

**T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**FEMUR PROTEZİNİN SONLU ELEMANLAR METODU İLE NÜMERİK
ANALİZİ**

Ali İhsan KAYA

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ŞANLIURFA
2012**

**T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**FEMUR PROTEZİNİN SONLU ELEMANLAR METODU İLE NÜMERİK
ANALİZİ**

Ali İhsan KAYA

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ŞANLIURFA
2012**

Prof. Dr. Murat KISA danışmanlığında, Ali İhsan KAYA'nın hazırladığı "Femur Protezinin Sonlu Elemanlar Metodu ile Nümerik Analizi" konulu bu çalışma 27.08.2012 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Murat KISA

Üye: Prof. Dr.Cengiz DOĞAN

Üye: Doç. Dr. M.Arif GÜREL

Bu Tezin Makine Anabilim Dalında Yapıldığını ve Enstitümüz Kurallarına Göre Düzenlendiğini Onaylarım.

Prof. Dr. Mehmet CİCİ
Enstitü Müdürü

Bu Çalışma Harran Üniversitesi Bilimsel Araştırma Kurulu (HÜBAK) Tarafından Desteklenmiştir.
Proje No: 12021

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaktan yapılan bildirişlerin, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak gösterilmeden kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖZ	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ	iv
ÇİZELGELER DİZİNİ	vi
SİMGELER DİZİNİ	vii
1. GİRİŞ	1
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR	4
2.1 Biyomekanik ve Kısaca Tarihi	4
2.2 Literatür	5
3. MATERYAL VE YÖNTEM	18
3.1 MATERYAL	18
3.1.1 Kalça ve Yapay Kalça	18
3.1.2 Kalça Protezi ve Protezde Kullanılan Malzemeler	20
3.1.3 Protezlerin Tasarım Parametreleri	26
3.2 YÖNTEM	26
3.2.1 Sonlu Elemanlar Metodu	26
3.2.2 Genel Olarak Modelleme	31
3.2.2.1 SEM'de ön analiz aşaması	31
3.2.2.2 SEM'de çözüm aşaması	31
3.2.3 Model ve biyomalzeme özellikleri	32
3.2.4 Modellere Mesh Uygulama	36
3.2.5 Sınır şartları	38
3.2.6 Yorulma	40
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA	455
4.1 Literatür Doğrulaması	455
4.2 Statik Analiz	49
4.3 Dinamik Analiz	666
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	700
KAYNAKLAR	722
ÖZGEÇMİŞ	755
ÖZET	766
SUMMARY	777

ÖZ

Yüksek Lisans Tezi

FEMUR PROTEZİNİN SONLU ELEMANAR METODU İLE NÜMERİK ANALİZİ

Ali İhsan KAYA

**Harran Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim dalı**

**Danışman: Prof. Dr. Murat KISA
Yıl: 2012, Sayfa: 77**

Bu çalışmada literatürden alınan bir protezin ölçüleri üzerinde değişiklik yapılarak oluşturulan 25 adet protezin yorulma ömrü Sonlu Elemanlar Yöntemi ile statik ve dinamik analizi yapılarak incelenmiştir. Yöntemin doğruluğu, matematiksel yöntem ile elde edilen sonuçlar SEM ile elde edilen analiz sonuçlarının karşılaştırılmasıyla test edilmiş ve yöntemin %11 gibi bir sapma oranına sahip olduğu görülmüştür. 25 adet protezin Statik analiz sonuçları minimum maliyet prensibine göre değerlendirilerek elde edilen 10 adet protez üzerinde dinamik analiz uygulanmıştır. Statik ve dinamik analiz sonuçları; ömür, gerilme ve güvenlik katsayısı gibi faktörlere göre değerlendirilerek optimum duruma ulaşılmaya çalışılmıştır.

ANAHTAR KELİMELER: SEM, Biyomekanik, Femur Protezi, Yorulma Analizi

ABSTRACT

MSc Thesis

NUMERICAL ANALYSIS OF THE FEMUR PROSTHESIS BY FINITE ELEMENT METHOD

Ali İhsan KAYA

**Harran University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering**

Supervisor: Prof. Dr. Murat KISA

Year: 2012, Page: 77

In this study, static, dynamic and fatigue analyses of 25 different prosthesis which are produced by modifying dimensions of a prosthesis in the literature, have been done utilising Finite Element Method (FEM). The accuracy of this method has been tested by comparing the results obtained by mathematical and FEM and was found to have around %11 diffraction rate. Static analysis of the prosthesis was carried out and it was decided that 10 of 25 prosthesis should be taken into consideration for dynamic analysis according to minimum cost principle. Static and dynamic analysis results were evaluated according to stress, safety factor and life parameters and it was tried to reach optimum prosthesis.

KEY WORDS: FEM, Biomechanics, Prosthesis of Femur, Fatigue Life

TEŞEKKÜR

Bu tez çalıŐmasının hazırlanmasının her aŐamasında bana yardımcı olan danıŐmanım Prof. Dr. Murat KISA'ya, manevi desteklerinden dolayı aileme, doğru noktaya bakmamı sağlayan ArŐ. Gör. Mahmut PEKEDİŞ'e ve tıkanığım noktalarda yeni bakıŐ açıları sunarak tezin ilerlemesini sağlayan dostum Ozan ARSLAN'a teŐekkürlerimi sunarım.

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 1.1 a) Pelvis ve Femur bağlantısı b) Yapay kalça yenileme operasyonu sonrası	2
Şekil 2.1 Kalça artroplastide bileşenler a) Femur protez bileşenleri ve pelvis, b) Protez bileşenlerinin montaj hali (Fialho, 2006).....	7
Şekil 2.2 Çimentolu Protez uygulaması (Stolk, 2002).....	9
Şekil 2.3 Uygulanmış gözenekli Charnley kalça protez örneği.....	10
Şekil 2.4 Gözenekli kaplama (coated) protezi ve uygulama röntgeni.....	11
Şekil 2.5 Seramik femur başı ile asetabular yuva ve metal kabuk.....	13
Şekil 3.1 Kalça kemik yapısı.....	18
Şekil 3.2 Kalça kas yapısı (Encyclopedia Britannica, 2007).....	19
Şekil 3.3 Gözenekli protez ve gözenekli asetabular yuva.....	21
Şekil 3.4 Femur başları; a) oxinium b) metal c) seramik.....	23
Şekil 3.5 Söz konusu protezin boyun bölgesindeki kırık ve görünüşleri (Chao, 2007).....	32
Şekil 3.6 Türevlerinin modelleneceği protezin geometrik ölçüleri.....	34
Şekil 3.7 Workbench'e import edilen 3 boyutlu protez modeli.....	35
Şekil 3.8 Protezin yükleme durumu	39
Şekil 3.9 Shell 181 eleman tipi serbestlik derecesi gösterimi.....	39
Şekil 3.10 Von Mises ve Maksimum kayma (Tresca) gerilmelerinin durumu.....	40
Şekil 3.11 Soderberg yorulma yaklaşım teorisi.....	42
Şekil 3.12 Goodman yorulma yaklaşım teorisi.....	43
Şekil 3.13 Gerber yorulma yaklaşım teorisi.....	43
Şekil 3.14 Ti6Al4V ve CoCrMo için S-N diyagramı.....	44
Şekil 4.1 A-A' ve B-B' kesitleri ve tasarım parametreleri.....	45
Şekil 4.2 SEM'de A-A' kesitindeki (x, y) için Maksimum Equivalent (Von Mises) gerilme değeri.....	48
Şekil 4.3 SEM'de B-B' kesitindeki (x, y) için Maksimum Equivalent (Von Mises) gerilme değeri.....	49
Şekil 4.4 Montaj parçasının Workbench'e import hali.....	50
Şekil 4.5 Bağlantı ilişkisi "Bonded" gösterimi.....	50
Şekil 4.6 Workbench'te Ti6Al4V teknik dataların oluşturulması.....	51
Şekil 4.7 Workbench'te CoCrMo teknik dataların oluşturulması.....	52
Şekil 4.8 Mesh iyileştirilme gösterimi.....	52
Şekil 4.9 135° Ti6Al4V Protez gövdesi BÇ 10 mm.....	57
Şekil 4.10 135° Ti6Al4V Protez gövdesi BÇ 12 mm.....	58
Şekil 4.11 135° Ti6Al4V Protez gövdesi BÇ 14 mm.....	58
Şekil 4.12 135° Ti6Al4V Protez gövdesi BÇ 16 mm.....	58
Şekil 4.13 135° Ti6Al4V Protez gövdesi BÇ 18 mm.....	59
Şekil 4.14 140° Ti6Al4V protez gövdesi BÇ 10 mm.....	59
Şekil 4.15 140° Ti6Al4V protez gövdesi BÇ 12 mm.....	59
Şekil 4.16 140° Ti6Al4V protez gövdesi BÇ 14 mm.....	60
Şekil 4.17 140° Ti6Al4V protez gövdesi BÇ 16 mm.....	60
Şekil 4.18 140° Ti6Al4V protez gövdesi BÇ 18 mm.....	60
Şekil 4.19 Ti6Al4V protez gövdesi Von Mises gerilme değerleri.....	62
Şekil 4.20 Ti6Al4V protez gövdesi güvenlik katsayısı değerleri.....	62
Şekil 4.21 CoCrMo protez gövdesi Von Mises gerilme değerleri.....	62
Şekil 4.22 CoCrMo protez gövdesi güvenlik katsayısı değerleri.....	63
Şekil 4.23 Ti6Al4V Asetabular yuva Von Mises gerilme değerleri.....	63
Şekil 4.24 Ti6Al4V Asetabular yuva güvenlik katsayısı değerleri.....	63
Şekil 4.25 CoCrMo Asetabular yuva Von Mises gerilme değerleri.....	64
Şekil 4.26 CoCrMo Asetabular yuva güvenlik katsayısı değerleri.....	64

Şekil 4.27 Ti6Al4V Femoral baş Von Mises gerilme değerleri.....	64
Şekil 4.28 Ti6Al4V Femoral baş güvenlik katsayısı değerleri.....	65
Şekil 4.29 CoCrMo Femoral baş Von Mises gerilme değerleri.....	65
Şekil 4.30 CoCrMo Femoral baş güvenlik katsayısı değerleri.....	65
Şekil 4.31 Yürüme sırasında protezde oluşan yük bileşenleri (Bergmann, 1993).....	66
Şekil 4.32 Uygulanan dinamik kuvvetler girdi gösterimi	67
Şekil 4.33 Statik ve Dinamik analiz çözümü Workbench arayüzü.....	67

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa No
Çizelge 3.1 Protez, Femoral baş ve asetabular yuva malzemeleri.....	24
Çizelge 3.2 Modellemesi yapılacak implant bileşenlerin parametreleri.....	33
Çizelge 3.3 Modellerde kullanılacak malzemelerin teknik özellikleri (Pekediş, 2008).....	35
Çizelge 3.4 Örneklerin düğüm ve eleman sayısı.....	36
Çizelge 4.1 A-A' ve B-B' kesitlerinde herhangi bir (x, y) gerilme değerleri.....	50
Çizelge 4.2 Ti6Al4V Asetabular yuva Von Mises gerilme değerleri.....	53
Çizelge 4.3 Ti6Al4V Asetabular yuva güvenlik katsayısı değerleri.....	53
Çizelge 4.4 CoCrMo Asetabular yuva Von Mises gerilme değerleri.....	53
Çizelge 4.5 CoCrMo Asetabular yuva güvenlik katsayısı değerleri.....	54
Çizelge 4.6 Ti6Al4V Protez gövdesi Von Mises gerilme değerleri.....	54
Çizelge 4.7 Ti6Al4V Protez gövdesi güvenlik katsayısı değerleri.....	54
Çizelge 4.8 CoCrMo Protez gövdesi Von Mises gerilme değerleri.....	54
Çizelge 4.9 CoCrMo Protez gövdesi güvenlik katsayısı değerleri.....	55
Çizelge 4.10 Ti6Al4V Femoral baş Von Mises gerilme değerleri.....	55
Çizelge 4.11 Ti6Al4V Femoral baş güvenlik katsayısı değerleri.....	55
Çizelge 4.12 CoCrMo Femoral baş Von Mises gerilme değerleri.....	55
Çizelge 4.13 CoCrMo Femoral baş güvenlik katsayısı değerleri.....	55
Çizelge 4.14 8 mm Asyuva ve 28 mm femur başı için Von Mises ve ömür değerleri.....	68
Çizelge 4.15 8 mm Asyuva ve 28 mm femur başı için güvenlik katsayı değerleri.....	68
Çizelge 4.16 9 mm Asyuva ve 32 mm femur başı için Von Mises ve ömür değerleri.....	68
Çizelge 4.17 9 mm Asyuva ve 32 mm femur başı için güvenlik katsayı değerleri.....	68

SİMGELER DİZİNİ

$\{F_n\}$	Nodal kuvvetler
$[K_e]$	Eleman direngenlik matrisi
$\{P\}$	Dıştan uygulanan kuvvetler
$[K]$	Global direngenlik matrisi
$\{u_n\}$	Nodal yer değıştirmeler
$\{M\}$	Moment (Nmm)
$\{F\}$	Kuvvet (N)
$\{d\}$	Yarıçap (mm)
$\{D\}$	Boyun Çapı (mm)
$\{I\}$	Atalet momenti (mm ⁴)
$\{\sigma\}$	Gerilme (MPa)
$\{E\}$	Elastik Modül (GPa)
$\{\tau\}$	Kayma gerilmeleri (MPa)
$\{T\}$	Burulma momenti (Nmm)
$\{b\}$	Taban uzunluğu (mm)
$\{h\}$	Yükseklik (mm)
$\{Q\}$	Birinci dereceden alan momenti
$\{v\}$	Poisson oranı

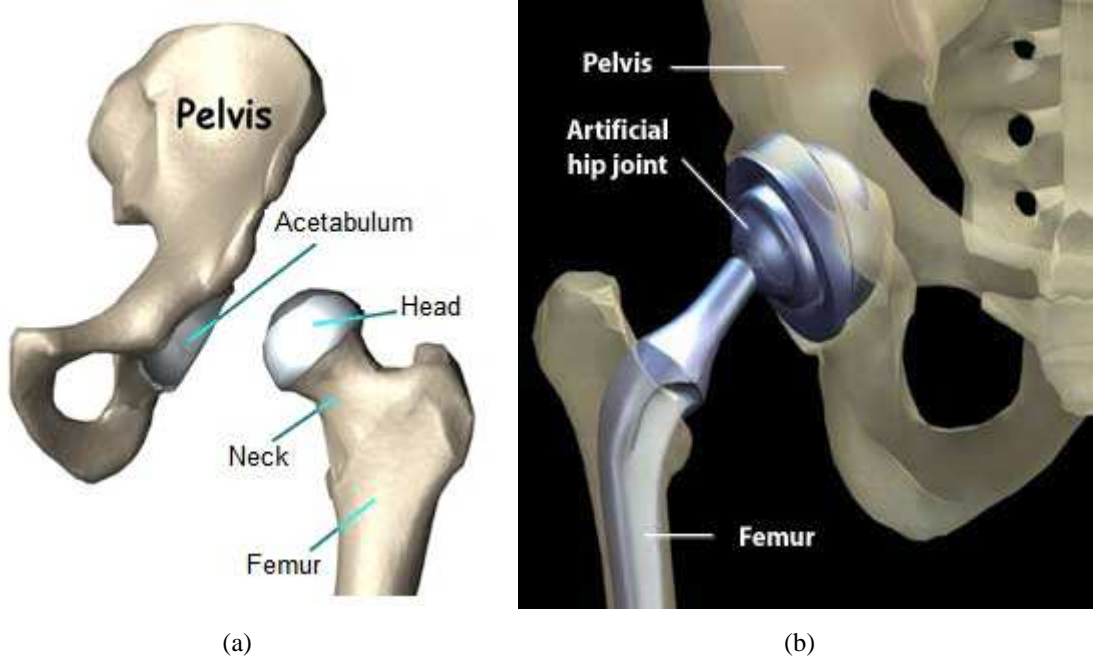
1. GİRİŞ

Artrit, bir veya birden fazla eklemde iltihaplanmasına ya da dejenere olmasına yol açan bir hastalıktır. Dünya çapında 500 milyon insanın artrit hastalığından mustarip olduğu tahmin edilmektedir. Bu sayının yaklaşık 17 milyonu (genç veya yaşlı) romatizmal artritlerden ve 190 milyonu ise, çoğunlukla 60 yaş ve üstü hastalar, osteoartrit (eklem kireçlenmesi) hastalığından mustariplerdir. Dejenere eklem hastalığı, toplumun yaşlanması ile doğrudan ilgili olarak, toplum için giderek artan bir sorun olarak tanımlanmaktadır. 2000’li yıllarda 1,6 milyondan fazla eklem değişikliği gerçekleştirildiği düşünülmektedir, bunların çoğu artrite bağlı hastalıklar sonucu oluşmuştur. Artrite bağlı olarak bu hastalıkların tedavisinde ve ortopedik ürünlerin satışı 2000 yılında 13 milyar Amerikan dolarını aşmıştır ve 1999’a göre %12’lik bir artış göstermiştir (Dorland’s Biomedical, 2001).

Artrit, kelimenin tam anlamıyla eklem iltihabı demektir. Artritin birkaç çeşidi olmakla beraber, Osteoartrit en yaygın eklem hastalığıdır. Osteoartrit (Eklem Artriti) içinde ise kalça eklem hasarına bağlı olarak görülen kalça yenileme operasyonları en yaygın olanıdır. Osteoartrit eklemlerin bağlantı yerlerinin yüzeylerinde meydana gelen dejenerasyonlardan ileri gelmektedir, ayrıca Kıkırdak (cartilage) bağlantı yüzeylerindeki aşınmalar sonucu oluşan dejenerasyon işlemidir. Zamanla artrit oluşan eklemlerden altta olan eklemde yavaşça aşınması ve son olarak işlev göremez hale gelmesi süreci yaşanır. Aşınmaya maruz kalmış eklem hareket ettirildiğinde veya yük taşıdığında çok büyük ağrılara sebep olabilir. Bunun sonucunda, kalça eklemlerinde ağrı oluşur, sertlik artar ve kemikler gıcırdamaya başlarlar (Ben-Nissan, 2004).

Kalça yenileme operasyonu, hasarlı bir eklemde yerine yapay bir malzeme kullanılarak değiştirilmesi işlemidir. Günümüz ortopedi disiplinde kalça yenileme operasyonu köklü bir prosedür ve çok başarılı bir cerrahi teknik olarak yerini sağlamlaştırmıştır. Kalça eklemlerinde hasar oluşanlar, femur kemiği boynunda kırılma meydana gelenler ve sürekli uyluk acısı çekenler yapay kalça yenileme operasyonu ile etkili biçimde tedavi edilebilmektedirler. Dünya çapında kalça yenileme operasyonunun 1 milyonu aşmış olduğu düşünülmektedir ve bu sayının artarak devam ettiği göz önünde bulundurulmalıdır. Kalça yenileme operasyonlarını

başarılı bir cerrahi teknik kılan etmenler; ameliyattan sonraki hasta memnuniyeti ve yaşam kalitesinde artış ile revizyon operasyonlarının sayısındaki azalmalar olarak gösterilebilir. Bu operasyon acının hemen giderilmesini ve kalça eklemlerinde hareket özgürlüğünün tekrar kazanılmasını sağlar. Hastalar operasyon öncesine göre yaşam kalitesinde meydana gelen artış ile günlük aktivitelerin sürdürülmesinde daha az yardıma ihtiyaç duyulması tecrübesini yaşarlar. Bu operasyonlarda son yıllara nazaran artan başarı oranlarına rağmen daha genç ve daha aktif hastalar için aynı durum söz konusu değildir. Bu da, bu alanda yapılması gerekli yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmasını sağlamaktadır. Literatürden elde edilen bilgilere göre, İsveç'te uygulanan kalça yenileneme operasyonlarında 55 yaş altında olan hastalardan %13'ünün revizyon operasyonuna ihtiyaç duyduğunu göstermiştir (Malchau ve ark, 2002). Şekil 1.1'de kalça bölgesindeki bileşenler ve protez değişikliği uygulanmış bir operasyon sonrası illüstrasyon gösterilmiştir.



Şekil 1.1 a) Pelvis ve Femur bağlantısı b) Yapay kalça yenileme operasyonu sonrası

Uygulamalarda karşılaşılan bu gibi sorunlara çare bulmak için Sonlu Elemanlar Metodu (SEM) pre-klinik testlerde kullanılabilir. Yani SEM eklem yenileme operasyonlarında, uzun ömürlü bir implant elde edebilmek için operasyon öncesi çalışmalarda araştırma, geliştirme gibi ön çalışma imkânları sunar. Ayrıca SEM ortopedik bileşenlerin incelenmesinde geliştirilmiş simülasyon teknikleriyle on yıllardan beri bu alanda kullanılmaktadır. SEM'in en büyük avantajı, araştırmacıyı deneysel çalışmaların yüksek maliyeti ve uzun zaman harcanması gibi

parametrelerden kurtararak düşük maliyet ve kısa sürede gerçeğe yakın bir çözüm sunmasıdır. Aynı zamanda özellikle biyomekanik disiplininde deneysel çalışmalar ile yapılması mümkün olmayan araştırmaların yapılmasını sağlamaktadır. SEM, ortopedik biyomekanikte 1972'den beri kullanılmaktadır. O tarihten itibaren protez tasarımları, dokuların analizi ve eklem bağlantılarındaki statik ve dinamik yüklenme durumu gibi konularda sıkça kullanılmaya başlanmıştır. Ancak unutulmaması gereken husus, SEM'de seçilen malzemenin özelliklerinin uygun olması, geometrik çiziminin doğru olması ve seçilen ağ yapısına göre %5-10 gibi bir sapma oranı ile gerçek çözüme yakın değer sunmasıdır (Senepati, 2004).

Bu çalışmada literatürden (Chao, 2008) geometrik verileri elde edilen ve çimentosuz kalça yenileme operasyonlarında kullanılan bir protezin uygun CAD programıyla modellenip, türevleri oluşturularak ANSYS/Workbench™ ile statik ve dinamik analizi yapılmıştır. Bu işlem sırasında araştırmanın gerçekçi bir simülasyon çalışması olabilmesi için sınır şartlarımız ISO7206-4 standartlarına göre uygulanmıştır. Bu çalışma sırasında, uygulamada kullanılan farklı protez gövdesi boyun çapı, femoral başın çapı, asetabular yuvanın kalınlığı ve inklinasyon açlarına göre bir optimizasyon çalışması yapılmıştır. Çalışma sırasında minimum maliyet maksimum ömür prensibi de göz önünde bulundurulmuştur.

Bu çalışma ile SEM'in ortopedik veya biyomekanik uygulamalarda kullanılabilmesinin gösterilmesi ve femur protezleri ile ilgili literatüre ve muhtemel gelişmelere katkı sağlanması amaçlanmıştır.

2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

2.1 Biyomekanik ve Kısaca Tarihi

Mekanik, atomların, moleküllerin, gazların, sıvıların, katı cisimlerin, yapıların ve her türlü cismin hareketini, kuvvetlerin etkisindeki davranışını inceleyen bilim dalıdır. Biyomekanik ise mekanik disiplinin verilerinden yola çıkarak, biyoloji disiplinine uygulanmasıdır. Yani biyoloji, fizyoloji ve canlıları ilgilendiren tıp konularının mekanik kanunlar ile irdelenmesidir. Kısaca canlıların mekaniği olarak da adlandırılabilir. Biyomekanik, organizmanın fonksiyonlarını, değişik şartlardaki davranışını ve diş implantları, protez gibi yapay sistemlerle birlikteliğini ve davranışını da inceler. Tıp biliminde, teşhis ve cerrahi uygulamalar ne kadar önemli ise protez uygulamalarında da biyomekanik bilimi o derece önemlidir.

Mühendislik uygulamalarının biyomekanik disipline uygulanması ile canlıların nasıl hareket ettiklerini, hareketlerinin nasıl kontrol edildiğini ve hareket sırasında farklı canlı ve cansız dokular üzerinde oluşan dinamik kuvvetler altındaki pozisyonları incelenmekte ve buna bağlı olarak teşhis konulup, uygun tedavi yöntemi ile hastanın sağlığına kavuşması sağlanmaktadır.

Biyomekaniği anlamak için tarihsel gelişimine baktığımızda Aristotle tarafından yazılan ve anatominin detayı ve iç organların fonksiyonlarını inceleyen “On the Parts of Animals – Hayvanların Yapısı Hakkında” (M.Ö. 384-322) adlı kitabı biyomekanik tarih başlangıcının ilk adımı olmuştur. Biyomekanik için en kararlı adımlar Rönesans sonrası meydana gelmiştir. Bu dönemde bilimsel araştırmalara yeni bir anlayış getirilmiş ve eski kavramlar sorgulanmıştır. Bu dönem modern bilimin kurucusu olarak gösterilen Newton’un yasaları ile mekaniksel bir dünya görüşü ile sonuçlanmıştır. Bazı kaynaklar bu periyodu daha sonraki birçok çalışmanın başlangıcı olan ve temel prensiplerini Aristo’nun belirlediği çalışmayı geliştiren Borelli’nin “De Motu Animalium” (Hayvan Lokomasyon) çalışması ile biyomekaniğin doğuşu olarak tanımlamıştır. Borelli belki de biyomekanik tarihinin en önemli portresidir. Da Vinci, Borelli’den önce yaşamış olmasına rağmen yapmış olduğu anatomi üstüne çalışmalarının biyomekanik tarihinde Borelli’den sonra anılmasının sebebi Da Vinci’nin çalışmalarının istemediği ellere geçmesini engellemek için tersten yazmış olmasından kaynaklanmaktadır.

Galileo, Harvey, Descartes, Boyle, Hooke, Newton, Euler, Young, Helmutz, Lamb gibi meşhur bilim adamları biyomekaniğe çok büyük katkılar sunmuşlardır. Bacon skolâstik düşünceyi eleştirerek bilimsel metodolojiye ilk defa değinip pozitivist düşüncenin temellerini atmış, Robert Hooke mekaniğe Hooke Kanunlarını kazandırmış, Borelli bilimsel olarak biyomekanik adlı bir disiplinin doğmasını sağlamış, Newton hareket kanunlarını açıklayarak modern bilimin kurucusu olarak addedilmiş, Julius Wolf ise kemikler üzerine yaptığı çalışma ile Wolff Kanunlarını ile katkısını sunmuştur. Modern anlamdaki biyomekanik ise mekanik disiplinin mühendislik uygulamalarında gelişmesi ile canlılık kazanmıştır.

Biyomekanik disiplini, özellikle son 30 yıl içerisinde, hem akademik ortamda hem de teknolojinin gelişmesine bağlı olarak endüstriyel ortamda büyük gelişmeler kaydetmiştir. Nanoteknoloji, bilgisayar, robotik ve ileri malzemeler gibi mühendislik disiplinde uygulanan gelişmelerin tıp alanında uygulanmaya başlanmasıyla beraber biyomekanik disiplinine olan ilginin artmasına sebep olmuş ve biyomekanik biliminin gelişmesinde önemli katkılar sunmuştur, sunmaktadır.

Ülkemizde de bu gelişmelerle beraber biyomekaniğe olan ilgi artmış, bu disiplin dersleri müfredata eklenmiş ve endüstride biyomekanik uygulamalarda kullanılan tıbbi cihaz, implant, protez gibi yapay malzemelerin tasarım ve imatları alanında çalışmalar yapılmaya başlanmıştır.

2.2 Literatür

Artroplasti, kelime anlamı "eklemi yeniden oluşturmaktır", yani eklemin yerine tamamen ya da kısmen yapay bir eklem koymaktır. Yani artroplasti artritleri gidermek için uygulanan tedavidir ya da zarar görmüş eklemlerin acısını dindirebilmek için uygulanan cerrahi müdahaleye verilen isimdir. Bu müdahale eksizyon, interpozisyon veya oluşturulan yapay eklemin zarar gören eklem ile değiştirilmesi (artroplasti) yöntemleri ile uygulanır.

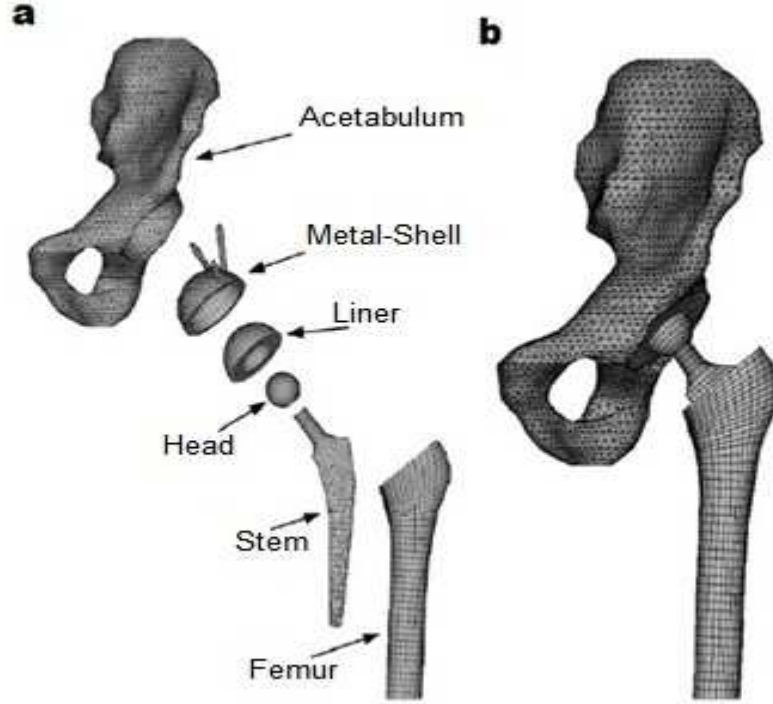
Shands (1984)'in belirttiğine göre; Artroplastinin tarihsel gelişimi, kemik uçlarında birbirine geçebilecek uygun bir materyalin eklenmesi fikri 1880'ler civarında başlamış ve 20 yy. başlarında da bu alanda yapılan çalışmalarla devam etmiştir. Bu süreçte genel olarak eklemin kas, deri ve bağdoku gibi yumuşak dokularını belli oranda içerdiği bilgisi ile beraber, yapay eklemlerin oluşturularak

uygulanabileceği fikrinin gün yüzüne çıkmasını sağladığını belirtmiştir (Kassim, 1997).

