,865	65,095
2	0,5	40	2,55	32,108	18,416	15,985	95,551	70,083
2	0,5	40	3	33,907	19,693	18,391	95,206	69,782
2	0,5	40	3,5	31,09	18,275	16,319	94,546	68,984
2	1	20	2,55	32,129	15,958	17,013	94,813	91,646
2	1	20	3	33,913	19,483	18,976	94,805	89,991
2	1	20	3,5	31,092	18,167	14,898	94,857	89,403
2	1	25	2,55	32,112	18,268	17,059	94,629	80,156
2	1	25	3	33,911	19,49	18,653	94,453	78,91
2	1	25	3,5	31,093	18,346	15,649	94,573	78,944
2	1	30	2,55	32,114	17,193	17,119	94,64	74,567
2	1	30	3	33,911	19,467	14,567	95,971	73,53
2	1	30	3,5	31,094	18,282	15,244	94,742	73,84
2	1	35	2,55	32,113	16,662	19,623	95,582	70,534
2	1	35	3	33,911	19,478	15,276	95,598	69,501
2	1	35	3,5	31,092	18,299	14,989	95,261	69,831
2	1	40	2,55	32,109	18,553	16,688	94,508	67,159

2	1	40	3	33,908	19,528	15,516	94,624	66,476
2	1	40	3,5	31,091	18,379	15,538	94,609	66,751
2	1,5	20	2,55	32,121	16,574	18,549	99,922	99,322
2	1,5	20	3	33,916	19,426	15,876	98,446	98,446
2	1,5	20	3,5	31,099	18,181	15,118	100,2	100,2
2	1,5	25	2,55	32,118	18,273	17,143	95,794	91,987
2	1,5	25	3	33,914	19,582	18,029	94,436	93,452
2	1,5	25	3,5	31,096	18,294	15,34	94,458	93,236
2	1,5	30	2,55	32,126	16,068	16,324	94,939	86,148
2	1,5	30	3	33,929	19,373	16,161	94,582	86,337
2	1,5	30	3,5	31,09	18,34	15,455	95,179	85,206
2	1,5	35	2,55	32,111	16,351	16,641	94,448	81,721
2	1,5	35	3	33,963	19,076	18,434	94,642	80,104
2	1,5	35	3,5	31,09	19,156	14,811	93,797	80,308
2	1,5	40	2,55	32,11	16,636	16,67	95,141	75,986
2	1,5	40	3	33,927	19,692	16,082	95,61	75,436
2	1,5	40	3,5	31,088	18,372	15,012	95,16	75,469
2,5	0,5	20	2,55	32,122	16,951	17,364	94,096	85,126
2,5	0,5	20	3	33,915	19,348	15,266	94,838	84,516
2,5	0,5	20	3,5	31,092	18,322	15,248	94,752	80,584
2,5	0,5	25	2,55	32,129	15,83	16,322	95,088	74,396
2,5	0,5	25	3	33,914	19,543	16,455	94,764	75,717
2,5	0,5	25	3,5	31,094	18,268	15,295	95,133	72,788
2,5	0,5	30	2,55	32,113	18,292	15,428	94,483	74,401
2,5	0,5	30	3	33,917	19,598	17,524	94,505	73,919
2,5	0,5	30	3,5	31,095	18,336	15,566	94,728	72,723
2,5	0,5	35	2,55	32,114	16,646	18,109	95,639	79,452
2,5	0,5	35	3	33,911	19,584	17,925	95,661	78,911
2,5	0,5	35	3,5	31,095	18,322	15,175	94,624	79,469
2,5	0,5	40	2,55	32,124	16,095	16,893	94,701	73,133
2,5	0,5	40	3	33,909	19,711	17,197	96,072	70,975
2,5	0,5	40	3,5	31,095	18,378	15,365	94,587	70,467
2,5	1	20	2,55	32,114	16,381	17,239	94,308	90,626
2,5	1	20	3	33,934	19,382	16,537	95,707	89,586
2,5	1	20	3,5	31,089	18,926	14,991	94,352	88,762
2,5	1	25	2,55	32,127	16,05	16,734	96,018	80,979
2,5	1	25	3	33,932	19,115	16,286	94,708	80,389
2,5	1	25	3,5	31,089	18,239	14,427	95,638	80,015
2,5	1	30	2,55	32,125	16,061	21,347	96,393	76,053
2,5	1	30	3	33,93	19,415	16,131	95,15	74,793
2,5	1	30	3,5	31,09	18,279	15,196	94,481	74,77
2,5	1	35	2,55	32,113	16,49	15,987	95,405	71,651
2,5	1	35	3	33,929	19,759	16,775	95,421	70,611
2,5	1	35	3,5	31,1	18,345	15,013	95,705	70,787

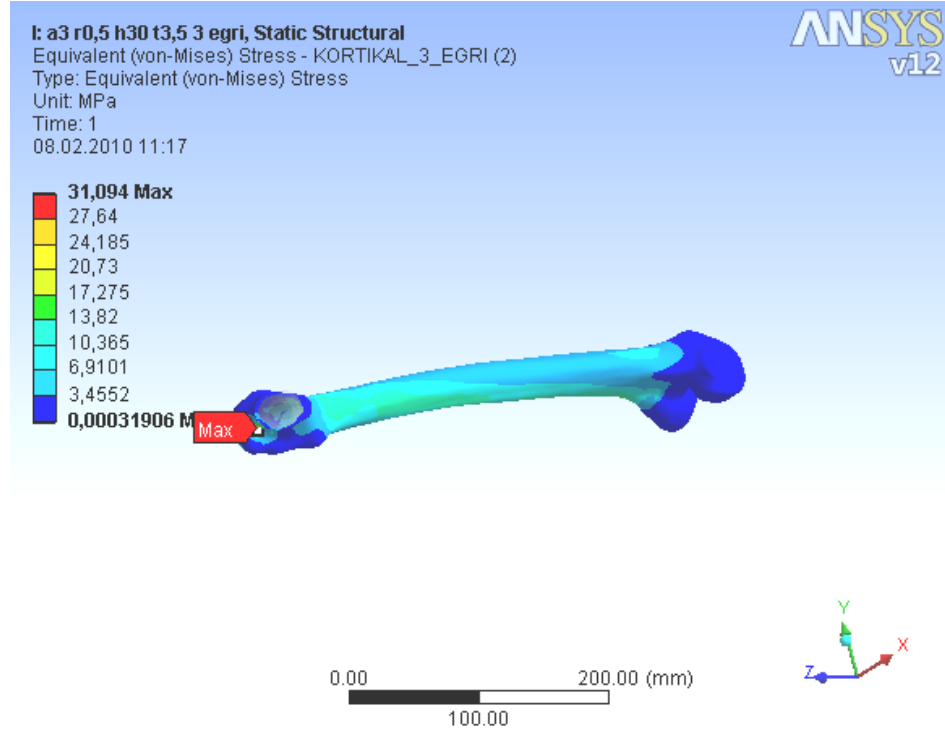
2,5	1	40	2,55	32,111	16,508	18,525	94,58	68,023
2,5	1	40	3	33,928	19,677	17,202	95,37	67,415
2,5	1	40	3,5	31,091	19,076	14,695	94,625	67,267
2,5	1,5	20	2,55	32,131	16,058	17,701	100,89	100,89
2,5	1,5	20	3	33,934	19,493	16,009	106,94	106,94
2,5	1,5	20	3,5	31,091	19,114	14,416	106,02	106,02
2,5	1,5	25	2,55	32,118	16,557	16,242	94,793	93,576
2,5	1,5	25	3	33,933	19,461	17,593	94,816	91,73
2,5	1,5	25	3,5	31,091	18,253	14,878	94,472	91,651
2,5	1,5	30	2,55	32,116	16,499	16,983	94,758	86,118
2,5	1,5	30	3	33,965	19,356	18,099	95,037	84,589
2,5	1,5	30	3,5	31,092	19,076	14,793	94,368	84,639
2,5	1,5	35	2,55	32,125	16,308	16,867	94,296	81,812
2,5	1,5	35	3	33,932	19,352	16,912	94,319	80,635
2,5	1,5	35	3,5	31,092	18,37	15,002	95,645	80,508
2,5	1,5	40	2,55	32,126	16,2	17,097	95,618	76,298
2,5	1,5	40	3	33,931	19,379	15,838	94,347	75,473
2,5	1,5	40	3,5	31,093	19,244	14,598	95,519	75,76
3	0,5	20	2,55	32,118	16,534	17,367	94,741	76,31
3	0,5	20	3	33,916	19,296	17,053	94,439	76,27
3	0,5	20	3,5	31,094	18,282	16,276	94,787	74,356
3	0,5	25	2,55	32,12	16,578	19,274	94,804	77,271
3	0,5	25	3	33,917	19,359	16,031	94,826	76,473
3	0,5	25	3,5	31,097	18,295	15,462	95,058	75,393
3	0,5	30	2,55	32,119	16,648	17,726	94,063	70,966
3	0,5	30	3	33,916	19,672	16,07	94,639	70,296
3	0,5	30	3,5	31,094	18,365	14,361	94,775	72,387
3	0,5	35	2,55	32,123	16,539	18,539	94,237	74,499
3	0,5	35	3	33,913	19,458	15,739	94,899	73,626
3	0,5	35	3,5	31,097	18,384	15,288	95,57	74,444
3	0,5	40	2,55	32,115	16,765	18,63	95,036	72,138
3	0,5	40	3	33,911	19,715	18,986	94,633	69,776
3	0,5	40	3,5	31,098	18,458	15,464	94,232	70,541
3	1	20	2,55	32,132	16,041	19,237	94,31	90,056
3	1	20	3	33,938	19,344	16,496	94,333	88,946
3	1	20	3,5	31,092	19,098	14,856	94,548	87,956
3	1	25	2,55	32,117	16,403	16,862	94,478	82,054
3	1	25	3	33,935	19,606	17,416	93,755	80,834
3	1	25	3,5	31,102	18,297	15,202	93,778	80,23
3	1	30	2,55	32,118	16,551	15,803	94,78	75,453
3	1	30	3	33,967	19,694	18,056	95,118	74,363
3	1	30	3,5	31,091	18,341	14,816	94,568	73,92
3	1	35	2,55	32,114	16,515	18,063	94,459	71,362
3	1	35	3	33,932	19,63	16,39	94,482	70,331

3	1	35	3,5	31,091	18,411	15,061	94,505	70,308
3	1	40	2,55	32,115	16,507	16,137	94,707	67,676
3	1	40	3	33,965	19,731	17,747	94,322	66,869
3	1	40	3,5	31,092	19,121	15,188	94,492	66,728
3	1,5	20	2,55	32,134	16,165	17,482	107,19	107,19
3	1,5	20	3	33,936	19,546	16,219	105,23	105,23
3	1,5	20	3,5	31,094	18,939	14,631	102,93	102,93
3	1,5	25	2,55	32,128	15,87	17,595	94,699	94,648
3	1,5	25	3	33,969	19,399	18,117	94,507	93,329
3	1,5	25	3,5	31,103	18,28	15,233	94,878	91,862
3	1,5	30	2,55	32,118	16,485	16,877	94,328	87,023
3	1,5	30	3	33,933	19,55	15,753	94,794	85,382
3	1,5	30	3,5	31,094	18,366	15,063	94,374	85
3	1,5	35	2,55	32,12	16,638	16,411	94,852	80,637
3	1,5	35	3	33,932	19,787	16,37	94,951	79,468
3	1,5	35	3,5	31,103	18,338	15,189	94,973	79,043
3	1,5	40	2,55	32,128	16,227	17,326	94,331	75,737
3	1,5	40	3	33,932	19,496	16,454	94,83	74,919
3	1,5	40	3,5	31,094	18,472	15,511	94,268	75,227

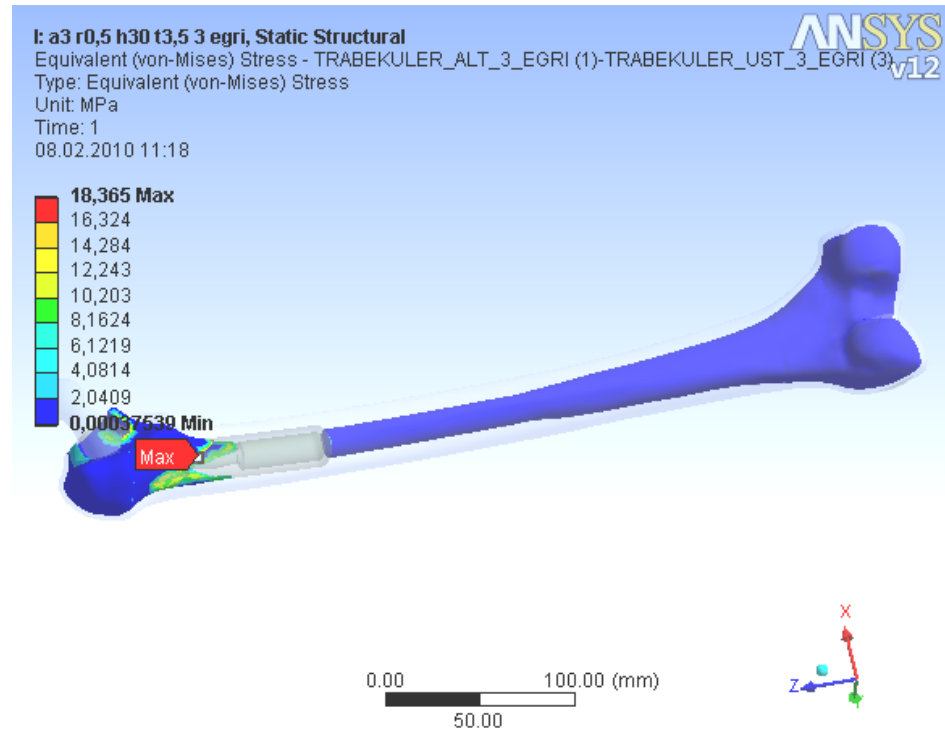
Regresyon analizi sonucunda polinomun katsayıları aşağıdaki gibi bulunmuştur. Polinomun uyumluluğunu anlamamızı sağlayan determinasyon katsayısı olan r^2 0,57 olarak ölçülmüştür.

$$\begin{aligned}
Y = & -10,03 + 4,37a + 23,81r - 0,117h + 14,62t + 2,745a^2 - 9,87r^2 - 0,00821h^2 \\
& - 0,535t^2 - 0,96ar + 0,0857ah - 8,77at - 0,4069rh - 3,34rt \\
& + 0,3009ht + 0,04689arh + 1,432art + 0,01559aht + 0,08543rht \\
& - 1,025a^2r - 0,1004a^2h + 0,653a^2t + 0,04r^2a + 0,1121r^2h \\
& + 2,085r^2t + 0,005518h^2a - 0,004082h^2r - 0,00041h^2t + 0,507t^2a \\
& - 1,169t^2r - 0,0638t^2h
\end{aligned}$$

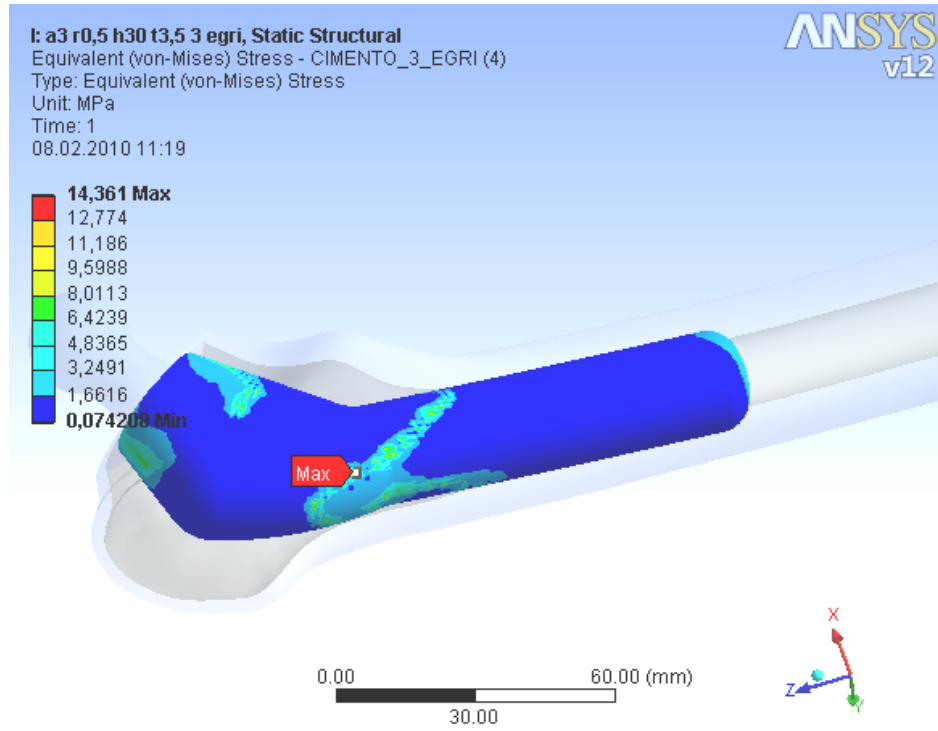
Fonksiyonun minimum noktasına $a = 2,64$, $r = 1,5$, $h = 20$ ve $t = 3,5$ değerlerinde ulaşmıştır. Fonksiyonun bu noktada aldığı değer 14,3238 olarak bulunmuştur. Tablodan alınan minimum gerilme değeri ise 14,361MPa olarak bulunmuştur. Minimum gerilme değerini veren, $a=3$, $r=0,5\text{mm}$, $h=30\text{mm}$ ve $t=3,5\text{mm}$, için kortikal kemik, trabeküler kemik, kemik çimentosu ve protez için hesaplanan gerilme değerleri sırasıyla şekil 6.9, şekil 6.10, şekil 6.11 ve şekil 6.12’de verilmiştir.



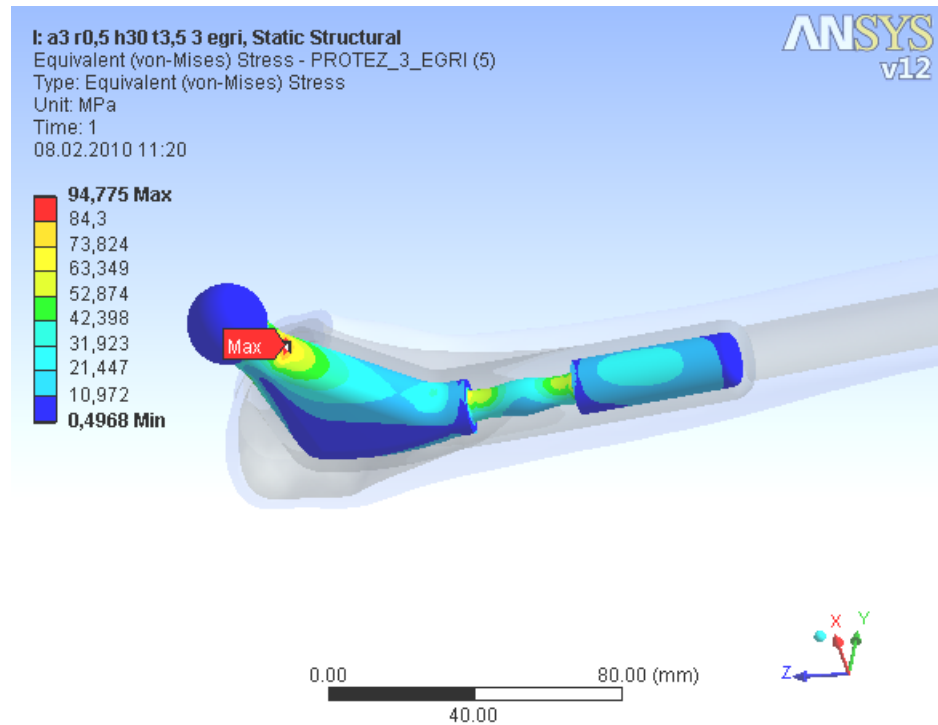
Şekil 6.9 Kortikal kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi



Şekil 6.10 Trabeküler kemikteki eşdeğer Von Mises gerilmesi

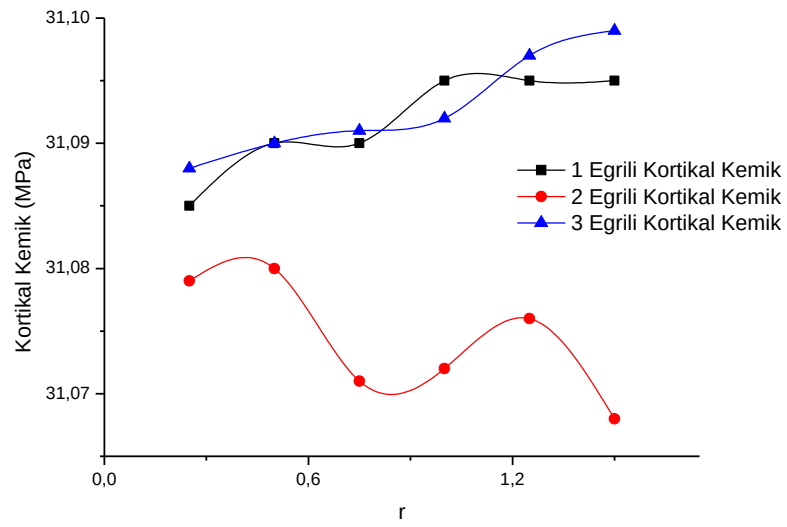


Şekil 6.11 Kemik çimentosundaki eşdeğer Von Mises gerilmesi

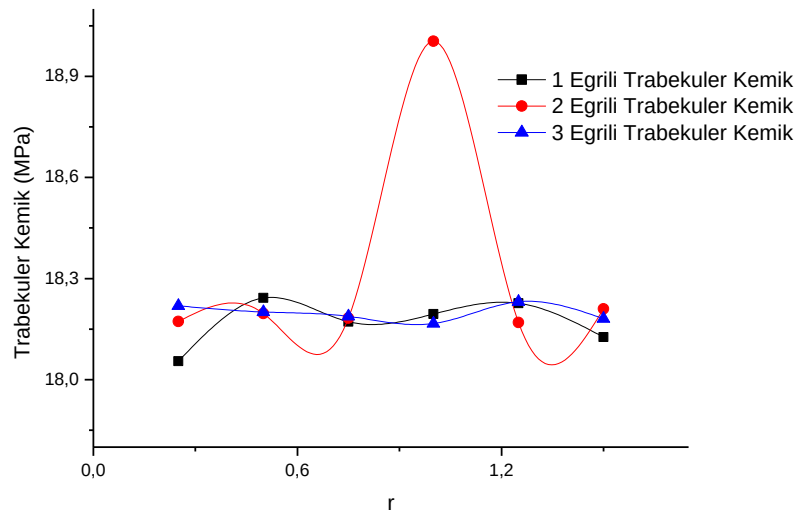


Şekil 6.12 Protezdeki eşdeğer Von Mises gerilmesi

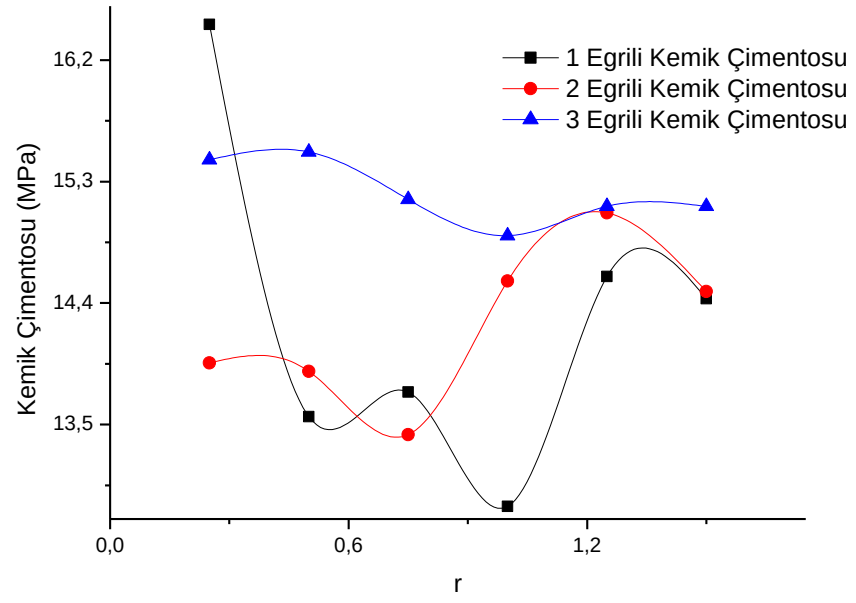
Sinüzoidal formun genliğini belirleyen r değerinin gerilmeye olan etkisini daha iyi anlayabilmemiz için altı adet değişik genlik durumu için analizler yapılmış ve bu sonuçlar grafiklerde gösterilmiştir. Diğer değişkenler sabit tutulmuştur. Sabit tutulan değerler $a=2$, $h=20$ ve $t=3,5$ olarak alınmıştır. Genlik değişimine göre kortikal kemik, trabeküler kemik, kemik çimentosu ve protezdeki gerilme grafikleri sırasıyla şekil 6.13, şekil 6.14, şekil 6.15 ve şekil 6.16’ da verilmiştir. Bulunan sonuçlar tablo 6.4’de verilmiştir.



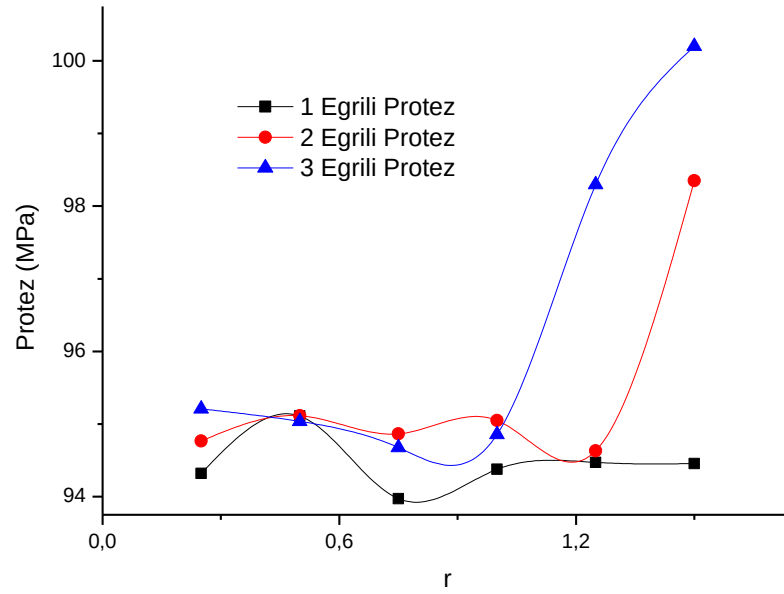
Şekil 6.13 Genlik değişimine göre kortikal kemikteki gerilme grafiği



Şekil 6.14 Genlik değişimine göre trabeküler kemikteki gerilme grafiği



Şekil 6.15 Genlik değişimine göre kemik çimentosundaki gerilme grafiği



Şekil 6.16 Genlik değişimine göre protezdeki gerilme grafiği

Tablo 6.4 Genlik değişimine göre gerilme değişimi

r	1 Eğrili Kortikal Kemik	1 Eğrili Trabeküler Kemik	1 Eğrili Kemik Çimentosu	1 Eğrili Protez	1 Eğrili Protezin Sinüzoidal Kısım	2 Eğrili Kortikal Kemik	2 Eğrili Trabeküler Kemik	2 Eğrili Kemik Çimentosu	2 Eğrili Protez	2 Eğrili Protezin Sinüzoidal Kısım	3 Eğrili Kortikal Kemik	3 Eğrili Trabeküler Kemik	3 Eğrili Kemik Çimentosu	3 Eğrili Protez	3 Eğrili Protezin Sinüzoidal Kısım
0,25	31,085	18,055	16,464	94,319	74,173	31,079	18,173	13,956	94,767	75,263	31,088	18,219	15,461	95,21	83,095
0,5	31,09	18,243	13,559	95,109	68,813	31,08	18,196	13,893	95,113	73,036	31,09	18,201	15,52	95,038	73,252
0,75	31,09	18,172	13,741	93,97	69,488	31,071	18,183	13,424	94,865	72,21	31,091	18,188	15,168	94,675	79,582
1	31,095	18,195	12,894	94,376	62,182	31,072	19,004	14,564	95,048	80,979	31,092	18,167	14,898	94,857	89,403
1,25	31,095	18,227	14,596	94,471	65,218	31,076	18,17	15,067	94,631	88,375	31,097	18,231	15,116	98,296	98,296
1,5	31,095	18,126	14,431	94,453	68,224	31,068	18,21	14,486	98,35	98,35	31,099	18,181	15,118	100,2	100,2

7. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

7.1 Sonuçlar

Çimentolu kalça protezinde, protezin ömrüne etki eden en önemli olay aseptik gevşeme olayıdır. Aseptik gevşeme, kemik çimentosunda meydana gelen gerilme neticesinde zaman içinde protez ile kemik çimentosu arasındaki yapışmanın azalarak protezin kemik çimentosu içinde hareket etmesi ve çimentonun çatlayarak işlevini yitirmesi olayıdır. Aseptik gevşemeyi önlemek için kemik çimentosundaki gerilme değerini azaltmak ve protezin kemik çimentosuna daha iyi yapışmasını sağlamak gerekmektedir. Analizler göstermiştir ki optimum durumdaki bir, iki ve üç eğrili protezler için, kemik çimentosundaki minimum gerilme değeri bir, iki ve üç eğrili duruma göre %3 ile %11 arasında değişim göstermiştir. Kemik çimentosundaki gerilmeye etki eden en önemli değişkenin kemik çimentosu kalınlığı olduğu gözlenmiştir. Kemik çimentosu kalınlığı arttıkça kemik çimentosundaki gerilme değerinin azaldığı gözlenmiştir. İki ve üç eğrili protezlerde genlik artışı ile birlikte protez sapında gerilme artışları gözlenmiştir. Kortikal kemik ve trabeküler kemik eğrilik sayısı ve genlikle önemli bir değişiklik göstermemiştir. Üç eğrili protezde kemik çimentosundaki gerilme genlik değişimi ile önemli bir değişiklik göstermezken, bir ve iki eğrili protezlerde kemik çimentosundaki gerilme genlik ile değişiklik göstermektedir.

7.2 Öneriler

Bu tez çalışmasında çimentolu sinüzoidal formdaki çimentolu kalça protezi parametrik olarak tasarlanmış yapısal analizi sonlu elemanlar yöntemi ile yapılmıştır. Yapılan analizlerin daha yaklaşık sonuçlar vermesi ve protez tasarımında ileride yapılacak çalışmalar için aşağıdaki öneriler göz önüne alınmalıdır.

1. Modelleme sırasında kas kuvvetlerinin etkidiği alanların boyutları ve yerleri tam olarak belirlenir ise sonlu elemanlar sınır koşullarında tam olarak belirtilebilir ve gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilmesi sağlanır.

2. Sonlu eleman modeli oluşturulurken yapılan elemanlara ayırma işleminde, daha uygun eleman tipleri seçilerek tüm modelin düzgün şekilde elemanlara ayrılması ile sonuçların gerçeğe daha yakın olması sağlanabilir.

3. Protezin sapının sadece orta bölümü değil, protez sapının tamamının parametrik olarak modellenerek Ansys Design Exploration ile optimum çözüm bulunabilir.

4. Kemik çimentosu ile protez arasındaki temas yüzeyi yapışkan kontak tipi yerine sürtünmeli kontak tipi seçilerek sonuçların gerçeğe daha yakın olması sağlanabilir.

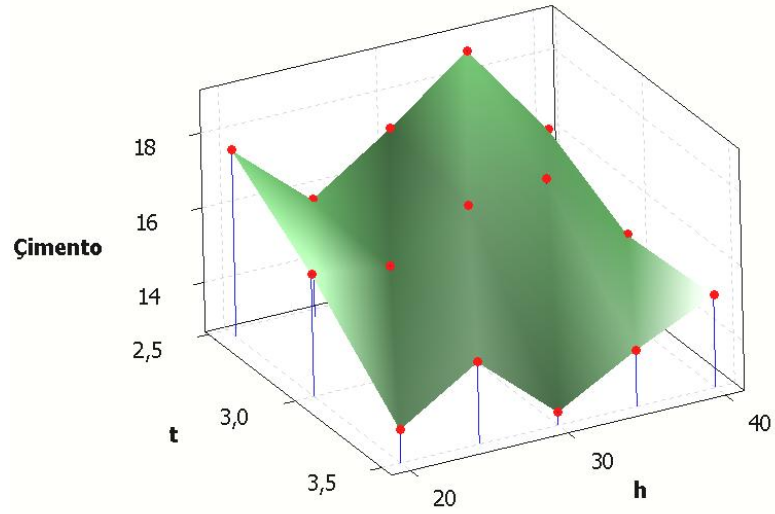
5. Her ne kadar bulunan bu değerler gerçeğe uygun olsa da, bütün bu işlemler sonucunda bulunan bu değerlerin uygun ortamda test edilerek elde edilen değerler ile karşılaştırılması gerekir.

6. Bu çalışmadaki değişkenler arasında kemik çimentosundaki gerilmeyi birincil olarak etkileyen değişkenin kemik çimentosu kalınlığı olduğu gözlemlendi. Bunun ışığında kemik çimentosunun kalınlığını etkileyen faktörlerde olan uyluk kemiğinin içinin boşaltılması sırasında kullanılan yöntemlerin araştırılarak, oluşturulan boşluğun modele aktarılması ile sonuçların gerçeğe daha yakın olması sağlanabilir.

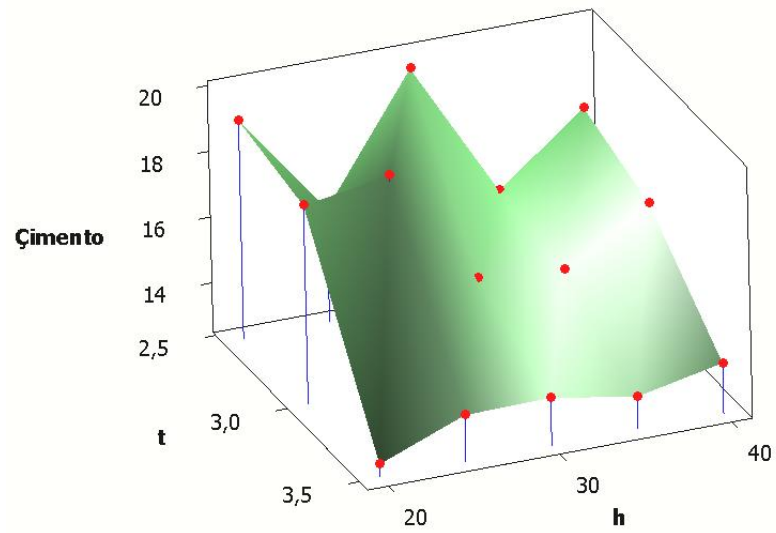
Ek-1 GRAFİKLER

Kemik çimentosundaki gerilmelerin değişimini daha iyi anlayabilmemiz için değişkenlerimiz olan a , r , h ve t 'ye göre 1 eğrili kemik çimentosundaki gerilme değerleri grafiklerde gösterilmiştir.

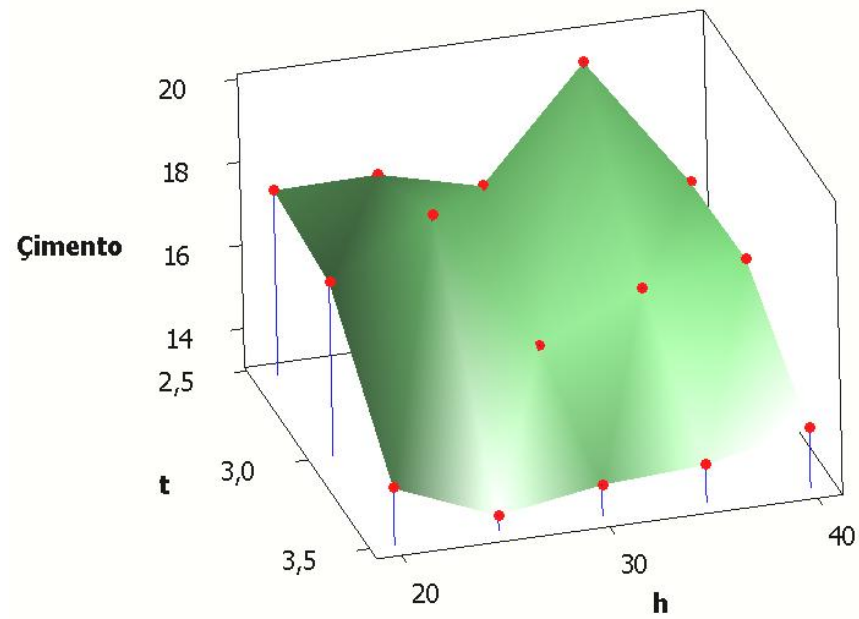
Surface Plot of $a=2$, $r=0,5$ Çimento vs h ; t



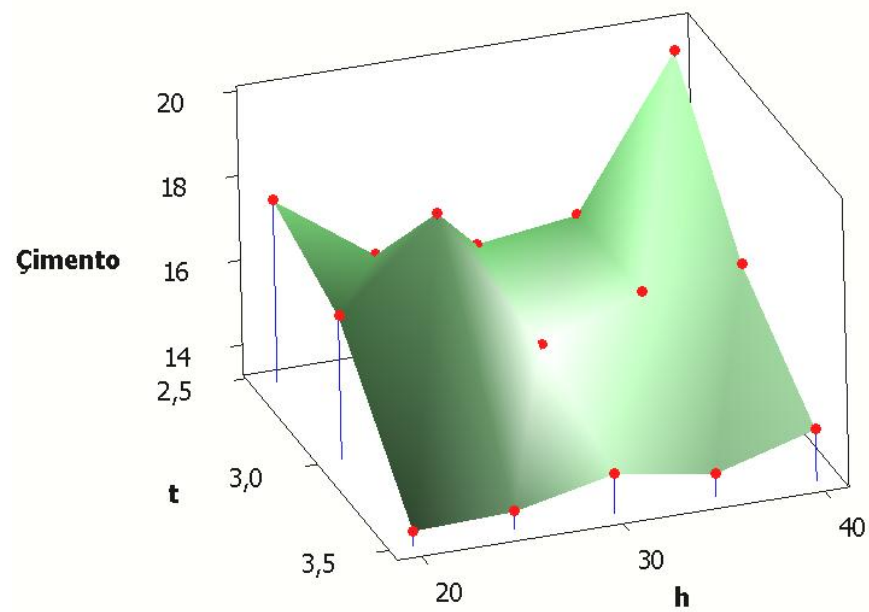
Surface Plot of $a=2$, $r=1$ Çimento vs h ; t



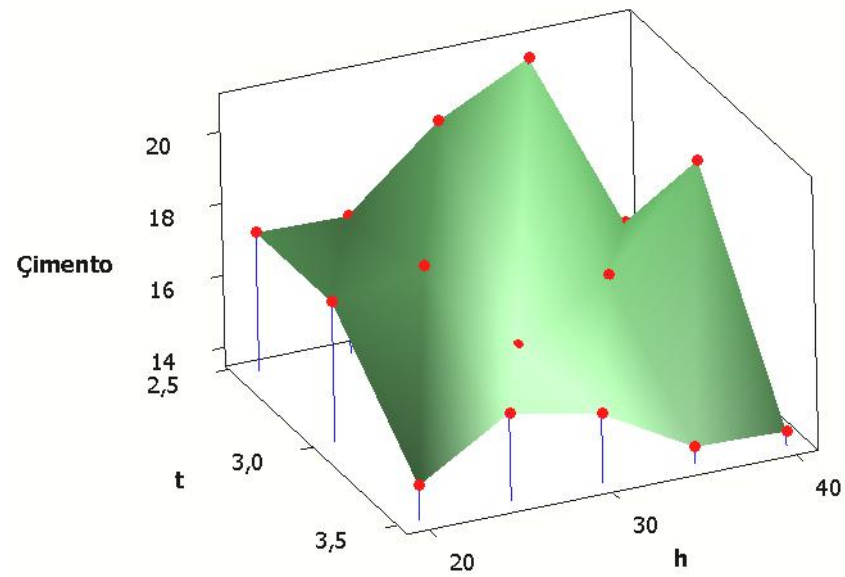
Surface Plot of $a=2$, $r=1,5$ Çimento vs h ; t



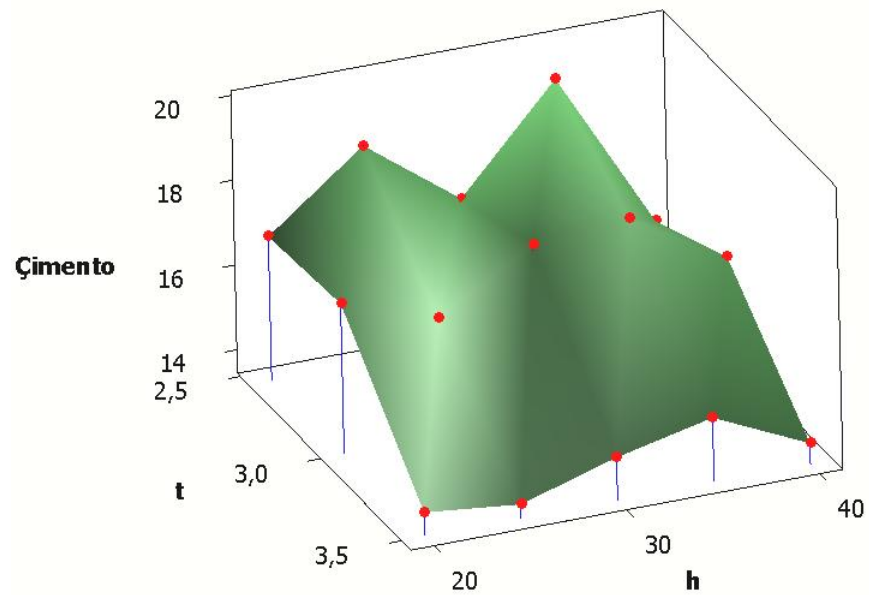
Surface Plot of $a=2,5$, $r=0,5$ Çimento vs h ; t



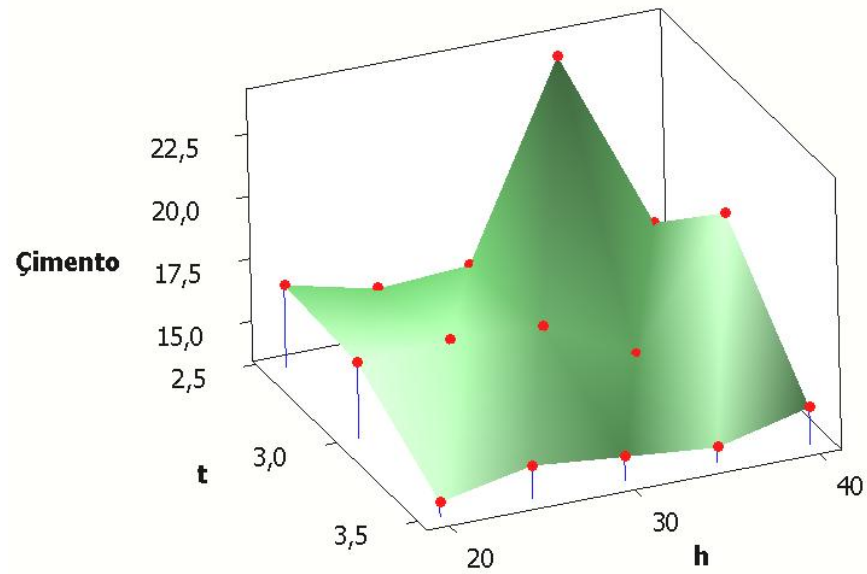
Surface Plot of $a=2,5$, $r=1$ Çimento vs h ; t



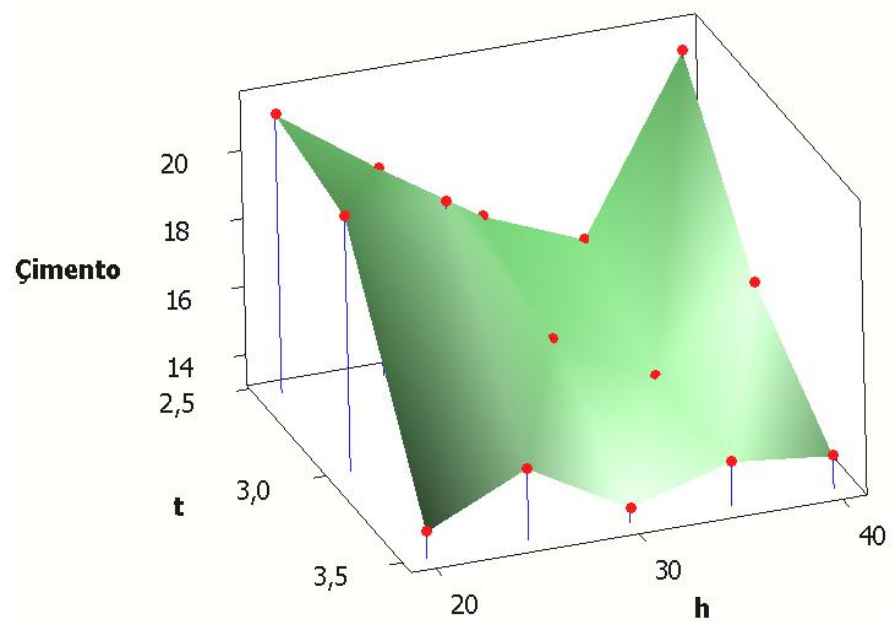
Surface Plot of $a=2,5$, $r=1,5$ Çimento vs h ; t



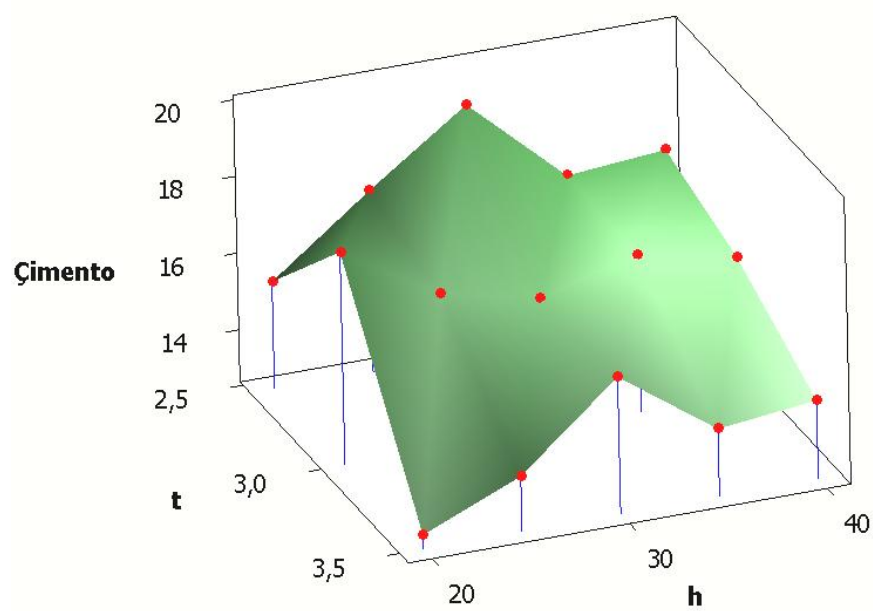
Surface Plot of $a=3$, $r=0,5$ Çimento vs h ; t



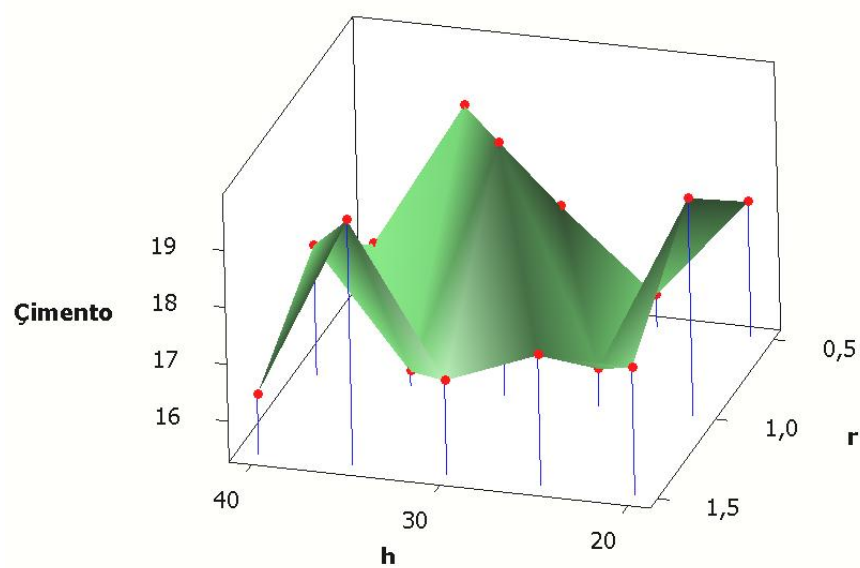
Surface Plot of $a=3$, $r=1$ Çimento vs h ; t