Kalça artroplastisine öncülük eden olaylar, Fransa'da 1860'da ilk olarak kas, sonra ise yağ ve bağdokuyu kullanarak temporomandibular (çene eklemi) eklem artroplastisini gerçekleştiren Vernuil olmuştur. Vernuil'in çalışması, Fransa'da kası kullanan Ollier ve Almanya'da bağdokuyu kullanan Laxer ve Pyr'a yapay eklem oluşturmada ön ayak olmuştur (Amtstutz ve Clarke, 1991). Kalça artroplastilerinde yaptığı çalışmalarla bilinen ve bu alanda memnuniyet verici tekniklerin gelişmesini sağlayarak katkıda bulunan birçok araştırma vardır. Bunlar; domuzların submukoza mesanelerini kullanan Baer Baltimore; eklem oluşturmak için bağdokuyu (facia lata) kullanan İtalya'dan Putti, Memphis'ten Campbell ve Boston'dan MacAusland'dir. Kalça ve çene artroplastisinde yukarıda bahsi geçen öncülerin yaptığı bu çalışmalar o zamanın koşulları göz önüne alındığında genel olarak iyiydiler ve artroplastisinin tarihsel gelişim sürecinde tatmin edici yeni tekniklerin gelişmesini sağlamışlardır. Bunların dışında sayılabilecek olanlar ise artroplasti çalışmalarına aynı derecede kullanılabilirlik ve teknik gelişme sağladığı söylenemez (Kassim, 1997).

Kassim (1997)'in aktardığına göre kalça artroplastisinde daha sonraki önemli gelişme 1923 yılında cam bardak kullanarak femur protez başını yeniden şekillendiren Boston'dan Smith-Peterson olmuştur. Camın kırılğan yapısından dolayı ortaya çıkan protezden memnun olmayan Smith-Peterson, selüloitin bir formu olan ve daha sonra vücutta çok fazla yabancı cisim tepkisinin ortaya çıkmasına sebep olduğu anlaşılan "viscolaid" adı verilen bir madde kullanmışlardır. 1933'te Pyrex, sert bir cam tipi olan bu malzemeden yararlanmıştır ve ardılı olan Bakelite 1937 yılında bu yöntemi uygulamaya devam etmiştir. Bu gelişmeleri izleyen süreçte daha az doku tepkisine sahip ve daha dayanıklı materyallerin araştırılmasına devam edilmiştir. Bu çalışmalarla 1938 yılında Türkçeye leğen kemiği yuvası (bundan sonra asetabular yuva olarak adlandırılacaktır) olarak çevrilebilecek olan "acetabular cups" için kullanılan %66 kobalt, %28 kromdan oluşan ve "Vitallum" olarak adlandırılan yeni bir metalin artroplastide kullanılması yeni bir çağın başlamasını sağlayan gelişme olmuştur. Tıp dünyasının total eklem değişikliği ile tanıştığı 1960'lara gelene kadar dünya genelinde yüzlerce hastaya kalça artroplastisi uygulanmıştır. Aufranc tarafından aktarılan bilgiye göre, Smith-Peterson ekibi tarafından 15 yıllık

bir dönemde yapılan 1000 artroplastisi uygulamaları sonuçlarından %82'si hastalar tarafından iyi veya memnuniyet verici olarak kabul edilmiştir (Amstutz ve Clarke, 1991). Bu uygulamalardan elde edilen tecrübeler ve veriler kalça artroplastisi için çok önemli bir yere sahiptir. Bu bilimsel çalışmalar daha sonraki dayanıklı ve uzun ömürlü protezlerin önünü açmıştır. Şekil 2.1'de modern total kalça değişikliğinde kullanılan bileşenler ve montajı gösterilmiştir.



Şekil 2.1 Kalça artroplastide bileşenler a) Femur protez bileşenleri ve pelvis, b) Protez bileşenlerinin montaj hali (Fialho, 2007)

Modern kalça artroplastinin öncüsü sayılan total kalça artroplastisi (total hip replacement) 1938 yılında İngiltere'de Wiles tarafından uygulanmıştır. Protezi, paslanmaz çelikten üretilen ve asetabular yuvaya sabitlenmiş yarı topuz şeklinde olan bir protezdi. İmplantın gövdesi civata ve vidalar ile kemiğe sabitlenmişti (Amstutz ve Clarke, 1991). Shands (1984)'in aktardığına göre Bohlman ve Austin Moore 1940 yılında femur başı ve boynu dahil olmak üzere, femurun üst üçte birlik kısmını paslanmaz çelik bir protez ile değiştirmişlerdir. Thomson 1951 yılında Vitallum metal alaşımından yapılmış kıvrımlı üst femur yapısıyla uyumlu olması açısından eğik gövdelikatı bir protez uygulamıştır. Bu çalışma; Mckee, Mueller, Harris ve

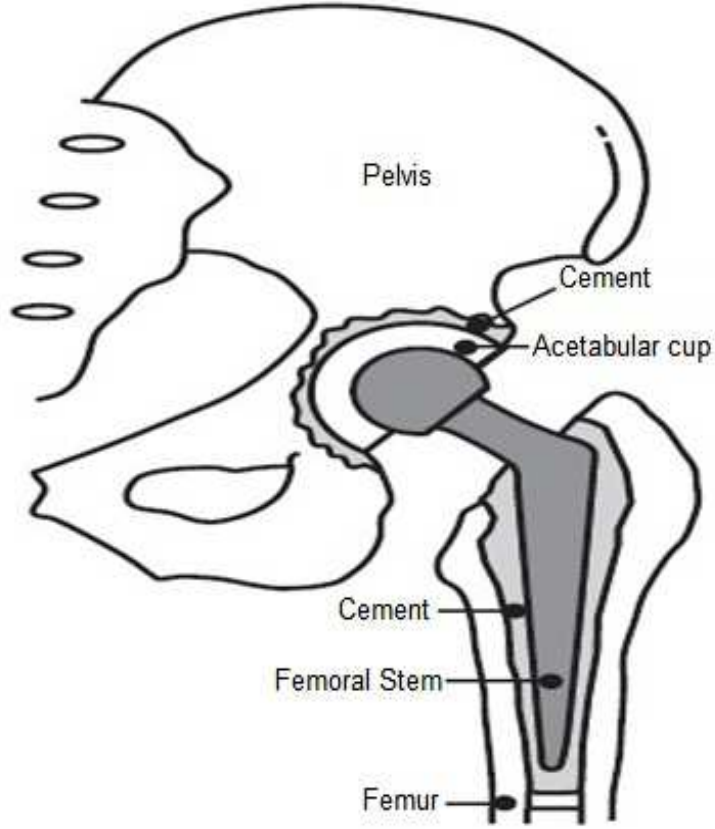
Aufranc-Turner gibi daha sonradan imal edilecek olan protezlere öncülük etmiştir (Amstutz ve Clarke, 1991).

Ayrıca insan vücudunda kullanılmak üzere geliştirilen ilk metal, “Sherman-Vanadyum Çeliği”dir. Biyomalzeme üretiminde kullanılan, demir bakır, krom, kobalt, nikel, titanyum, tantal, molibden ve vanadyum gibi çok sayıda metal, az miktarda kullanılmak koşuluyla canlı vücuduna uygunluk göstermektedirler. Vücut içerisinde fazla miktarda bulunması, vücuda zararlı olan bu metaller, metabolizmik faaliyetler sırasında da oluşabiliyorlar. Örneğin, kobaltın B12 vitamininden sentezlenmesi ya da demirin hücre fonksiyonu olarak meydana gelmesi gibi (Gümüşderelioğlu, 2002).

Yeni protezlerin imal edilmeye başlanmasıyla beraber yürüyen araştırmalar, protez bileşenlerinin dayanıklılığını ve sabitlenmesini sağlamaya yönelik olmuştur. Daha sonra araştırmacılar, artroplasti teknikleri ve dizaynlarını geliştirmek için çaba harcamıştır. Belli başlıca örnekler; Aufranc teknikte büyük bir gelişme sağlamış iken, Urist, Mcbride ve Luck’un total kalça artroplasti protez dizaynlarının geliştirilmesinde önemli katkıları olmuştur (Kassim, 1997). Bu gelişmelerle beraber gelişmiş işlevi olan protezler ile ağrının azaltılması veya giderilmesi sağlanmış ancak klinik sonuçlar hala öngörülememiştir. Bileşenlerde oluşan migrasyon ve dislokasyon gibi etkilerden dolayı bir istikrar eksikliğinden söz etmek mümkündür (Amstutz ve Clarke, 1991). Klinik çalışmaların öngörülemezliğinin en büyük sebeplerinden biri olarak bu durum gösterilebilir.

Artroplastide çığır açan bir yeniliği 1960’larda başaran ve düşük sürtünme katsayılı artroplasti kavramıyla ve PoliMetilMetakrilat (PMMA) yani akrilik adlı kemik çimentosunu kullanarak protez gövdesini ve asetabular yuvayı kemik içinde sabitlemeyi başarak biyomekanik tarihine katkılarıyla öncülük eden Sir John Charnley olmuştur (Amstutz ve ark, 1992). Çimentolu metal gövde ile çimentolu çok yüksek moleküler etkili polietilen (UHMWPE) soketin beraber kullanılması ile total kalça artroplasti pratiğinde devrim yapmıştır. Bu kombinasyon ile total kalça artroplasti operasyonlarında eş görülmemiş bir başarı oranı yakalanmıştır. Charnley protezini kullanan ve farklı hastalardan alınan sonuçlara göre, 10 yıl sonra bile %93 oranında ağrının olmadığı ve protezin oldukça fonksiyonel olduğu görülmüştür

(Huiskes, 1993). Şekil (2.2)'de çimentolu total kalça artroplastisi operasyonu uygulaması görülebilir.



Şekil 2.2 Çimentolu Protez uygulaması (Stolk, 2002)

Çimentolu artroplastinin erken örneklerinde en önemli komplikasyon vücutta mikroplanma olmuştur ki böyle bir durumla karşılaşıldığında sonuçları yıkıcı ve genellikle protezin çıkarılmasını (revizyon operasyonu) gerektirmiştir. 1980 ve 1990 yılları arasında çimentolu artroplastisi örneklerinde de mikroplanmanın %7 oranında olduğu görülmüştür (Amstutz ve Clarke, 1991). Şekil (2.3)'te uygulanmış gözenekli Charnley protezi görülebilir.

Metallerin insan vücudu ile uyumu da önemli bir konu oluşturmaktadır. Metallerin biyolojik ortama uygunluğu vücut içerisinde korozyona uğramalarıyla ilgilidir. Korozyon, metallerin çevreleriyle istenmeyen bir kimyasal reaksiyona girerek oksijen, hidroksit ve diğer başka bileşikler oluşturarak bozunmasıdır. İnsan vücudu akışkan, su, çözülmüş oksijen, klorür ve hidroksit gibi çeşitli iyonları içerirler. Bu nedenle, insan vücudu biyomalzeme olarak kullanılan metaller için oldukça korozyon sonucunda zayıflar, daha da

önemlisi korozyon ürünleri doku içerisine girerek hücrelere zarar verirler. Soy metallerin korozyona karşı direnciyse mükemmeldir (Gümüşderelioğlu, 2002).



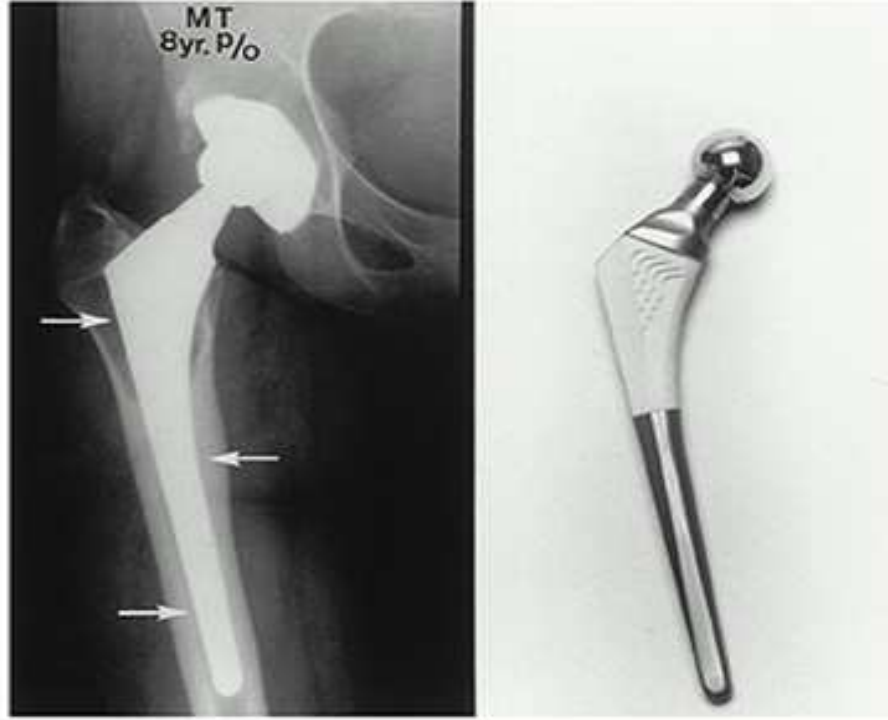
Şekil 2.3 Uygulanmış gözenekli Charnley kalça protez örneği

Bu revize operasyonlarına ihtiyaç duyulma sebepleri arasında olduğu düşünülen etmenlerden biri de operasyon sırasındaki odanın temizliği olmuştur. Bu durumun önüne geçebilmek için laminar hava akışlı, çok yüksek oranda temiz operasyon odaları ve aynı zamanda hastanın enfeksiyon kapabileceği boşaltım sistemi civarına uygulanan yalıtma işlemi gibi metodlar geliştirilmiştir. Operasyon oda çevresinin temizlenmesi ve aynı zamanda antibiyotikli akrilik çimentonun kullanılması ile vücutta oluşabilecek mikroplanma oranı çok düşük seviyelere indirilmiştir (Algün, 2012).

Bu gelişmelerle beraber 1970'lerde Charnley protezlerine benzer birçok dizayn gelişmeye başlamıştır. Dizayn parametreleri uygulanacak olan hastanın fizyolojik yapısı değerlendirilmeden, hareketsiz veya yaşlı sayılabilecek hastalara uygulandığında herhangi bir sorun görülmemiştir, ancak daha hareketli ve genç sayılabilecek hastalara uygulandığında daha az umut verici bir durum ortaya çıkmıştır. Gruen (1979)'un aktardığına göre, çimento sabitlemeden kaynaklanan yorulma sebebiyle %24 oranında yüksek sayılabilecek hatalı implant uygulamaları

olduğunu vurgulamıştır (Kassim, 1997). Bu probleme çözüm olarak, kalça implantlarında gözenekli bir kaplama tabakaya sahip protez geliştirilmiştir. İlk gözenekli implant kaplaması Judet tarafından 1971 yılında Fransa'da yapılmıştır.

Dökümden imal edilen implant birkaç milimetre büyüklüğünde gözenekli bir yüzeyden oluşan ve düzensiz izdüşümleri olan bir uygulamaydı (Amstutz ve Clarke, 1991). Çok tabakalı boncuk şeklindeki mikro gözenekli ve mesh kaplamalarındaki ebatlar 100–500 μm arasında değişen biyolojik sabitleme teknik uygulamalarının gelişmesini sağlamıştır ki bu değerler deneysel tecrübelerden elde edilen optimum değerler olmuştur. Şekil (2.4)'te gözenekli protezleri temsil eden bir örnek ve operasyon uygulanmış hastadan alınan röntgen filmi görülebilir.



Sekil 2.4 Gözenekli kaplama (coated) protezi ve uygulama röntgeni

Kassim (1997)'in belirttiğine göre, Piliar ve ark. (1975) Kanada'da yaklaşık 20-150 μm çaplarında özel bir boncuk şeklindeki gözenekli kaplamaları tanıtarak sonraki uygulamalara öncü olmuştur. Gözenekli kaplama tekniğini kullanarak tasarım gerçekleştirilen implantlara Austin Moore, PCA, Haris-Galante vb. örnek olarak gösterilebilir.

Bu gelişmelerle beraber gözenekli kaplama (porous coated) implant uygulamaları ilgi çekmesine rağmen gevşeme, büyük bir sorun yaratmaktaydı. Bu da esas olarak gözenekli kaplamada yeterli kemik büyümesinin oluşmaması ile

sonuçlanmıştır. İmplantlarda çimento kullanılması ile birlikte gözenekli kaplama yöntemlerinin yerine geliştirilen diğer uygulama press-fit sabitleme idi. 1980'li yılların sonlarında gözenekli kaplamalarda kemik büyümesini artıracak ve preste uygulanarak imal edilen implant metotları geliştirilmiştir. Bu yöntem yapay olarak elde edilmiş hidroksiapatit (HA), trikalsiyum fosfat (TCP) gibi biyoaktif kalsiyum fosfat seramik kaplamalardan oluşmaktaydı (Boby, 1994).

Aynı şekilde asetabular yuva da kalça protezi gibi gevşeme, migrasyon ve yatak yüzeylerinde oluşan aşınmadan doğan çeşitli sebeplerden ötürü birkaç dizayn ve materyal değişikliğine uğramıştır. Harris (1971)'in aktardığına göre bu alandaki en büyük yenilik 1971 yılında asetabular yuvada kullanılmaya başlanan modüler metal destekli UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) dir (Kassim, 1997). Bu modüler soketlerin kullanılmasının asıl hedefi genç ve daha aktif hastalardaki total kalça artroplasti operasyonlarında başarı sağlamaktır. Metal ile desteklenmiş bu soket Co-Cr (kobalt-krom) alaşımı olarak kemik çimentosuna sabitlenerek implant edilmiştir. Sabitleme konusunda kolaylıklar sağlasa da revize gibi bir işlem gerektirmesi durumunda büyük sıkıntılar yaşatmaktaydı. Bu yüzden 1983'ten günümüze, öncü üreticiler boncuk şekilli gözenekli halka vidalı tasarımları kullanmaya başlamışlardır. Popüler olarak kullanılan asetabular yuva bileşenleri, yarım küre şeklinde dübel veya vidalar ile sabitlenmiş metal destekli mikro boncuk şeklinde gözenekli veya mikro düzeyde tel kafes biçimindedir.

Temas eden yüzeylerde polietilen aşınmaların sebep olduğu problemleri aşmak için ortopedi araştırma topluluklarının yaptığı araştırmalar, bağlantı elemanlarında seramik kullanılması yeniliğini artroplastiye kazandırmıştır. Önceleri amaç, seramik femur başı ile seramik asetabular soketler kullanmaktır. Ayrıca seramik-seramik bağlantısının sürtünmeyi düşürmeye yarayacağı hatta UHMWPE'ye nazaran aşınmanın sıfır olacağı düşünülüyordu. Total kalça artroplastide akredite edilmiş ilk alüminyum seramik serisi 1970'li yılların başında Fransa'da Boutin tarafından uygulanmıştır. Boutin'in uygulamaları, seramik femur başı ve asetabular yuvada paslanmaz çelik ve titanyum alaşım biyomalzemeleri kullanılmıştır. Femur başı proteze epoksi reçine ile yapıştırılmıştır. Bu tarz bir bağlanma şekli fizyolojik yüklenmeler altında yeterince güçlü değildi ve bazı çözümlere sebep olabiliyordu. Daha sonra modüler femur başının morse-taper metodu ile sivriltilerek aynı şekilde

femur protez boynu da sivriltilerek koni şeklindeki protezlere monte edilmiştir (Amstutz ve Clarke, 1991). Yaşanan yüksek orandaki seramik asetabular yuva kullanmadan kaynaklanan problemler nedeniyle birçok kalça protez sisteminde metal ile desteklenmiş seramik femur başı ile UHMWPE soketlerinin kullanılmasına devam edilmiştir (Mahoney ve Dimon, 1990). Seramik asetabular soketlerde yaşanan iki çeşit sıkıntı bulunmaktaydı. İlki, seramik ile kemik elastik modülü arasındaki uyumsuzluk migrasyon ve gevşeme gibi durumlara sebebiyet vermektedir. Diğeri ise, seramik gevrek bir malzeme olduğundan kırılmaya meyilliydi. Şekil (2.5)'te seramik femoral baş, asetabular yuva ve UHMWPE soketi görülebilir.



Şekil 2.5 Seramik femur başı ile asetabular yuva ve metal kabuk

Modüler kalça protezlerin kabulü kademeli olarak gerçekleşmiştir ve 1980'lerin başına kadar femoral boyun/baş bileşenleri popüler olamamışlardır. O tarihten bu yana bu bileşenler çok yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır ve tek parça olarak üretilen protez konfigürasyonlarına baskın hale gelmiştir (Collier ve ark., 1995). Modüler femur başı ve femur boynu bileşenleri, polietilenin aşınmasını minimize etmiş aynı zamanda protezden bağımsız olarak çeşitli ebatlarda femur boynu ve femur başı imkânı sağlayarak çeşitli materyal sistemlerin sunulmasını sağlamıştır. Femur başı ve boyun bölgesindeki çeşitlilik son on yıllarda yapılan uygulamalarda protezlerin çok işlevli olmasını sağlamıştır (Bobyne, 1994). Bu kısa dönemlik başarının ardından modüler yeni bileşenlerin eklendiği implant tasarımları geliştirilmiştir. Bunlara örnek olarak S-ROM, Infinity ve RHMS gösterilebilir.

Metal protezlerde yaşanan polietilen aşınmayı önlemek için yeniden çalışmalar yapılmıştır. Bu uygulamalardan birkaçının geliştirilmesiyle 1960'lar ve 1970'ler boyunca önemli oranda uygulanan protezlere nazaran üstünlük sağlanmış ve uygulaması yaygınlaşmıştır (Mueller, 1995). Polietilenin kullanılmadığı bu sistemler memnuniyet yaratmıyordu çünkü 1980'lerdeki uygulamalardan elde edilen bilgilere göre sabitleme bölgelerinde gevşeme ile metallerin lekelenmesi sonucu sabitlenmiş yüzeylerde aşınmaya sebep olmaktadır. Polietilenin biyomekanik tarihine takdim edilmesi ile beraber geniş bir kabul görmüştür ve neredeyse bütün metal protez sistemlerinde kullanılmaya başlanmıştır. Daha sonra bu sistemin geliştirilmesine yönelik çalışmalar çok olmamakla beraber yapılmasına devam edilmiştir ancak metal polietilenin eklenme uygulamasına daha çok dikkat çekilmiş ve bu alanda çalışmalar yapılmıştır. Çünkü protez değişimi uygulanan hastalardan elde edilen dönütlere göre, erken protez çağı başlangıcından (25 yıllık bir süreç) beri hatırı sayılır bir oranda uygulanmış bulunan metal-metal protezleri fonksiyonelliğini korumuş ve çok düşük aşınma oranları sebebiyle kemik erimesine çok nadir rastlanmıştır (Amstutz ve Grigoris, 1996). Ayrıca bu sebeplerden dolayı eğer doğru karakteristik özelliğe sahip femur baş-boyun oranı yakalandığı takdirde sistemlerin görevlerini harfiyen yerine getireceğine inanılmıştır. Genel olarak bu sistemlerden arzu edilen sonuçlar düşük sürtünme ve düşük aşınma idi. Metal-metal sistemlerindeki sürtünmeyi azaltmak için önemli tasarım karakterleri; yüzey topografisi, pürüzlülüğün geometrideki dağılımı (genel olarak şekil ve ebatlardaki) ve sonuç olarak meydana gelen boşluklar göz önünde bulundurulmuştur (Schey, 1996). Bileşen yüzeylerinde meydana gelen boşlukların düşürülmesi, mikroyapıda karbon düzeyinin azaltılması, alaşımın dövülmüş olarak uygulanması ve kalsiyum fosfat filmlerinin uygulanması aşınma performansını etkileyebilecek faktörler olarak değerlendirilmiştir (Chan, 1996). Bu bilgiler metal-metal eklenme yöntemine olan ilginin artmasını sağlamıştır.

İmplant uygulanmış ve uzun süreli olması beklenen kalça protezine etkileyen çok fazla sayıda parametre mevcuttur. Kalça implantlarının kararlılığını artırmak amacıyla proteze etki eden faktörlerin incelenmesi gerekmektedir. İmplant uygulanmış hastalarda muhtemel kalça dislokasyon riskini azaltmak için çeşitli faktörler göz önünde bulundurularak araştırmalar sürdürülmelidir. Kalça implantını etkileyen önemli faktörlerden biri geometrik parametrelerdir (Latham, 2004). Bu

geometrik parametreler arasında tasarım ile ilgili parametreler olduğu gibi tasarım dışı parametrelerde mevcuttur. Tasarım ile ilgili olan parametreler femoral başın çapı, protez boyun çapı, protez uzunluğu, protez boyun açısı ve asetabulum yuvarının lineer kalınlığı sayılabilir. Hekimler tarafından kalça yenileme operasyonları sırasında dikkat edilmesi gereken tasarım dışı parametreler ise femoral baş ve asetabulum yuva bileşenlerinin oryantasyonudur.

Kalça yenileme operasyonları sırasında rahatsız edici en büyük etmenlerden birisi polietilen yuvarının aşınması problemidir. Eklemlenme sayısındaki artış ile beraber önemli bir oranda hacimsel kayıp oluşmuştur. Pyburn ve Gosvami (2004) farklı kesit alanlara sahip protezler ile kalça yenileme operasyonları uygulanmış hastaların yüklenme sırasındaki gerilme dağılımını incelemiştir. Geniş lateral alanlara sahip bir protez, yürüyüş esnasında oluşabilecek bir implant hatasının önüne geçebileceği düşünülmüştür. Bu konuda başarılı bir kalça yenileme operasyonu için geometrik parametrelerin önemini göstermek amacıyla SEM çalışmaları uygulanmıştır (Sabatini, 2008; Bennett, 2008). Bu çalışmalarda aşınma sebebiyle protez bileşeninin gevşemesine ve kalça dislokasyonunun oluşmasına sebep olan birkaç tür aşınma mekanizmaları incelenmiştir. Bu aşınmalara sebep olan dört ana faktör sıralanmıştır. Bunlar; yüzey pürüzlülüğü, femoral baş ve asetabulum yuva arasında eklem bağlantı yüzeylerindeki boşluk, sürtünme katsayısı ve birbirlerine geçiş mesafesidir.

Protezler için metal-metal kombinasyonları kalça artroplastinin buluş döneminden beri yaygın olarak kullanılmıştır. Metallerin mükemmel mekanik stabilitesi ve yorulmaya karşı direnci, kalça artroplastide kullanım önceliği için anahtar faktörlerdir. Süreç içerisindeki biyomalzeme özelliklerinde meydana gelişmeler ile mükemmel biyouyumluluk özelliği nedeniyle seramikler kalça yenileme operasyonlarında uygulanmaya başlanmıştır (Bhatt, 2006). Zirkonya bütün seramikler arasındaki en düşük aşınma oranına sahip seramik olarak gözlenmiştir (Slonaker, 2004). Son zamanlarda, kalça artroplastide moleküler düzeyde çapraz bağlanma ile elde edilmiş olan UHMWPE'nin de mükemmel denilebilecek orandaki aşınma kontrolü sağlandığı gözlenmiştir.

Uzun ömürlü bir kalça protez performansı, dislokasyona karşı direnme özelliğini gerektirir. Bu özellik üç kategoride sınıflandırılabilir; operasyon öncesi

etmenler, operasyon sırasındaki etmenler ve operasyon sonrası etmenler olmak üzere. Operasyon öncesi etmenler genel olarak hasta datalarının içeriğini oluşturan yaş, cinsiyet, ağırlık, hastanın operasyon geçireceği bölgedeki hekimin tecrübesi, kalça dislokasyona sebep olabilecek birkaç etmen ve farklı cerrahi yaklaşımlar olarak sıralanabilir. Kalça dislokasyonuna sebep olan operasyon sırasındaki başlıca etmenler arasında femoral baş ve asetabulum yuva bileşenlerinin uyumsuzluk göstermesi olabilir. Operasyon sonrası etmenler arasında ise dislokasyon mekanizması, dislokasyon zamanı ve revizyon operasyonu sonrası yeniden dislokasyon oluşması yer alır. Dislokasyon mekanizması anterior (ön), superior (üst) ve posterior (arka) dislokasyonlar olarak üç sınıfta gruplandırılır (Bhatt, 2006).

Collier ve ark. (1995)'in aktardığına göre kalça protez değişim yönteminde, diğer artroplastik uygulamalarına göre modüler bağlantı kullanımı daha kapsamlıdır ve bu kullanım artan bir oranda çeşitlendirilmektedir. Modüler kalça protez değişikliğinde temas eden yüzeylerde genellikle karşılaşılan hatalar ayrışma (dissociation), korozyon, sürtünmeye bağlı aşınma (fretting) ve yorulmadır (Kassim, 1997). Bileşenlerin hatalarını etkileyen çeşitli tasarım ve materyal faktörleri bulunmaktadır.

Modüler kalça protezleri tasarımları kullanılmaya başlandığında, seramik femoral başlar yüksek aşınma direnci, biyouyumluluğu ve düşük sürtünme gibi özelliklerinden dolayı kullanılmaya başlanılmıştır. Ancak seramik malzemeler için asıl sorun çekme gerilmelerine karşı düşük dirençleriydi. Titanyum alaşımlı veya kobalt-krom-molibden alaşımlı protez boyunları sıkı geçme operasyonlarında çekme gerilmesi yaratmaktaydı ve seramik femoral başlar kullanıldığında olası çatlak oluşmasına sebebiyet vermektedir.

CoCrMo alaşımlı femoral baş CoCrMo ve Ti6Al4V alaşımlı protez gövdelerinin protezler yüksek mukavemet ve dayanıklılığı sebebiyle bu operasyonlarda kullanılmaya başlanmasıyla seramik başlı protezlere alternatif olarak boy göstermiştir. Yüksek mukavemet ve dayanıklılık implantlar için gereklidir ancak bu modüler yapı da uzun ömürlü başarılı bir artroplastik için yeterli değildi. Çünkü bu modüler yapı; aşınma, implant materyallerinde korozyon gibi diğer sorunların ele alınmasını gerektirmiştir.