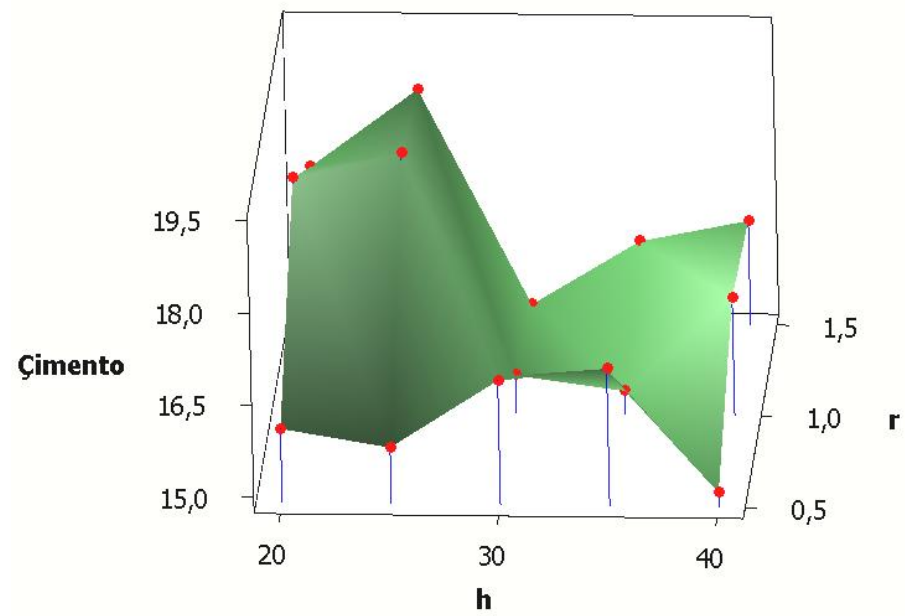
Surface Plot of $a=3$, $r=1,5$ Çimento vs h ; t



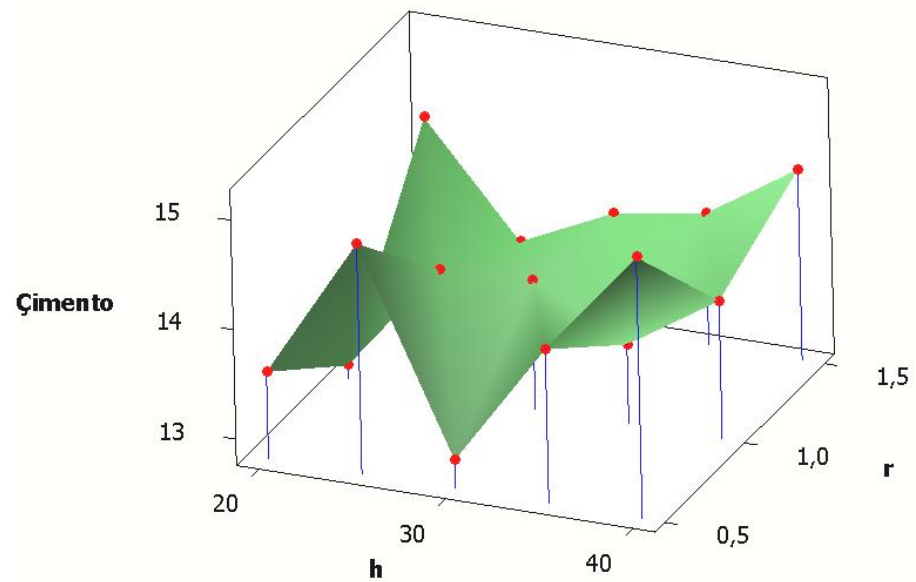
Surface Plot of $a=2$, $t=2,55$ Çimento vs r ; h



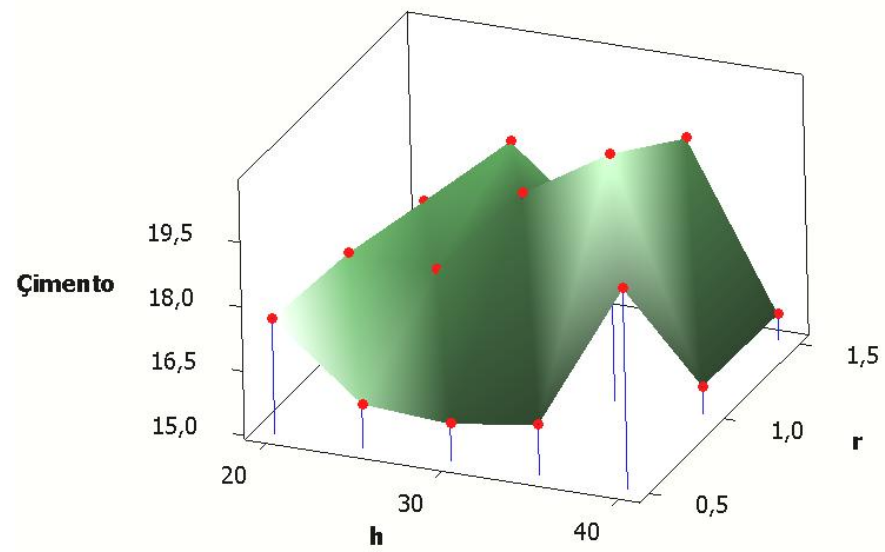
Surface Plot of $a=2$, $t=3$ Çimento vs r ; h



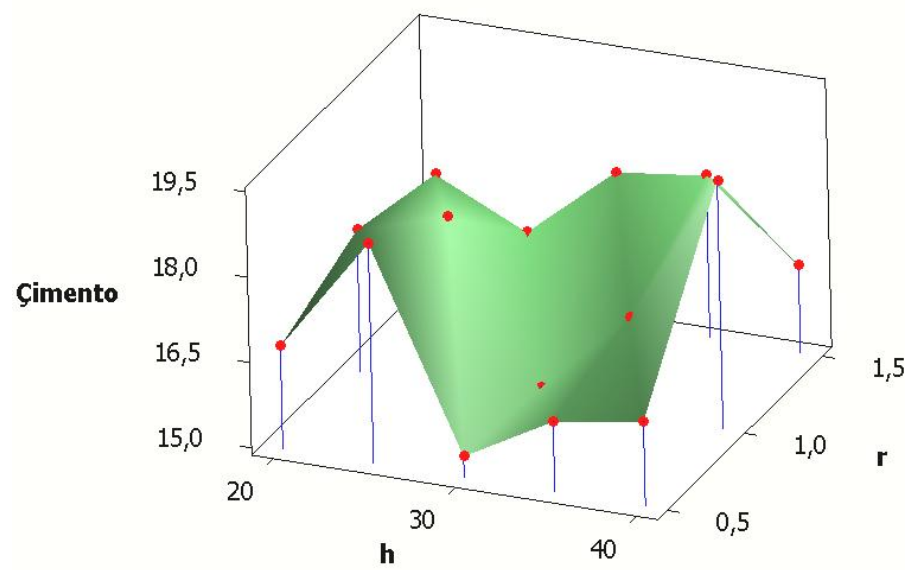
Surface Plot of $a=2$, $t=3,5$ Çimento vs r ; h



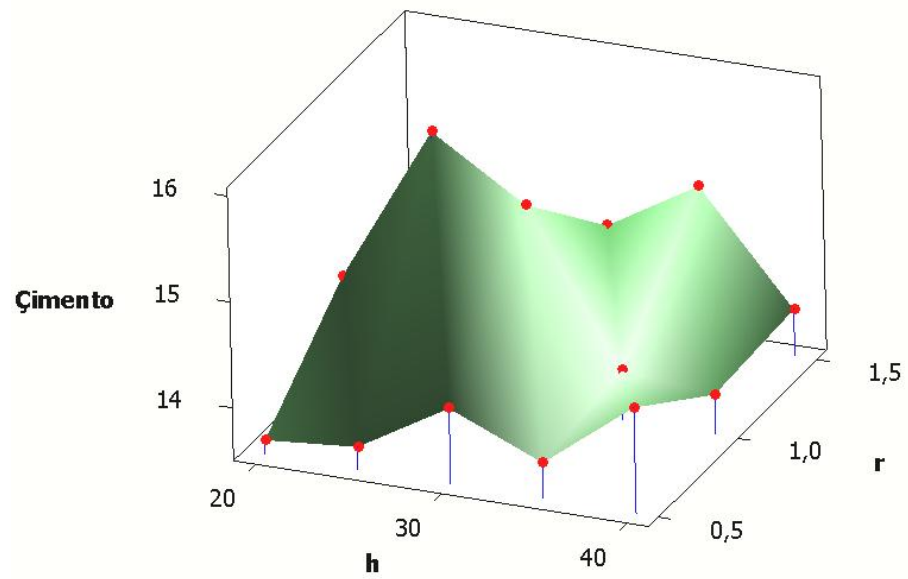
Surface Plot of $a=2,5$, $t=2,55$ Çimento vs r ; h



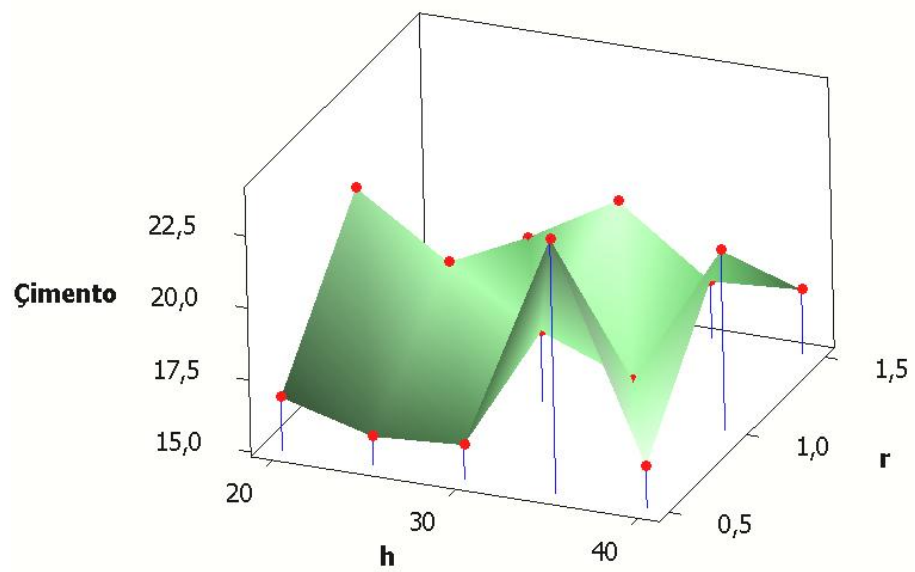
Surface Plot of $a=2,5$, $t=3$ Çimento vs r ; h



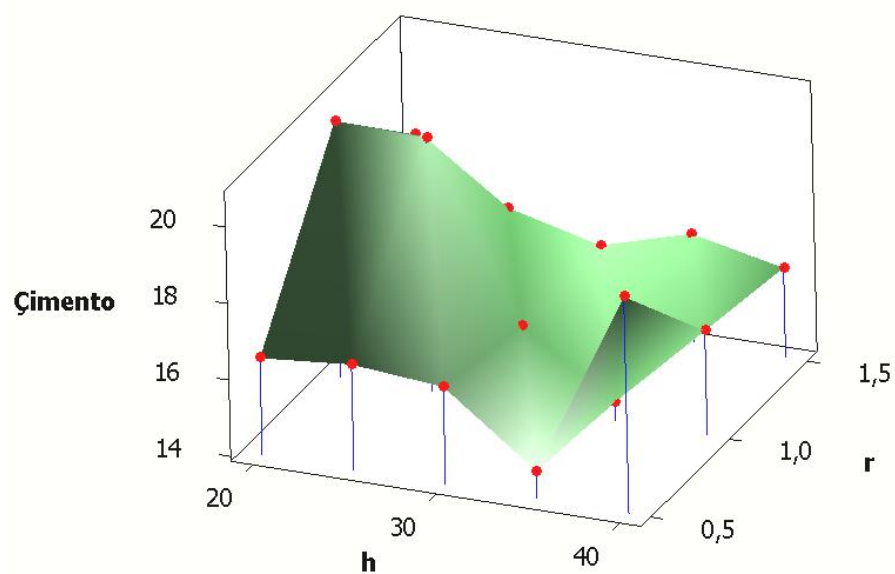
Surface Plot of $a=2,5$, $r=3,5$ Çimento vs r ; h



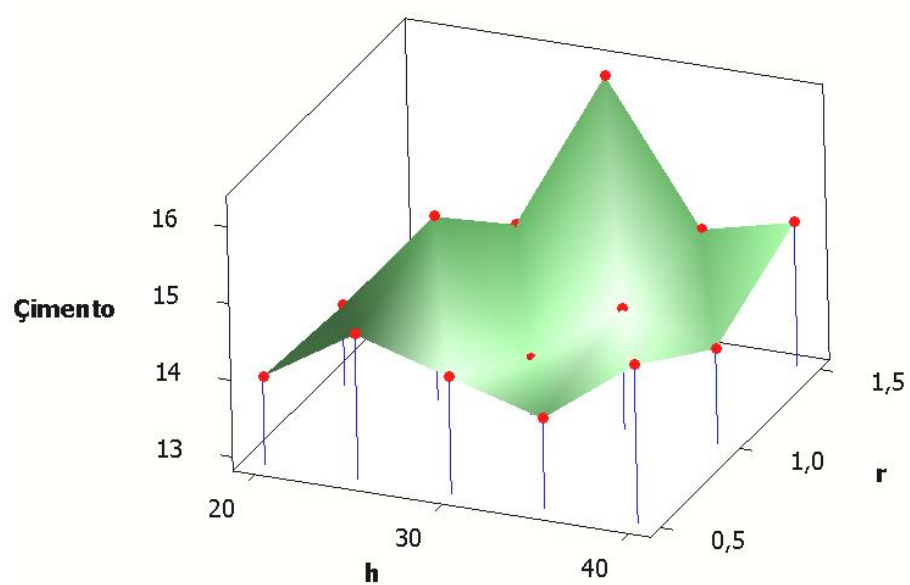
Surface Plot of $a=3$, $t=2,55$ Çimento vs r ; h



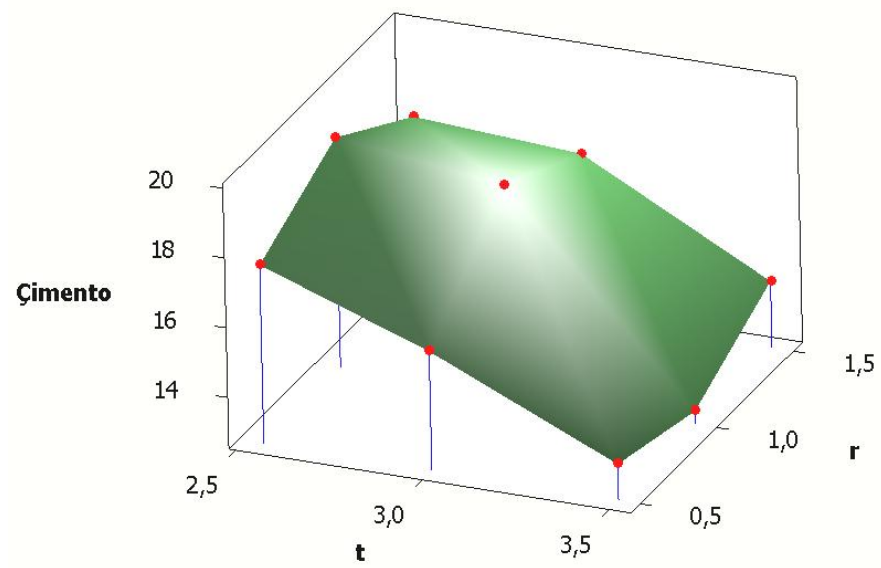
Surface Plot of $a=3$, $t=3$ Çimento vs r ; h



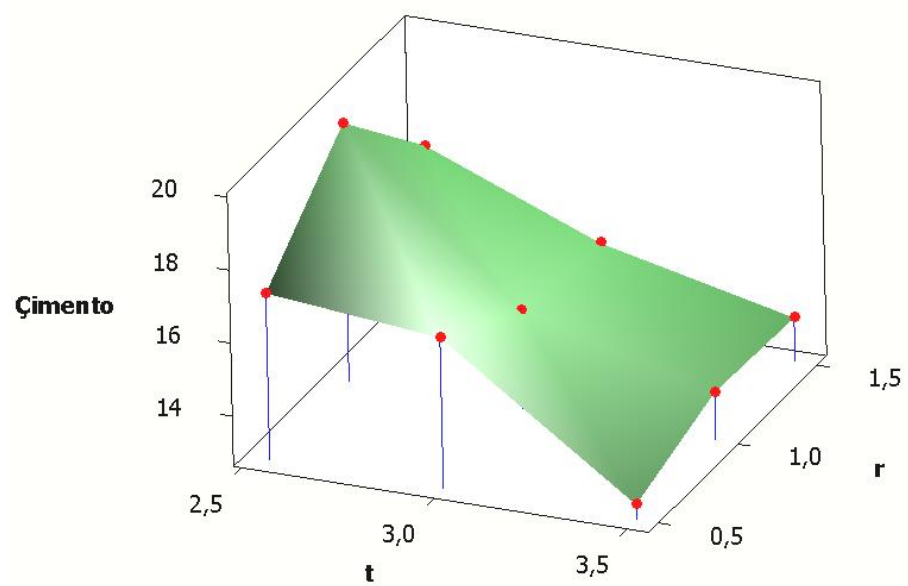
Surface Plot of $a=3$, $t=3,5$ Çimento vs r ; h



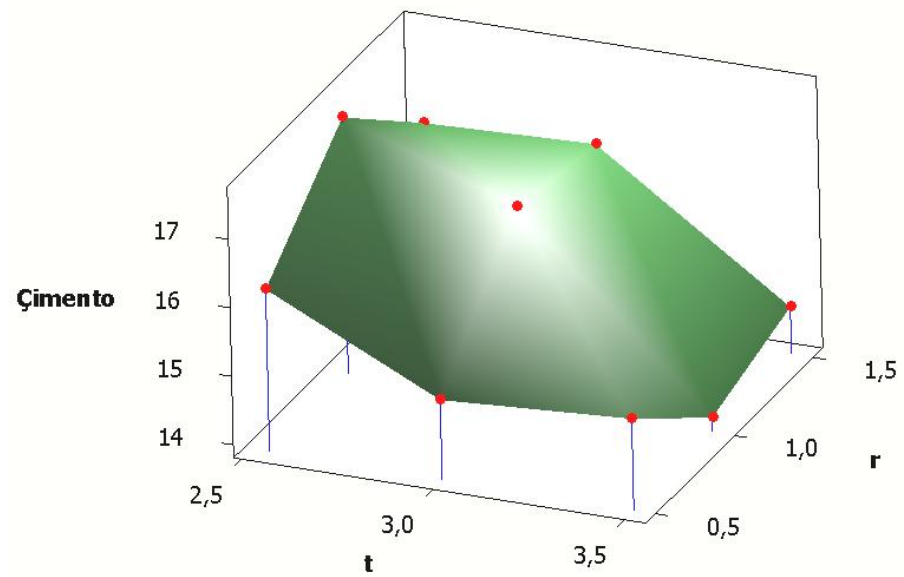
Surface Plot of $a=2$, $h=20$ Çimento vs r ; t



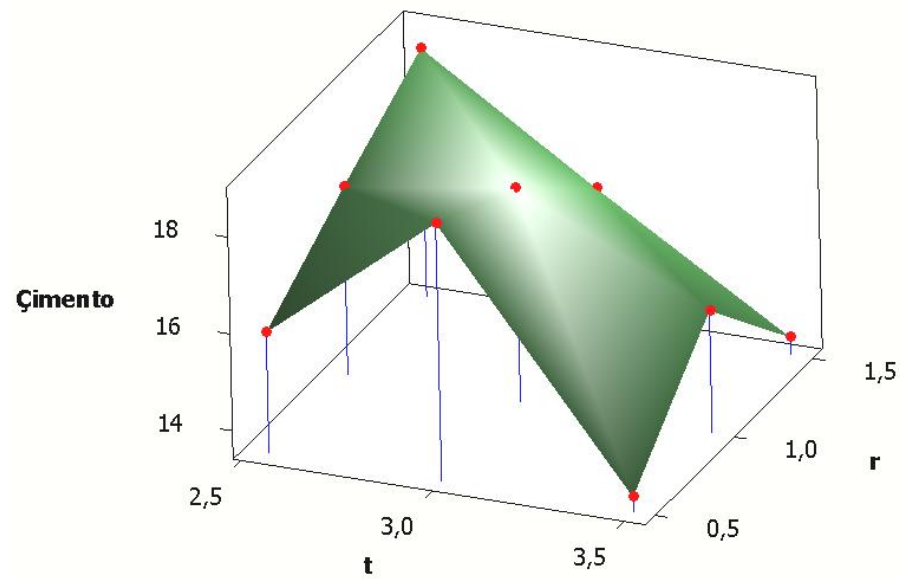
Surface Plot of $a=2$, $h=30$ Çimento vs r ; t



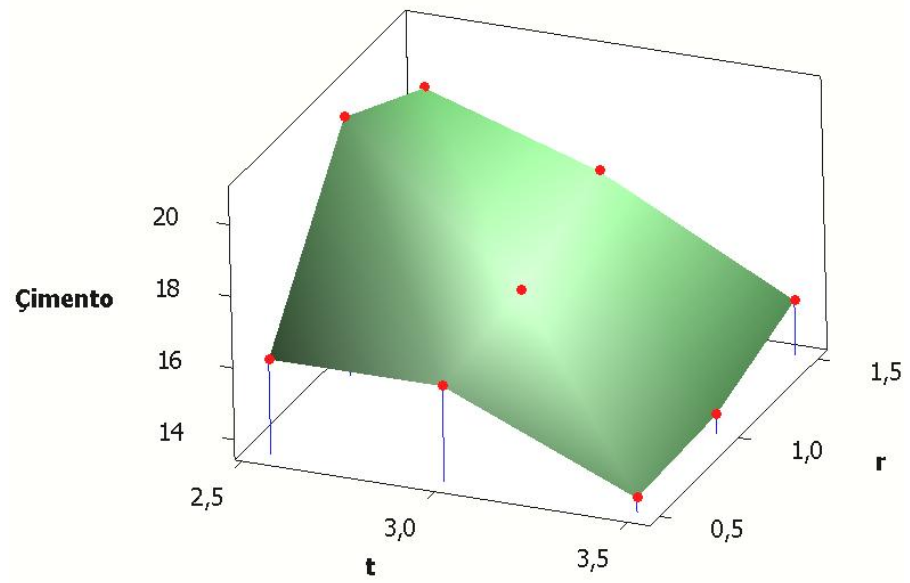
Surface Plot of $a=2$, $h=40$ Çimento vs r ; t