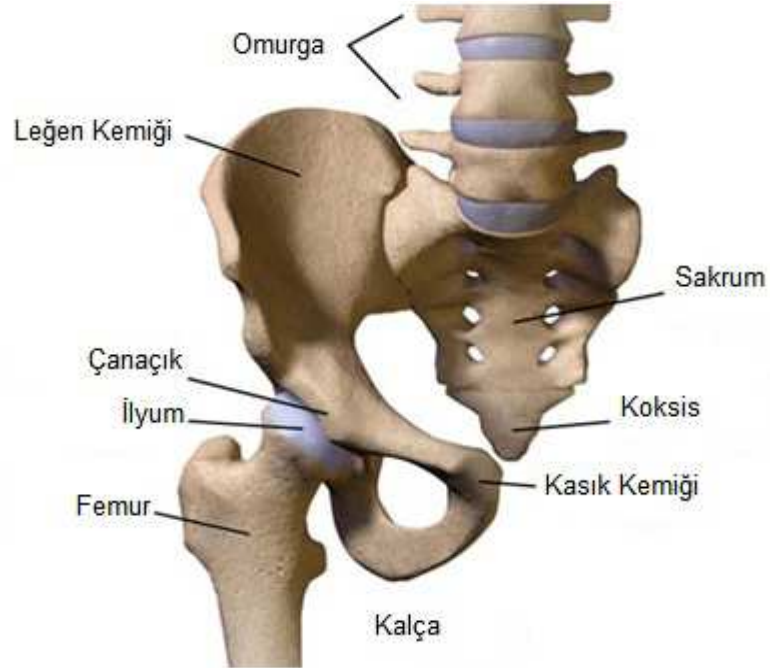
Kalça yenileme operasyonlarında, metalik femoral baş ile PE (polietilen) asetabular yuva eklemleri arasındaki aşınma önemli sorunlardan biridir. Titanyum alaşımlı protez gövde ile PE asetabular yuva kullanılmasının eklem yüzeylerinde aşınma oranını arttırdığı görülmüştür. Bu gibi problemler bugün yaygın olarak kullanılan Ti6Al4V alaşımı protez gövdesi ile CoCrMo alaşımlı femoral başların kullanılmasının önünü açmıştır. Burada ki temel amaç hafif Ti alaşımı sayesinde protez ağırlığını azaltmak, rijitliği düşürmek ve CoCrMo alaşımlı femoral baş kullanarak aşınmaya karşı direnci yükseltmektir.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 MATERYAL

3.1.1 Kalça ve Yapay Kalça

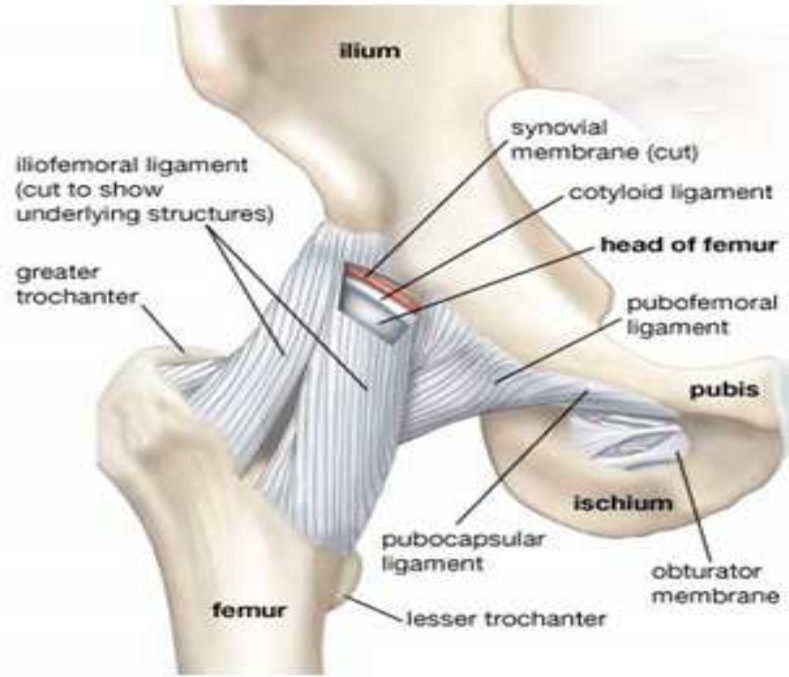
Kalça çok karmaşık bir yapıya sahiptir. Kemik, lif, yumuşak doku, kıkırdak ve kaslardan oluşur. Kalça, bir yuva eklemdir. Uyluk kemiği (femur) başı ile leğen kemiği (pelvis) yuvası arasında uyum, mekanik ve sabitlik ile mükemmel bir eklem oluştururlar. Femur ya da uyluk kemiğinin kalçaya bağlandığı noktada femur başı bulunur. Femur başının pelvise sabitlendiği yuvaya asetabulum adı verilir. Kalçanın fonksiyonunu eksiksiz gerçekleştirmesi için femur başı ve yuva eklemleri büyük bir kas kütlesi ile desteklenir ve bu kas kütlesi gluteal kas olarak adlandırılır. Bağdoku sistemleri eklem noktalarının stabilitesini sağlar. Yumuşak dokular, sinirler ve kan damarları kalçanın beslenme, duyum ve korunmasını sağlar. Eklemi oluşturan kemikler ince kıkırdak astarlı bir yüzeyden oluşurlar. Bu kıkırdak yapıları eklem kıkırdakları olarak bilinir (kemik yüzeyleri çevreleyen kıkırdak). Eklem kıkırdakları



Şekil 3.1 Kalça kemik yapısı

darbe emici görevi görerek eklem bağlantı noktaları hareket alanlarında sorunsuzca hareket etmesini sağlar. Kalça kemik yapısı Şekil (3.1) ve kalça kas yapısı Şekil (3.2)'den görülebilir.

Kalça günlük rutinin bir parçası olan koşma, zıplama, merdiven çıkma ve sandalyeden kalkma hareketleri sonucu oluşan çeşitli yükleri kaldırabilme özelliğine sahiptir. Bu gibi aktiviteler sonucu bazı eklem hareketleri ve kuvvetleri eklem bağlantı noktalarına iletilir. Eklem bağlantı noktalarında oluşan kuvvetler femur başında ve boynunda gerilmeler üretir. Ayrıca bu kuvvetler sonucunda femur ekseninde tork oluşmasını sağlar ve bu da eklem bağlantı noktalarında ekstra gerilmelere sebep olur. Bu gerilmeler, kalça artroplasti işlemi ile femura protez takılmış ise bu gerilmeler eklemlerin bütün temas noktalarında da oluşacaktır.



Şekil 3.2 Kalça kas yapısı (Encyclopedia Britannica, 2007)

Osteoartrit (kireçlenme) bağlantı noktalarındaki her iki bileşenide etkiler, hem femur hem de asetabulum tarafını. Bu noktada kireçlenmenin sebep olacağı rahatsızlıkları giderebilmek için en mantıklı yöntem hasar görmüş olan kıkırdak eklemin yeni bir kıkırdak eklem ile değiştirilmesi olarak akla gelebilir. Ancak teknoloji şu anda bu imkânı bize vermemektedir. Bu noktada yapay implantlar devreye girmektedir.

Yapay protez tekniği materyal, mühendislik ve cerrahi teknikler yüzünden ilk uygulamalarda genellikle başarısız olmuştur. Bu uygulamalarda kullanılan metal malzemelerin yeterince dayanıklı olmaması, geçmişteki en büyük problemlerden

biriydi. Ayrıca sonucu felakete yol açan aşınma hatası uzun ömürlü protezlerin geliştirilmesine imkân vermemiştir.

Geçmişteki mühendislik teknolojisi yeterince gelişmediğinden ömrü tahmin edilebilen, iyi tolerans ve yüzey pürüzlülüğüne sahip implantlar imal edilememiştir. Bu da uzun vadeli yapay kalçaya (implant uygulanmış kalça) olanak vermemiştir. Bu başarısız sonuçları aşmak için yapılan araştırmalar, günümüz kalça artroplastisinin gelişmesindeki en büyük etmenlerden biri olmuştur.

Geçmişte, cerrahi teknikler günümüz gelişmişlik seviyesinden çok uzaktaydı ve yapay protez bileşenlerinin doğru bir şekilde proksimal femur kan damarlarına zarar vermeden ve avasküler nekroz oluşmasına sebebiyet vermeden gerçekleştirilmesi imkansızdı. Bu problem günümüz için aşılmış görünmektedir. Teknik olarak implant bileşenlerinin yerleştirilmesi ve kalça fonksiyonun geri kazandırılması eskiden mümkün olmayan noktalara taşınmıştır.

Kalça yenileme operasyonu femoral başın ve protez gövdesinin yerleştirilebilmesi için femur boynunun kesilmesini gerektirmektedir. Bu da bağlantı noktalarında oryantasyon problemlerine ve muhtemel dislokasyonlara yol açabilir.

Kalça artroplastide protezin femur kemiğine bağlanması çeşitli yollarla sağlanır, bunlar; protezin sıkıştırılarak geçmesi (sıkı geçme), çimento (PMMA) kullanarak sabitlemesi, gözenekli özel protezler ile kemiğin protez içinde büyümesinin sağlanarak sabitlemesi ve hydroxyapatite kullanarak bağlanması gösterilebilir.

3.1.2 Kalça Protezi ve Protezde Kullanılan Malzemeler

Kalça protezi osteoartrit (kireçlenme), femoral boyun kırıkları ve avasküler nekroz (kalça ekleminin baş kısmını besleyen damar yapının bir kısmının fonksiyonunu kaybederek başın canlı bölümünün ölmesi ve buranın çökmesi) gibi rahatsızlıklar sonucu artık iş göremez duruma gelen yük taşıma bileşenlerinin yapay elemanlar ile değiştirilmesi işlemidir. Kalça protezlerinin görevlerini en iyi şekilde yerine getirebilmeleri için bağlantı noktalarında iyi sabitlenmeleri gerekmektedir. Bu sabitleme işleminde uygulanan iki yöntem bulunmaktadır, çimentolu ve çimentosuz protez yenileme yöntemi. Çimentolu yöntemde protez, leğen kemiğine (pelvis) ve femur içerisine PMMA adı verilen kemik çimentosu ile sabitlenir. Çimentosuz

yöntemde ise kemiğin gelişimine uygun olarak kemikle bütünleşen aynı zamanda kemik içerisinde büyüeyebilen gözenekli yapıya sahip bileşenlerden oluşur ve sıkı geçme ile sabitlenir. Bazı çimentosuz protezlerin yüzeylerinde yeni kemik oluşumunu sağlayabilecek biyolojik olarak aktif olan maddeler de bulunmaktadır (Algün, 2012).



Şekil 3.3 Gözenekli protez ve gözenekli asetabular yuva

Günümüzde kalça protezlerinin büyük çoğunluğu (ülkenin ekonomik durumu, eğitim seviyesi ve hastanın fizyolojik yapısına göre değişmekle beraber) çimentosuz olarak yapılmaktadır. Çimentosuz protezlerin üzerinde içine kemik büyümesini sağlayan gözenekli bir yüzey vardır. Bu protezlerde gözenekli yapı asetabular yuvanın ve protez gövdesinin temas yüzeylerinde kemikle bağlantısı sağlanır. Şekil (3.3)'te görülebileceği gibi protezlerin üzerindeki sıkıştırılmış gözenekli yapı pütürleri içine doğru büyüyerek protez ile kemiğin birbirine kaynamasını sağlar ve protezi vücudun bir parçası gibi tesbit eder. Biyoyumluluk açısından bu gözenekli kaplama yapıları, protez metali ile aynı malzemeden üretilebildiği gibi kemik-protez kaynamasını sağlamak ve stabilite için hydroxapatit adı verilen malzemeden de üretilebilir.

Kalça artroplastide protezlerin hareketli elemanları olan femoral baş ve asetabular yuvanın malzeme yapısı çok önemlidir. Aynı şekilde protezin yüzey pürüzlülüğü ve hangi döküm yoluyla elde edildiği de önemli bir durumdur. Döküm

yöntemine bağlı olarak imal edilen protezin yüzey toleransına göre aşınmalar oluşabilir ki bu da protez ömrünü ve kalça yenileme operasyonunu tehlikeye sokan etmenlerdendir. Bugün yeni nesil imalat yöntemleri gelişmiş olup 50 µm yüzey pürüzlüğüne sahip protezler imal edilebilmektedir. Yüzey kalitesindeki bu gelişme ile sürtünme yüzeyleri azalması ile beraber aşınmalardan doğabilecek sorunların önüne geçilebilir ve gerçekleştirilen kalça yenileme operasyonunun ömrü uzatılabilir (Algün, 2012).

Daha önce bahsedildiği gibi ilk yapay protez örnekleri, Sir John Charnley'in katkılarıyla çimentolu protez olmuştur. Çimentolu protezlerde, yukarıda da bahsedildiği gibi PMMA adlı kemik çimentosu ile yapıştırılarak operasyon tamamlanır. Protez teknolojisi olarak gözenekli protezler, çimentosuz protez uygulamalarına nazaran yüksek yüzey toleransına ihtiyaç duymadığından ucuz ve basit bir operasyondur. İlk nesil çimentolama ile gerçekleştirilen kalça yenileme operasyonlarında kırılma, gevşeme benzeri olaylar yaşanabilmekteydi. Ancak çimentolu protezlerde günümüzde 3. nesil çimentolama yöntemleri ve malzemeleri kullanılmaktadır. 3. kuşak çimentolama ile gerçekleştirilen artroplasti yöntemi; bölgenin basınçlı su ile yıkanması, tamamen kuru bir çimentolama alanı yaratılması ve çimentolamanın yüksek basınçlı, yüksek akışkan çimento ile yapılması gibi işlemleri içermektedir (Algün, 2012). Çimentonun avantajı gerek kemikle protezi birbirine bağlayan bir yapı olması, gerekse katı bir maddenin ortama kattığı biyomekanik güçtür. Bugün için kullanılan materyallerde ve uygulamalarda kırılma olayı son derece azdır.

Bu yöntemde, protez-çimento-kemik ara yüzeylerindeki gerilme değerlerinin yüksekliği ve protezin hareket etmesi ağrı nedeni olabilir. Ara yüzeylerdeki gerilme değerleri ve protezin hareketi implant sisteminin stabilitesi için çok önemlidir. Protez-çimento-kemik ara yüzeylerindeki gerilme dağılımı aşağıdaki faktörlere bağlıdır (Bajigah, 2004).

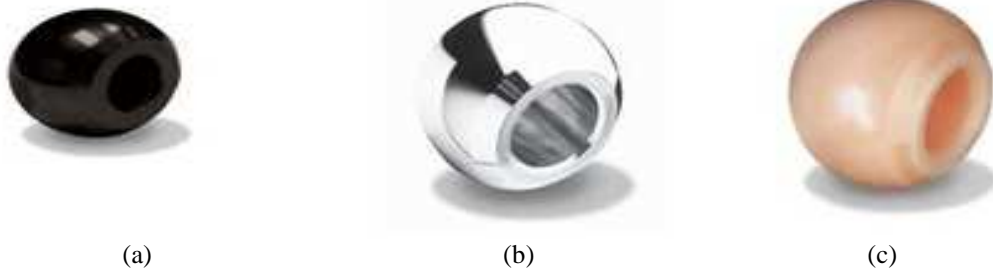
- a. Proteze gelen yükün büyüklüğü ve konumu,
- b. Malzemelerin elastik, akma ve kopma özellikleri,
- c. Ara yüzey karakteristikleri (tam bağlanma, sürtünmeli bağlanma, kemik gelişimi),
- d. Protez geometrisi,

e. Çimento geometrisi.

Bu etmenlerden sorunların giderilebilmesi için, sadece malzeme özellikleri ve protez geometrisi değiştirilebilir (Katoozian, 2002).

Çimentolu sistemlerde, proteze gelen aşırı yük sebebiyle protezin gevşemesi veya PMMA'dan kopan parçalara vücudun savunma için cevap vermesi sebebi ile kemik erimesinin yaşanması (osteoloz) gibi problemler oluşabilmektedir. Çimentolu sistemlerde herhangi bir problemten dolayı revizyon operasyonu, çimentosuz sistemlere göre teknik açıdan çok daha zordur. Bunun sebebi PMMA'nın kemik ile kaynamış durumda olması ve revize operasyon için sökülebilmemesinin çok zor olmasından kaynaklanmaktadır.

Kalça protez yenileme operasyonlarında kullanılan malzemelerin seçimi çok önemli bir konudur. Çünkü vücudun hiç alışık olmadığı malzeme yapılarına karşı direnç gösterebileceği göz önünde bulundurulması gereken bir durumdur. Dolayısıyla seçilen malzeme özelliklerinin biyouyumlu olması çok önemli bir konudur. Örneğin hamilelik döneminde kalça artroplastisi geçirebilecek bir bayanın kanında titanyum, kobalt, molibden vb. gibi malzemelerin ne gibi sonuçlar doğurabileceği henüz kestirilememektedir (Algün, 2012). Günümüzde femoral baş ve asetabular yuvanın malzeme seçimine göre 3 tip protez uygulanmaktadır; Bunlar metal femoral baş ile plastik yuva (PE), seramik femoral baş-seramik asetabular



Şekil 3.4 Femur başları; a) oxinium b) metal c) seramik

yuva ve metal femoral baş-metal asetabular yuvadır. Ayrıca yaygın olarak kullanılan protez malzemeleri (Çizelge 3.1); titanyum alaşımları, kobalt krom alaşımları ve 316L paslanmaz çeliktir. Femoral baş için kullanılan malzemeler Alümina ve Zirkonya gibi seramikler, titanyum alaşımları, kobalt krom alaşımları, 316 L paslanmaz çelik ve plastik esaslı oxiniumdur. Şekil (3.4)'te femoral baş için örnekler görülebilir. Asetabular yuva için plastik esaslı malzemeler (PE, oxinium gibi), seramik malzemeler ve metal alaşım malzemeler kullanılmaktadır.

Titanyum içeren alaşımlar: Titanyumun biyomalzeme üretiminde kullanımı 1930'lu yılların sonlarına doğru görülmeye başlanmıştır. Titanyum, 316L paslanmaz çelik ve kobalt alaşımlarına göre daha hafif bir malzemedir. Titanyum, yüksek sıcaklıklarda çok reaktif ve oksijen varlığında patlamaya hazır bir elementtir. Bundan Çizelge 3.1 Protez, Femoral baş ve asetabular yuva malzemeleri

	Metal alaşımları	Seramik esaslı	Plastik esaslı
Protez gövdesi	Titanyum alaşımları Kobalt-Krom alaşımları 316 L paslanmaz çelik		
Femoral baş	Titanyum alaşımları Kobalt-Krom alaşımları 316 L paslanmaz çelik	Alümina ve türevleri Zirkonya ve türevleri	Oxinium
Asetabular yuva	Titanyum alaşımları Kobalt-Krom alaşımları 316 L paslanmaz çelik	Alümina Zirkonya Biyocam Hidroksiapatit	PE Oxinium UHMWPE

dolayı, yüksek sıcaklık uygulamalarında inert bir atmosfere gerek duyulur ya da vakumda eritilir. Oksijenin bulunduğu ortamda, oksijen metal içerisine geçer ve metali kırılganlaştırır (Gümüşderelioğlu, 2002).

Kobalt içeren alaşımlar: Bunlar kobalt-krom alaşımlarıdır. Temel olarak kobalt-krom-molibden alaşımı ve kobalt-nikel-krom-molibden alaşımı olmak üzere iki tür alaşımdan söz edilebilir. Kobalt-krom-molibden alaşımı, uzun yıllardan beri dişçilikte ve son zamanlarda yapay eklemlerin üretiminde kullanılmaktadır. Kobalt-nikel-krom-molibden alaşımı ise yeni bir malzemedir. Fazla yük altındaki eklemlerde (diz ve kalça gibi) ve protezlerde kullanılmaktadır. Bu tür alaşımların bileşimleri, temel olarak ağırlıkça %65 kobalt ve geri kalanı kromdan oluşmaktadır. Daha iyi tanecik elde etmek için yapıya molibden eklenmektedir. Kobalt içeren alaşımların elastik modülü paslanmaz çeliğinkinden daha büyüktür (Gümüşderelioğlu, 2002).

Çelik: İki türü bulunmaktadır. Demir, karbon ve eser miktarda fosfor, silisyum ve mangandan oluşan çelik, karbon çeliği olarak adlandırılmaktadır. %1'den daha düşük karbon içeriğine sahip ve diğer metaller ve ametalleri de içerecek şekilde hazırlanan çelik ise alaşım çeliği olarak bilinir. Bu gruptaki çelikler, karbon çeliğine göre daha pahalıdır ve işlenmeleri de daha zordur. Ancak, korozyon ve ısıl dirençleri

çok daha yüksektir. Alaşım çelikleri, alüminyum, krom, kobalt, bakır, kurşun, mangan, molibden, nikel, fosfor, silisyum, kükürt, titanyum, tungsten ve vanadyum içerebilirler. Alüminyum, aşınmaya karşı direnci artırırken, yüksek miktarlarda eklenen krom, korozyon direncini ve ısı direnci artırır. Bu tür çelikler, “paslanmaz çelik” olarak adlandırılır. Biyomalzeme olarak yaygın kullanılan paslanmaz çelik 316L olarak bilinir. “L”, karbon içeriğinin düşük seviyelerde olduğunu belirtmek için eklenmiştir. Bu çelik, 1950’li yıllarda 316 paslanmaz çeliğin karbon içeriği ağırlıkça %0.08’den %0.03’e düşürülerek hazırlanmıştır. 316L’nin %60-65’i demir olup, %17-19 krom ve %12-14 nikelden oluşmaktadır. Yapısında az miktarda azot, mangan, silisyum, kükürt, fosfor ve molibden de bulunmaktadır (Gümüşderelioğlu, 2002).

Seramik: Seramiklerin insan yaşamında yarattığı devrim, geçtiğimiz 40 yılda vücudun zarar gören veya işlevini yitiren parçalarının tamiri, yeniden yapılandırılması ya da yerini alması için özel tasarımı seramiklerin geliştirilmesi ve kullanımıyla gerçekleşmiştir. Bu amaçla kullanılan seramikler, “biyoseramikler” olarak adlandırılmaktadır. Biyoseramikler, polikristalin yapı seramik (alümina ve hidroksiapatit), biyoaktif cam, biyoaktif cam seramikler veya biyoaktif kompozitler (polietilen–hidroksiapatit) şeklinde hazırlanabilmektedir. İnorganik malzemelerin önemli bir grubunu oluşturan bu malzemeler, sağlık sektöründe çok çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadırlar (Gümüşderelioğlu, 2002).

Oksit Seramikleri: Bunlar inert (hareketsiz, durağan) yapıda olup ve oksijen iyonlarının oluşturduğu düzlemde metal iyonlarının dağılmasıyla oluşan polikristalin seramiklerdir. İki önemli türü mevcuttur: Alümina (Al_2O_3) ve Zirkonya (ZrO_2) (Gümüşderelioğlu, 2002).

Alümina: Yüksek yoğunluk ve yüksek saflığa %99.5 sahip alümina, korozyon direnci, yüksek dayanımı ve iyi biyouyumluluk özelliğinden dolayı kalça protezlerinde ve diş implantlarında yaygın kullanıma sahiptirler. Bu uygulamalarda kullanılan alüminanın çoğu, iyi tane yapısına sahip, polikristalin alfa- Al_2O_3 ’ün 1600-1700°C’de preslenmesi ve sinterlenmesi sonucu elde edilirler. Alümina, 30 yılı aşkın bir süredir ortopedik uygulamalarda kullanılmaktadır (Gümüşderelioğlu, 2002).

Zirkonya: Zirkonya da, alümina gibi bulunduğu fiziksel ortam üzerinde inert etki gösterir. Alüminanın seramiklere göre avantajı, çok daha yüksek çatlama ve

bükülme direncine sahip olmasıdır. Zirkonya, uyluk kemiği protezlerinde başarıyla kullanılmaktadır. Ancak uygulamalarında üç önemli problemle karşılaşmaktadır. Fizyolojik sıvılar nedeniyle zamanla gerilme direncinin azalması; kaplama özelliklerinin zayıf olması ve potansiyel radyoaktif malzemeler içermesi gibi (Gümüşderelioğlu, 2002).

Zirkonya içerisinde yarılanma ömrü çok uzun olan radyoaktif elementler bulunmaktadır (uranyum, toryum, vb). Bu elementleri yapıdan ayırmak çok zordur ve pahalı işlemler gerektirmektedir. Zirkonyada bazı seramiklerde 0.5 ppm (parts per million) U^{235} 'e rastlanılmıştır. Radyoaktivite alfa ve gama etkileşimi olarak ortaya çıkmaktadır. Alfa-radyasyonu daha fazladır ve alfa-parçacıkları, yüksek iyonlaştırma kapasitesine sahip olduklarından yumuşak ve sert doku hücrelerini tahrip edebilirler. Radyoaktivite düzeyi küçük olduğunda da bu etkinin uzun süreli sonuçlarının incelenmesi gerekmektedir (Gümüşderelioğlu, 2002).

3.1.3 Protezlerin Tasarım Parametreleri

Protezlerin tasarım karakterleri ve imalatı sırasındaki bağlanmış yüzeylerdeki toleransın, implant ömrü konusunda çok önemli faktörler olduğu belirtilmelidir. Fabrikasyon toleranslarının kabaca yapılmış olması parçaların temas noktaları sayısını artıracaktır ki bu da daha büyük gerilme yığılmalarının oluşmasını ve yüzeyler arası hareketin artmasını sağlayacaktır.

İmplantasyon veya tasarım çalışmalarında dikkate alınması gereken önemli faktörler aşağıda verilmiştir (Bhatt, 2006):

- a. Kullanılacak olan materyallerin üretim metodu,
- b. Biyouyumluluk, kullanıcak olan malzemelerin seçimi doğrultusunda doku-implant yüzeylerinde oluşacak etkileşim,
- c. Uygulanan kuvvetler sonucu oluşan gerilmeler ve eklem biyomekaniği,
- d. Hastanın yaşı ve fiziksel sağlık,
- e. Cerrahi teknik.

3.2 YÖNTEM

3.2.1 Sonlu Elemanlar Metodu

Birçok mühendislik problemi uygulamalarında, karmaşık geometri, materyal özellikleri ve sınır şartları olduğu gibi bu problemlerin analitik çözümleri de çok zor

hatta imkânsız olabilir. Analitik çözüm, ele alınan bir niceliğin, gerilme gibi, herhangi bir noktasında devamlı aynı değerinde elde edilebileceği kesintisiz matematiksel ifade olarak değerlendirilebilir. Problem kompleks olduğu takdirde doğrudan hesaplama yerine problemin yaklaşık çözümünü elde etmek için nümerik çözüm metodu kullanılabilir. Çoğu nümerik yöntem çözümleri, farklı noktalardaki sürekliliği göz önünde bulundurarak bilinmeyen değerleri yaklaşık olarak elde ederler. SEM’de bu nümerik yöntemlerden biridir.

SEM parçalı yaklaşma metodudur. Bu da fiziksel sistemi alt parçalara ya da sonlu elemanlara bölmeyi gerektirir. Dolayısıyla alt parçalara bölünmüş fiziksel sistemde her bir eleman için, başlı başına bir polinom fonksiyonu atanarak söz konusu elemanın davranışını kolayca incelenebilecek basit bir durum oluşturulabilir. Problemin yaklaşık bütün çözümü, alt bölgelere ayrılmış birimlerin çözümlerinin birleştirilmesinden elde edilebilir. Analitik çözümden farklı olarak nümerik yöntem, farklı noktalardaki yaklaşık değeri verebilir.

Bilgisayar teknolojisinin hayatımıza girdiği ana kadar SEM pratik olarak kullanılabilen bir yöntem değildi. Çünkü hesaplanması son derece zordu. Bilgisayar teknolojisi ile beraber günümüzde problemlerin yaklaşık çözümünde yararlanabileceğimiz birçok ticari SEM program geliştirilmiştir. Bugün yaygın olarak pratik problem çözümlerinde ve çoğu genel amaçlı analiz programlarının hepsinde kullanılan en önemli formülasyon, yerdeğiştirme tabanlı sonlu elemanlar yöntemidir. Yer değiştirme tabanlı analizden kasıt, çözümü elde edilen bir noktaya göre farklı bir noktanın çözümünün mesafeye göre hesaplanmasıdır.

Analiz edilecek olan yapı, alt birimlere, elemanlara yani düğümlere (nodes) bölünmektedir. Yapıya uygulanan yükler nedeniyle nodal yer değiştirmeler bilinmeyenlerdir. Her bir eleman için, rijitlik (direngenlik) matrisi, uygulanan nodal kuvvetler sonucu oluşan nodal yer değiştirmeler ile ilgilidir. Bir elemanın direngenlik matrisi, elementin materyal özelliklerinin ve nodal koordinatlarının bir fonksiyonu olarak minimum sanal iş veya minimum potansiyel enerji prensibi kullanılarak hesaplanabilir. Burada her bir eleman için denklem sistemi, Denklem (3.1)’de görülen şekilde ifade edilebilir;

$$\{F_n\} = [K_e]\{u_n\} \quad (3.1)$$

$\{F_n\}$ = nodal kuvvetler,

$[K_e]$ = eleman direngenlik matrisi,

$\{u_n\}$ = nodal yer değiştirmeler.

(3.1)'deki denklem, yapıya dıştan uygulanan kuvvetlerin her düğümde oluşturdukları yer değiştirmeler ile ilgilidir. O halde bütün elemanlar için elde edilen direngenlik matrisleri yapının global direngenlik matrisini oluşturabilmek için birleştirilebilir. Böylece tüm yapı için (3.2)'deki denklem elde edilir.

$$\{P\} = [K]\{u_n\} \quad (3.2)$$

Burada;

$\{P\}$ = dıştan uygulanan kuvvetler,

$[K]$ = global direngenlik matrisi,

$\{u_n\}$ = nodal yer değiştirmelerdir.