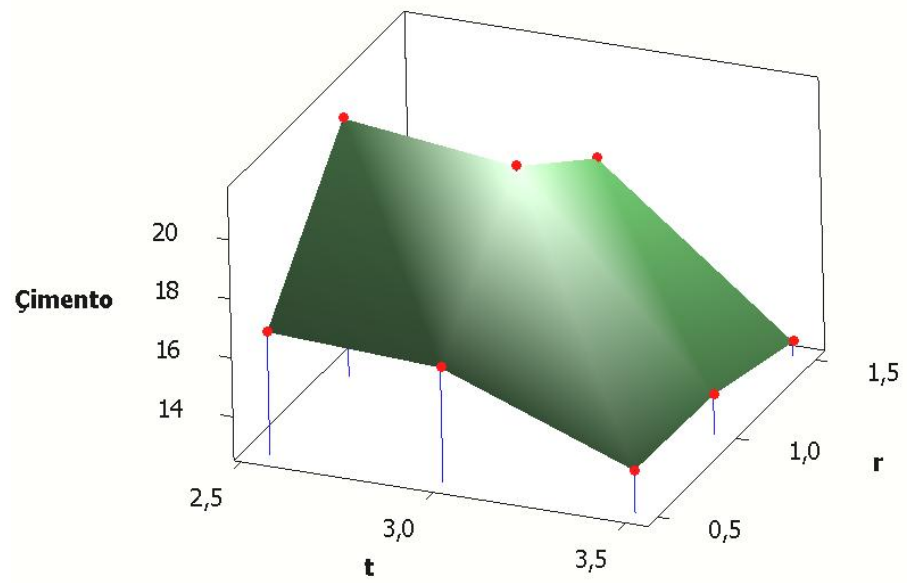
Surface Plot of $a=2,5$, $h=25$ Çimento vs r ; t



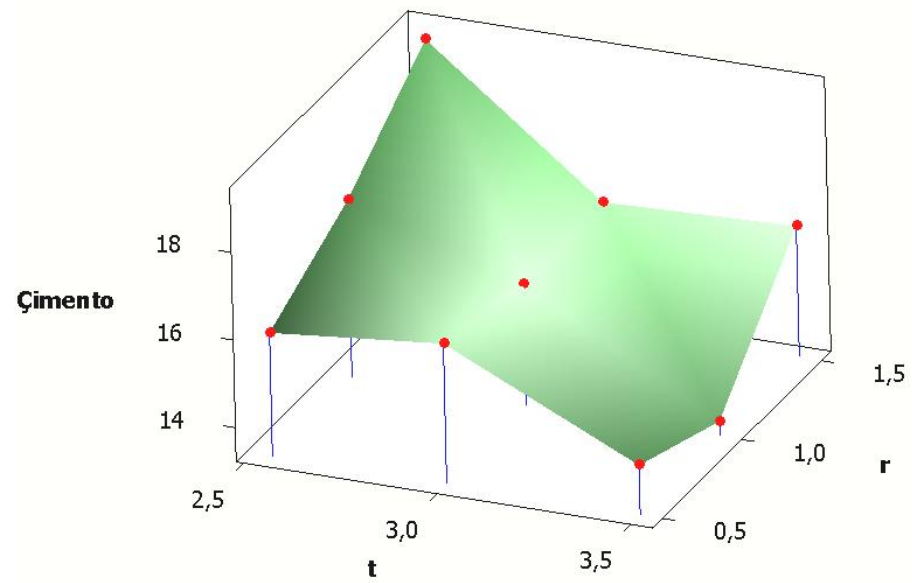
Surface Plot of $a=2,5$, $h=35$ Çimento vs r ; t



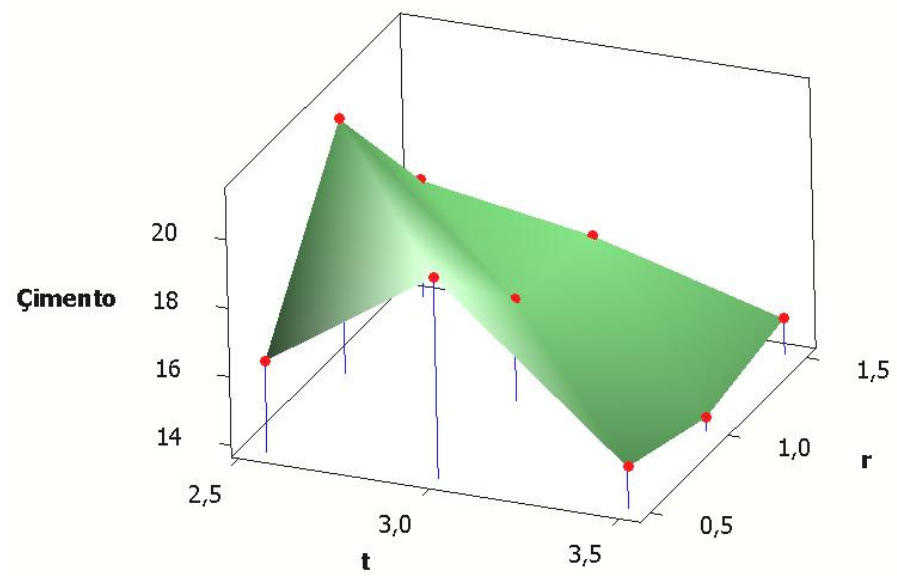
Surface Plot of $a=3$, $h=20$ Çimento vs r ; t



Surface Plot of $a=3$, $h=30$ Çimento vs r ; t

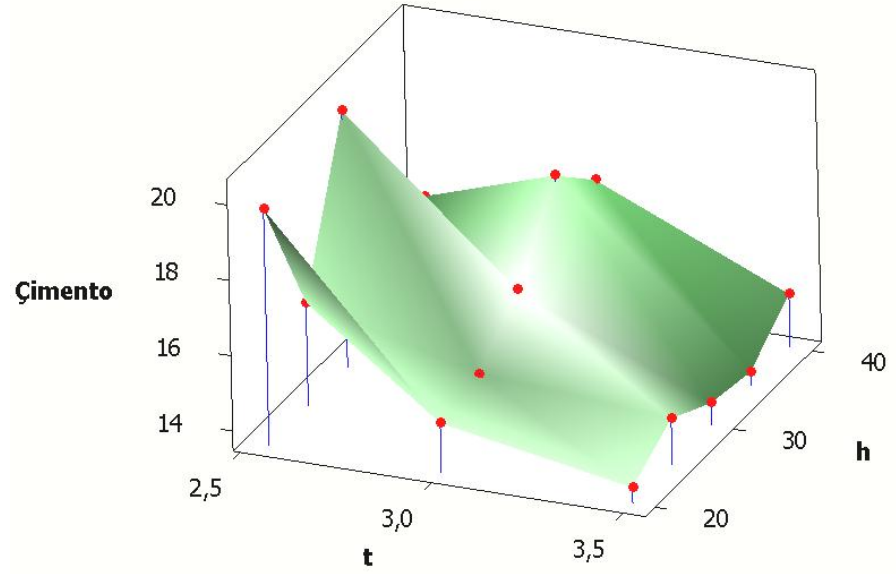


Surface Plot of $a=3$, $h=40$ Çimento vs r ; t

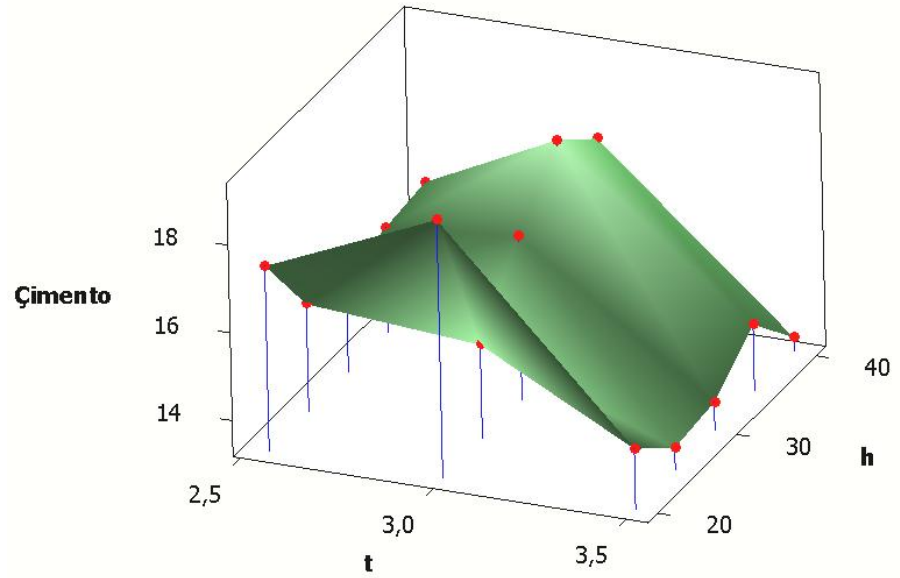


Kemik çimentosundaki gerilmelerin değişimini daha iyi anlayabilmemiz için değişkenlerimiz olan a , r , h ve t 'ye göre 2 eğrili kemik çimentosundaki gerilme değerleri grafiklerde gösterilmiştir.

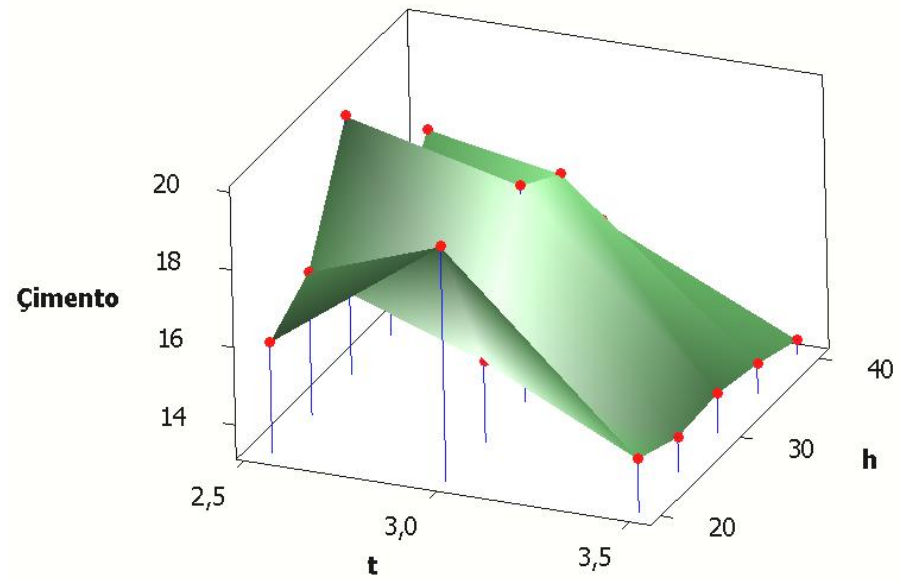
Surface Plot of $a=2$, $r=0,5$ Çimento vs h ; t



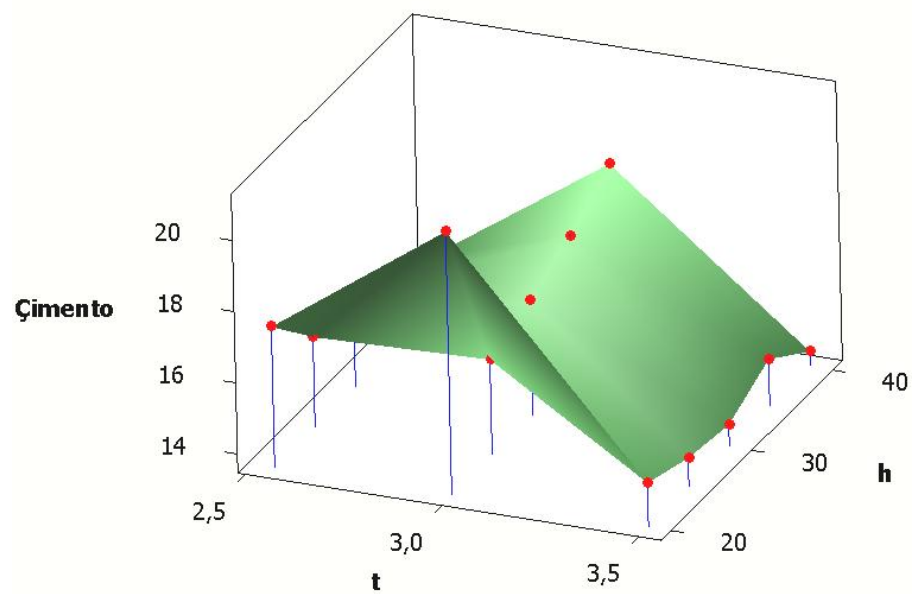
Surface Plot of $a=2$, $r=1$ Çimento vs h ; t



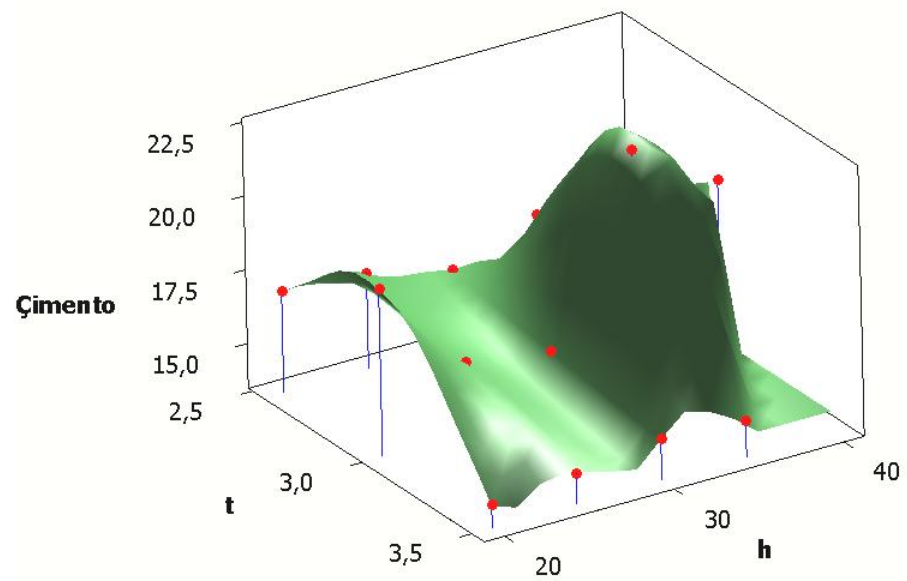
Surface Plot of $a=2$, $r=1,5$ Çimento vs h ; t



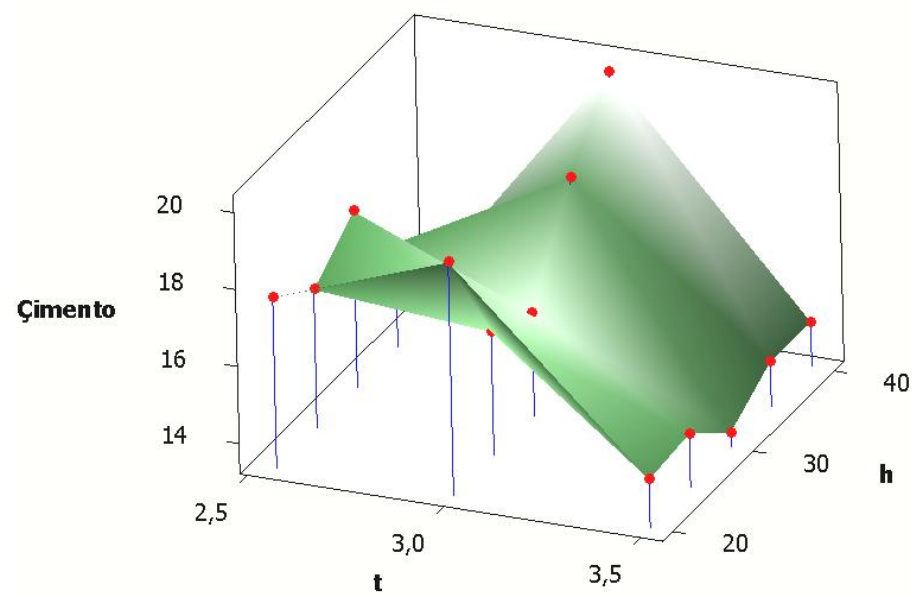
Surface Plot of $a=2,5$, $r=0,5$ Çimento vs h ; t



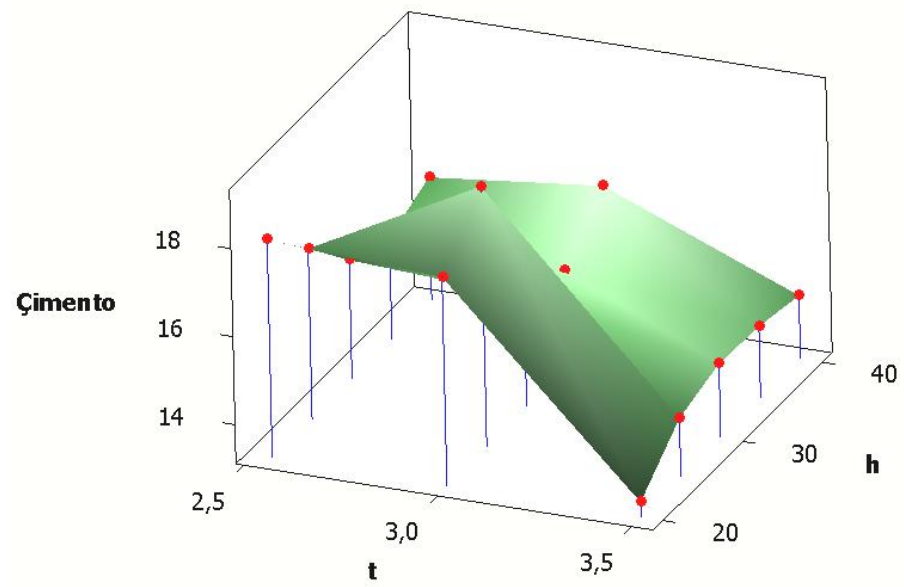
Surface Plot of $a=2,5$, $r=1$ Çimento vs h ; t



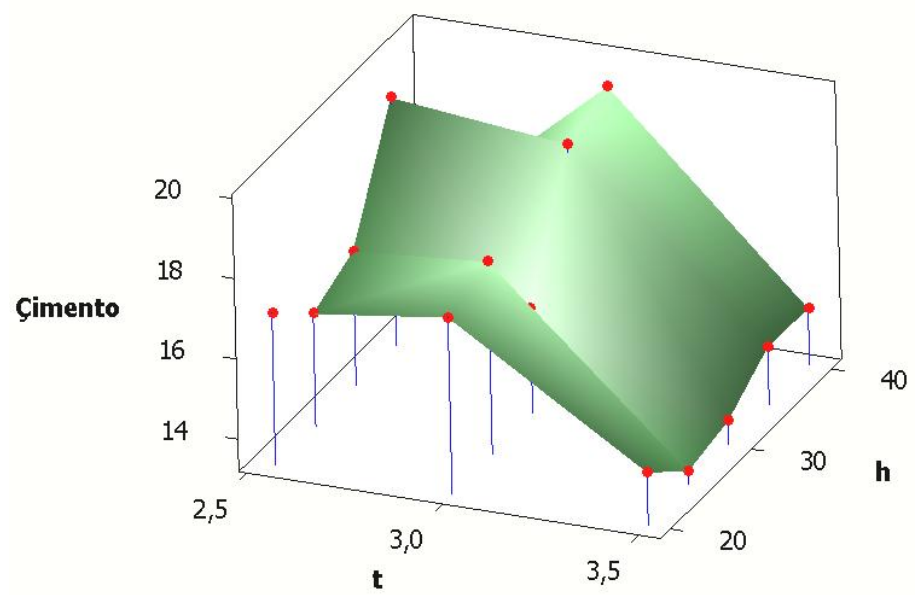
Surface Plot of $a=2,5$, $r=1,5$ Çimento vs h ; t



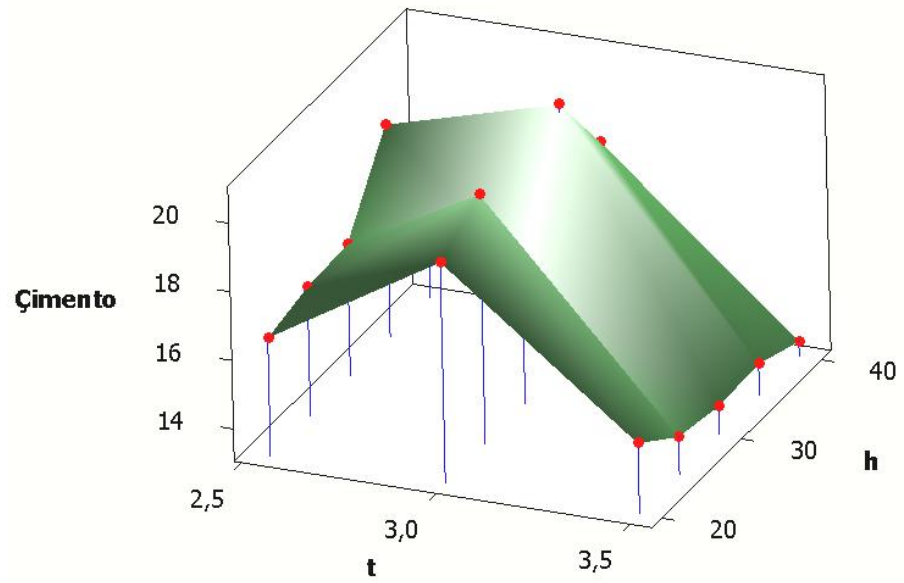
Surface Plot of $a=3$, $r=0,5$ Çimento vs h ; t



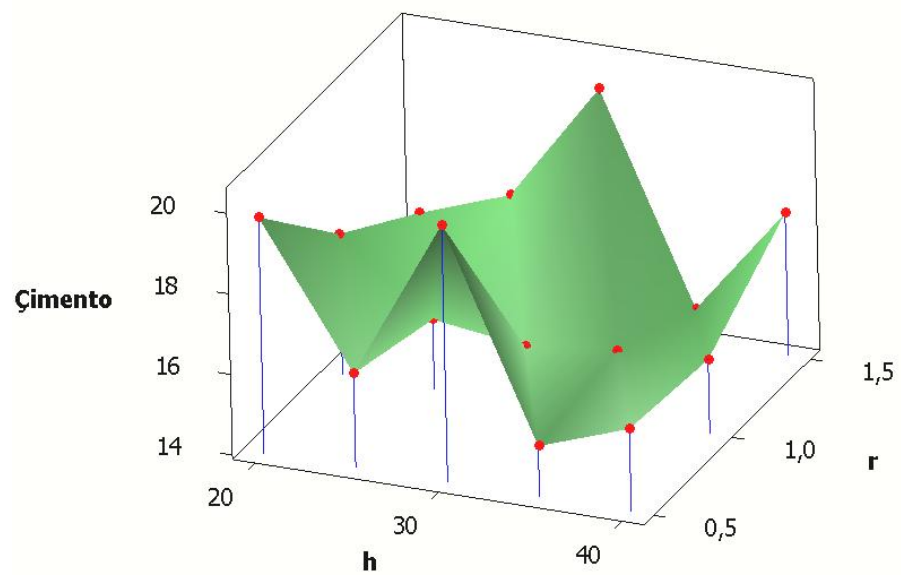
Surface Plot of $a=3$, $r=1$ Çimento vs h ; t



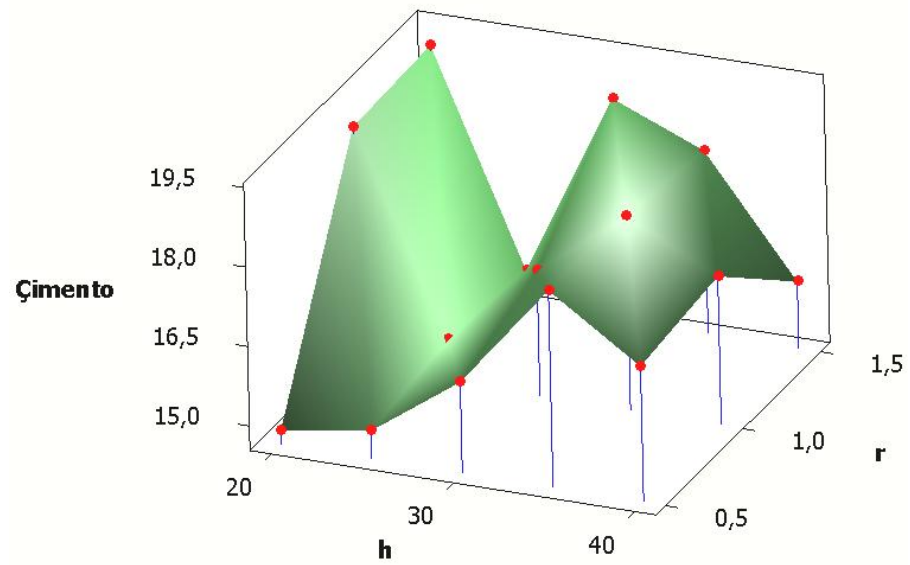
Surface Plot of $a=3$, $r=1,5$ Çimento vs h ; t