Kuvvetler ve yer değiştirmeler açısından ifade edilen bu değerler, sınır şartları olarak yapıya uygulanırsa problemin çözümleri elde edilir ve herhangi bir düğümdeki veya elemandaki yer değiştirme bulunabilir. Bulunan nodal yer değiştirmelerden hareketle nodal deformasyonlar ve gerilmeler bulunabilir.

SEM ile elde edilen sonuçlar hassasiyet ve geçerlilik gibi kriterler göz önünde bulundurularak değerlendirilmelidir. Hassasiyet, analiz edilen modelde kullanılan yaklaşım derecesini ifade eder. Hassasiyet, seçilen elementin türüne, elemanların sayısına ve düzenlenmesine göre değişebilmektedir. Genel olarak daha çok sayıda eleman seçilmesi veya yüksek dereceli elemanların seçilmesi, yani çözümleri temsil eden polinomun derecesinin yükseltilmesi, daha doğru bir çözüm ile sonuçlanır. Modelin geçerliliği ise, matematiksel modelin gerçek dünyadaki objenin davranışlarını ne kadar gösterebileceğinin bir ölçüsüdür. Aynı zamanda uygulanan kuvvete, materyal özelliklerine ve sınır şartlarına ilişkin varsayımların hepsi SE modelinin geçerliliğini etkiler. Bir SE modelinin geçerliliğinin belirlenmesi deney sonuçları ile SEM sonuçlarının karşılaştırılması ile gerçekleştirilir, ancak SEM modelinin geçerlilik doğrulaması her zaman mümkün olmamaktadır.

Kalça yenileme operasyonlarında yeni tasarım ve sabitleme tekniklerinin gelişebilmesi için, emniyetli ömür ve uzun vadeli protez performansının değerlendirilmesi gerekmektedir. Emniyetli ömür, tasarımı gerçekleştirilen yapının belirli bir yük veya yükler altında herhangi bir hata olmadan doğal ömrünü tamamlaması olarak tanımlanabilir. Uzun vadeli performans ise, tasarım yükü altında

bütünlüğünü uzun süreli koruyabilmesi olarak ifade edilebilir. Ayrıca arzu edilmeyen doğrudan klinik testler yerine, yukarıda bahsi geçen etmenlerin gerekliliklerinin değerlendirilebilmesi için iki yöntem bulunmaktadır. İmplant sistemleri ya deneysel testler sonucunda veya nümerik hesaplamalar yoluyla değerlendirilerek geliştirilebilir. Nümerik analiz yöntemi olarak SEM yaygın olarak kullanılmaktadır. Prototipler yapılmadan önce SEM, bir tasarımı değerlendirme ve pre-klinik testlerin uygulanmasından önce de kullanılabilir (Huiskies, 1993).

SEM, inşaat ve havacılık mühendisliğindeki kompleks elastikiyet ve yapısal analiz problemlerin çözümünde duyulan ihtiyaçtan dolayı ortaya çıkmıştır. SEM'in gelişimi Alexander Hrennikoff (1941) ve Richard Courant(1942) tarafından yapılan çalışmalara kadar geriye dönük izlenebilmektedir (Pelosi, 2007). Bu öncülerin yöntemi kullanma amacı farklı olmakla birlikte, sürekli bir alanın farklı alt gruplara bölerek ayrıklaştırılmış, genellikle elemanlar adıyla anılan, ağ yapısının oluşturulması gibi temel bir karakteristik uygulamayı paylaşmaktaydılar. Imperial College'dan Olgierd Zienkiewicz 1947 yılından önce yapılmış olan analizleri beraber inceleyerek, SEM olarak adlandırılan yöntemin ne olacağı üstüne çalışarak değerlendirmelerde bulunmuş ve bu yöntemin matematiksel formülasyonunu oluşturan öncü olmuştur (Stein, 2009).

Hrennikoff'un çalışması bütün alanı kafes analogisinden yararlanarak alt bileşenlere ayırarak çözmeye çalışır iken Courant'ın yaklaşımı ise bir silindire uygulanan burulma gerilmesi altındaki alanı, üçgen biçiminde alt bileşenlere ayırarak eliptik kısmi diferansiyel denklemlerden yararlanarak problemi çözmeye çalışmıştır. Courant, daha önce Rayleigh, Ritz ve Galerkin tarafından geliştirilen kısmi diferansiyel denklemleri kullanarak alt bölgelere bölünmüş bir bütün parçadan herhangi bir noktadaki sonucu analitik yöntemle bularak SEM'e devrim niteliğinde bir katkı sağlamıştır.

SEM'in gelişmesi, 1950'li yıllar boyunca havacılık ve yapısal analizlerde kullanılması ile başlamış ve Berkeley'de Ray W. Clough'ın katkılarıyla 1960'lı yıllarda Stuttgart Üniversitesinden John Argyris tarafından inşaat mühendisliğinde kullanılarak ivme kazanmıştır. 1950'li yılların sonlarında günümüzde esas olarak kullanılan direngenlik matrisi ve element gibi temel kavramlar oluşmuştur. NASA 1965 yılında NASTRAN adlı sonlu elemanlar yazılımının geliştirilmesi için bir teklif

yayınlanmıştır. Metot, 1973 yılında Strang ve Fix'in "An Analysis of The Finite Element Method" yayını ile matematiksel altyapısı titiz bir şekilde geliştirilmiş ve çeşitli mühendislik disiplinlerinde fiziksel sistemlerin nümerik modellenmesi adıyla bir uygulamalı matematik dalı olarak genelleştirilmiş ve uygulanmıştır (Pelosi, 2007). Bu mühendislik disiplinleri arasında elektromanyetizma, akışkanlar mekaniği, biyomekanik vb. gibi branşlar sayılabilir.

Daha önce bahsedildiği gibi bu yöntemin ortopedide ilk uygulaması, iskelet elemanlarının mekanik davranışlarını incelemek için 1972 yılında Brekelmans tarafından yapılmıştır. Bu örnek çalışmada ele alınan konu, hem SEM analizini tanıtmak ve hem de fizyolojik yüklemeler altındaki femur kemiğinin maruz kaldığı gerilme değerlerini öngörebilmek için yapılmıştır. O tarihten itibaren SEM'in ortopedik biyomekanikte uygulamaları ve kullanımı katlanarak artmaktadır.

Mueller (1992)'in aktardığına göre; ortopedik biyomekanikte uygulanan SEM ile karşılaşılan klinik problemler sürmektedir. Kalça yenileme operasyonlarında baskın hata türü femoral bileşenin gevşemesidir (Kassim, 1997). Bunun temel sebebi aşırı derecedeki rölatif hareket ve doku erimesi sonucunda, çimento tabakasında çatlakların oluşması veya çimentosuz sistemlerde ise kemik-implant ara yüzünün gevşemesidir (Sandborn, 1988; Huiskies, 1991). Bundan dolayı kemik ve çimento tabakasındaki gerilmenin belirlenebilmesi için çok sayıda SEM çalışması yapılmaya başlanmıştır. 1972 ve 1983 yılları arasında yapılan SEM çalışmaları Huiskies ve Chao tarafından 1983 yılında yayınlanmıştır. Bu yayına göre, yapılan ilk çalışmalarda 2 Boyutlu kompozit kemik modeli, çimento tabakası ve metalik femoral protez kullanılmıştır. Ayrıca aksenal simetrik ve 3 Boyutlu analiz çalışmaları yapılmıştır. SEM kullanılarak çimentosuz pütürlü protezlerin sabitlemesi ve sıkı geçme durumu modellenerek analizi başarıyla yapılmıştır. Dhert (1992), Young modülü, metalik femoral protezin kesiti, kortikal kemiğin kalınlığı ve protezin içinde bulunduğu destek kemiğindeki pürüzlülük gibi parametreleri değerlendirerek gerilme dağılımlarını incelemiştir.

Yorulmaya bağlı çatlak, kalça operasyonlarında protezlerde görülen diğer bir hata formudur (Cook, 1991). Kalça yenileme operasyonlarında protezlerin emniyetli ömrünü tamamlaması için, bileşenlerin dayanıklılık limitini aşmayarak yüklenmesi gerekmektedir. Bu bağlamda SEM, kemik-çimento-metal kompozit model analizinde

femur protezlerindeki gerilmeyi öngörmek için araştırmacılar tarafından kullanılmıştır (Akay, 1996; Rubin, 1993).

Ortopedik biyomekanikte SEM modellemeleri, biyolojik yapıların mekanik özelliklerinin karmaşıklığı, çeşitli yükleme modelleri ve sınır şartları açısından araştırmacılara geniş bir meydan okuma alanı sunmaktadır. Kemiklerin mekanik özellikleri heterojendir ve yüklenme durumu viskoelastiktir. Kemiklerin yüklenmesi, uzun vadeli ve tekrarlı bir yüklenme olduğundan bu durum kemiklerde doku erimelerine sebebiyet vermektedir. İmplant geometrisi, kullanılan implant malzemesinin elastik özellikleri ve yukarıda bahsedilen parametreler modeller için birer girdidir. Bu çalışmaların genel olarak amacı, kalça protezlerinde yükleme iletiminin doğasını anlamak, kemikteki gerilme ve deformasyon dağılımlarını belirlemek ve kalça protez yapılarındaki hareketli ara yüzleri öngörmektir. Bu çalışmalarda ortak olarak vurgulanan durum, implant şekilleri ve sertliğı yüklenmeyi, implant stabilitesini etkileyebilir ve kemikte veya çimentodaki gerilme yığılmasını azaltabilir.

3.2.2 Genel Olarak Modelleme

3.2.2.1 SEM’de ön analiz aşaması

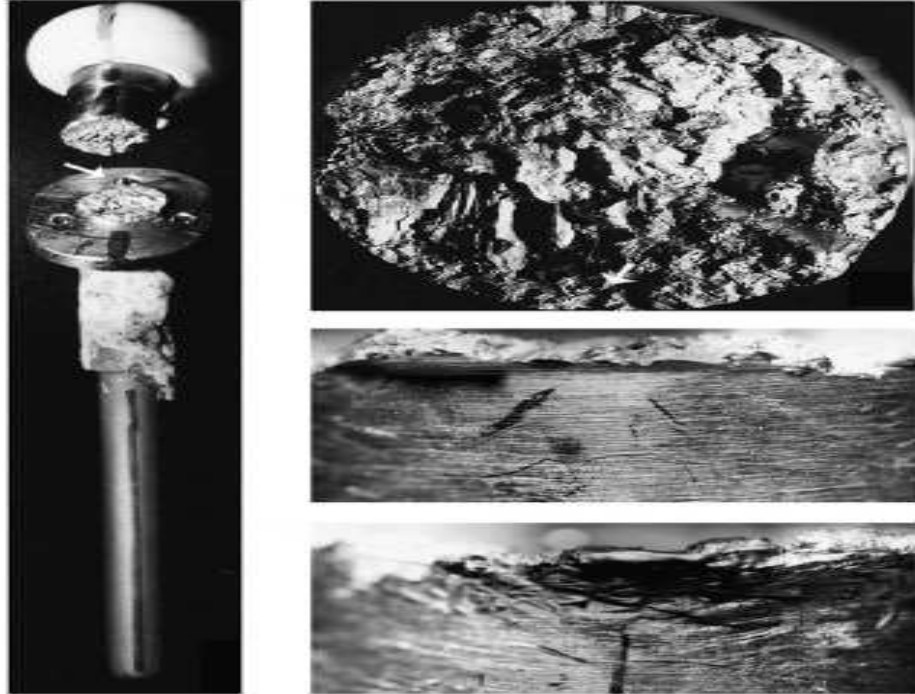
1. İlk aşama olarak iki veya üç boyutlu model hazırlanır.
2. Sonlu elemanlar metodu ile analiz yapmak için incelenen yapı alt bileşenlere (mesh) ayrılarak nodlar (düğüm noktaları) ve bu düğüm noktalarından birbiri ile bağılı olan elemanlar elde edilir.
3. Bu elemanların fiziksel davranışını temsil eden bir şekil fonksiyonu olduğı varsayılır. Başka bir deyişle, sürekli bir fonksiyonun, bu elemanın çözümünü temsil edeceğı varsayılır.
4. Bu eleman için denklemler geliştirilir.
5. Tüm problemi temsil edecek şekilde elemanlar birleştirilir. Direngenlik matrisi oluşturulur.
6. Sınır koşulları, başlangıç koşulları belirlenir ve yükleme uygulanır.

3.2.2.2 SEM’de çözüm aşaması

Her düğüme ait sonuçlar, örneğin farklı nodlardaki yer değiştirme değerleri gibi verileri elde etmek için doğrusal ve doğrusal olmayan matematiksel denklem sistemleri ile çözülür.

3.2.3 Model ve Biyomalzeme Özellikleri

Çalışmamızda literatürden geometrik ölçüleri elde edilmiş bir protezden yola çıkarak 4 farklı parametre göz önünde bulundurularak, SEM kullanarak analizi yapılmış ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. Analiz sonuçları değerlendirilirken gerilme, yorulma ömrü ve yorulma ömrüne bağlı olarak güvenlik katsayısı göz önünde bulundurulmuş ve minimum maliyet prensibine göre değerlendirilmiştir.



Şekil 3.5 Söz konusu protezin boyun bölgesindeki kırık ve görünümleri (Chao, 2007)

Modellemesi yapılacak olan femur protez modeli, ISO 7206 standardizasyon çalışmalarından önce ve sonra da, modelde herhangi bir değişiklik yapılmadan, TKA operasyonlarında kullanılan ve uygulamalarından alınan donelere göre revize TKA operasyonlarına ihtiyaç duyan bir protezdir (Chao, 2007; 2008). Söz konusu operasyonlardan alınan doneler, uygulandığı hastanın fiziksel ve fizyolojik özelliklerine göre değişiklik gösterse de genelde protez gövdesi boyun bölgesi kırılmaları ile sonuçlanmaktadır. Şekil (3.5)'te implant uygulanmış bir hastadan

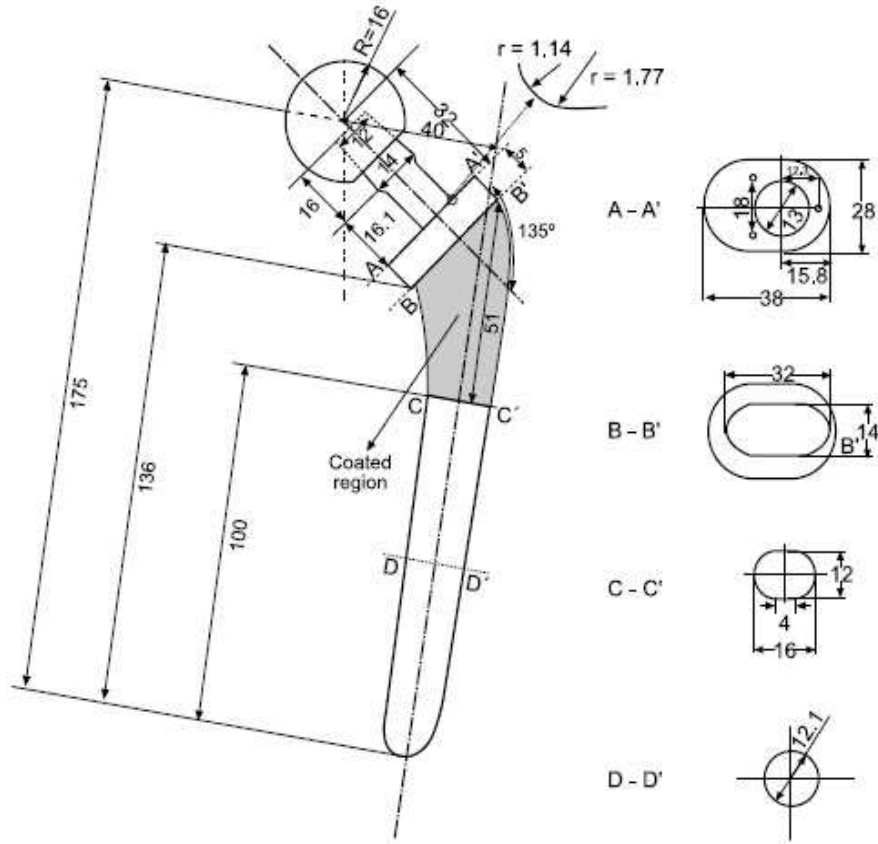
çıkarılan söz konusu proteze ait boyun kırığı görülebilir. Ayrıca Şekil (3.6)'da bu proteze ait geometrik ölçüler görülebilir.

Bu çalışma söz konusu protez modelinin bilgileri üzerinden operasyonlarda mevcut durumda kullanılan geometrik ölçü ve bilgilere dayanarak femur boyun çapı, femoral baş çapı, boyun açısı ve asetabular yuva kalınlığı gibi parametreler göz önünde bulundurularak, Çizelge (3.2)'deki bilgilere göre modellenmiş, bu parametreler için en uygun duruma ulaşılmaya çalışılmıştır. Değerlendirme sonunda analiz sonuçları minimum maliyet prensibine göre de değerlendirilmiştir.

Çizelge 3.2 Modellemesi yapılacak implant bileşenlerin parametreleri

	Femoral baş çapı (mm)	Femur boyun çapı (mm)	Boyun çapı (°)	Asetabular yuva kalınlığı (mm)
Ölçüler	28-32-36-40-44	10-12-14-16-18	120-125-130-135-140	8-9-10-11-12
Asıl model	32	12	135	10
1	28	10	120	8
2	32	12	120	9
3	36	14	120	10
4	40	16	120	11
5	44	18	120	12
6	28	10	125	8
7	32	12	125	9
8	36	14	125	10
9	40	16	125	11
10	44	18	125	12
11	28	10	130	8
12	32	12	130	9
13	36	14	130	10
14	40	16	130	11
15	44	18	130	12
16	28	10	135	8
17	32	12	135	9
18	36	14	135	10
19	40	16	135	11
20	44	18	135	12
21	28	10	140	8
22	32	12	140	9
23	36	14	140	10
24	40	16	140	11
25	44	18	140	12

Bu modelleme bilgileri yukarıda da ifade edildiği gibi Çizelge (3.2)'deki TKA operasyonlarında kullanılan mevcut protez bilgilerinden türetilerek modellenmiştir. Söz konusu protezin geometrik ölçüleri Şekil (3.6)'da görülebilir. Bu üç boyutlu modeller, optimum duruma ulaşmak için Çizelge (3.2)'deki parametrelerden yola çıkılarak en uygun geometrik ölçülere ulaşabilmek için statik yükleme ve dinamik yükleme altında yorulma analiz sonuçları beraber değerlendirilerek elde edilmeye çalışılmıştır. Modellemeler uygun CAD programlarıyla yapıp analiz programına import edilmiştir. Analiz programı olarak Ansys/Workbench™ yazılımı kullanılmıştır.



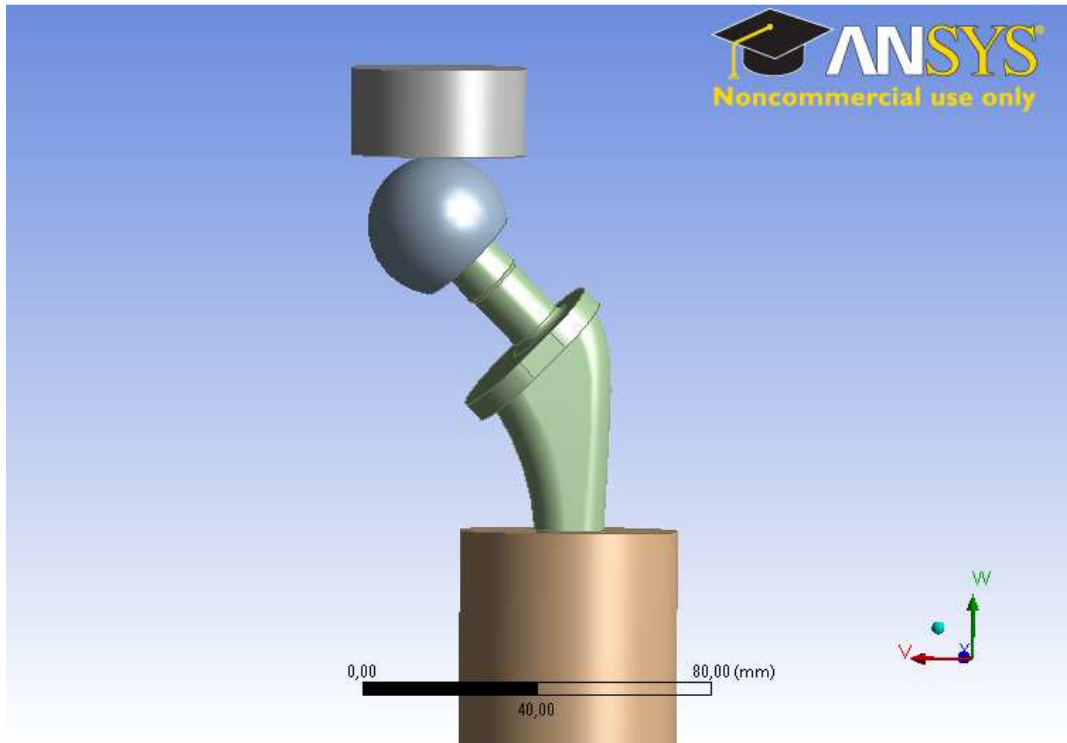
Şekil 3.6 Türevlerinin modelleneceği protezin geometrik ölçüleri

Modellerde TKA operasyonlarında kullanılan protez biyomalzemeleri kullanılmıştır. Total kalça değişikliği operasyonlarında protez gövdesi olarak Ti-6Al-4V, Co-Cr-Mo ve 316 L alaşımı sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak bu çalışma için sadece Ti-6Al-4V, Co-Cr-Mo alaşımları göz önünde bulundurulmuştur. Modeller için kullanılacak malzeme çeşidi göz önünde bulundurularak analizlerin ayrıca karşılaştırılması yapılmıştır. Asetabular yuva, femoral baş ve protez gövdesi için

uygun biyomalzemelerin hangisi olacağına karar verilmiştir. Literatür doğrulaması için ise bilimsel çalışmada olduğu gibi sadece Ti6Al4V malzeme özellikleri kullanılmıştır. Bu malzemeler ve malzemelere ilişkin bilgiler Çizelge (3.3)'den görülebilir.

Çizelge 3.3 Modellerde kullanılacak malzemelerin teknik özellikleri (Pekediş, 2008)

Malzeme	Elastik Modül(Gpa)	Poisson Oranı	Akma Gerilmesi(Mpa)	Kopma Gerilmesi(Mpa)
Ti-6Al-4V	113.8	0.33	880	950
Co-Cr-Mo	234.8	0.3	720	1010
Stainless Steel(316L)	195	0.3	170	480



Şekil 3.7 Workbench'e import edilen 3 boyutlu protez modeli

Chao (2008)'un aktardığında göre insanın kalça yüklenme miktarı, fiziksel aktivitesine göre değişse de, vücut ağırlığının 2.8 ile 5.2 katı arasında değişmektedir. Burada ISO standartlarında belirtilen 2300 N yüklenme durumunun yaklaşık vücut ağırlığının 4 katı aldığı düşünülürse 575 N ağırlığı göz önüne alındığı belirtilmelidir. Burada yaklaşık femur kemiği uzunluğu 45 cm olarak belirlenmiştir (Femur kemiği,

protezi sabitlemek için modellenmiş olup analiz sonuçlarında değerlendirilmemiştir). Kuvvetin doğru bir şekilde, ISO standartlarında belirtildiği gibi uygulanabilmesi için femoral başın merkezinden geçecek şekilde bir silindir parça montaja eklenmiştir. Silindir parça sadece uygun yükleme koşullarını sağlamak için modellenmiştir, analiz sonuçlarında göz önünde bulundurulmamıştır. CAD programından İport edilen parçanın montaj ilişkileri “Bonded” (tutturulmuş, birleştirilmiş, tam bağlanmış) olarak varsayılmıştır. Modeli gerçekleştirilen implantın Workbench’teki import hali Şekil (3.7)’de görülebilir.

Yukarıda belirtildiği gibi analiz çalışmaları yapılacak olan protezlerde göz önünde bulundurulması gereken önemli noktalardan biri de protez sistemine, insan ağırlığının 2.8 ile 5.2 katı arasında değişen yük etki ettiği (yapılan fiziksel aktivitelerin çeşidine bağlı olarak değişen) ve bu yükün tekrarlı olarak uygulanması sonucu protez gövdesinin yorulma gerilmesinin etkisinde olduğu göz önünde bulundurulmalıdır (Taylor, 1997; Chao, 2008). Bundan dolayı femur protezlerini sadece statik yükleme koşulları altında analiz sonuçlarını incelemek yeterli olmayıp belli çevrimdeki yükleme altındaki durumuna bağlı olarak yorulma ömrüne göre de incelenmelidir.

3.2.4 Modellere Mesh Uygulama

Modellerimize mesh uygularken kullanılan yöntemler asıl örnekteki ölçülere sahip protez için, protezin en kritik bölgesi olan boyun bölgesi ve protezin kemik içine sabitlendiği noktaya 3. dereceden “Refinement” (mesh iyileştirilmesi) uygulanmıştır. Diğer 25 protez için ise, asıl örnekten farklı olarak; “Body Sizing” 2 mm ve yine kritik bölgelere 1 derece “Refinement” uygulanmıştır (Protezi sabitlemek için modellenen femur kemiği ve kuvveti doğru bir şekilde uygulamak amaçlı modellenen silindir parçası hariç). Çizelge (3.4)’te bu modellere ait bileşenlerin düğüm ve eleman sayıları görülebilir.

Çizelge 3.4 Örneklerin düğüm ve eleman sayıları

		Protez Gövdesi	Femoral Baş	Asetabular Yuva	Kemik	Silindir	Toplam
Asıl	Nodes	24298	468	-	1415	601	26782
Örn.	Elements	16195	233	-	793	99	17320

Çizelge 3.4 (devam)

1	Nodes	63928	16478	13245	1385	691	95727
	Elements	42981	11204	8123	772	117	63197
2	Nodes	68051	23613	18868	1360	736	112628
	Elements	45902	16224	11747	751	126	74750
3	Nodes	72952	32546	25371	1344	616	132829
	Elements	49340	22514	15976	740	102	88672
4	Nodes	77285	42622	35086	1426	601	157020
	Elements	52400	29657	22475	790	99	105421
5	Nodes	81515	55232	44437	1433	736	183353
	Elements	55418	38650	28840	805	126	123839
6	Nodes	64289	16728	13376	1446	706	96545
	Elements	43295	11378	8225	810	120	63828
7	Nodes	69272	23404	18736	1420	646	113478
	Elements	46750	16073	11658	798	108	75387
8	Nodes	73482	32403	25731	1374	601	133591
	Elements	49737	22392	16222	765	99	89215
9	Nodes	77620	42307	35154	1462	736	157279
	Elements	52627	29425	22507	826	126	105511
10	Nodes	82273	55058	44487	1373	601	183792
	Elements	55973	38506	28874	760	99	124212
11	Nodes	66338	16776	13282	1429	646	98471
	Elements	44713	11398	8160	797	108	65176
12	Nodes	70228	23614	18940	1339	601	114722
	Elements	47431	16238	11810	733	99	76311
13	Nodes	75094	32143	25719	1371	616	134943
	Elements	50878	22216	16245	761	102	90202
14	Nodes	78581	42425	35133	1363	646	158148
	Elements	53304	29512	22498	755	108	106177
15	Nodes	83011	55129	44462	1418	736	184756
	Elements	56476	38561	28843	783	126	124789

Çizelge 3.4 (devam)

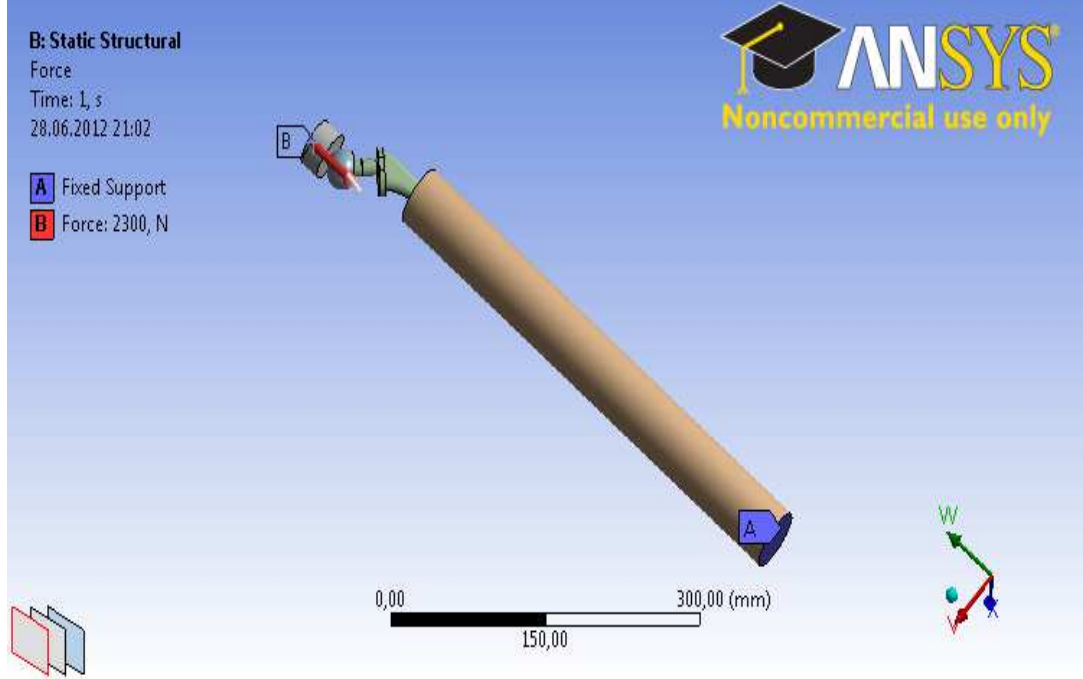
16	Nodes	67152	16808	13338	1405	646	99349
	Elements	45311	11440	8191	779	108	65829
17	Nodes	71407	23463	19000	1379	736	115985
	Elements	48322	16114	11834	769	126	77165
18	Nodes	75505	32269	25567	1364	601	135306
	Elements	51167	22300	16119	756	99	90441
19	Nodes	80210	42554	35188	1374	661	159987
	Elements	54509	29619	22540	770	111	107549
20	Nodes	84689	54923	44431	1349	706	186098
	Elements	57693	38406	28824	751	120	125794
21	Nodes	68101	16749	13299	1425	646	100220
	Elements	45987	11380	8171	792	108	66438
22	Nodes	71770	23548	18810	1454	646	116228
	Elements	48572	16179	11722	809	108	77390
23	Nodes	76710	32372	25566	1336	646	136630
	Elements	52007	22375	16129	739	108	91358
24	Nodes	81363	42599	35076	1376	661	161075
	Elements	55300	29653	22473	771	111	108308
25	Nodes	85536	55061	44414	1383	736	187130
	Elements	58320	38515	28819	767	126	126547

Örneklemeler ortalama 138211 düğümden ve 88971 elemandan oluşmaktadır. Burada göz önünde bulundurulması gereken husus, eleman ve düğüm sayılarının artırılmasının belli bir seviyeyi aştıktan sonra analiz sonuçlarına çok da fazla bir etkisi olmayacağıdır. Ayrıca eleman ve düğüm sayısındaki bu artış analiz sonuçlarının çözümü için gereken sürenin uzamasını sağlayacaktır.