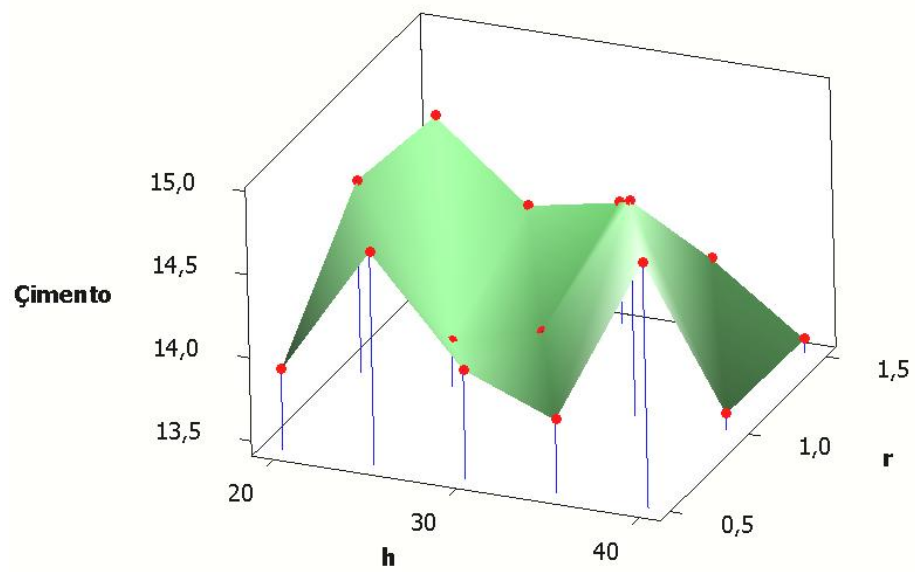
Surface Plot of $a=2$, $t=2,55$ Çimento vs r ; h



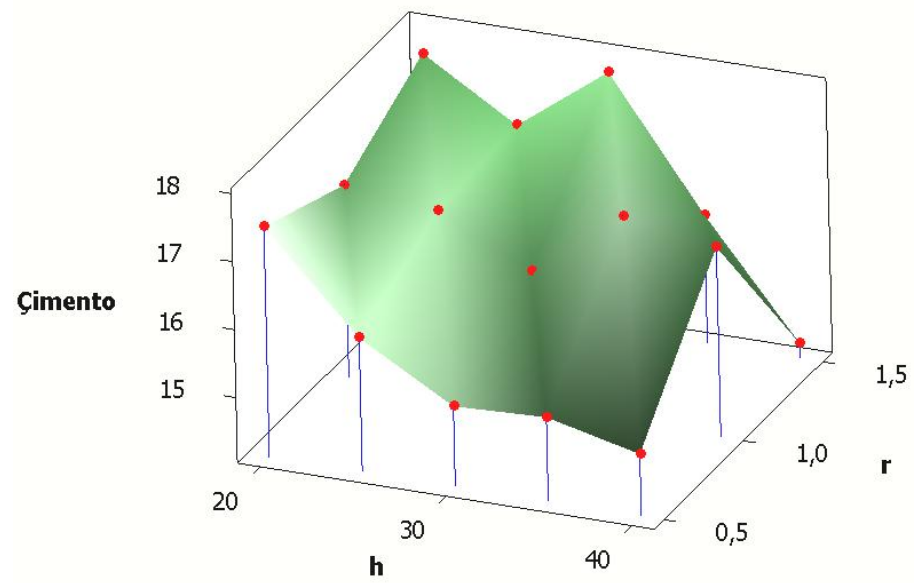
Surface Plot of $a=2$, $t=3$ Çimento vs r ; h



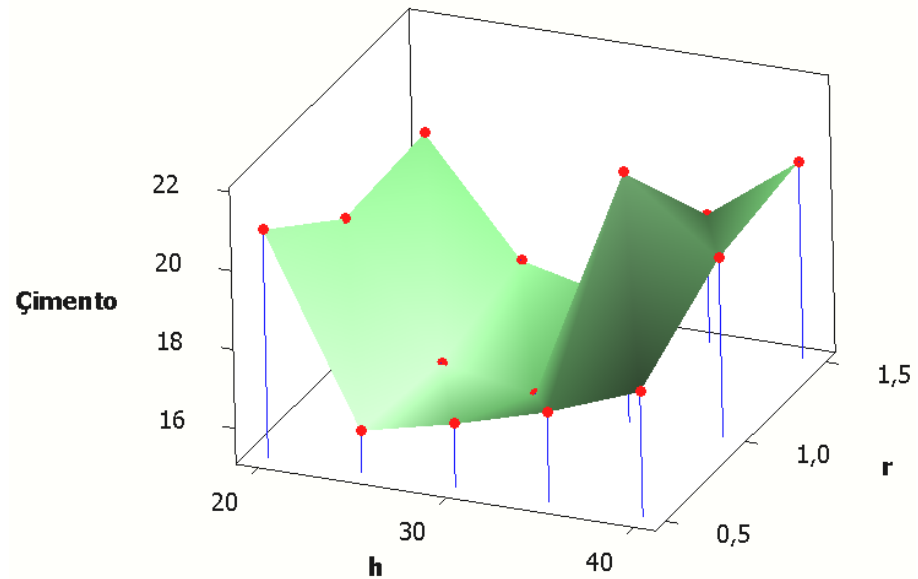
Surface Plot of $a=2$, $t=3,5$ Çimento vs r ; h



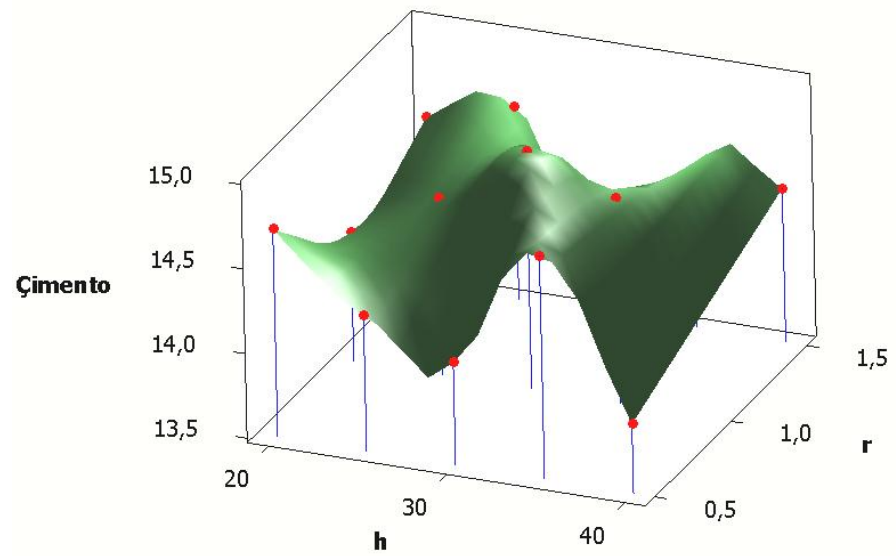
Surface Plot of $a=2,5$ $t=2,55$ Çimento vs r ; h



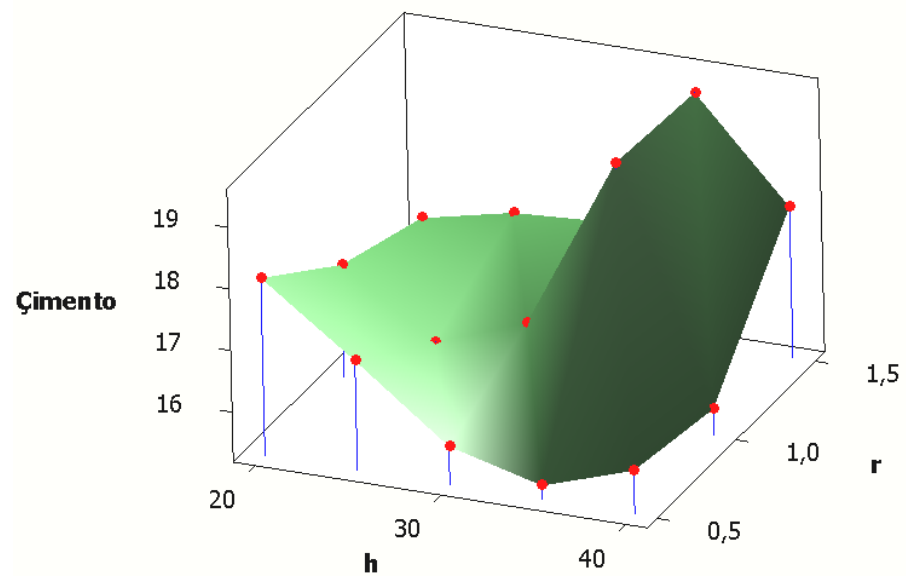
Surface Plot of $a=2,5$ $t=3$ Çimento vs r ; h



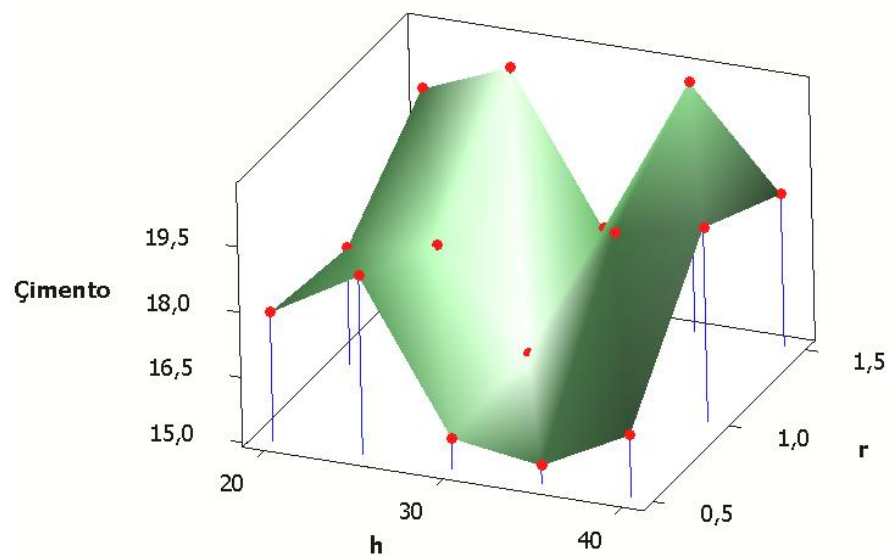
Surface Plot of $a=2,5$ $t=3,5$ Çimento vs r ; h



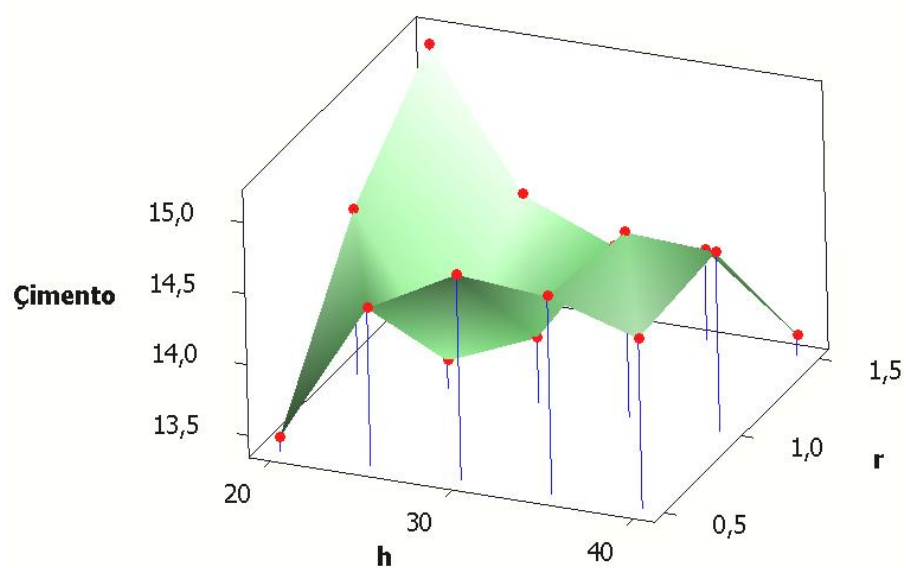
Surface Plot of $a=3$ $t=2,55$ Çimento vs r ; h



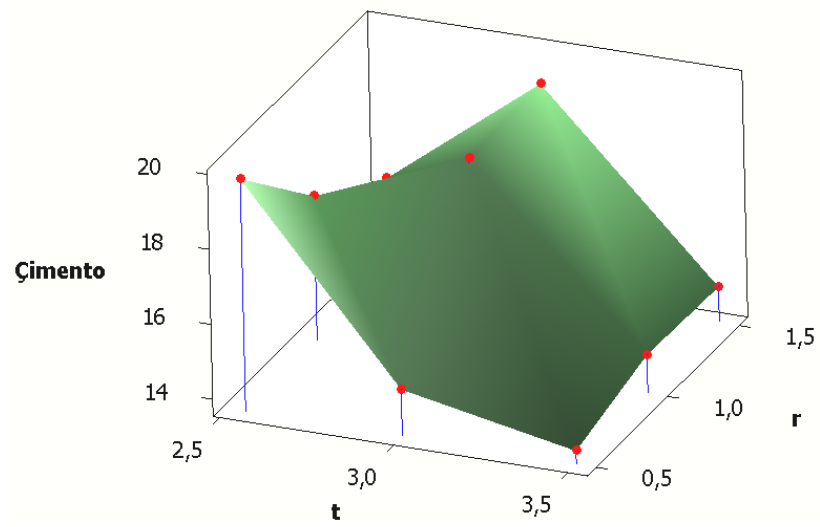
Surface Plot of $a=3$ $t=3$ Çimento vs r ; h



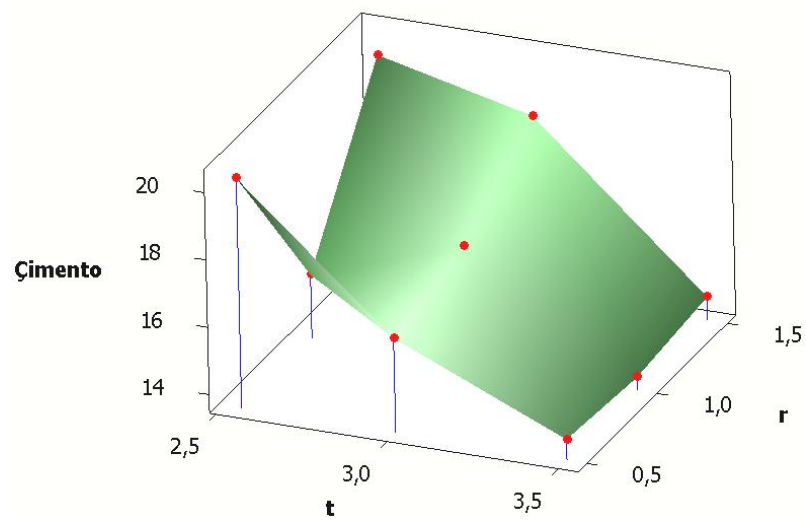
Surface Plot of $a=3$ $t=3,5$ Çimento vs r ; h



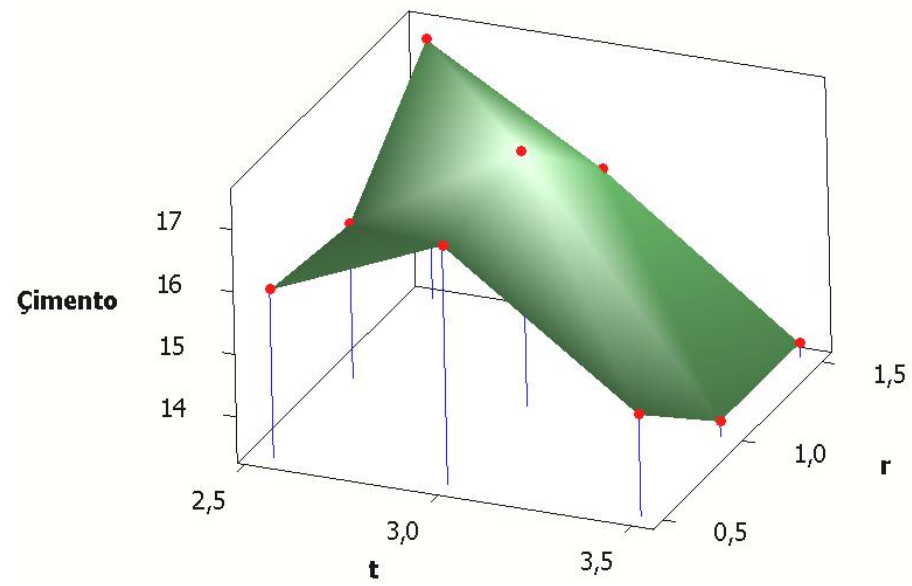
Surface Plot of $a=2$, $h=20$ Çimento vs r ; t



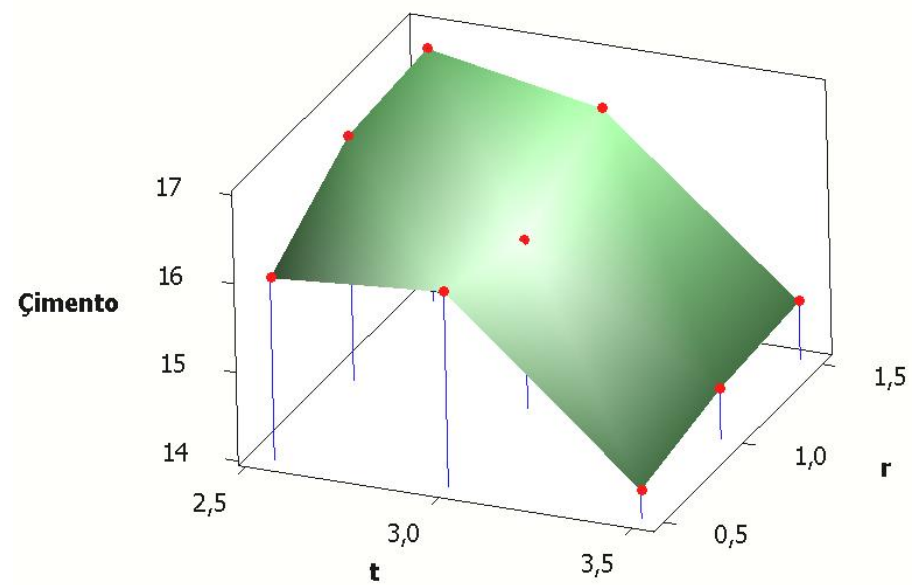
Surface Plot of $a=2$, $h=30$ Çimento vs r ; t



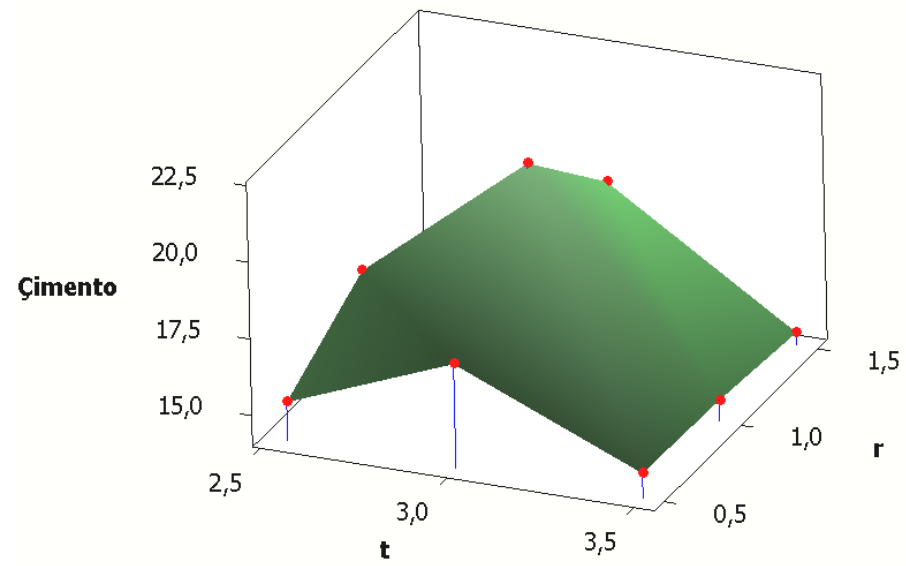
Surface Plot of $a=2$, $h=40$ Çimento vs r ; t



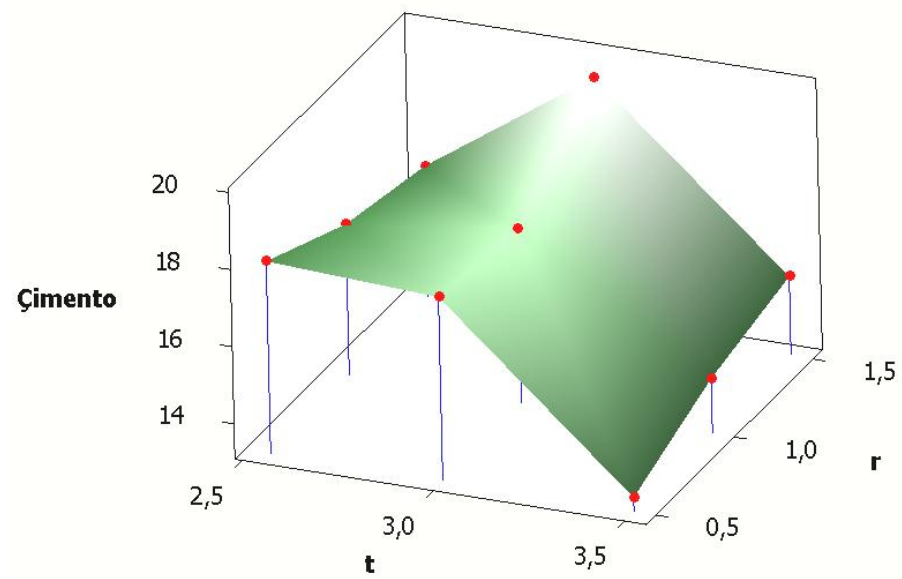
Surface Plot of $a=2,5$, $h=25$ Çimento vs r ; t



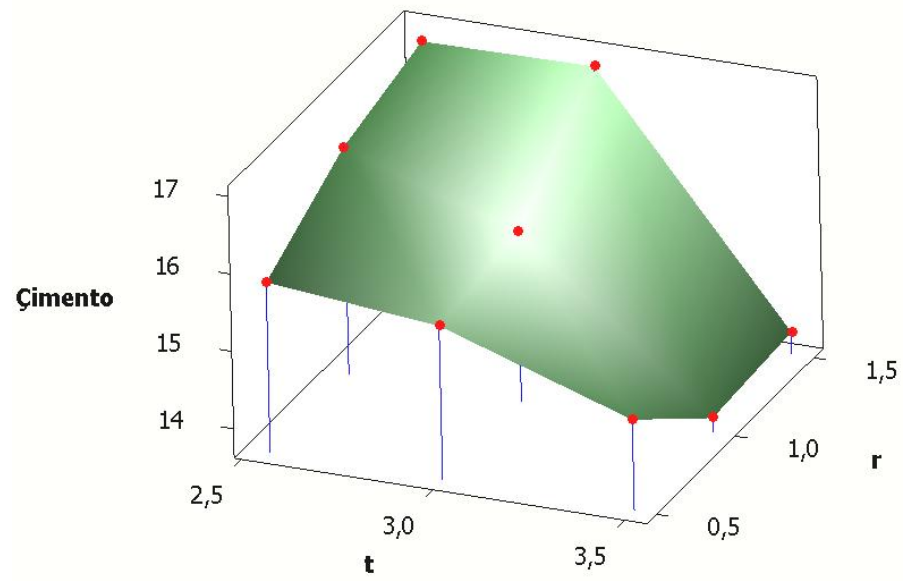
Surface Plot of $a=2,5$, $h=35$ Çimento vs r ; t



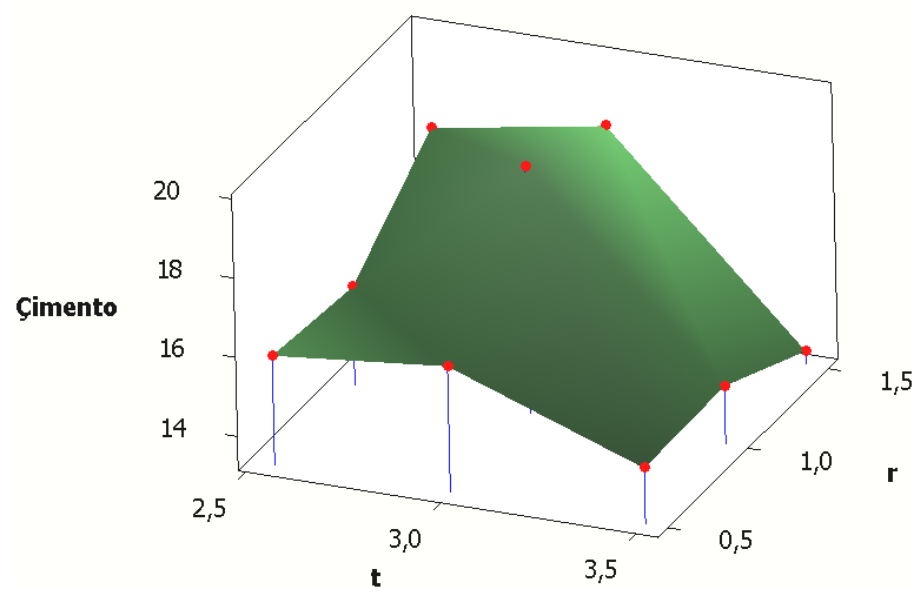
Surface Plot of $a=3$, $h=20$ Çimento vs r ; t



Surface Plot of $a=3$, $h=30$ Çimento vs r ; t

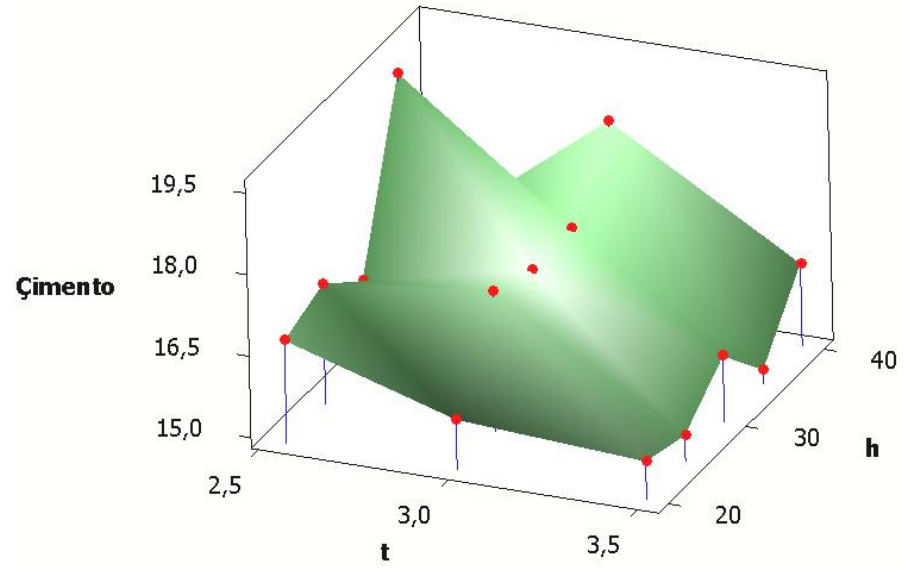


Surface Plot of $a=3$, $h=40$ Çimento vs r ; t

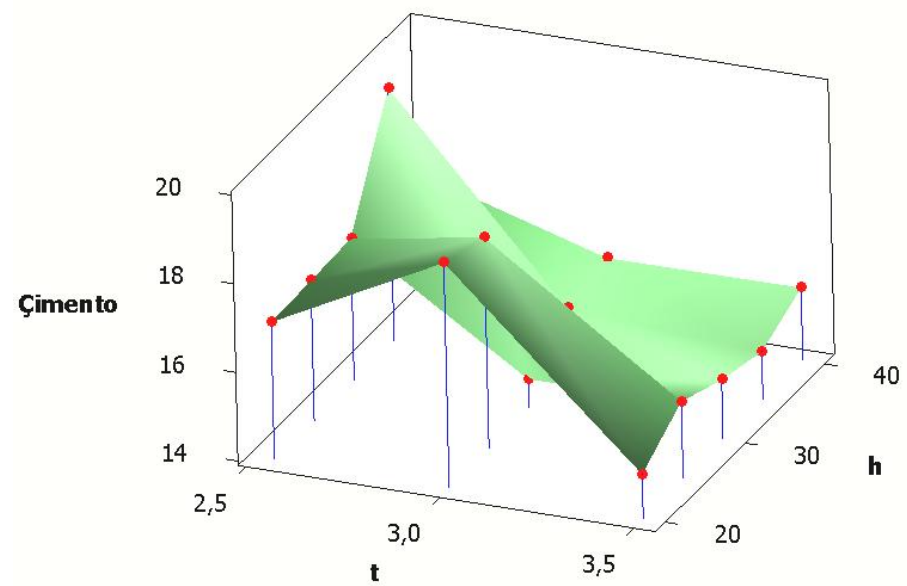


Kemik çimentosundaki gerilmelerin değişimini daha iyi anlayabilmemiz için değişkenlerimiz olan a , r , h ve t 'ye göre 3 eğrili kemik çimentosundaki gerilme değerleri grafiklerde gösterilmiştir.

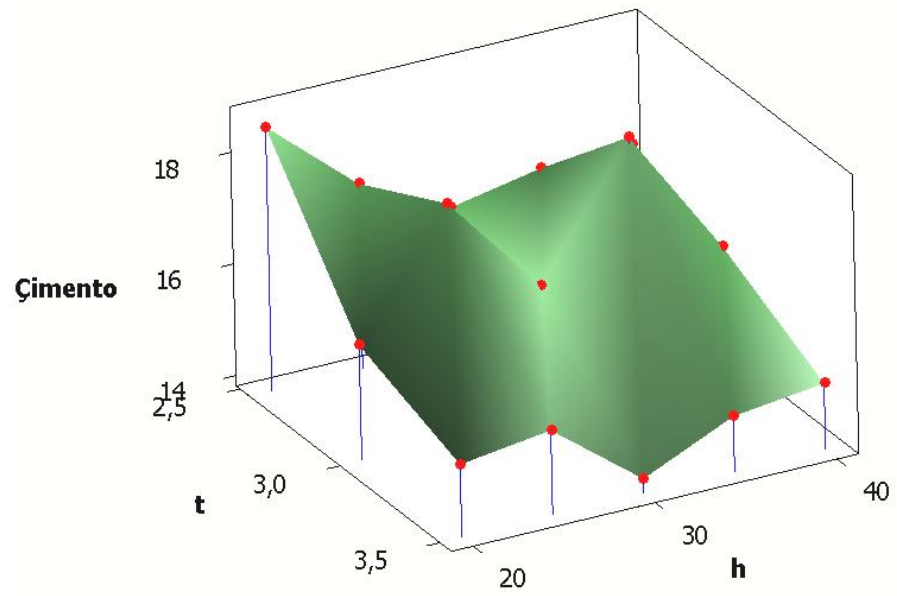
Surface Plot of $a=2$, $r=0,5$ Çimento vs h ; t



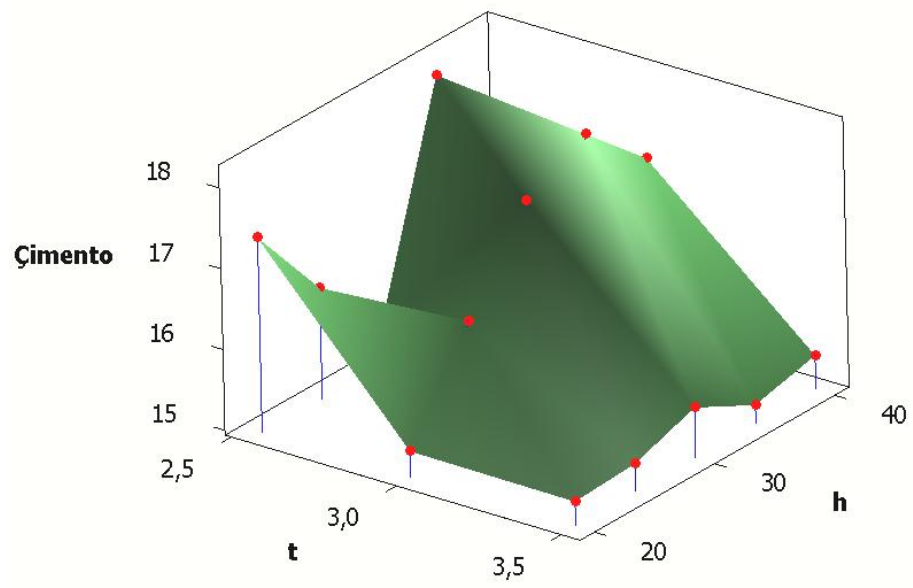
Surface Plot of $a=2$, $r=1$ Çimento vs h ; t



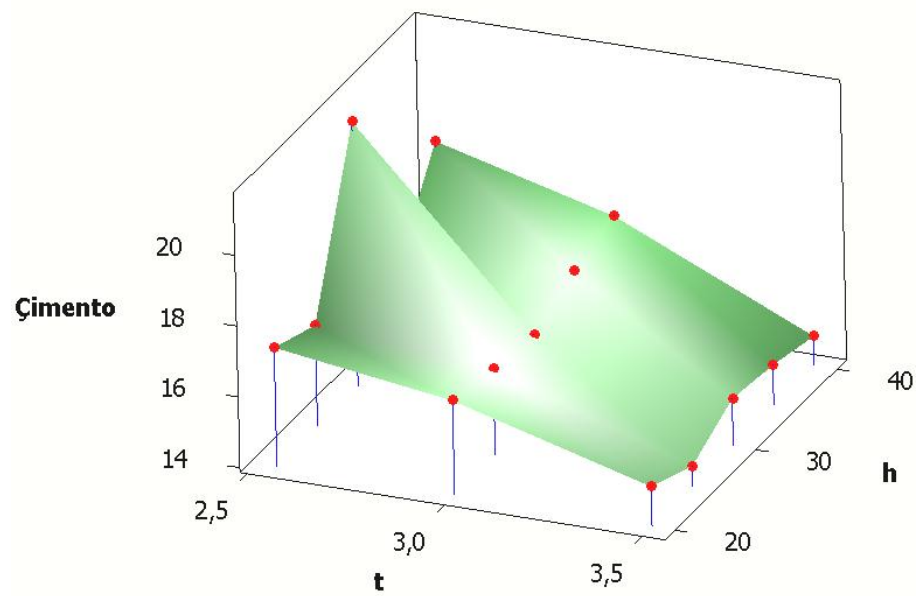
Surface Plot of $a=2$, $r=1,5$ Çimento vs h ; t



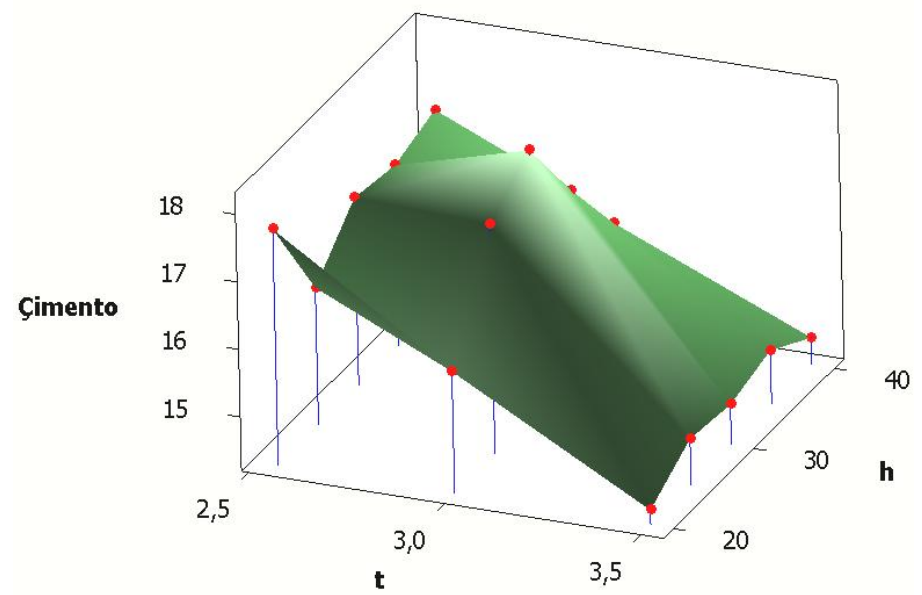
Surface Plot of $a=2,5$, $r=0,5$ Çimento vs h ; t



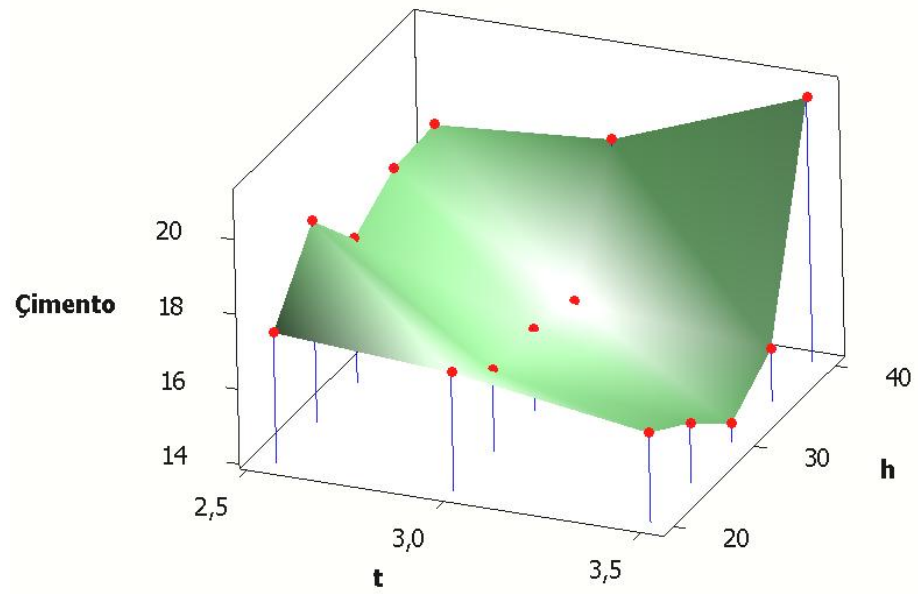
Surface Plot of $a=2,5$, $r=1$ Çimento vs h ; t



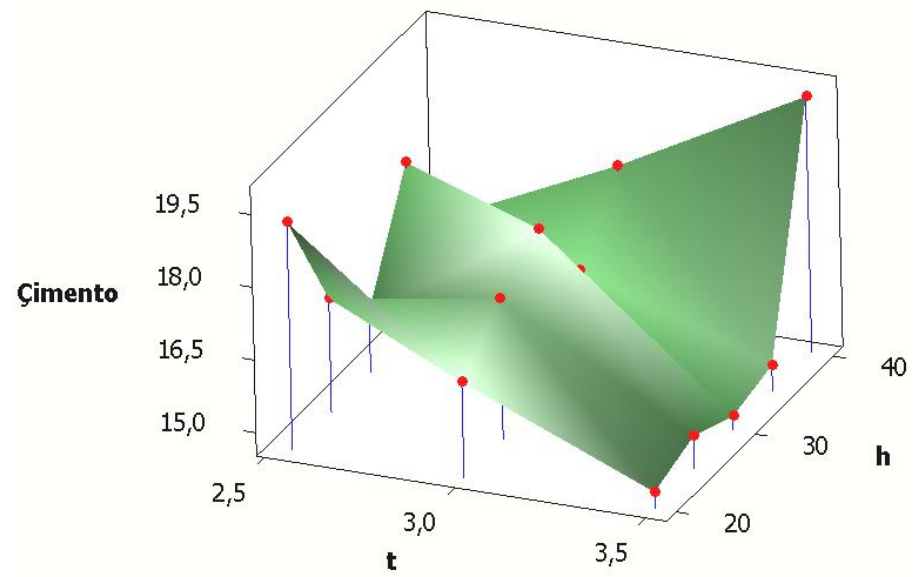
Surface Plot of $a=2,5$, $r=1,5$ Çimento vs h ; t



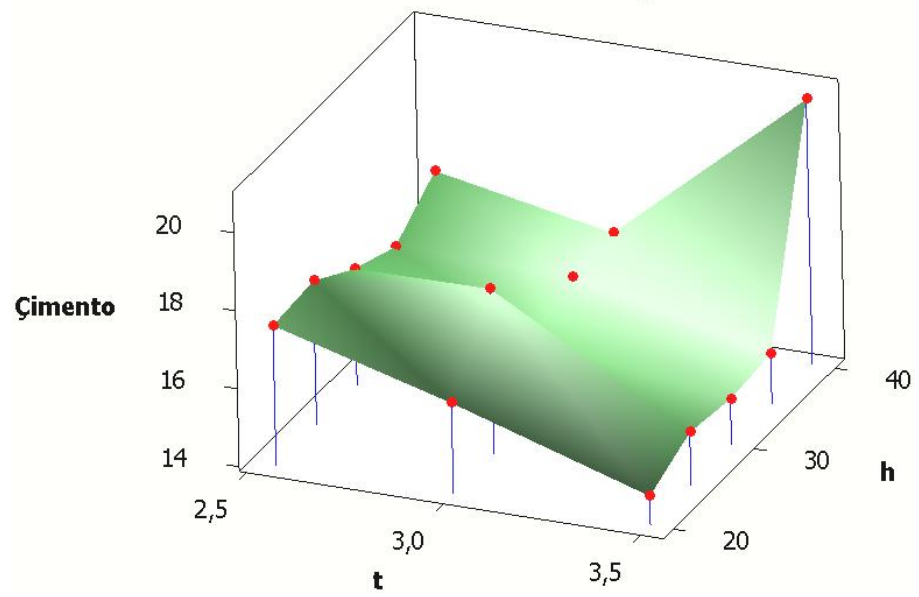
Surface Plot of $a=3$, $r=0,5$ Çimento vs h ; t



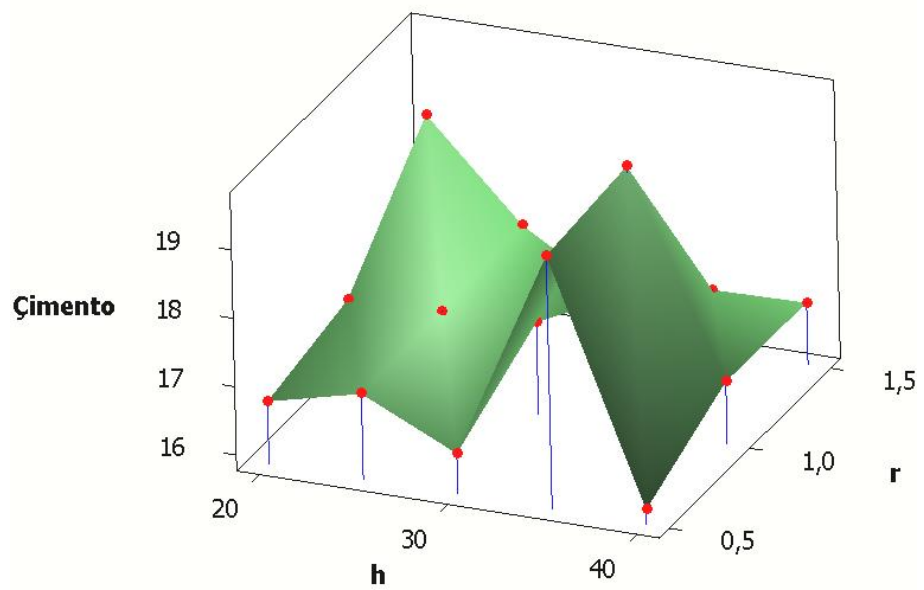
Surface Plot of $a=3$, $r=1$ Çimento vs h ; t



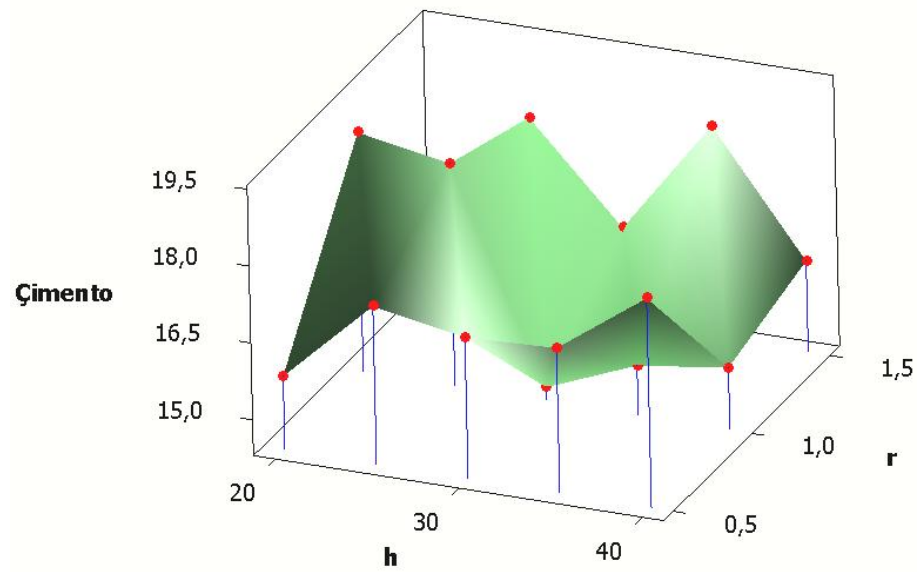
Surface Plot of $a=3$, $r=1,5$ Çimento vs h ; t



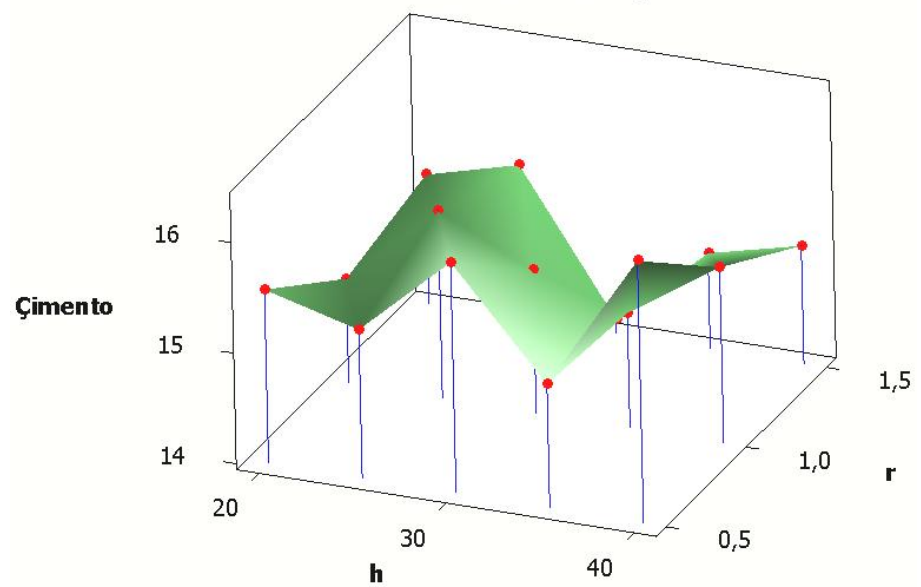
Surface Plot of $a=2$, $t=2,55$ Çimento vs r ; h



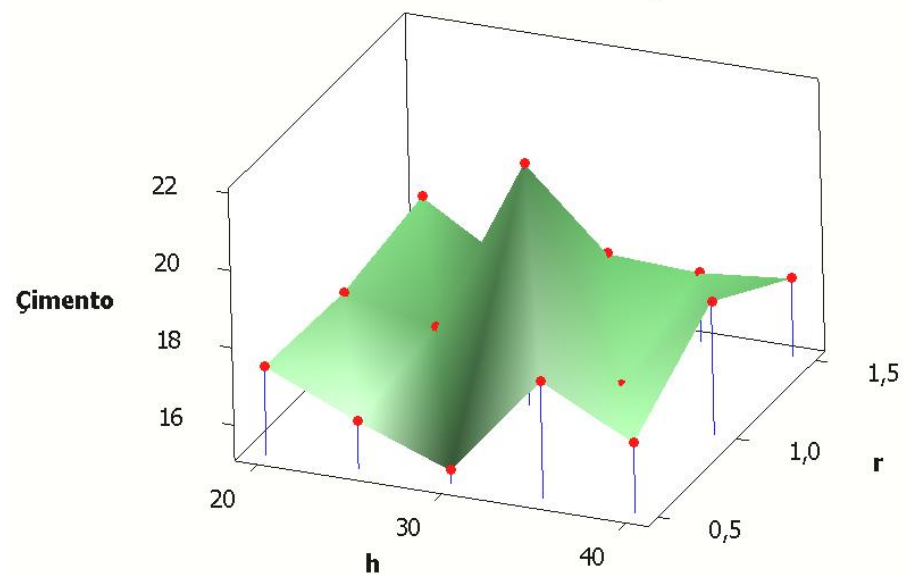
Surface Plot of $a=2$, $t=3$ Çimento vs r ; h