3.2.5 Sınır şartları

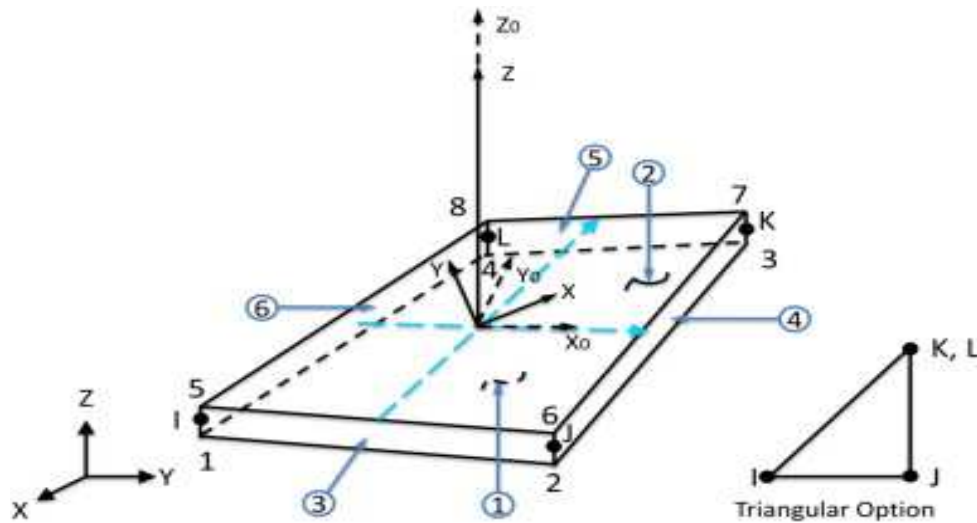
Araştırma bulgularında incenlenecek olan Literatür doğrulaması, statik analiz, dinamik analiz ve yorulma ömrünün inceleneceği yükleme durumu Şekil (3.8)'den görülebilir.

Burada ISO 7206-4 standartlarında belirtilen koşullar gerçekleştirilmiştir. Bunlar femur başına dikey olarak 2300 N ve femur kemiğinin tibiya temas noktaları mesnet yüzeyi olarak değerlendirilmiş ve “Fixed” (serbestlik derecesi sıfır) bağlantı ilişkisi seçilmiştir (Pekedis, 2008).



Şekil 3.8 Protezin yükleme durumu

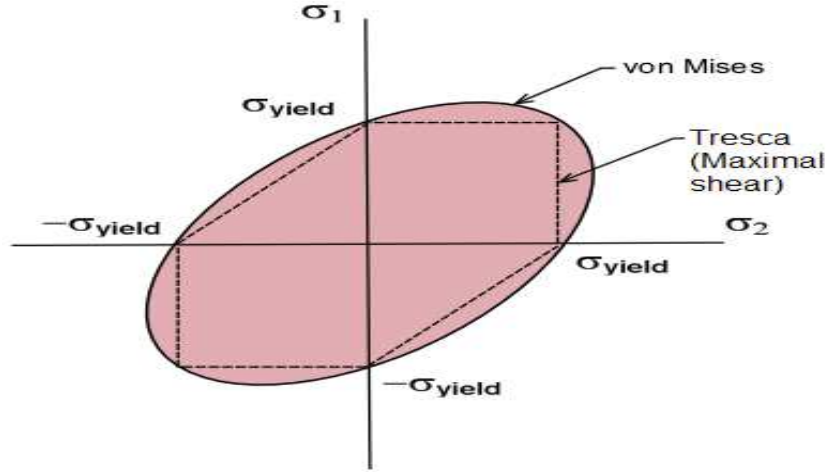
Bu çalışmada eleman tipi olarak program, otomatik olarak “Shell 181”i atamıştır. Bu eleman tipi Şekil (3.9)’dan görülebileceği gibi 4 düğümünden oluşan ve her bir düğümde 6 serbestlik derecesine sahiptir. Ayrıca Shell 181 daha çok ince veya makul kalınlığa sahip yapılar için uygundur.



Şekil 3.9 Shell 181 eleman tipi serbestlik derecesi gösterimi

Statik ve Dinamik analiz çalışması yapılarak optimum duruma ulaşmaya çalışırken Von Mises, güvenlik katsayısı (safety factor) ve ömür gibi değerlendirme parametreleri dikkate alınmıştır.

Von Mises gerilme kriterinin kullanılmasının sebebi; sünek malzemeler için daha uygun olmasındandır. Çünkü maksimum gerilme teorisine (Tresca) göre bir sistemde yüklenme elastik sınıra ulaştığında akma başlar. Von Mises gerilme teorisine göre ise bir sistemin toplam gerilme enerjisi iki bileşenden oluşur: volumetrik (hidrostatik) enerji ve biçim (çarpılma veya kayma) gerilme enerjisi. Buna göre basit bir çekme gerilmesi için çarpılma ya da bozulma gerilme enerjisi sınırına ulaştığında akma başlar. Aşağıdaki şekilden de anlaşılacağı gibi Von Mises Gerilme Teorisi Maksimum Kayma Gerilme teorisini ihtiva etmektedir.



Şekil 3.10 Von Mises ve Maksimum kayma (Tresca) gerilmelerinin durumu

3.2.6 Yorulma

Değişken gerilmelerin etkisi altında malzemenin iç yapısındaki değişikliklere yorulma, elemanın kopuncaya kadar dayandığı süreye de ömür adı verilir. Elemanın ömrü genellikle çevrim sayısı (yüklenme sayısı) ile tarif edilir. Değişken zorlanmada kopma iç yapıdaki veya dış yüzeydeki bir süreksizlik noktasından başlar. Bu nokta civarında malzeme yorulur ve bir çatlak meydana gelir. Zamanla bu çatlak derinleşir, sonunda çatlak dışındaki bölgedeki gerilme mukavemet sınırını aşarak elemanın aniden kırılmasına neden olur (Ansys™, Browell, 2006).

Tekrarlanan gerilmeler altında çalışan metalik parçalarda, gerilmeler parçanın statik dayanımından küçük olmalarına rağmen, belirli bir tekrarlanma sayısı sonunda

genellikle yüzeyde bir çatlama ve bunun takip eden kopma olayına neden olur. Yorulma adı verilen bu olay ilk defa 1850-1860 yılları arasında Wöhler tarafından incelenmiş, teknoloji ilerledikçe mühendislik uygulamalarında daha fazla önem kazanmıştır. Otomotiv ve uçak endüstrisindeki parçalar ile kompresör, pompa, türbin gibi makine parçalarında mekanik hasarların yaklaşık %90'ı yorulma sonucunda oluşmaktadır. Yorulma olayına, parçaya uygulanan mekanik kuvvetler haricinde, ısıl genişleme ve büzülmelemlerden doğan ısıl gerilmeler de neden olabilmektedir (Anık, 1999).

Yorulma olayında çatlama genellikle yüzeydeki bir pürüzde, bir çentikte, bir çizikte, bir kılcal çatlakta veya ani kesit değişimlerinin olduğu yerde başlar. Çatlak teşekkülü için; maksimum çekme gerilmesi, uygulanan gerilmenin oldukça geniş değişimi ve dalgalanması ve gerilmenin tekrarlanma sayısı etmenleri rol oynar. Bunların yanında; yüzey kalitesi, korozyon, sıcaklık, aşırı yükleme, kalıcı iç gerilmeler, bileşik gerilmeler, gerilim konsantrasyonu, frekans, tane boyutu, faz dağılımı, inklüzyonlar gibi yan faktörler de bulunmaktadır.

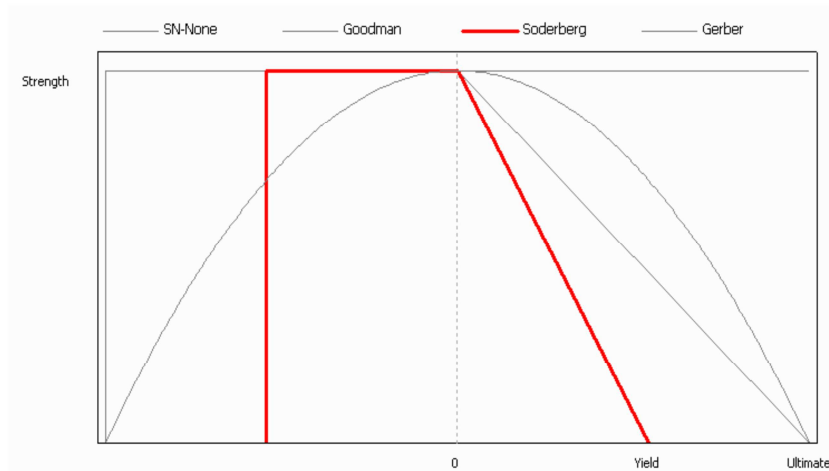
Bu faktörlerin hepsi göz önünde bulundurulduğunda metalik parçanın yorulma direncini ve yorulma ömrünü artırmak için etkili faktörleri en zararsız halde bulunduracak çok iyi bir dizayna gerek vardır. Ancak küçük bir yorulma deneyi numunesi üzerinde yapılan deney sonuçlarının karmaşık bir parça ve konstrüksiyon dizaynında kullanılmasına yönelik bir fikir belirtmesi oldukça güçtür. Dolayısıyla yorulma deneyi sonuçları, mühendislik uygulamalarında çekme deneyi sonuçları gibi kesin ve tam güvenilir bir şekilde kullanılamazlar. Yorulma deneyi sonuçları belirli koşullar için fikir verirler ve benzer koşulların bulunabileceği parça dizaynında gerekli önlemlerin alınmasında yardımcı olurlar (Anık, 1999).

Daha önce vurgulandığı gibi yüklenme durumuna bağlı olarak göz önünde bulundurulacak olan birçok parça başlangıçta çok iyi çalışabilir yalnız belli bir süre sonra yüklemenin çevrim sayısına bağlı olarak yorulma hasarına uğrayarak işlevselliğini yitirebilir. Yorulma analizinin temel amacı malzemenin emniyetli ömrü boyunca ne kadar bir çevrime dayanabileceğini bulmaktır. Yorulma analizinde genel olarak 3 ana metot vardır. Bunlar Strain Life, Stress Life ve Fracture Mechanics'dir. Ansys Workbench™ Fatigue Modülü bunların ilk ikisini kullanıcıya sunar. Strain Life yaklaşımı günümüzde oldukça yaygın bir şekilde kullanılmaktadır ve

yorulmanın düşük çevrim sayılarında kullanılan, tipik olarak çatlak başlangıcını içeren bir metottur. Öte yandan Stress Life ise parçanın toplam ömrü ile ilgilenir bu yüzden çatlak başlangıcını ve çatlak ilerleyişini içermez. Analizler çevrim sayısına göre sınıflandırılırsa; Strain Life düşük sayılı çevrimler için kullanılır bundan dolayı Low Cycle Fatigue (LCF) olarak bilinir ama yüksek sayıdaki çevrimler içinde kullanılabilir. LCF genellikle 10^5 ve daha düşük çevrimleri içerir. Stress Life S-N (Stress-Cycle Curves) diyagramı ile çözülür ve genellikle yüksek çevrimleri içerir bundan dolayı High Cycle Fatigue (HCF) olarak bilinir. 10^5 ve üzeri çevrimleri içerir (Ansys™, Browell, 2006).

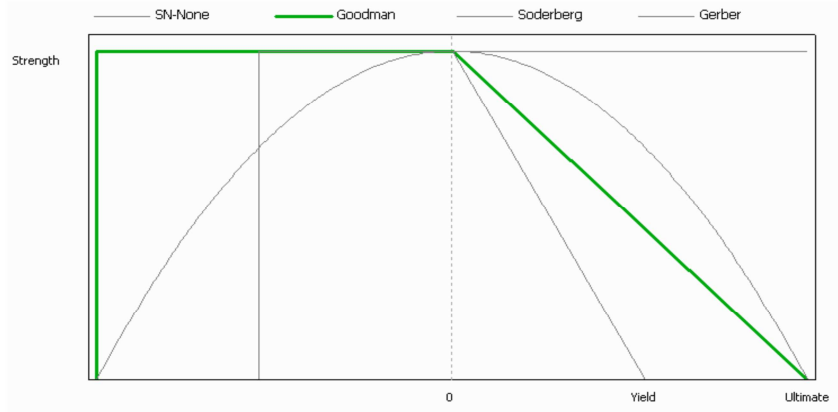
Fracture Mechanics (Kırılma Mekaniği) bir boyutu bilinen bir hasar ile başlar ve çatlağın ilerlemesini inceler bu yüzden “Crack Life” (Çatlak Ömrü) olarak da bilinir. Çatlağın büyüme hızı, çatlağın ömrü sürecindeki bölgeler ve kritik çatlak boyu hakkındaki bilgileri kapsar.

Çalışmada protezin yorulma ömrü tayini için bu metotlardan Stress Life kullanılmıştır. Çünkü ISO standartlarına göre protez en az 5×10^6 çevrime dayanmalıdır. Yukarıda bahsedildiği gibi bu da yüksek çevrimli yorulma demektir. SEM analizlerinde malzemelerin yorulma ile ilgili özellikleri genellikle sabit genlikli yükler uygulandığı varsayımına dayanarak elde edilmiştir. Oysa pratikte bu tür yüklemelerin olması oldukça nadirdir. Malzemenin yükleme durumu varsayımımız, tam değişken yüklenmeden farklı ise malzemede ortalama gerilme bulunacağına işaretler ve bu gerilmenin malzeme ömrüne etkisini öğrenmek için hesaplanması gerekmektedir.



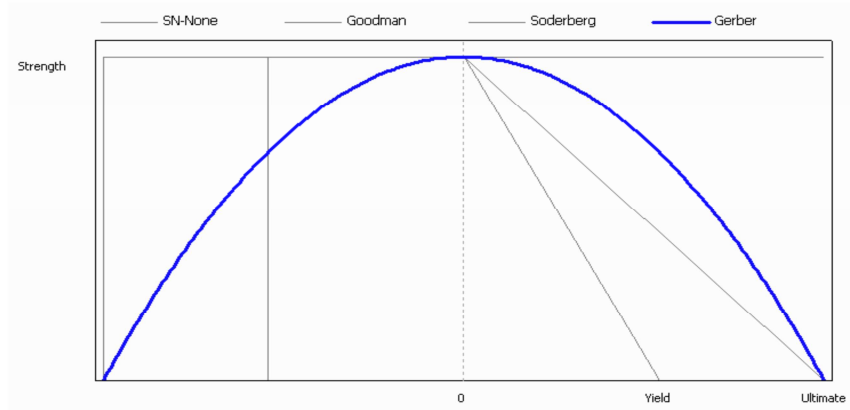
Şekil 3.11 Soderberg yorulma yaklaşım teorisi

$$\frac{\sigma_{alternating}}{S_{endurance\ limit}} + \frac{\sigma_{mean}}{S_{yield\ strength}} = \frac{1}{N} \quad (3.1)$$



Şekil 3.12 Goodman yorulma yaklaşım teorisi

$$\frac{\sigma_{alternating}}{S_{endurance\ limit}} + \frac{\sigma_{mean}}{S_{ultimate\ strength}} = \frac{1}{N} \quad (3.2)$$



Şekil 3.13 Gerber yorulma yaklaşım teorisi

$$\frac{N\sigma_{alternating}}{S_{endurance\ limit}} + \left(\frac{N\sigma_{mean}}{S_{ultimate\ strength}}\right)^2 = 1 \quad (3.3)$$

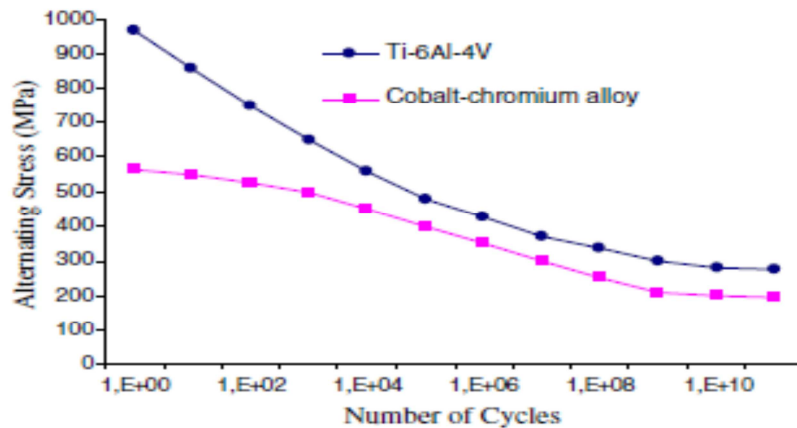
$\sigma_{alternating} = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2}$, $\sigma_{mean} = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2}$, $S_{endurance\ limit}$, Dayanım limiti (Yorulma limiti), $S_{ultimate\ strength}$, Maksimum mukavemet, $S_{yield\ strength}$, Akma mukavemeti, N Belli bir sayıda yüklenme çevrimi için yorulma ömrü güvenlik katsayısıdır (Ansys™, Browell, 2006, Kayabasi, 2005, Kayabasi, 2007).

Ortalama gerilmeleri hesaplamak için Soderberg, Goodman veya Gerber gibi teoriler kullanılır. Goodman gevrek malzemeler için iyi bir tercih iken öte yandan Gerber de sünek malzemeler için seçilebilir. Soderberg ise düşük süneklik özelliğine sahip malzemeler için kullanışlıdır. Bu yorulma yaklaşım teorilerine ait grafikler ve

denklemler; Şekil (3.11), (3.12) ve (3.13) ve Denklem (3.1), (3.2) ve (3.3)'den görülebilir.

Çalışmada analiz sonuçlarında Goodman yorulma yaklaşım teorisi kullanılmıştır. Ayrıca yorulma ömrü hesabı için uygulanacak olan kuvvetin çevrim sayısı ISO 7206-4 standartlarında belirtilmiş olan 5×10^6 uygulanmıştır.

Burada Stree Life durumu için yorulma analizinin gerçekleştirilmesi için S-N diyagram verilerine ihtiyaç duyulur. Bu diyagram farklı sabit gerilmeler altında malzemenin kaç çevrim sonunda çatlayacağını veya kırılacağını gösteren bağlantıyı verir. S-N eğrisinin çizilmesi için genellikle 8 ile 12 benzer numune kullanılır. Ortalama gerilme tüm deneylerde aynı kalmak üzere numunelerin her birine farklı periyodik gerilmeler uygulanarak numunenin çatlamasına (veya kırılmasına) kadar geçen çevrim sayısı tespit edilir. Küçük gerilmeler için çatlamanın görüleceği çevrim sayısı çok büyük olacağından, önceden belirlenen çevrim sayısına kadar deney devam ettirilerek malzemenin davranışı izlenir. Deneylerin tümünde gerilme genliği deney süresince sabit tutulur. Gerilme eksenini olan ordinatta genellikle doğrusal, bazı hallerde ise logaritmik skala kullanılır ve bu ekseninde ya maksimum gerilme, ya minimum gerilme veya gerilme genliğinden biri kaydedilir. Çevrim sayısı eksenini olan apsiste ise genellikle logaritmik skala kullanılır (Anık, 1999). S-N eğrileri 10^6 çevrimden sonra genellikle apsis eksenine asimptotik bir durum gösterirler. Bu çalışma için kullanılacak olan S-N diyagramı Şekil (3.14)'den görülebilir (Kayabasi, 2007).



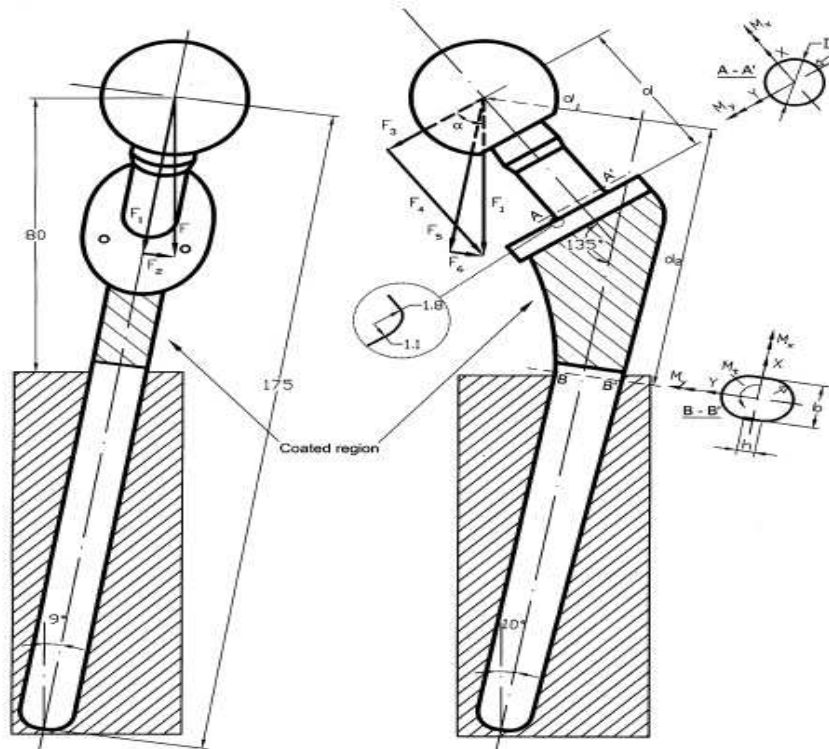
Şekil 3.14 Ti6Al4V ve CoCrMo için S-N diyagramı

4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

4.1 Literatür Doğrulaması

Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan optimizasyon çalışmasından önce yöntemin aşağıdaki A-A' ve B-B' kesitlerindeki maksimum Von Mises gerilme değerleri analitik yöntem ve SEM kullanarak karşılaştırması yapılmış ve yöntemin geçerliliği kontrol edilmiştir. Şekil (4.1), ISO 7206 standartlarının belirlendiği yıl olan 2002'den önce TKA operasyonlarında kullanılan ve bu standardizasyon çalışmalarından sonra da kullanılmaya devam edilen protez gövdesi ve femur başı ölçüleri Chao'nun 2008 yılındaki çalışmasından alınmıştır.

Bu çalışmada, söz konusu protezin standardizasyon çalışmalarından sonrada uygulanmasının sakıncalarını ve hastaların revizyon operasyonlarına ihtiyaç duyulmasını protez geometrisini ve yüklenme miktarını göz önünde bulundurarak incelenmiştir. Ayrıca ISO 7206 standardizasyon çalışmalarının da belli bir ağırlık üstündeki kişilere uygulanıp, uygulanamayacağını incelemiştir (Chao, 2008). Yine aynı çalışmada femur protezlerinin en kritik iki bölgesini göz önünde bulundurarak, bu bölgelerdeki gerilme değerlerini analitik ve nümerik yöntemler ile hesaplamıştır.



Şekil 4.1 A-A' ve B-B' kesitleri ve tasarım parametreleri

Chao'nun bu çalışmada uyguladığı analitik yöntemi kullanarak elde ettiği söz konusu kesitlerdeki maksimum equivalent gerilme (Von Mises) değerlerini, SEM yöntemi ile elde edilen değerlerle karşılaştırarak çalışmanın sapma oranına ulaşılmıştır. ISO 7206-4 standartlarına göre femoral başa uygulanan F kuvvetinin 2300 N olduğunu bilinmektedir. Femur başı merkezine uygulanan söz konusu kuvvetinin bileşen değerleri Şekil (4.1)'de görülebilir (Chao, 2008).

A-A' kesitindeki gerilmeyi bulmak için sol görünüşte F kuvvetini bileşenlerine ayırırsak $F_1 = (F \cos 9^\circ)$ ve $F_2 = (F \sin 9^\circ)$ bulunur. F_1 kuvvetinin ön görünüşteki bileşenleri $F_3 = (F \cos 55^\circ)$ ve eksene dik $F_4 = (F \sin 55^\circ)$ olarak bulunur. Buna göre;

$$\begin{aligned} F &= 2300 \text{ N}; F_1 = 2272 \text{ N}; F_2 = 360 \text{ N}; F_3 = 1303 \text{ N}; F_4 = 1884 \text{ N}; F_5 \\ &= 2237 \text{ N}; F_6 = 395 \text{ N}; \alpha = 55^\circ \\ d &= 32 \text{ mm}; d_1 = 40 \text{ mm}; d_2 = 74 \text{ mm}; D = 13 \text{ mm}; b = 12 \text{ mm}; h \\ &= 4 \text{ mm} \end{aligned}$$

elde edilir. Bu kuvvetlerden eksene dik olan F_4 kuvveti A-A' kesitinde bası gerilmesi oluşturur. F_2 ve F_3 kuvvetleri ise $M_y = F_2 d$ ve $M_x = F_3 d$ eğilme momentleri ile kayma gerilmeleri oluşturur.

A-A' kesitinde seçilen herhangi bir (x, y) noktası için gerilme;

$$\sigma_z = \frac{4F_4}{\pi D^2} + \frac{M_x}{I_x} y - \frac{M_y}{I_y} x \quad (4.1)$$

dir.

Bu denklemde I_x ve I_y atalet momentleri aşağıdaki gibidir;

$$I_x = I_y = \frac{\pi D^4}{64} \quad (4.2)$$

D, burada femur boyun çapıdır.

Bu kesitteki herhangi bir (x, y) noktasındaki kayma gerilmeleri için;

$$\tau_{zx} = -\frac{Q_y F_2}{I_y D} \quad (4.3a)$$

ve

$$\tau_{zy} = -\frac{Q_x F_3}{I_x D} \quad (4.4b)$$

olur. Burada,

$$Q_x = \frac{1}{12}(D^2 - 4y^2)^{3/2} \quad (4.5a)$$

ve

$$Q_y = \frac{1}{12}(D^2 - 4x^2)^{3/2} \quad (4.5b)$$

olarak elde edilir.

Yukarıdaki Denklem (4.1; 4.5)'den elde edilen değerler Von Mises gerilmesini bulmak için uygulanırsa;

$$\sigma_{eq} = [\sigma_z^2 + 3(\tau_{zx}^2 + \tau_{zy}^2)]^{1/2} \quad (4.6)$$

Denklem (4.6)'daki gibi elde edilmiştir. (Chao, 2008).

B-B' kesitinde ise;

F kuvvetinin A-A' kesitinde olduğu gibi F kuvveti F_1 ve F_2 bileşenlerine ayrılabilir. O halde F_1 kuvvetinin B-B' kesitine dik $F_5 = (F_1 \cos 10^\circ)$ ve bu kesite paralel $F_6 = (F_1 \sin 10^\circ)$ bileşenleri elde edilir. F_5 kuvveti bu kesitte bası gerilmesi ve $M_x = F_5 d_1$ eğilme momenti oluşturur. F_2 ve F_6 bileşenleri $M_y = F_2 d_2$ ve $M_x = F_6 d_2$ eğilme momentleri ve kayma gerilmeleri oluşturur.

Denklem (4.6)'da ifade edildiği gibi aksenal gerilme (σ_z) denklemi, B-B' kesiti yük bileşenleri ve bu bileşenlerin oluşturduğu gerilme değerlerine, kesit alanına ve atalet momentine göre uyarlanarak aynı şekilde yazılabilir.

Atalet momentleri;

$$I_x = 0.25b[0.055b^3 + 0.7854b(0.17977b^2 + 0.848bh + h^2) + \frac{h^3}{3}] \quad (4.7)$$

ve

$$I_y = \frac{b^3(16h + 3\pi b)}{192} \quad (4.8)$$

olur. Kesitte herhangi bir (x, y) noktası için kayma gerilmeleri;

$$\tau_{zx} = -\frac{Q_y F_2}{b I_y} \quad (4.9a)$$

ve

$$\tau_{zy} = -\frac{Q_x F_6}{(b+h)I_x} \quad (4.9b)$$

olur. Burada Q_x nümerik integrasyon ile Q_y ise aşağıdaki gibi bulunur;

$$Q_y = (b^2 - 4x^2) \left[\frac{h}{8} + \frac{1}{3}(b^2 - 4x^2)^{1/2} \right] \quad (4.10)$$

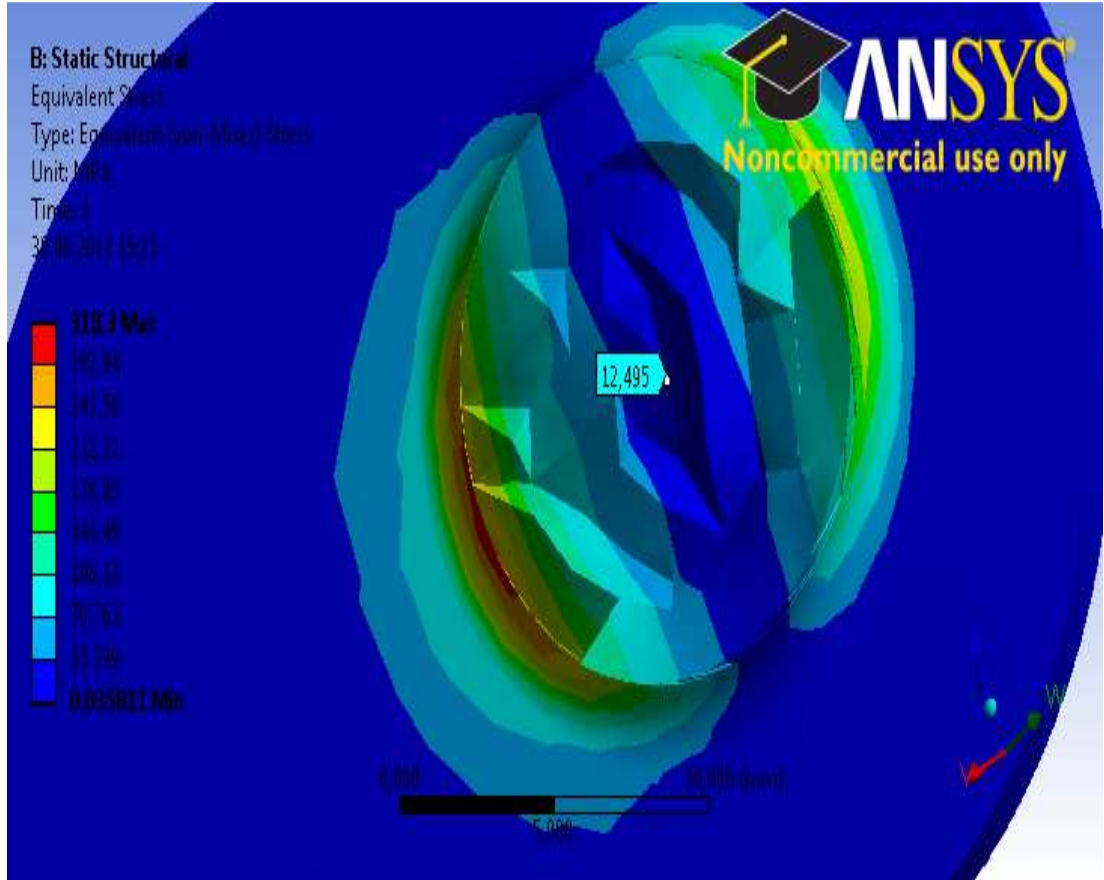
Ayrıca F_2 bileşeni (x, y) noktasında $T = F_2 d_1$ tork momentini oluşturur. Bu torkun kayma gerilmeleri ise;

$$\tau_{zx} = -\frac{T}{2I_x} y \quad (4.11a)$$

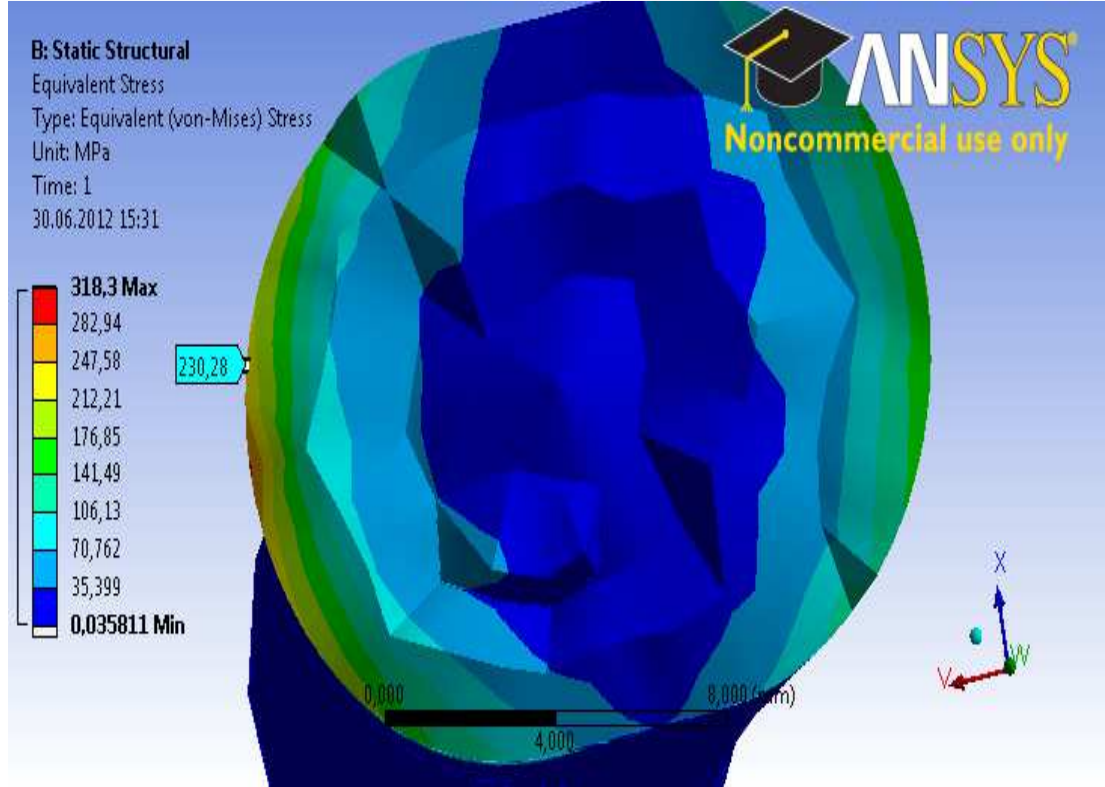
ve

$$\tau_{zy} = \frac{T}{2I_y} x \quad (4.11b)$$

olarak bulunur. Denklem (4.7; 4.11)'den elde edilen bilgiler ile Eşdeğer gerilmeyi bulmak için, A-A' kesitinde olduğu gibi Von Mises kriterine göre Denklem (4.6) daki gibi uygulanarak elde edilmiştir.



Şekil 4.2 SEM'de A-A' kesitindeki (x, y) için Maksimum Equivalent (Von Mises) gerilme değeri



Şekil 4.3 SEM’de B-B’ kesitindeki (x, y) için Maksimum Equivalent (Von Mises) gerilme değeri

Bu hesaplamalar sonucu kesitlerde seçilen herhangi bir (x, y) noktası için maksimum eşdeğer(equivalent) gerilme değerleri bulunmuştur. Çizelge (4.1)’de A-A’ ve B-B’ kesitlerinde herhangi bir (x, y) için analitik gerilme değerleri bulunmuş ve SEM ile ulaşılan sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.1 A-A’ ve B-B’ kesitlerinde herhangi bir (x, y) gerilme değerleri

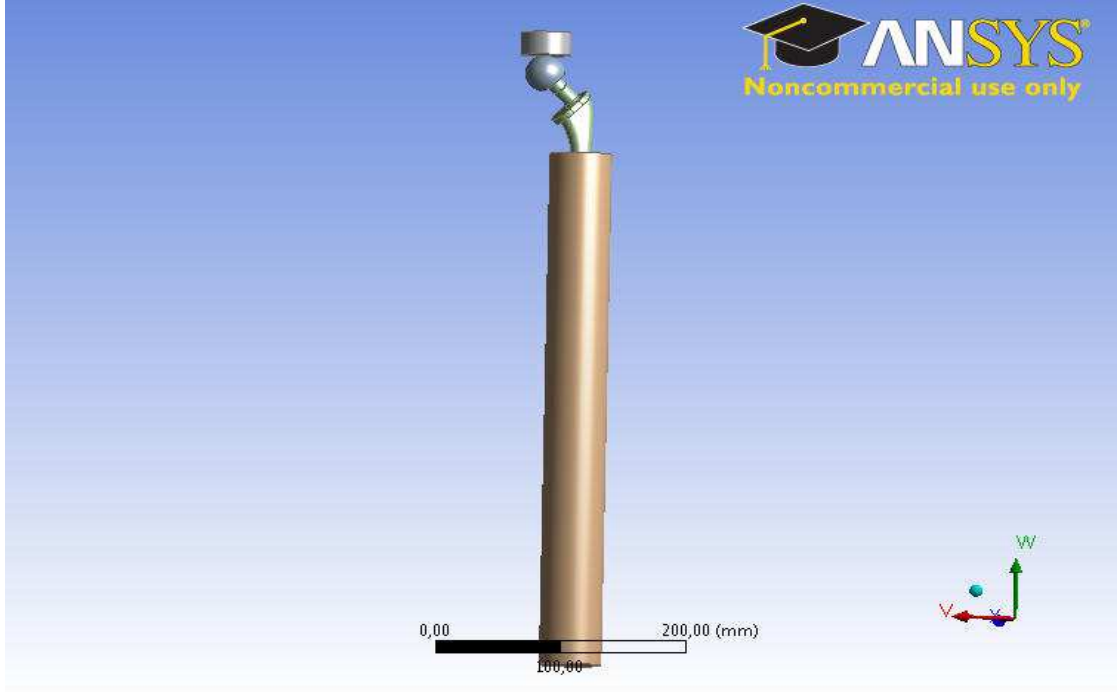
Kesit Alan	σ_{equiv} (MPa)	(x, y) (mm)	SEM - σ_{equiv} (MPa)	Sapma Oranı
A-A’	14,19	(0 - 0)	12,495	%11,945
B-B’	206	(3.4 – 6.9)	230,28	%11,786

Analitik hesap ve SEM sonuçları karşılaştırıldığında A-A’ kesiti için yaklaşık %11,945 ve B-B’ kesiti için ise %11,786 sapma oranı olduğu görülmüştür. Bu da modelmeden kaynaklı bazı hatalar olabileceğini ve buna bağlı olarak bu sapma oranının çalışmamızın sonucunda değerlendirmede göz önünde bulundurulması gerekliliğini gösterir.

4.2 Statik Analiz

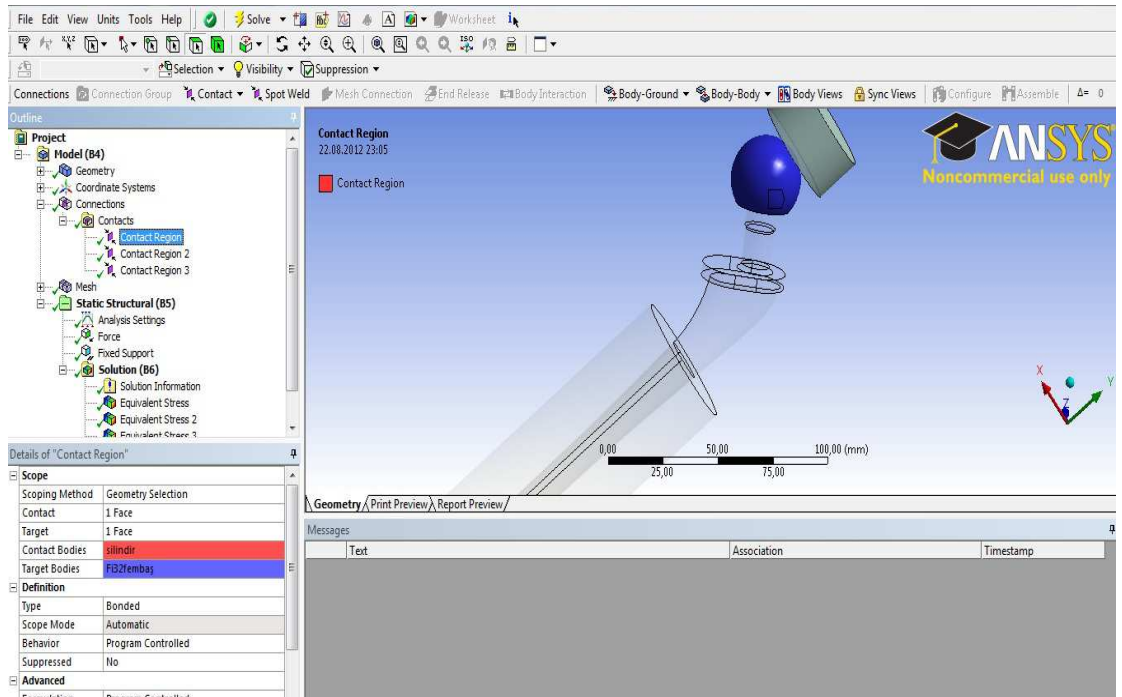
Çalışma da statik analiz için aşamalar aşağıda verilmiştir;

- 1- Parçalar uygun CAD programı ile çizilip montajı yapılarak Workbench'e import edilmiştir. Şekil (4.4)'ten görülebilir.



Şekil 4.4 Montaj parçasının Workbench'e import hali

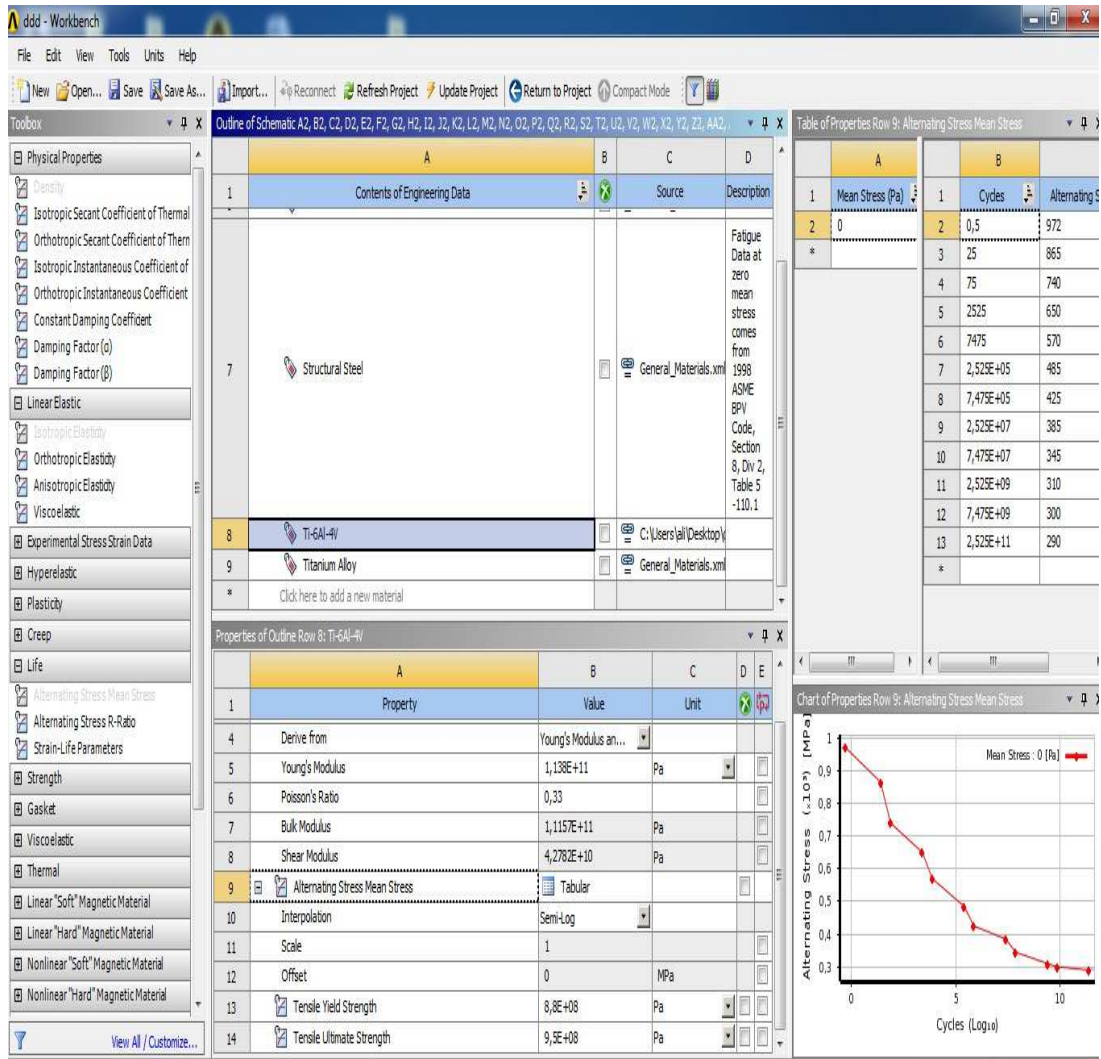
- 2- İport edilen montaj parçası kontrol edilerek parçalar arasındaki ilişkinin "Bonded" olmasına dikkat edilmiştir. Şekil (4.5)'ten görülebilir.



Şekil 4.5 Bağlantı ilişkisi "Bonded" gösterimi

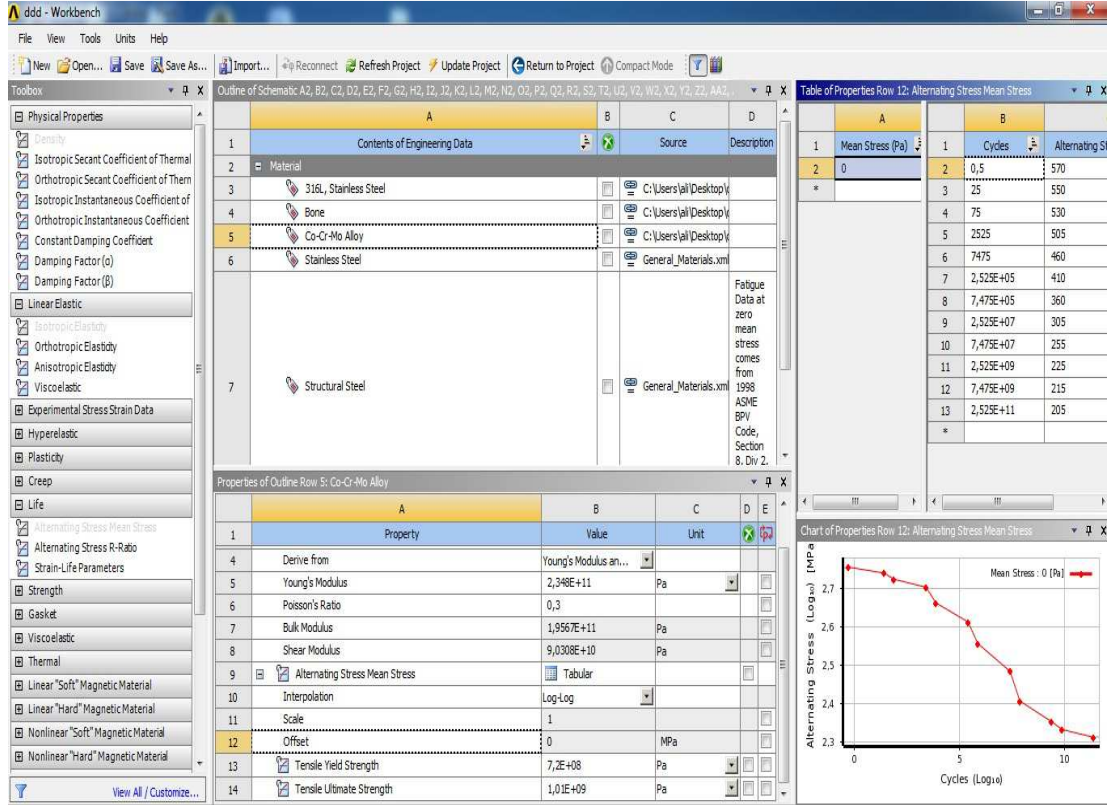
Bu çalışmada bağlantı ilişkisi olarak sürtünmesiz veya belli bir oranda sürtünmeli durum için de analiz yapılabilirdi. Ancak literatürde yapılan taramalar sonucunda genel olarak “Bonded” (tutturulmuş, yapıştırılmış, birleştirilmiş) montaj ilişkisinin seçildiği görülmüş ve bu montaj ilişkisi çalışmaya uygulanmıştır.

- 3- Analizi yapılan modele literatürden alınan teknik bilgiler girilerek, biyomalzemelerin (Ti6Al4V ve CoCrMo) teknik verileri tanımlanıp, protez bileşenlerine atanmıştır (Engineering Data modülü). Şekil (4.6)’dan Ti6Al4V biyomalzemesi için teknik data girdileri görülebilir.



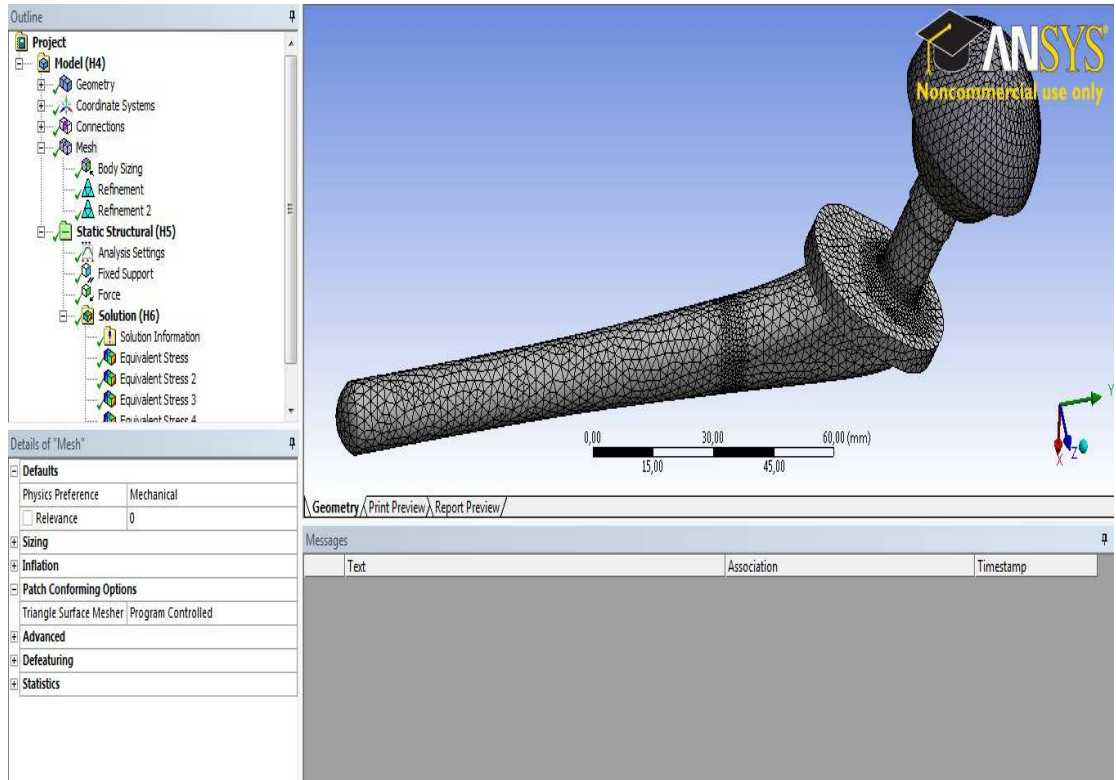
Şekil 4.6 Workbench'te Ti6Al4V teknik data'nın oluşturulması

Şekil (4.7)'den ise CoCrMo biyomalzemesi için teknik data girdileri görülebilir.



Şekil 4.7 Workbench'te CoCrMo teknik dataların oluşturulması

- 4- Çalışmamızdan daha iyi sonuç elde edebilmek için mesh sayıları belli oranda artırılmıştır. Mesh yapısı Şekil (4.8)'den görülebilir.



Şekil 4.8 Mesh iyileştirilme gösterimi

- 5- Modele ISO standartlarında belirlenen sınır şartları uygulanarak Von Mises gerilme değerleri bulunmuştur.
- 6- Montaj parçalarının ömürlerini belirleyebilmek için modele, yine ISO standartlarında belirlenen 5×10^6 çevrim uygulanmış ve Goodman yorulma ömrü yaklaşım teorisi seçilerek güvenlik katsayısı sonuçları elde edilmiştir.
- 7- Değerlendirme parametreleri olarak Von Mises gerilme ve güvenlik katsayısı değerleri baz alınmıştır.

Güvenlik katsayısı, çevrim sayısına bağlı olarak yorulma ömrününün başlayabileceği kritik noktaları belirtmek için kullanılır. Maksimum güvenlik katsayısı 15'dir. Ayrıca güvenlik faktörü 1'in altında olan numuneler, öngörülen tasarım ömrünü tamamlayamaz (Ansys / Workbench™ Manual).

Statik analiz sınır şartlarına göre sonuçlar Çizelge (4.2; 4.13) arasında gösterilmiştir.

Çizelge 4.2 Ti6Al4V Asetabular yuva Von Mises gerilme değerleri

Ti6Al4V		Asetabular yuva gerilme değerleri (MPa)				
Asyuva kalınlıkları (mm)		8	9	10	11	12
İnklinasyon açısı (°)	120	213,25	130,34	103,26	82,878	61,985
	125	196,07	131,21	95,113	71,502	65,069
	130	192,53	128,01	87,311	70,411	53,268
	135	183,21	105,62	82,975	58,731	51,497
	140	161,43	97,385	76,744	59,297	50,924

Çizelge 4.3 Ti6Al4V Asetabular yuva güvenlik katsayısı değerleri

Ti6Al4V		Asetabular yuva güvenlik katsayısı değerleri				
Asyuva kalınlıkları (mm)		8	9	10	11	12
İnklinasyon açısı (°)	120	3,3523	5,4848	6,9231	8,6259	11,533
	125	3,6461	5,4486	7,5163	9,9983	10,987
	130	3,7132	5,5849	8,1879	10,153	13,421
	135	3,902	6,7687	>15	12,172	13,882
	140	4,4286	13,603	9,3153	12,056	14,038

Çizelge 4.4 CoCrMo Asetabular yuva Von Mises gerilme değerleri

CoCrMo		Asetabular yuva gerilme değerleri (MPa)				
Asyuva kalınlıkları (mm)		8	9	10	11	12

Çizelge 4.4 (devam)

İnklinasyon açısı (°)	120	168,89	102,98	86,116	63,454	53,305
	125	158,57	104,59	76,558	57,024	54,684
	130	145,89	105,74	70,865	55,277	44,44
	135	145,82	83,073	63,45	48,315	43,315
	140	128,19	86,48	64,832	51,219	47,288

Çizelge 4.5 CoCrMo Asetabular yuva güvenlik katsayısı değerleri

CoCrMo		Asetabular yuva güvenlik katsayısı değerleri				
Asyuva kalınlıkları (mm)		8	9	10	11	12
İnklinasyon açısı (°)	120	3,0961	5,0777	6,0721	8,2408	9,8096
	125	3,2976	4,9996	6,8301	9,1699	9,5623
	130	3,5841	4,9452	7,3789	9,4596	11,766
	135	3,586	6,2945	8,2412	10,823	12,072
	140	4,079	6,0465	8,0655	10,209	11,058

Çizelge 4.6 Ti6Al4V Protez gövdesi Von Mises gerilme değerleri

Ti6Al4V		Protez gövdesi gerilme değerleri (MPa)				
Protez boyun çapı (mm)		10	12	14	16	18
İnklinasyon açısı (°)	120	745,74	517,82	424,91	395,78	408,22
	125	705,34	496,97	429,6	426,29	396,18
	130	666,55	443,66	417,01	415,24	423,87
	135	628,42	422,46	411,44	427	401,5
	140	571,65	392,17	360,44	347,96	385,8

Çizelge 4.7 Ti6Al4V Protez gövdesi güvenlik katsayısı değerleri

Ti6Al4V		Protez gövdesi güvenlik katsayısı değerleri				
Protez boyun çapı (mm)		10	12	14	16	18
İnklinasyon açısı (°)	120	0,95864	1,3806	1,6825	1,8063	1,7513
	125	1,0136	1,4385	1,6641	1,677	1,8045
	130	1,0725	1,6113	1,7143	1,7216	1,6866
	135	1,1376	1,6922	1,7376	1,6742	1,7805
	140	1,2506	1,8229	1,9834	2,0545	1,853

Çizelge 4.8 CoCrMo Protez gövdesi Von Mises gerilme değerleri

CoCrMo		Protez gövdesi gerilme değerleri (MPa)				
Protez boyun çapı (mm)		10	12	14	16	18
İnklinasyon açısı (°)	120	749,49	519,29	405,77	366,58	376,32
	125	709,17	498,57	397,91	394,04	370,53
	130	670,08	445,25	383,75	384,35	387,63
	135	631,63	424,09	381,15	394,2	371,47
	140	574,69	345,38	333,13	323,64	357,07

Çizelge 4.9 CoCrMo Protez gövdesi güvenlik katsayısı değerleri

CoCrMo		Protez gövdesi güvenlik katsayısı değerleri				
Protez boyun çapı (mm)		10	12	14	16	18
İnklinasyon açısı (°)	120	0,69768	1,007	1,2887	1,4264	1,3895
	125	0,73735	1,0488	1,3141	1,327	1,4112
	130	0,78036	1,1744	1,3626	1,3605	1,349
	135	0,82786	1,233	1,3719	1,3265	1,4077
	140	0,90989	1,514	1,5697	1,6157	1,4645

Çizelge 4.10 Ti6Al4V Femoral baş Von Mises gerilme değerleri

Ti6Al4V		Femur başı gerilme değerleri (MPa)				
Femur başı çapı (mm)		28	32	36	40	44
İnklinasyon açısı (°)	120	125,62	64,363	45,04	37,035	37,367
	125	119,29	62,323	58,257	36,686	38,361
	130	105,44	59,879	43,437	34,656	30,969
	135	95,486	55,449	44,799	30,312	28,896
	140	101,67	52,554	45,226	29,528	26,943

Çizelge 4.11 Ti6Al4V Femoral baş güvenlik katsayısı değerleri

Ti6Al4V		Femur başı güvenlik katsayısı değerleri				
Femur başı çapı (mm)		28	32	36	40	44
İnklinasyon açısı (°)	120	5,691	11,107	>15	>15	>15
	125	5,9932	11,471	12,271	>15	>15
	130	6,7804	11,939	>15	>15	>15
	135	7,487	12,893	>15	>15	>15
	140	7,0315	13,603	>15	>15	>15

Çizelge 4.12 CoCrMo Femoral baş Von Mises gerilme değerleri

CoCrMo		Femur başı gerilme değerleri (MPa)				
Femur başı çapı (mm)		28	32	36	40	44
İnklinasyon açısı (°)	120	128,24	65,09	45,481	37,279	38,84
	125	121,6	63,105	58,804	37,203	39,942
	130	107,52	60,809	43,909	35,23	32,063
	135	97,161	56,27	45,102	30,875	29,776
	140	103,69	29,047	45,598	30,063	27,951

Çizelge 4.13 CoCrMo Femoral baş güvenlik katsayısı değerleri

CoCrMo		Femur başı güvenlik katsayısı değerleri				
Femur başı çapı (mm)		28	32	36	40	44
İnklinasyon açısı (°)	120	4,0777	8,0335	11,497	14,027	13,463
	125	4,3002	8,2863	8,8923	14,056	13,092
	130	4,8633	8,5992	11,909	14,843	>15
	135	5,3818	9,2928	11,594	>15	>15

Çizelge 4.13 (devam)

	140	5,0431	>15	11,468	>15	>15
--	-----	--------	-----	--------	-----	-----

Statik analiz sonuçlarının ön değerlendirilmesi yapılarak, dinamik analizde kullanılacak en iyi modellere, minimum maliyeti göz önüne alınarak, ulaşılmıştır. Buna göre, aşağıdaki şekillerde görülebileceği gibi protez gövdesi, asetabular yuva ve femur başı beraber değerlendirildiğinde TKA operasyonlarında implantın bütünlüğünü, ömrünü etkileyen bileşen protez gövdesi olduğu görülmüştür (Çizelge 4.2; 4.13 ve Şekil 4.9; 4.18). O halde bu analizlerde göz önünde bulundurulması gereken en önemli bileşenin protez gövdesi olduğu görülmüştür. Çünkü analiz sonuçları değerlendirildiğinde en kritik gerilmenin protez gövdesinde olduğu görülmüştür. Dolayısıyla protez gövdesi 1. dereceden kritik durumda iken femoral baş ve asetabular yuva tali durumdadır.