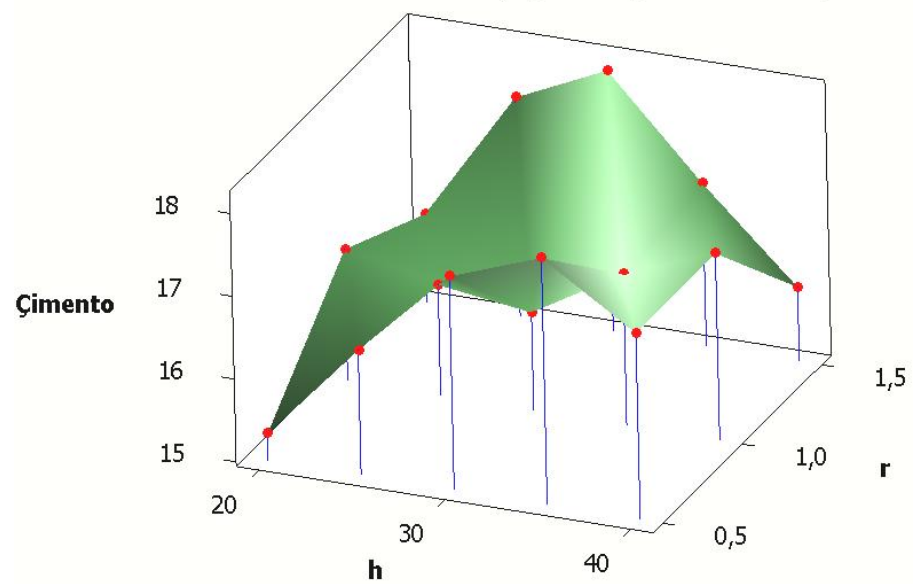
Surface Plot of $a=2$, $t=3,5$ Çimento vs r ; h



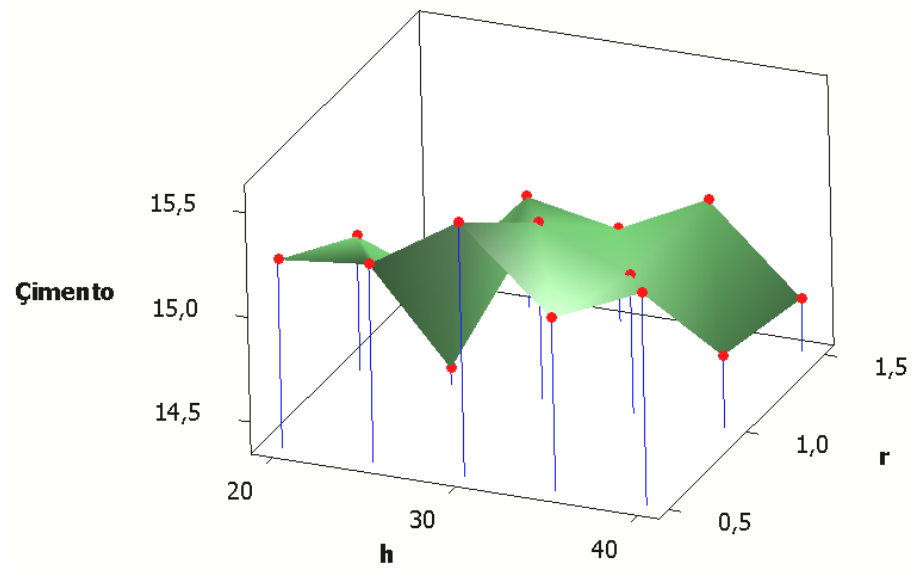
Surface Plot of $a=2,5$, $t=2,55$ Çimento vs r ; h



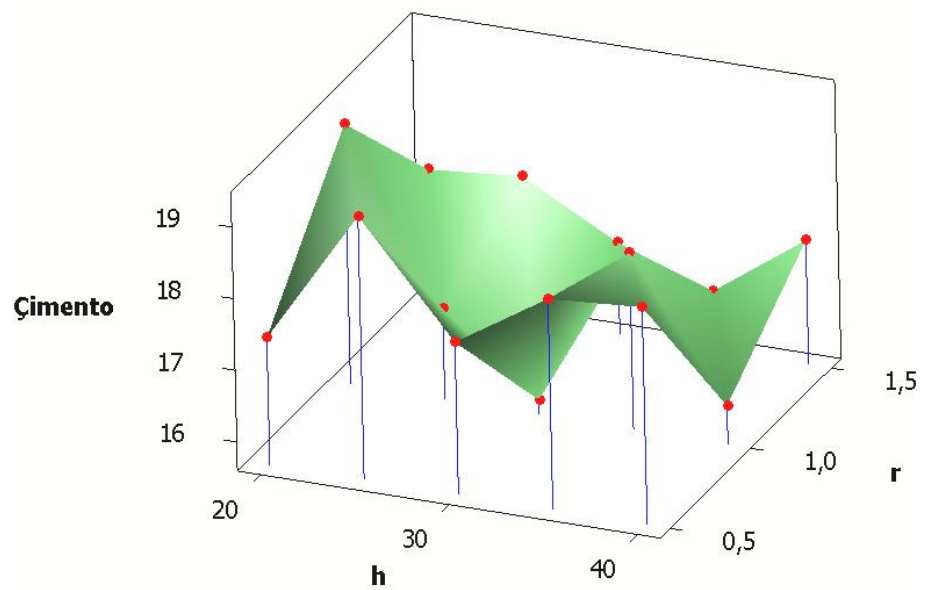
Surface Plot of $a=2,5$, $t=3$ Çimento vs r ; h



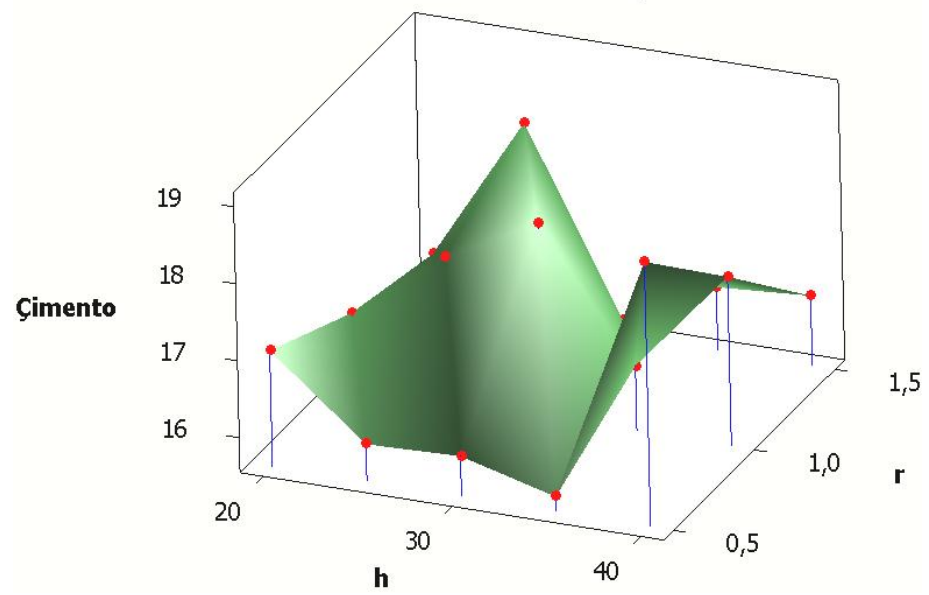
Surface Plot of $a=2,5$, $t=3,5$ Çimento vs r ; h



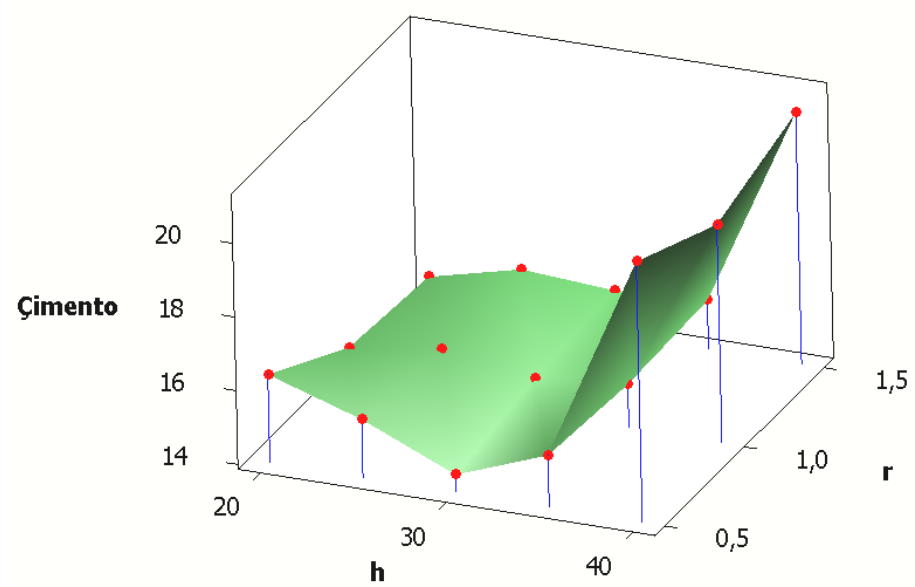
Surface Plot of $a=3$, $t=2,55$ Çimento vs r ; h



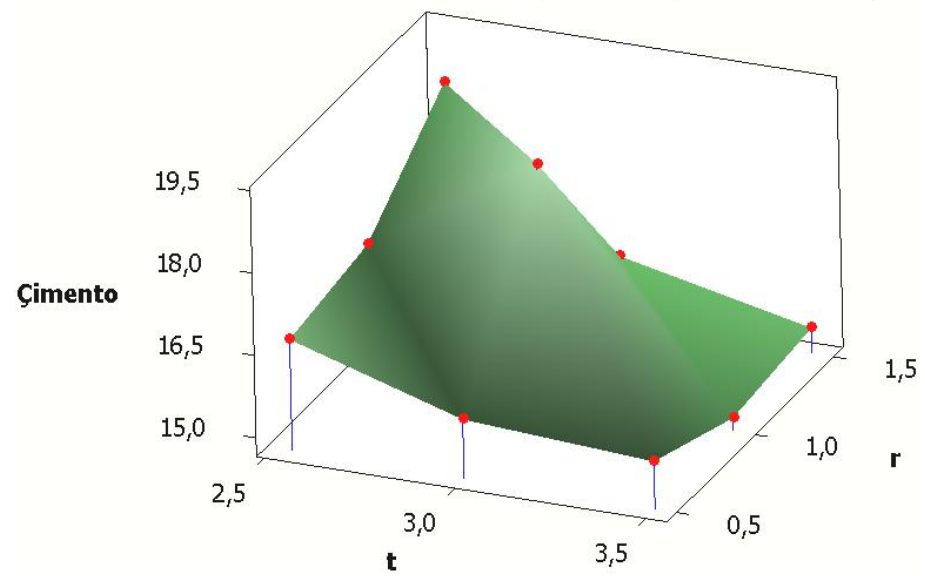
Surface Plot of $a=3$, $t=3$ Çimento vs r ; h



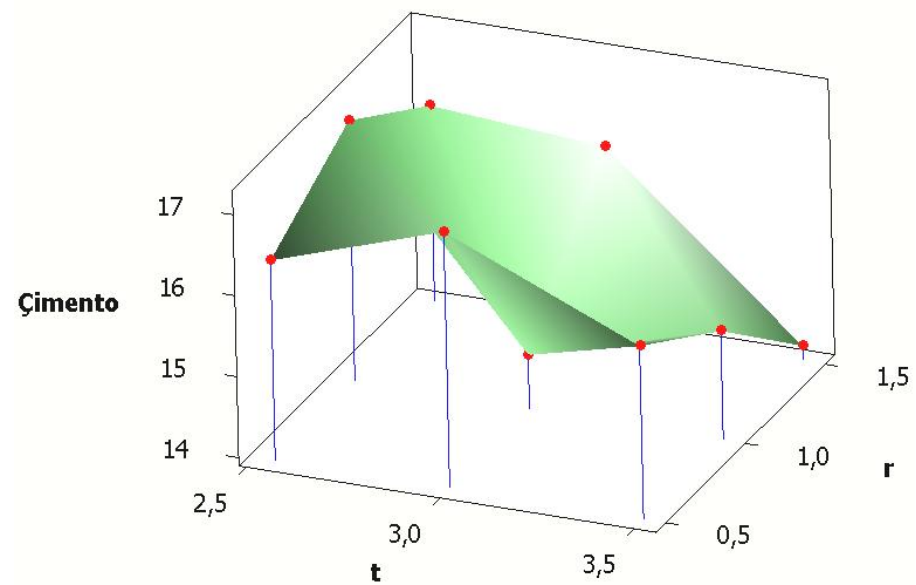
Surface Plot of $a=3$, $t=3,5$ Çimento vs r ; h



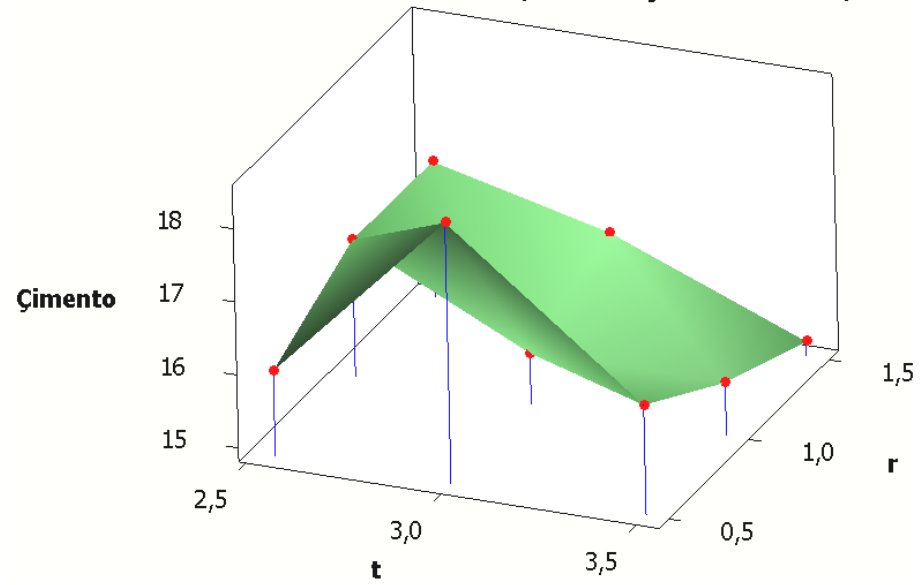
Surface Plot of $a=2$, $h=20$ Çimento vs r ; t



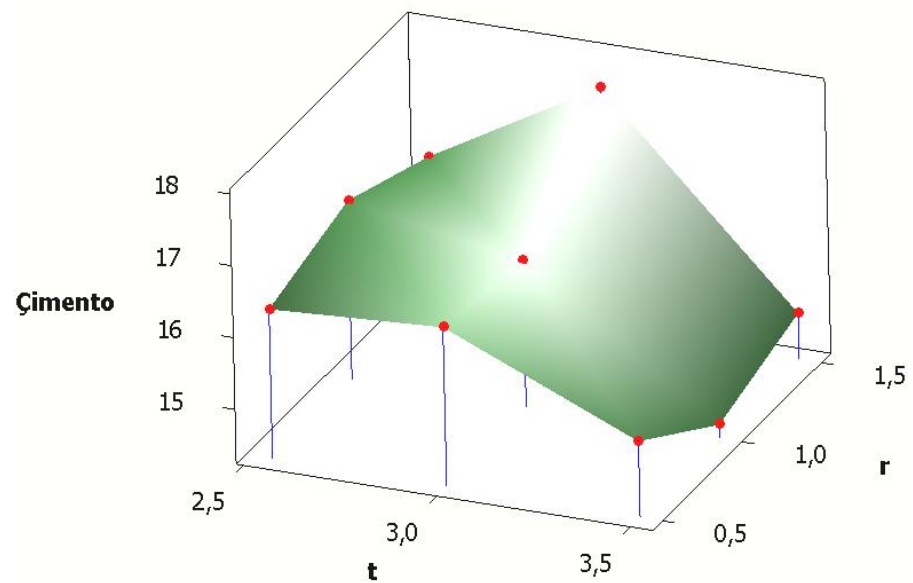
Surface Plot of $a=2$, $h=30$ Çimento vs r ; t



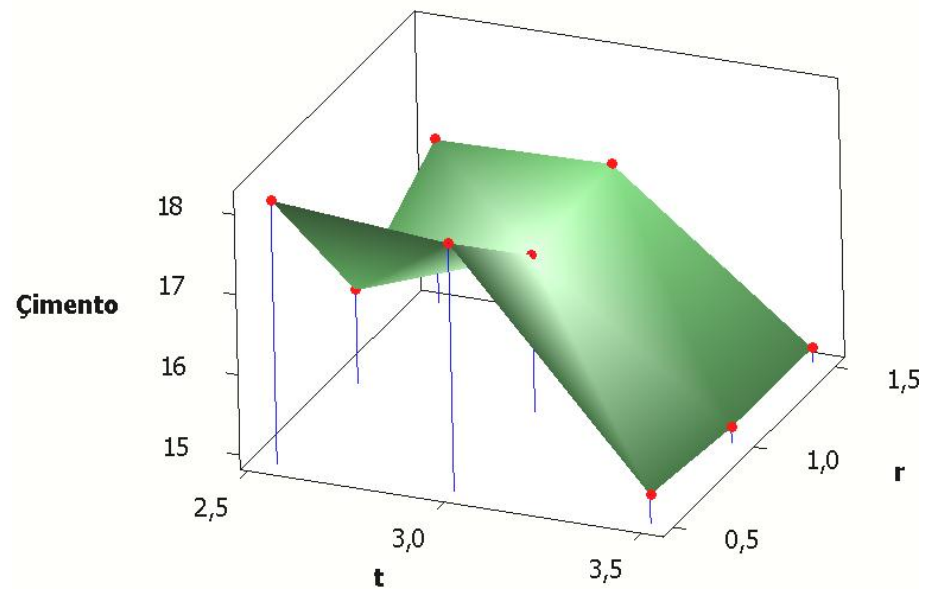
Surface Plot of $a=2$, $h=40$ Çimento vs r ; t



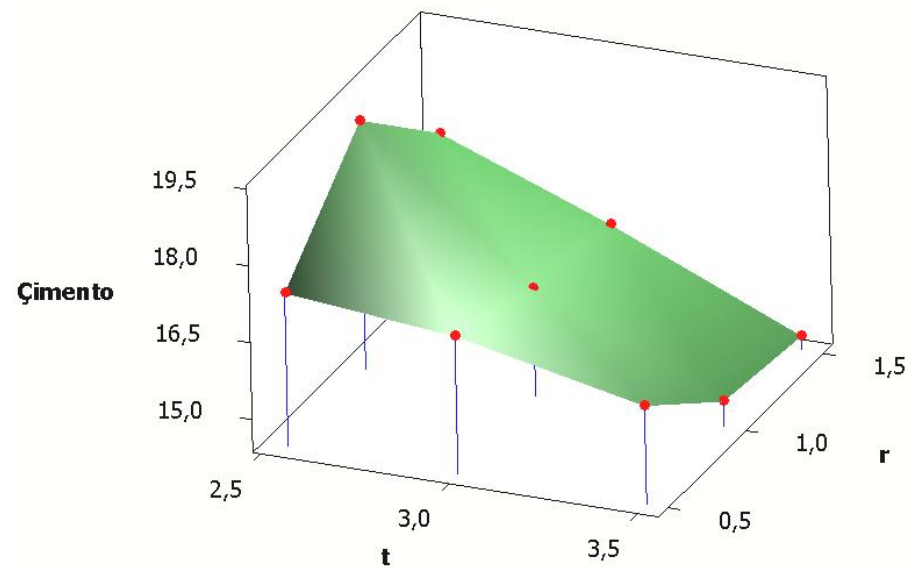
Surface Plot of $a=2,5$, $h=25$ Çimento vs r ; t



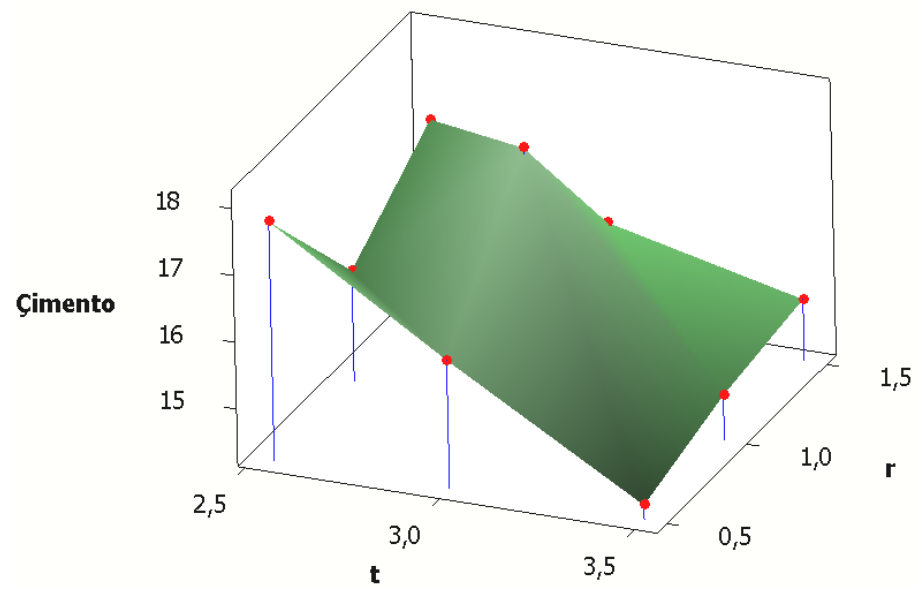
Surface Plot of $a=2,5$, $h=35$ Çimento vs r ; t



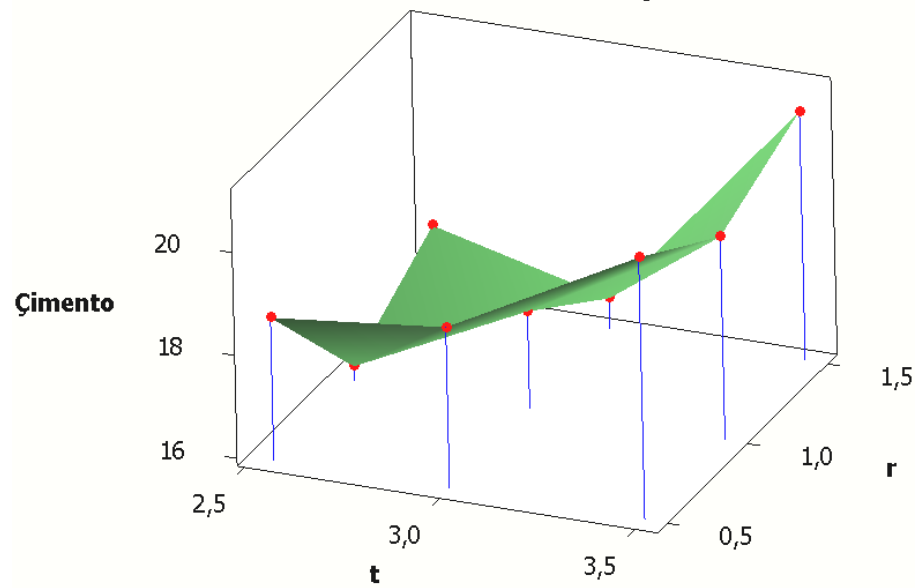
Surface Plot of $a=3$, $h=20$ Çimento vs r ; t



Surface Plot of $a=3$, $h=30$ Çimento vs r ; t



Surface Plot of $a=3$, $h=40$ Çimento vs r ; t



Ek-2 SÖZLÜK

Abduktör: Dışa doğru uzaklaştıran, çeken; bir bölgeyi median hattın uzaklaştıran kas kütlesi.