Protez gövdesi sonuçları değerlendirildiğinde ise kritik olarak 2 nokta olduğu görülmüştür. Bunlar bahsi geçen A-A' ve B-B' kesitleri civarındadır. Protez gövdesi için Çizelge (4.6), (4.7), (4.8) ve (4.9) incelendiğinde Ti6Al4V ile CoCrMo biyomalzeme sonuçları karşılaştırıldığında aynı şartlarda gerilme değerlerinin birbirinden çok farklı olmadığı ancak güvenlik katsayısı anlamında emniyetli protez gövdesi ömrü için Ti6Al4V kullanmanın daha yerinde olacağı sonucuna ulaşılmıştır (Özellikle güvenlik katsayıları arasındaki fark belirleyici olmuştur). Analiz sonuçlarına göre protez gövdesi için CoCrMo kullanılması halinde muhtemel revizyon operasyonlarına ihtiyaç duyulabileceği göz önünde bulundurulmalıdır (güvenlik katsayı değerinin 1'in altında olması sebebiyle). CoCrMo yerine Ti6Al4V kullanmak maliyeti artırsa bile ömür açısından daha uygun ve yerinde olacağı görülmüştür. Dolayısıyla Ti6Al4V biyomalzemesi için göz önünde bulundurulmuş bütün boyun çaplarında en iyi sonuçların 135° ve 140° boyun açısına sahip protez gövdelerinde, olduğu yukarıdaki çizelgelerden görülmüştür (Çizelge 4.6 ve 4.7).

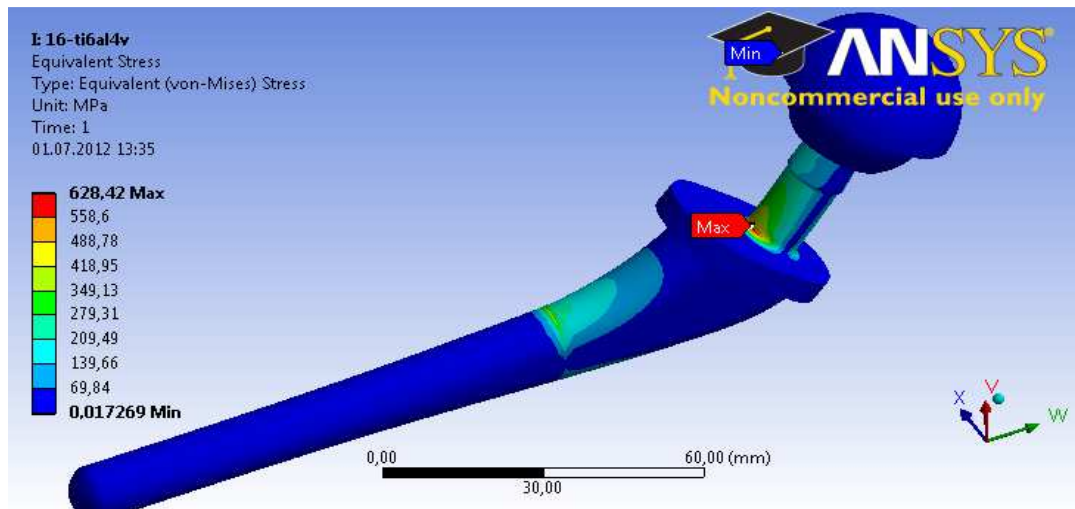
Bu inklinasyon açıları için gerilme ve güvenlik katsayı değerleri incelendiğinde boyun çapı 10 mm olan durumdaki protezin güvenlik katsayısının en küçük diğer boyun çapı güvenlik katsayılarına oranla %45-65 gibi ciddi bir oranda değişiklik gösterdiği görülmüştür (Çizelge 4.7 ve 4.9). Bu yüzden protez gövdesi için boyun çapı 10 mm olan durumun değerlendirme dışı bırakılması uygun olacaktır. Ancak karşılaştırma yapmak amaçlı dinamik analizde kullanılmıştır.

Öte yandan boyun çaplarına göre gerilme ve güvenlik katsayı sonuçları değerlendirildiğinde sonuçların birbirine yakın olduğu görülmüştür. Güvenlik katsayısı için en büyük değer ile en küçük değer arasındaki farkın %6 ile %12 arasında değiştiği görülebilir (Çizelge 4.6, 4.7, 4.8 ve 4.9). Dolayısıyla minimum maliyet prensipleri göz önüne alırsak boyun çapı 12 mm ve 14 mm kullanılmasının yeterli olacağı görülür. Bu yüzden boyun çapı 16 mm ve 18 mm olan durum değerlendirme dışı bırakılmıştır.

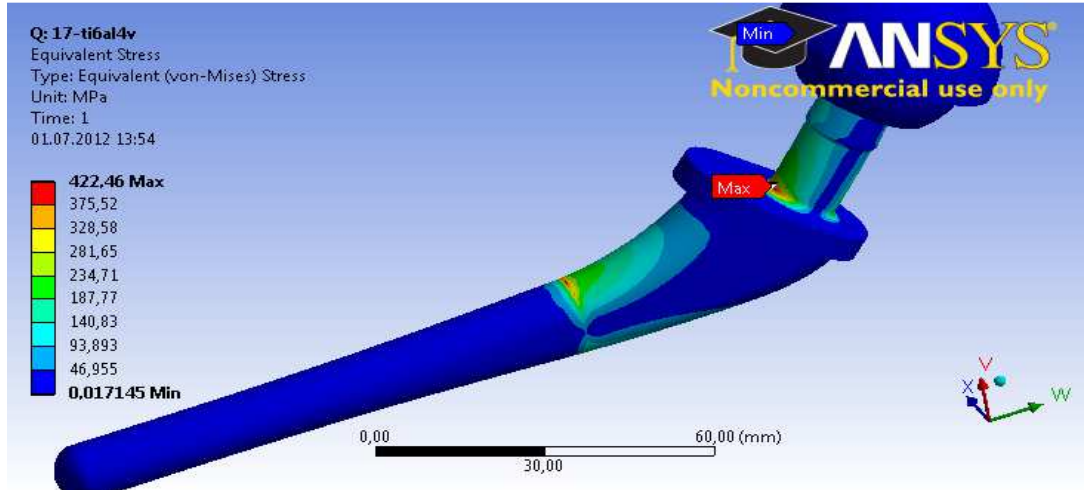
Söz konusu duruma daha açıklayıcı yaklaşabilmek için aşağıdaki Şekil (4.9), (4.10), (4.11), (4.12), (4.13) inceleyelim.

Şekil (4.9; 4.13) incelendiğinde Şekil (4.9) ve (4.10)'da kritik bölgenin boyun bölgesi olduğu görülebilir. Hâlbuki Şekil (4.11)'de ise kritik bölgenin artık boyun bölgesi değil B-B' kesiti bölgesi civarında olduğu görülmüştür. O halde artık boyun çapının artırılmasının protezin emniyetli ömrüne herhangi bir faydası olmayacağına karar verilmiştir. Çünkü protez gövdesinin maksimum gerilme değerini ve ömrünü belirleyecek olan bölge boyun bölgesi olmaktan çıkıp protezin kemiğe sabitlendiği B-B' kesiti bölgesine taşınmıştır. Ayrıca bu durum optimizasyon çalışması yapılan parametrelerin dışına çıkmıştır.

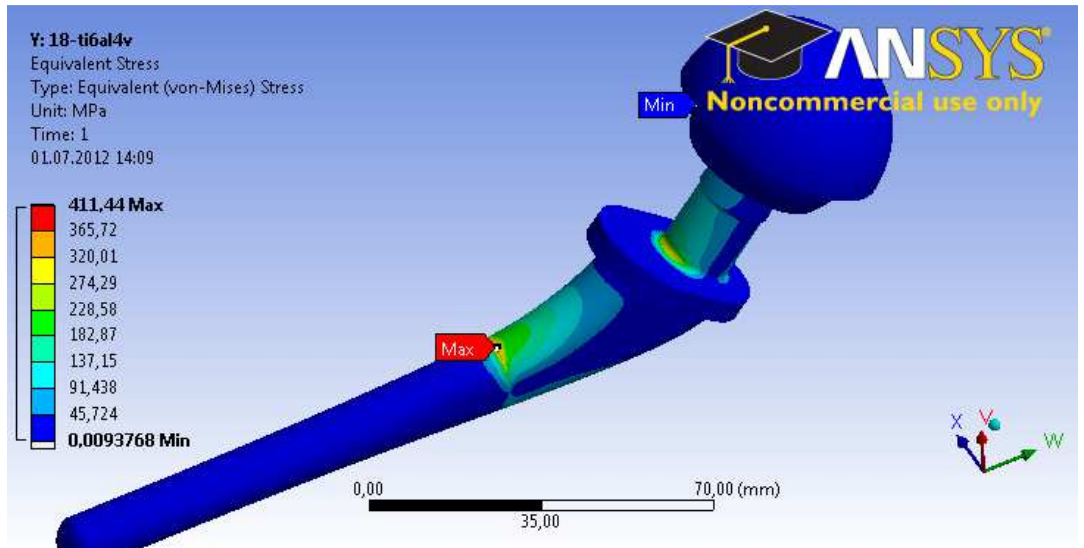
Dolayısıyla boyun çapı 16 mm ve 18 mm olan durum minimum maliyet açısından uygun görülmemiştir. Bu yüzden dinamik analiz için, 135° boyun açısına sahip protez gövdesinde 12 mm ve 14 mm boyun çapına sahip Ti6Al4V protez gövdesi göz önüne alınmıştır. Ayrıca yukarıda bahsedildiği gibi karşılaştırma amaçlı olarak 10 mm boyun çapı da göz önüne alınmıştır.



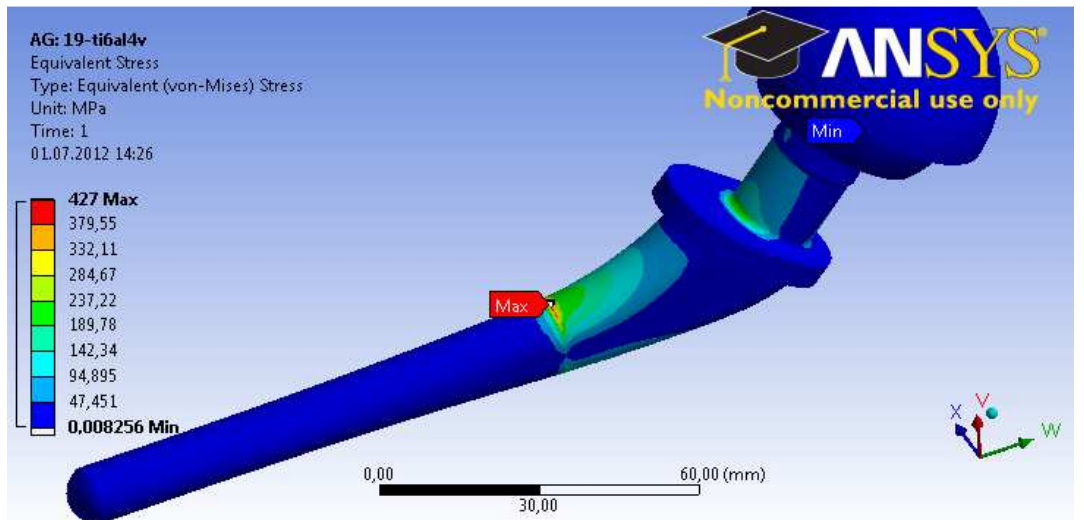
Şekil 4.9 135° Ti6Al4V Protez gövdesi BÇ 10 mm



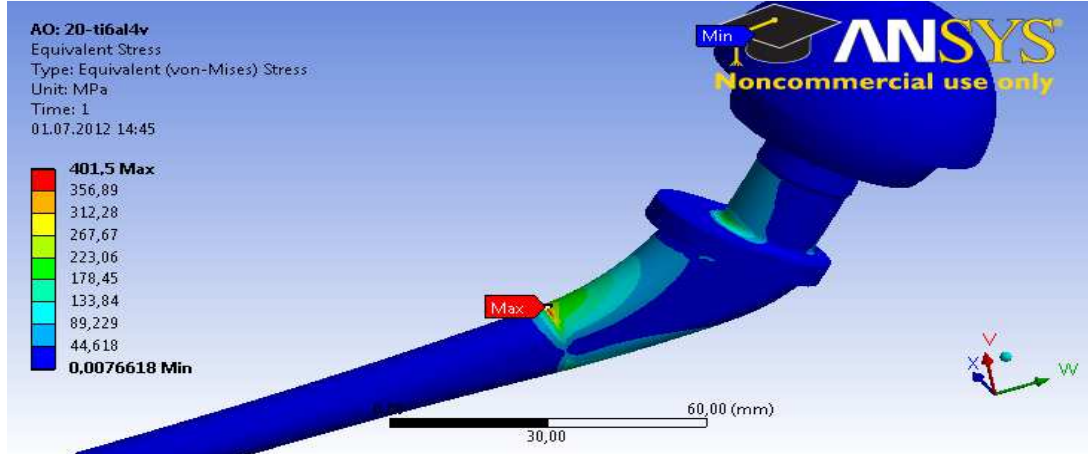
Şekil 4.10 135° Ti6Al4V Protez gövdesi BÇ 12 mm



Şekil 4.11 135° Ti6Al4V Protez gövdesi BÇ 14 mm

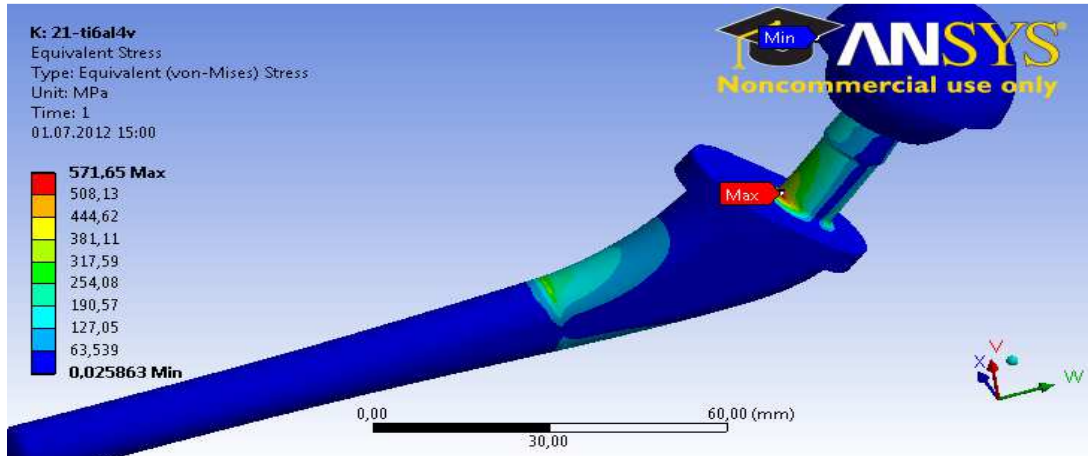


Şekil 4.12 135° Ti6Al4V Protez gövdesi BÇ 16 mm

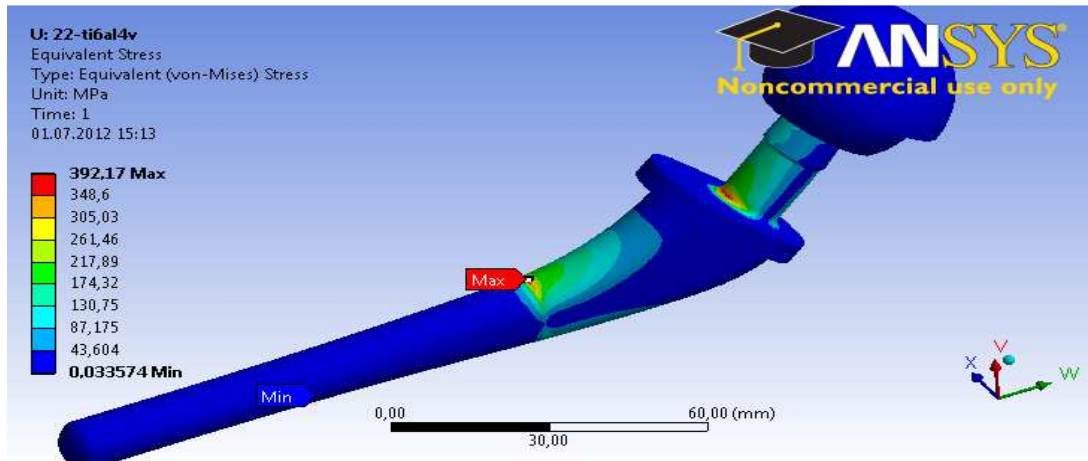


Şekil 4.13 135° Ti6Al4V Protez gövdesi BÇ 18 mm

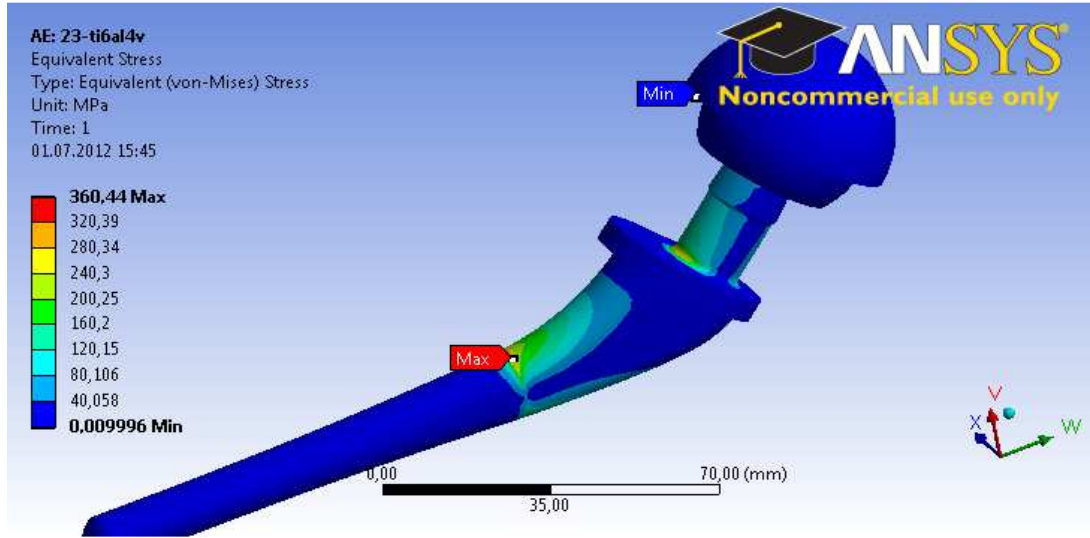
Aynı şekilde 140° boyun açılı protez gövdesi sonuçları değerlendirildiğinde Şekil (4.14)'de kritik bölge, boyun bölgesi iken Şekil (4.15), (4.16), (4.17) ve (4.18)'de kritik bölge artık boyun bölgesi olmaktan çıkmış ve protezin kemiğe sabitlendiği B-B' kesiti bölgesi olmuştur.



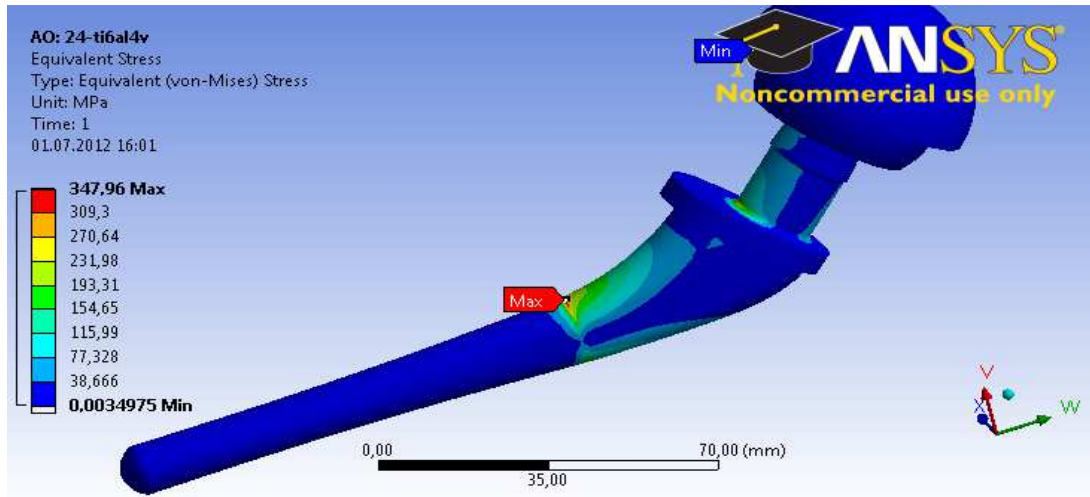
Şekil 4.14 140° Ti6Al4V protez gövdesi BÇ 10 mm



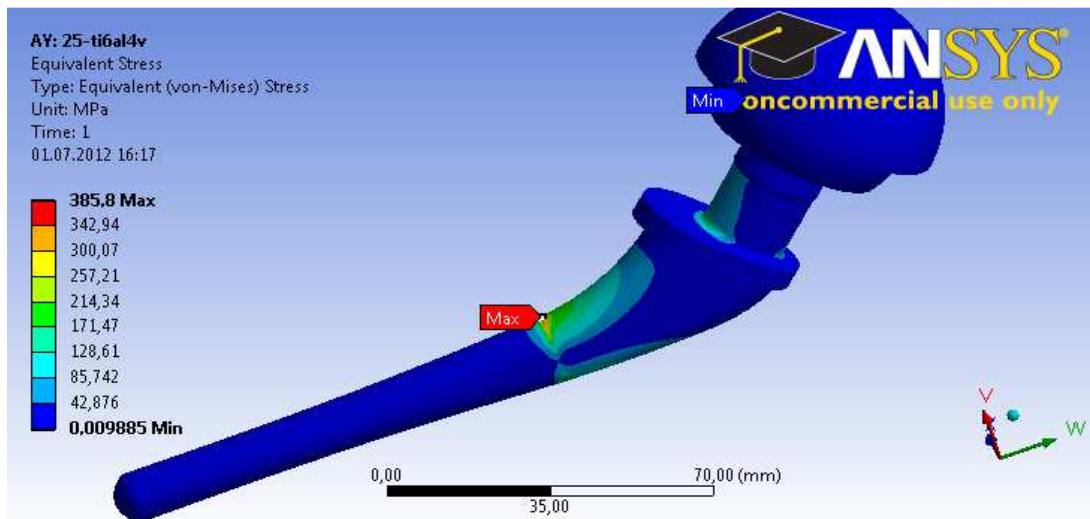
Şekil 4.15 140° Ti6Al4V protez gövdesi BÇ 12 mm



Şekil 4.16 140° Ti6Al4V protez gövdesi BÇ 14 mm



Şekil 4.17 140° Ti6Al4V protez gövdesi BÇ 16 mm



Şekil 4.18 140° Ti6Al4V protez gövdesi BÇ 18mm

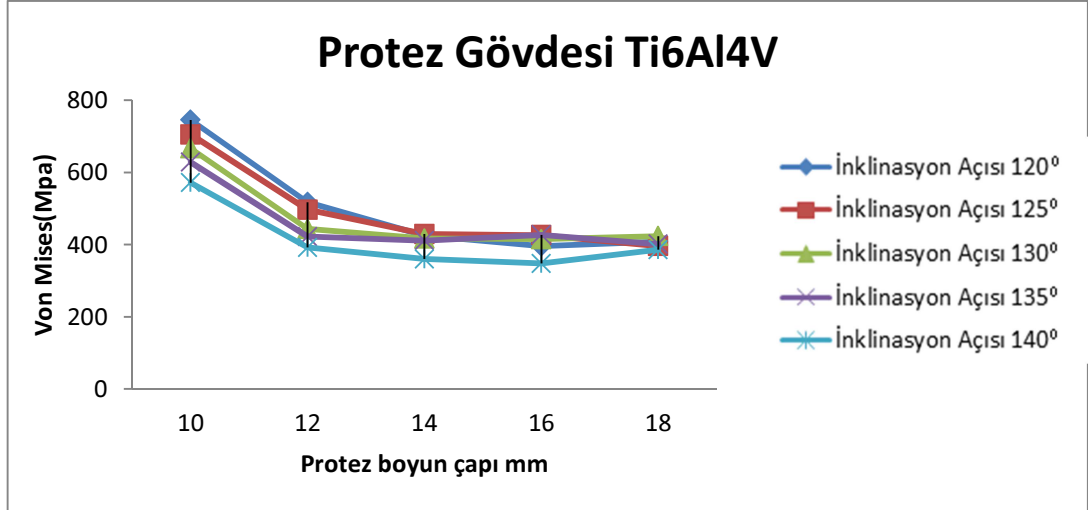
Dolayısıyla 140° boyun açısına sahip protez gövdesi için Şekil (4.15)'deki durumdan sonra boyun çapının artırılması, çalışmanın parametreleri dışına çıktığından gerilmenin azalmasında veya protez ömrünün artırılmasında herhangi bir etkisi olmayacağına karar verilmiştir. Bu yüzden dinamik analizde 140° boyun açısı için 12 mm boyun çapına sahip Ti6Al4V protez göz önüne alınmıştır. Ayrıca karşılaştırma amaçlı olarak 10 mm boyun çapı da göz önüne alınmıştır.

Asetabular yuva için analiz sonuçları değerlendirildiğinde (Çizelge 4.2, 4.3, 4.4 ve 4.5) Ti6Al4V sonuçlarının CoCrMo biyomalzeme sonuçlarına oranla daha iyi olduğu görülmüştür. Asetabular yuva için en iyi sonuçlar, 11 mm ve 12 mm kalınlık durumlarında elde edilmiştir. Ancak minimum maliyet durumu göz önüne alındığında ve protez gövdesi ömrü ile beraber değerlendirildiğinde 8 mm ve 9 mm kullanılmasının daha yerinde olacağına karar verilmiştir. Bu yüzden dinamik analiz için 8 mm ve 9 mm asetabular yuva kalınlığı ve CoCrMo biyomalzeme göz önüne alınması uygun görülmüştür. Çünkü yukarıda da bahsedildiği gibi en kritik parça protez gövdesi olduğundan minimum maliyet gözetilerek asetabular yuva kalınlığı parametresi protez gövdesi ile beraber değerlendirildiğinde düşük değerlerde seçilmesinin yerinde olacağına karar verilmiştir. Asetabular yuva kalınlığı operasyon uygulanacak kişinin ağırlığına bağlı olarak değişebileceği bilinmelidir. Söz konusu durum da yaklaşık 575 N vücut ağırlığına sahip bir kişi için değerlendirildiği göz önünde bulundurulmalıdır (Chao, 2008).

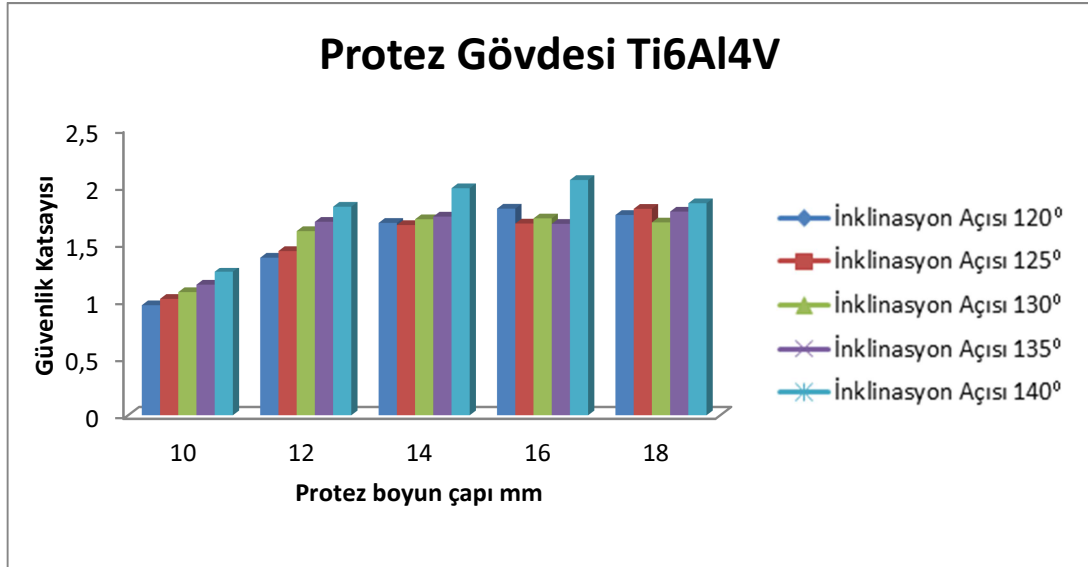
Femoral baş için (Çizelge 4.10, 4.11, 4.12 ve 4.13) yine asetabular yuvada olduğu gibi Ti6Al4V sonuçlarının CoCrMo biyomalzeme sonuçlarına oranla daha iyi olduğu görülmüştür. En iyi emniyetli ömre sahip femoral başların 36mm, 40mm ve 44 mm çaplarına sahip olanlar olduğu görülmüştür. Asetabular yuva için bahsedildiği gibi en kritik parça protez gövdesi olduğundan minimum maliyet gözetilerek femoral baş çapının protez gövdesi ile beraber değerlendirilerek düşük seçilmesinin uygun olacağına karar verilmiştir. Bu yüzden dinamik analiz için 28 mm ve 32 mm femoral baş çapı ve CoCrMo biyomalzemesi göz önüne alınmıştır.