Abdüksiyon: 1-Vücudun median durumunu değiştirmek için bir uzvun ya da uzuv bölümünün hareket ettirilmesi. 2-Gözün monooküler bir şekilde yanlara hareketi ya da pozisyonu.

Addüksiyon: Kol ve bacakların mediyan hatta yaklaşması

Anterior: Dikey düzlemin önündeki anlamına gelen anatomi öneki

Anteversiyon: Öne eğilme ya da sarkma

Apeks: Konik ya da piramidal bir organın (akciğer, kalp v.b.) uç noktası

Artrit: Akut ya da kronik eklem inflamasyonları. Anatomik olarak sinoviyal daha sonra kartilajinöz ve kemik lezyonlarıyla karakteristiktir. Klinik olarak ağrı, şişme, kızarma, eklem yerinde sıcaklık gibi belirtiler gösterir.

Artroplastisi: Cerrahi olarak yapay eklem yapılması

Asetabulum: Koksalskemikte femur başının yerleştiği eklem boşluğu

Avasküler: Bir organ ya da dokuda damar bulunmaması; damarsız.

Cantilever Bending: Malzeme iki tarafından sıkıca tutturulur ve ortadan ne kadar bükülebildiği incelenir. Kimi durumlarda analiz malzemenin bir tarafı serbest bırakılarak da yapılabilir (single-cantilever bending). Bu analiz, plastikler gibi orta sertlikteki malzemelerde uygulanır.

Degradasyon: Daha kötü bir duruma düşme, eskiden sahip olunan değer ve özelliklerin yitirilmesi.

Distal: Uzak, merkezden ya da vücuttan en uzakta ya da uçta olan; bir organ ya da ekstremitenin en uzağında anlamında

Eburnasyon: Dejeneratif eklem hastalıklarında bir kemiğin dansitesinde önemli derecede artış ve renginin fildişi gibi kompakt bir şekil alması, yumuşak bir maddeye dönüşmesi.

Ekstansiyon: Eklemli organların iki parçasını açma ya da germe işlemi.Örn. Kasılmış kol ya da bacağın düz şekle getirilmesi.

Ekstremité: Uzun şekilli organların uç kısmı.

Enflamasyon: Patojen bir ajan tarafından irite edilen noktada (bölgede) oluşan reaksiyonel olaylar zincirinin tümü.

Erekt: Dikleşme, kaldırma.

Fleksiyon: İki ekstremitenin bükülerek aralarındaki açığı kapatma hareketi, bükülme. Örn. kolun dirsek ekleminden bükülmesi.

Frontal plan: Vücudun ortasından geçen ve ön ve arka olmak üzere ikiye bölen düzlem

Humerus: Üstte omuz ve altta radius ve ulna arasındaki kol kemiği.

Hidroksiapatit: Fosfor ve kalsiyumdan zengin kristal bileşik. Kemik ve dişlerin mineral iskeletini oluşturur.

İnferiyolateral: Alt-yan taraf

İnklinasyon: İki düzlemin ya da eksenin kesişmesiyle oluşan eğim

İnternal: İç kısımda ya da yüzeyde olan.

Koksa valga: Femur başının yaptığı açının değişmesi sonucu bacağın eksenini etrafında dışa doğru fazla dönmesi

Kollajen: Kemiklerin belli limitler dahilinde eğilip bükülmelerini sağlayan, onlara esneklik veren madde.

Komplementer: Bütünleyici, tamamlayıcı, eksikliği giderici

Kondiller: Bir kemiğin eklem ucundaki yuvarlak eminensi (eklem yüzeyi). Örn. femoral kondil , humeral kondil , tibial kondil

Kontraksiyon: Değişik uyarıların etkisiyle bazı dokularda meydana gelen kısılma şeklindeki şekil değişikliği

Kortikal: Korteksle ilgili, korteks bölgesi, kemiğin sert dış kısmı

Lateral: Bir kenarda ya da kenar üstü ya da yan tarafta anlamında latince sözcük, yan

Ligament: Özellikle eklemlerde ya da organlarda ya da vücut bölmelerinde kemik parçalarını birbirine bağlayan dirençli, az esnek, fibröz lifler.

Medial: Gövdenin ya da merkezin ya da orijinin uzağında yerleşik

Monomer: Yan yana gelmek suretiyle, bir tek tepkimenin yenilenmesiyle oluşan polimeri oluşturan temel alt birimler.

Nekroz: Bir hücre ya da dokunun yıkımına ya da parçalanmasına neden olan dejenerasyon olayı; hücre ya da doku canlılığını kaybetmesi (ölümü) ile belirgin durum

Osseointegrasyon: Canlı kemik dokusu ile titanyum arasında arada herhangi başka bir doku olmadan kurulan bağa verilen isimdir.

Osteoartrit: Eklemlerde kemiklerin yüzeyinde oluşan inflamatuvar lezyonlarla karakterize artrit.

Osteoblast: Kemik oluşumunda osteoid dokunun şekillenmesini sağlayan mezanşimatöz genç hücre.

Pelvis: Önde ve yanda koksa kemikleri (os coxae) , arkada sakrum ve koksiks'lerden oluşan kemik oluşum. oma, basen, leğen kalça kemiği

Polimer: Monomer adı verilen çok sayıda basit birimin (molekül) birbirine bağlanmasıyla oluşan büyük moleküllü yapay ya da doğal bileşiklere verilen ad.

Polimetilmetakrilat: kemik cimentosu ve kontakt lens yapımında kullanılan polimer.

Poroz: Delikli, gözenekli yapı gösteren.

Posterior: Dikey düzlemin arkasında kalan anlamına gelen anatomi öneki

Postür: Bir pozisyonda ya da vücudun duruş şekliyle ilgili

Proksimal: Yakınsal. Gövdenin ya da merkezin ya da orijinin yakınında yerleşik

Prostetik: İnsan vücuduna uygun yapay organ ya da uzuv yapma sanatı.

Rezorpsiyon: Bir organ ya da katı, sıvı ya da gaz şeklindeki bir maddenin bir kısmının ya da tümünün azar azar kan dolaşımına karışarak (emilerek) kaybolması

Sajital: Önden arkaya (antero-posteriyor) doğru yönelmiş olan; vücudun median çizgisinde yatay olarak önden arkaya olan düzlem.

Sinovya: Lifli ya da ipliksi yapıya sahip, bağ dokusu liflerinden oluşmuş. Eklem sıvısı.

Sinterleme: Toz formundaki malzemelerin ergime sıcaklıklarının altındaki değerlerde basınç altında birbirlerine kaynamalarını sağlamak amacı ile yapılan üretim metodu. Daha düşük maliyetle alaşım yapmak ve daha önemlisi alaşımı ergitme metodu ile yapılması mümkün olmayan maddelerin sinterleme metodu ile alaşımının yapılması en önemli yararadır.

Trabeküler: Trabeküllerle ya da bölmeciklerle ilgili; bölmecikler içeren, kemiğin süngerimsi iç kısmı

Transvers: Enine. Vücudun ya da bir yapının uzun eksenini kesecek şekilde uzanan; bir uçtan karşı tarafa doğru enlemesine uzanan.

Trokanter: Femur boynundaki kemik çıkıntılarından birisi. Büyük trokanter (majör t.) dış kısma yerleşik kuadrilateral bir çıkıntıdır. Kalça kaslarının çoğunun bağlantısını (insersiyon) sağlar. Küçük trokanter (trokantın) (minör t.) iç kısmında bulunur; M. iliopsoas'ın bağlantısını yapar.

KAYNAKLAR DİZİNİ

1. Akdoğan, G., ve Sarıtaş, S., "Toz Metalürjisinin Biyomalzemelerin Gelişimindeki Katkısı", 3rd International Powder Metallurgy Conference, September 4-8, 2002, Turkish Powder Metallurgy Association, Gazi University, Ankara, pp. 1244-1262, TURKEY
2. Andersen, P. J., "Medical and Dental Applications", Journal of Powder System and Applications, pp. 657-663, 1982
3. Andreaus Ugo and Colloca Michele, "FEM ANALYSIS OF A CEMENTLESS TOTAL HIP PROSTHESIS UNDER IN-PLANE LOADING", Dipartimento di Ingegneria Strutturale e Geotecnica Università degli Studi di Roma "La Sapienza", via Eudossiana 18 Roma 00184 Italy
4. Anonymous, "Bio Implant Materials", Copyright © www.directessays.com. 2002-2004.
5. Argyis, J.H. and Kelsey, S., "Energy Theorems and Structural Analysis", Butterworths, 1960.
6. Arora, J. S., "Introduction to Optimum Design", 2004
7. Bell C.G., "A finite element and experimental investigation of the femoral component mechanics in a total hip arthroplasty", 2005
8. Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A., "Hip joint loading during walking and running, measured in two patients", Journal of Biomechanics, vol. 26, Issue 8, , August 1993, p. 969-990.
9. Bobyn J. D., Mortimer E. S., Glassman A. H., Engh C.A., Miller J. E. and Brooks C. E., "Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty", Clin. Orthop., pp. 79-96, 1992
10. Burny F. and Puers R., "Monitoring of Orthopedic Implants"
11. Caycık S., Jagger R.G., "The effect of cross-linking chain length on mechanical properties of a dough-molded PMMA resin", Dental Material 8, 153-157, 1992

12. Chaodi Li, Christopher Granger, H. Del Schutte Jr., Sherrill B. Biggers Jr., John M. Kennedy, Robert A. Latour Jr., "Failure analysis of composite femoral components for hip arthroplasty", *Journal of Rehabilitation Research and Development* Vol. 40, No. 2, March/April 2003 Pages 131–146
13. Chapra, S. C., Canale, R. P., "Yazılım ve Programlama Uygulamalarıyla Mühendisler İçin Sayısal Yöntemler", 2006
14. Dabrowski, J. R., Oksiuta Z., "Poros Implantation Material from Vitalium Alloy Powder", *Material Engineering*, No:4, pp.174-178, 2000
15. Djerf K., and Gillquist J., "Calcar unloading after hip replacement. A cadaver study of femoral stem designs", *Acta. Orthop. Scand.*, 58, pp. 97–103, 1987.
16. Dong, N.X., Guo, E.X., "The dependence of transversely isotropic elasticity of human femoral cortical bone on porosity", *Journal of Biomechanics*, 2004, 37(8): 1281-7
17. Engh C. A. and Bobyn J. D., "The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty", *Clin. Orthop.*, pp. 7–28, 1988
18. Engh C. A., Hooten J. P., Zettl-Schaffer K. F., Ghaffarpour M., McGovern T. F., "Macalino G. E. and Zicat B. A., Porous-coated total hip replacement", *Clin. Orthop.*, pp. 89–96, 1994
19. Ergin, A., Bayraktarkatal, E., Ünsan Y., "Sonlu Elemanlar Metodu Ve Gemi İnşaatı Sektöründeki Uygulamaları", 2000
20. Fedida Royi, Yosibash Zohar, Milgrom Charles and Joskowicz Leo, "FEMUR MECHANICAL SIMULATION USING HIGH-ORDER FE ANALYSIS WITH CONTINUOUS MECHANICAL PROPERTIES" II INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTATIONAL BIOENGINEERING H. Rodrigues *et al.* (Eds.) Lisbon, Portugal, September 14-16, 2005
21. Gallagher, R.H., "Finite Element Analysis of Plate and Shell Structures, Proc. of A.S.C.E. Synp. on Application of Finite Element Methods in Civil Engineering", Vanderbilt University, Nashville, Tennessee, 155-205, 1969.
22. Gibson L.J., and Ashby, M.F., "Cellular Solids: Structure and Properties", 2nd Ed., Cambridge University Pres, New York, 1999

23. Gillies R. M., Kohan L., “Cordingley R., Periprosthetic bone remodelling of a collum femoris preserving cementless titanium femoral hip replacement”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 10, No. 2, April 2007, 97–102
24. GHIBA Mihai Ovidiu, RUSU Lucian, “Geometrical design of custom-made femoral stem prostheses”, *ANNALS of the ORADEA UNIVERSITY. Fascicle of Management and Technological Engineering*, Volume VII (XVII), 2008
25. Grafton, P.E. and Strome, D.R., “Analysis of Axisymmetrical Shells by the Direct Stiffness Method””, *J. A.I.A.A.*, 1., 2342-2347, 1963.
26. Granger C., Del Schutte H., Biggers B. S., Kennedy J. M., Latour R. A., “Failure Analysis of Composite Femoral Components for Hip Arthroplasty”, march/april 2003, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, pages 131-146.
27. Göğüş A., Akman Ş., Göksan S. B., Bozdağ E., “Antibiyotikli kemik çimentosunun 0 ve 15. günlerde mekanik dayanımı Surgical Simplex P kemik çimentosu ve teikoplanin ile biyomekanik çalışma”, *Acta Orthop Traumatol Turc* 2002;36:63-71
28. Gunel U. “Kalca eklemi biyomekaniği”, In: Ege R, ed. *Kalça Cerrahisi ve Sorunları*. Ankara, Türkiye Rehabilitasyon Vakfı Buro Basınevi, 1994: 53-61.
29. Gülmez T., “Östenitik Paslanmaz Çelik Ortopedik İmplantların İyon Nitrüleme ile Yorulma Dayanımlarının Arttırılması”, *FBE,İTÜ*,Aralık 1998.
30. Gümüşderelioğlu M., “Biyomalzemeler”, *Bilim ve Teknik Dergisi*, Temmuz 2002 Sayısı, s. 2-4, 23, TÜBİTAK
31. Hayes, W.C., ve M.L. Bouxsein, “Biomechanics of Cortical and Trabecular Bone: Implications for Assessment of Fracture Risk” V.C. Mow ve W.C. Hayes *Basic Orthopedic Biomechanics*, pp. 395-460, Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997
32. Huiskes, R., and Verdoncote, N., “Biomechanics of Artificial Joints: The Hip”in V.C. Mow and W.C. Hayes, *Basic Orthopaedic Biomechanics*, pp. 395-460, Philadelphia: Lippincott-raven Publishers, 1997

33. Imam, M.A., and A.C. Fraker, "Titanium Alloys as Implant Materials" in S.A. Brown and J.E. Lemons , Medical Applications of Titanium and Alloys: The material and Biological Issues, ASTM STP 1272, pp. 3-16, ASTM, 1996
34. ISO 4287, "Geometrical Product Specifications (GPS) - Surface texture: profile method - terms, definitions and surface texture parameters", 1997
35. Joshi, M.G., Advani, S.G., Miller, F., and Santare, M., "Analysis of a Femoral Hip prosthesis Designed to Reduce Stress Shielding", Journal of Biomechanics, Vol. 33, pp. 1655-1662, 2000
36. KAĞITÇIOĞLU Akif ve KIZILKAYA Tevhit, "FARKLI AÇILARDA YERLEŞTİRİLMİŞ KALÇA KIRIĞI PROTEZLERİNİN ANSYS'TE MODELLENMESİ VE GERİLME ANALİZİ", Haziran, 2002
37. Kayabaşı O. "Kalça Protezinin Geliştirilmesi ve Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Analizi", GYTE, 2004
38. Keller, T.S., Mao, Z., Spengler, D.M., "Young's modulus, bending strength, and tissue physical properties of human compact bone", J. Orthop. Res, 1990, 8:592-6003.
39. Kılınç Devrim, "Shape Optimization Of The Femoral Component Of Cemented Hip Prosthesis Using Finite Element Analysis"
40. Kilgus D. J., Shimaoka E. E., Tipton J. S. and Eberle R. W., "Dual-energy X-ray absorptiometry measurement of bone mineral density around porous-coated cementless femoral implants. Methods and preliminary results", J. Bone Joint Surg. Br., 75, pp. 279–287, 1993
41. Kitamura E., Stegaroiu R., Nomura S., Miyakawa O., "Influence of marginal bone resorption on stress around an implant-a three-dimensional finite element analysis", J Oral Rehabil 2005; 32(4):179–286.
42. Kossousky R., Kossousky N., "Advances Materials Science and İmplant Orthopedic Surgery", Nato ASI series, Series E, Applied Sciences 294, 85, 1985
43. Krauze A., Kaczmarek M., Marciniak J., "Numerical analysis of femur in living and dead phase", Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering, Volume 26 Issue 2, February 2008

44. Kurgan, N., "T/M Paslanmaz Çelik İmplantların Üretimi Ve Teknolojik Özellikleri Üzerine Bir Araştırma", Doktora Tezi, C. B. Ü. Fen Bil. Enst., Manisa, 2005
45. Kurtaran, H., "Optimizasyon Teorisi ve Uygulamaları", Gebze İleri Teknoloji Enstitüsü Tasarım ve İmalat Mühendisliği, 2005
46. Lindstedt, U., Karlsson, B., "Dynamic Behavior of a 316L Stainless Porous PM Steel", 1996 World Cong. On PM & Part Materials, Vol. 5, pp. 17-35, 1996.
47. Liu X., Kim W., Drerup B., "3D Characterization and Localization of Anatomical Landmarks of the Foot by FastSCAN", Real-Time Imaging, 10, 217-228, 2004
48. Long, M., and Rack, H. J., "Titanium Alloys in Total Joint Replacement", A Material Science Perspective, Biomaterial 19, pp. 1621-1639, 1998
49. Manley P. A., Vanderby R., Kohles S., Markel M. D. and Heiner J.P., "Alterations in femoral strain, micromotion, cortical geometry, cortical porosity, and bony in-growth in uncemented collared and collarless prostheses in the dog", J. Arthroplasty, 10, pp. 63-73, 1995
50. Menschik F., "The Hip Joint as a Conchoid Shape", J., Biomechanics, Vol. 30, No. 9, pp. 971-973, 1997
51. Meunier A., Christel P., Sedel L., Witvoet J. and Blanquaert D., "The influence of the elasticity module of the femoral shaft and neck of a total hip prosthesis on the distribution of stress in the femur", Int. Orthop., 14, pp. 67-73, 1990
52. Munting E. and Verhelpen M., "Fixation and effect on bone strain pattern of a stemless hip prosthesis", J. Biomech., 28, pp. 949-961, 1995
53. Miljkovic Natasa D., Ercegan Goran M., Stulic Radovan B., and Jandric Zoran B., "Computer Aided Evaluation of Total Hip Prosthesis Stability", Journal for Geometry and Graphics Volume 2, 1998, No. 2, 141-149
54. Nordin, M., and Frankel V.H., "Biomechanics of Bone," in M. Nordin and V.H. Frankel (Eds.), Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, 2nd. Ed., 3-29, Philadelphia: Lea & Febiger, 1989

55. Norman, T.L., Thyagaraja, G., Saligrama, V.C., Gruen, T.A., Blaha, J.D., “Stem surface roughness alters creep induced subsidence and ‘taper-lock’ in a cemented femoral hip prosthesis”, *Journal of biomechanics* 34, 1325-1333, 2001
56. Nuno N., and Avanzoli G., “Residual stress at the stem-cement interface of an idealized cemented hip stem”, *J. Biomesch* 35:849-52; 2002
57. Otani L., Whiteside L.A., White S.E., “The effect of axial and torsional loading on strain distribution in the proximal femur as related to cementless total hip arthroplasty”, *Clin. Orthop.*, pp. 376–383, 1993.
58. Önder Mehmet, “İnsan Kalça Protezlerinde Darbeli Yüklemenin Etkileri”, DEÜ, İzmir, Şubat 2005.
59. ÖNDER Özlem, “KALÇA MODELLEMESİNDE BASINÇ DAĞILIMININ SİMÜLASYONU”, Mayıs 2008
60. Park, J.B., and R. S. Lakes, “Biomaterials: An Introduction”, 2nd Ed., Plenum pres, New York, 1992
61. Pauwels F., “Biomechanics of the locomotors apparatus”, Berlin, Springer-Verlag, 1980:76-105]
62. Peckner, D., Bardos, D. I., “Stainless Steels in Medical Devices”, *Handbook of Stainless Steels*, McGraw Hill, N. York, Chapter 42, pp. 1-10, 1977
63. Pernell R. T., Milton J. L., Gross R. S., Montgomery R. D., Wenzel J. G., Savory C. G. and Aberman H. M., “The effects of implant orientation, canal fill, and implant fit on femoral strain patterns and implant stability during catastrophic testing of a canine cementless femoral prosthesis”, *Vet. Surg.*, 24, pp. 337–346, 1995
64. Pithioux M., “Lois de comportement et modèles de rupture des os long. Thèse de doctorat”, Université d'Aix Marseille II, 2000.
65. Postawa P. and Szarek A., “Analysis of changes in bone cement damping factor and its effect on bone load”, *journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, VOLUME 23 ISSUE 1 July 2007
66. Poyraz M. http://makinecim.com/index.php?page=az_icerik&bilgi_id=5798

67. Ratner B.D., Hoffman A.S., Schoen F.J., “Biomaterial Science: An Introduction to Materials In Medicine Academic Pres”, New York,1996.
68. Rosso, M., Grande, M. A., “Production and Characterization of P/M Duplex Stainless Steels” , 3rd International Powder Metallurgy Conference, September 4-8, 2002, pp. 120-128, Turkish Powder Metallurgy Association, Gazi University, Ankara, Turkey.
69. Sağbaş B., Akdoğan A., Durakbaşı N., “Biyomekanik Alanda Kullanılan İleri Ölçme Tekniği Metotları Ve Optik Ölçme Sistemleri”, VII. ULUSAL ÖLÇÜMBİLİM KONGRESİ, pp. 99-106
70. SONEL B., “Kalça Biyomekaniği”, T Klin FTR 2001, 1:209-218
71. Sowmianarayanan S., Chandrasekaran A., Krishnakumar R., “Finite Element Analysis of Proximal Femur Nail for Subtrochanteric Fractured Femur”
72. Tellache M., Rixrath E., Chabrand P., Hochard C., Pithioux M., Wendling-Mansuy S., “Numerical simulation of an osteoporotic femur: Before and after total hip arthroplasty”, European Journal of Computational Mechanics hal-00364925, version 1, 27 Feb 2009
73. Topcu M., Taşgetiren S. “Mühendisler için sonlu elemanlar metodu”, Pamukkale Üniversitesi
74. Turner, C.H., J. Rho, Takano, T.Y. Tsui, and G.M. Pharr, “The Elastic Properties of Trabecular and Cortical Bone Tissues Are Similar: Results From Two Microscopic Measurement Techniques” Journal of Biomechanics, Vol. 32, pp. 437-441, 1999
75. Üçok İ., “Biyolojik Malzemeler ve Femur Kemisinin Mekanik Özellikleri”, İTÜ
76. Veselko M., Jenko M., Lipuscek I., “The use of the Co-ordinate Measuring Machine for the Study of Three-Dimensional Biomechanics of the Knee”, Computers in Biology and Medicine, 28, 343-357, 1998
77. Viceconti M., Ansaloni M., Baleani M., ve Toni A., “The muscle standardized femur: a step forward in the replication of numerical studies in biomechanics”, Proc. Instn Mech. Engrs Vol. 217 Part H: J. Engineering in Medicine, H04202© IMechE, 2003

78. Viceconti Marco, Taddei Fulvia, Serge Van Sint Jan, Leardini Alberto, Cristofolini Luca, Stea Susanna, Baruffaldi Fabio, Baleani Massimiliano, “Multiscale modelling of the skeleton for the prediction of the risk of fracture”, ScienceDirect Clinical Biomechanics, 2008
79. Williams M., Lissner HR., “Biomechanics of Human motion”, Philadelphia: WB Saunders, 1962:1-45.
80. William D., Calisyer J.R., “Materials science and engineering and introduction”, The McGraw-Hill Companies, 1997
81. www.biomedtown.com
82. www.burhanuslu.com, Mart 2008.
83. www.matweb.com
84. www.ortopedik.com - Genel Ortopedi, “Protez” , 2003 – 2004
85. www.ortopedikbilgi.com
86. www.totaljoints.info/cemented_and_cementless_thr.htm
87. Yuehuei, A.H., “Mechanical properties of bone in Mechanical testing of bone and the bone-implant interface”, A.H. Yuehuei, and R.A. Draughn, Eds. CRC Press, 2000, pp.41-63.
88. Zeren, A., “Total Kalça Artroplastisinde Kullanılan İmplantların Mekanik Özellikleri”, Metal Dünyası, Sayı 98, s.12-18, 2001