Statik analiz (protez gövdesi, asetabular yuva ve femoral baş için) sonuçları grafiksel gösterimleri Şekil (4.19) ile (4.30) arasında görülebilir.

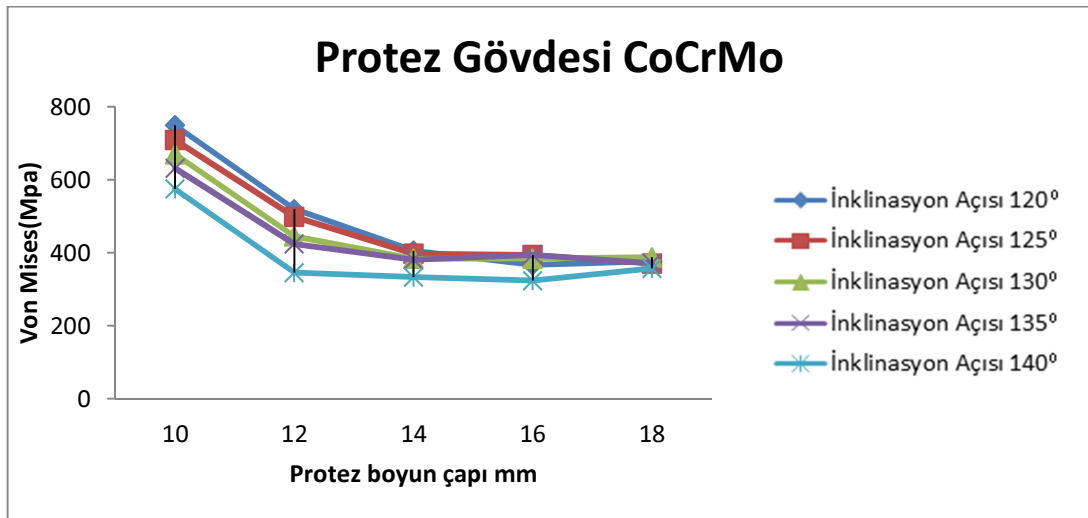
Protez gövdesi statik analiz sonuçları grafiksel gösterimleri Şekil (4.19) ile (4.22) arasında görülebilir



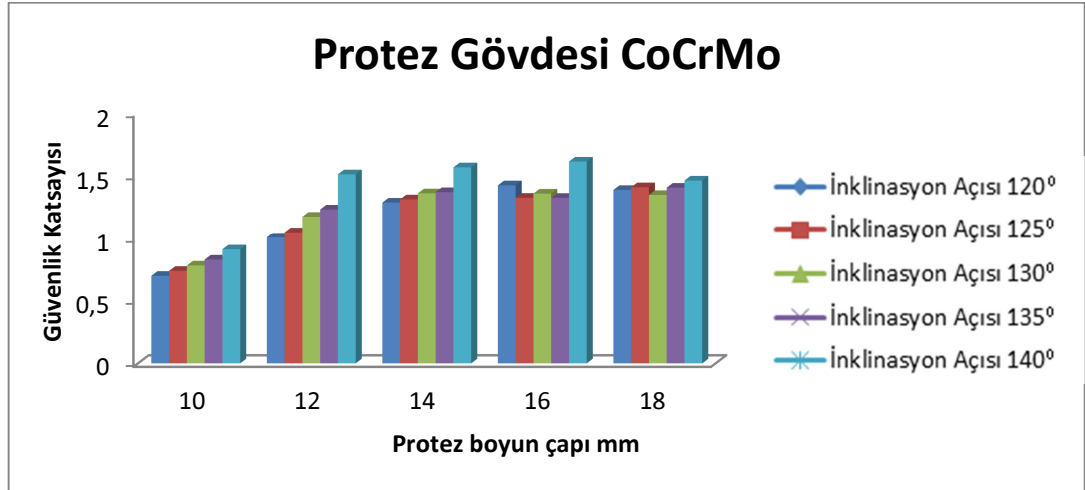
Şekil 4.19 Ti6Al4V protez gövdesi Von Mises gerilme değerleri



Şekil 4.20 Ti6Al4V protez gövdesi güvenlik katsayısı değerleri

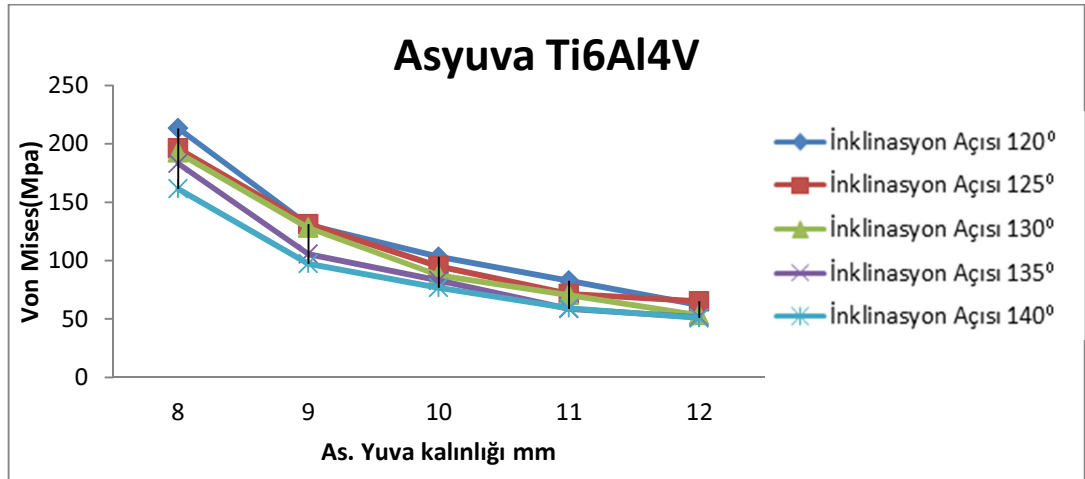


Şekil 4.21 CoCrMo protez gövdesi Von Mises gerilme değerleri

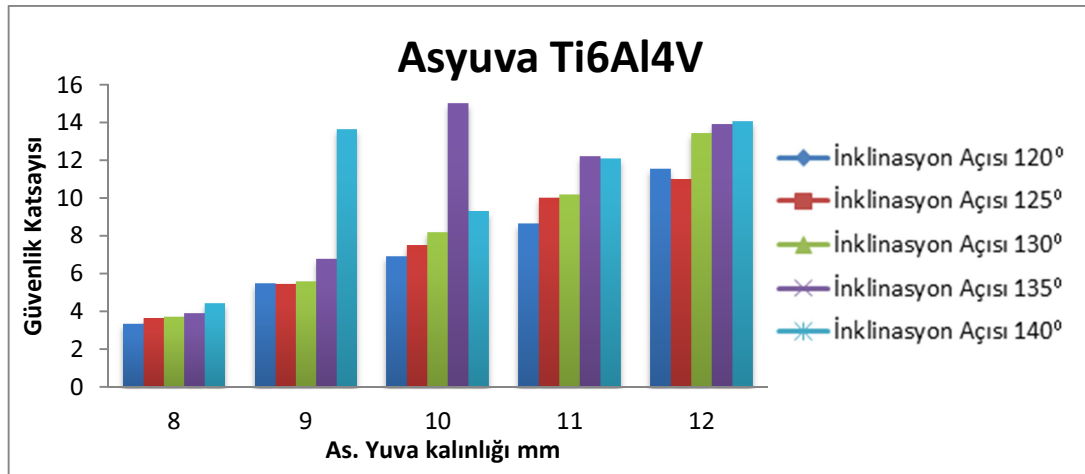


Şekil 4.22 CoCrMo protez gövdesi güvelik katsayısı değerleri

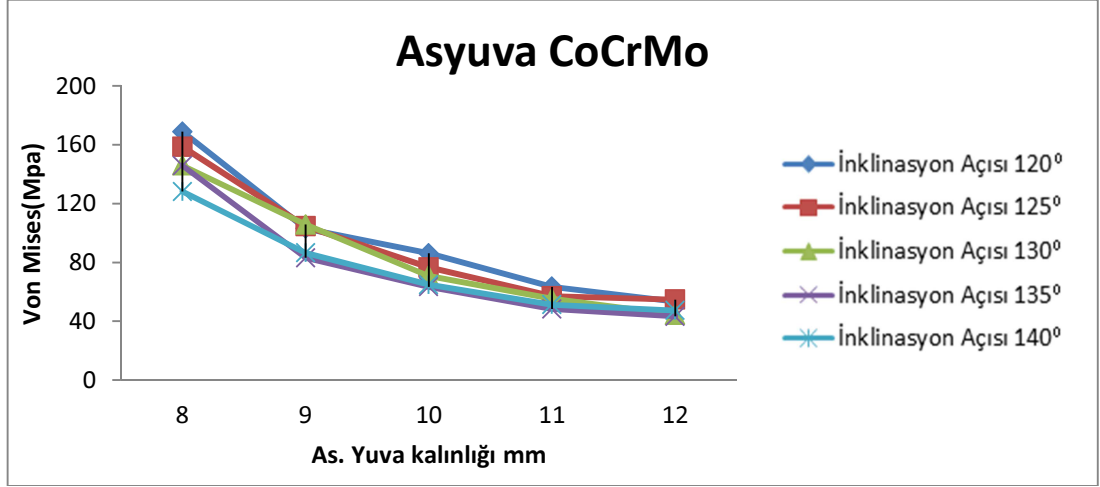
Asetabular yuva statik analiz sonuçları grafiksel gösterimleri Şekil (4.23) ile (4.26) arasında görülebilir.



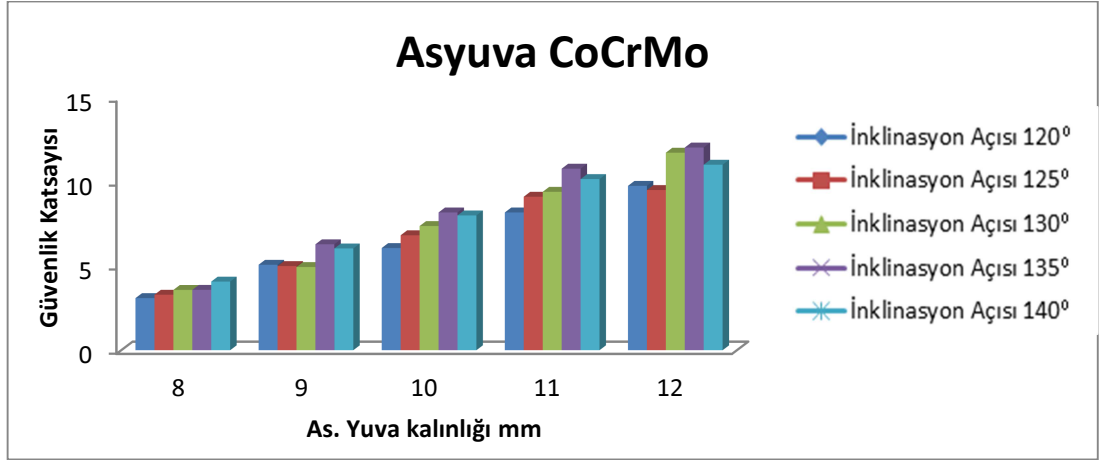
Şekil 4.23 Ti6Al4V Asetabular yuva Von Mises gerilme değerleri



Şekil 4.24 Ti6Al4V Asetabular yuva güvelik katsayısı değerleri

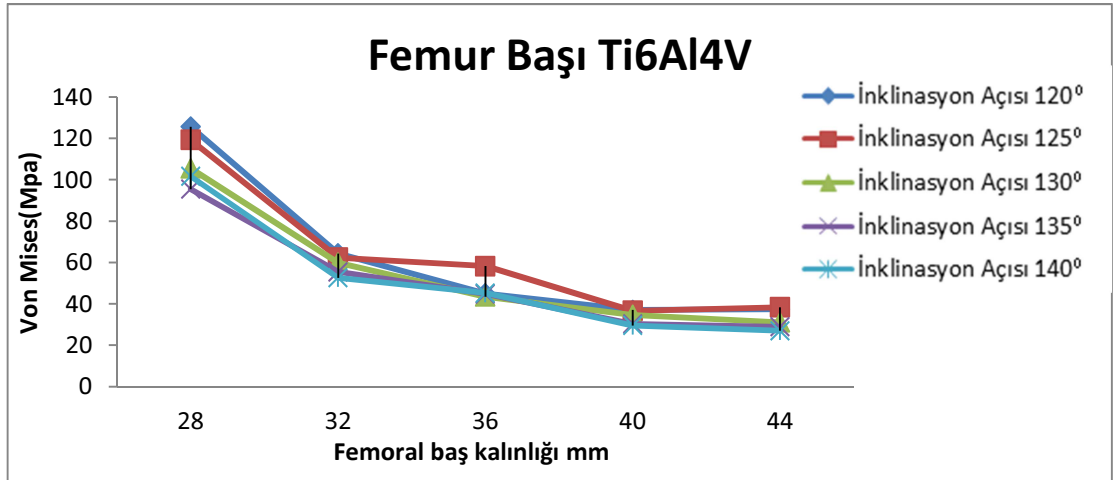


Şekil 4.25 CoCrMo Asetabular yuva Von Mises gerilme değerleri

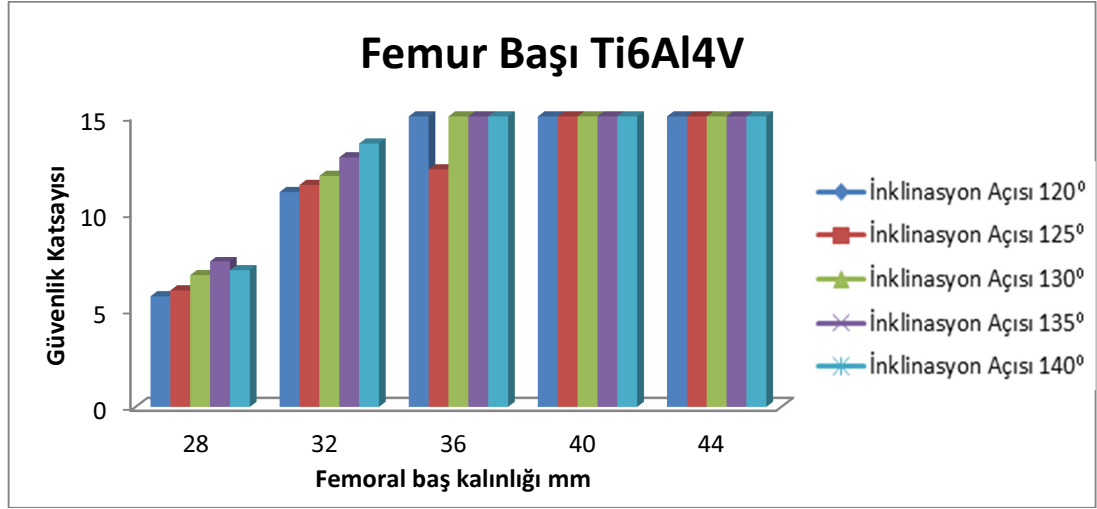


Şekil 4.26 CoCrMo Asetabular yuva güvenlik katsayısı değerleri

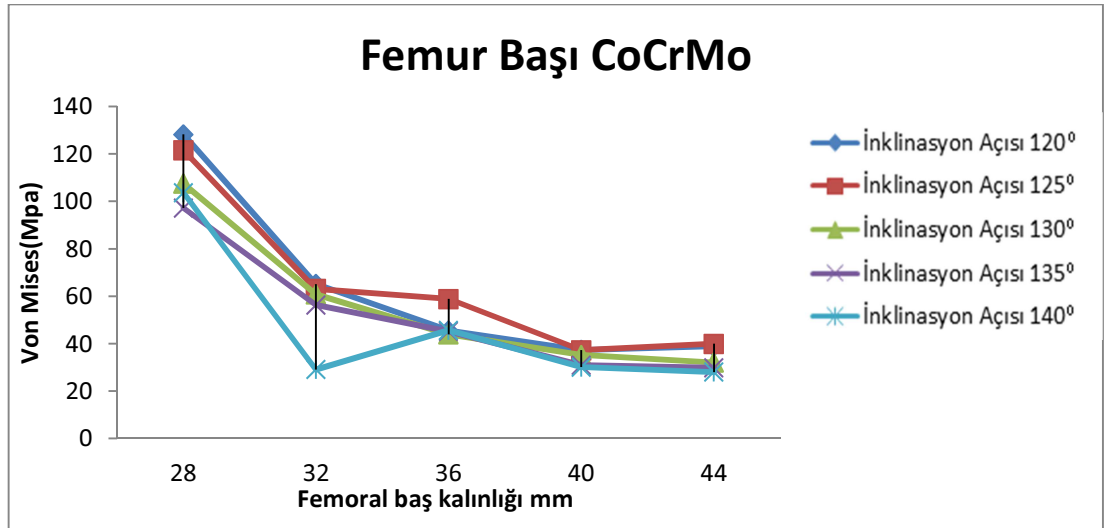
Femoral baş statik analiz sonuçları grafiksel gösterimleri Şekil (4.27) ile (4.30) arasında görülebilir.



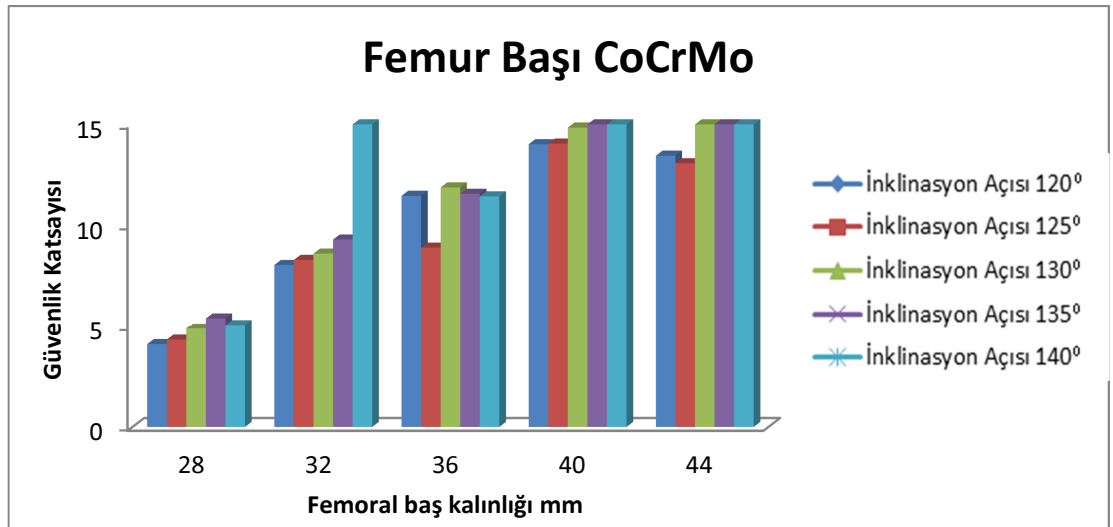
Şekil 4.27 Ti6Al4V Femoral baş Von Mises gerilme değerleri



Şekil 4.28 Ti6Al4V Femoral baş güvenlik katsayısı değerleri



Şekil 4.29 CoCrMo Femoral baş Von Mises gerilme değerleri

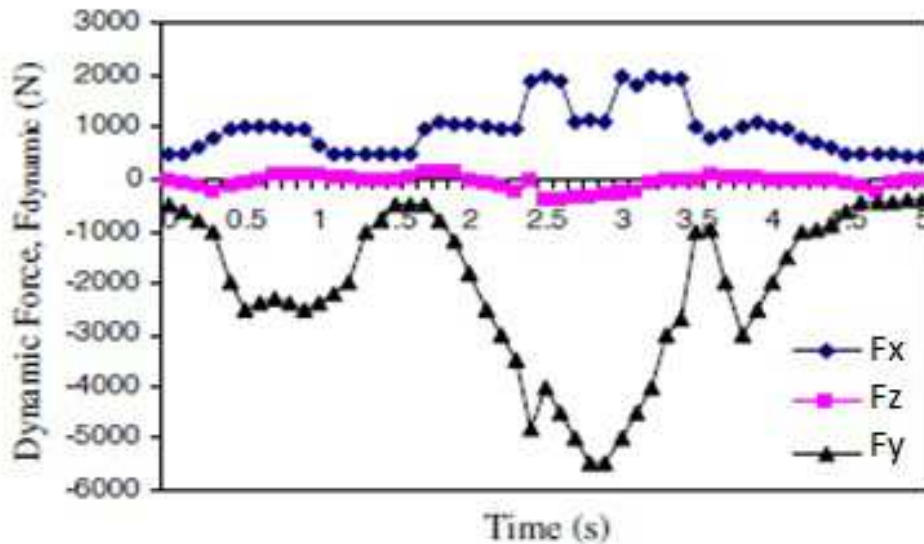


Şekil 4.30 CoCrMo Femoral baş güvenlik katsayısı değerleri

4.3 Dinamik Analiz

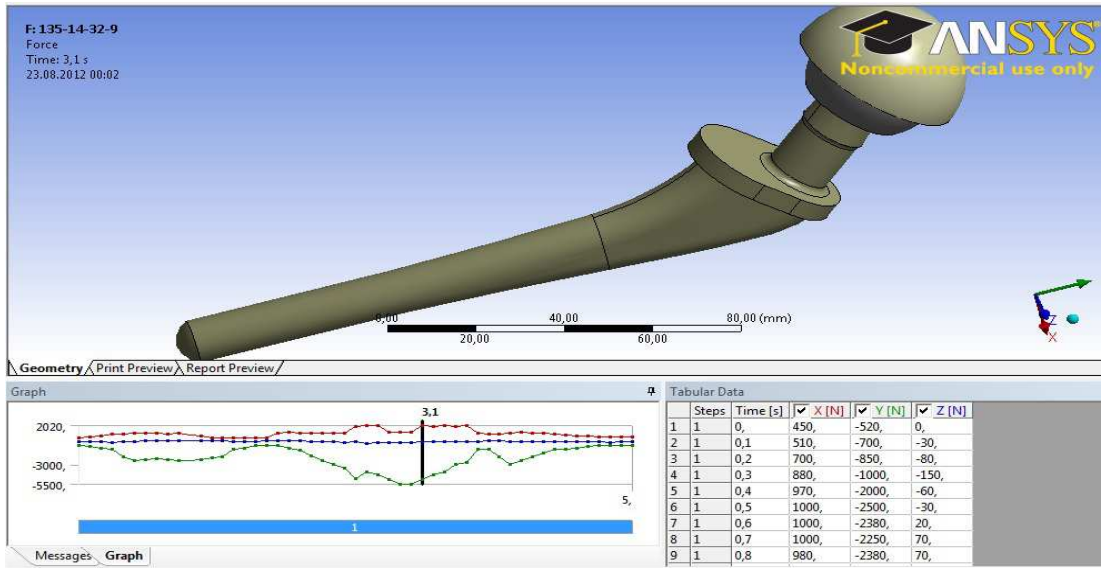
Statik analiz sonuçlarının değerlendirilmesinden elde edilen sonuçlara göre dinamik analizde kullanacağımız modeller; 135° protez gövdesi için boyun çapı 10 mm, 12 mm ve 14 mm olan durum, 140° protez gövdesi için 10 mm ve 12 mm durumları göz önünde bulundurulmuştur. Ayrıca protez gövde için Ti6Al4V biyomalzeme göz önünde bulundurulmuştur. Femoral baş kalınlığı için 28 mm, 32 mm ve asetabular yuva kalınlığı için 8 mm, 9 mm durumu değerlendirilmiştir. Ayrıca femoral baş ve asetabular yuva için CoCrMo biyomalzemesi göz önünde bulundurulmuştur. Modelleme için yararlandığımız geometrik çizimde femoral baş kalınlığı 32 mm dir (Şekil 3.6). Daha önce vurgulandığı gibi her iki boyun açısı için boyun çapı 10 mm olan protez gövdesi uygun olmadığı halde dinamik analiz sonuçlarında karşılaştırma yapmak amaçlı kullanılmıştır. O halde boyun çapı 10 mm olan durum sadece karşılaştırma amaçlı olmakla beraber dinamik analizde protez gövdesi için 5 adet asıl modelimiz mevcuttur. Asetabular yuva ve femoral baş değerlendirildiği zaman toplam 10 adet analizi yapılacak model elde edilmiştir.

Dinamik analizde kullanılacak olan yüklenme durumu, Bergmann'ın yapmış olduğu 1993 yılındaki çalışmasından alınmıştır. Bu deneysel çalışma yürüyüş sırasında 5 saniye boyunca femura etkiyen kuvvetleri göstermektedir. Bu değerler Şekil (4.31)'den görülebilir.

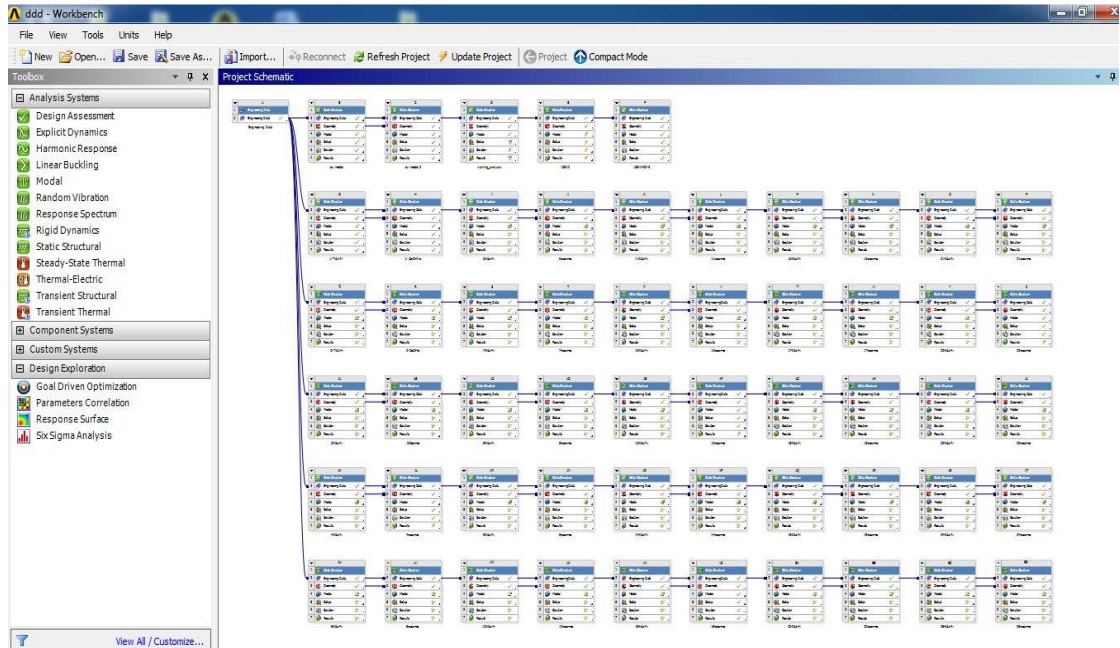


Şekil 4.31 Yürüme sırasında protezde oluşan yük bileşenleri (Bergmann, 1993)

Analiz sonuçları elde edilirken Asetabular yuva ve Femoral baş için CoCrMo, Protez gövdesi için ise Ti6Al4V biyomalzemelerinin uygulanacağı statik analiz sonuçlarından elde edilmiştir. Şekil (4.31)'deki yüklenme durumuna göre yorulma analizi yapılırken Goodman yorulma teorisi seçilmiş ve yine statik yorulma analizinde olduğu gibi ISO standartlarında belirtilen 5×10^6 çevrim uygulanarak incelenmiştir. Dinamik kuvvetler Workbench™ girdi gösterimi Şekil (4.32)'den görülebilir. Ayrıca Şekil (4.33)'ten Workbench'te statik ve dinamik çözüm analizi arayüzü görülebilir.



Şekil 4. 32 Uygulanan dinamik kuvvetler girdi gösterimi



Şekil 4.33 Statik ve Dinamik analiz çözümü Workbench arayüzü

Katı model Workbench'e import edilirken kontakt ilişkisi olarak "Bonded" seçilmiştir. Modele 3. dereceden "refinement" uygulanmıştır. Bunun dışındaki tüm durumlar için programın atamış olduğu "default" değerler kabul edilmiştir.

Şekil (4.31)'de görülen yüklenme durumuna göre dinamik analiz sonuçları aşağıdaki çizelgelerden görülebilir.

Çizelge 4.14 8 mm Asyuva ve 28 mm femur başı için Von Mises ve ömür değerleri

Protez montaj elemanları		Montaj	Gövde	Asyuva	Fembaş	Ömür
İnklinasyon açısı(°) ve boyun çapı	135° -10 mm	478,35	461,58	478,35	429,35	2,37E+10
	135° -12 mm	273,76	229,56	224,14	273,76	2,43E+14
	135° -14 mm	226,78	220,91	226,78	206,28	1,02E+16
	140° -10 mm	326,05	260,92	326,05	319,9	3,06E+13
	140° -12 mm	263,31	198,95	192,93	263,31	3,08E+14

Çizelge 4.15 8 mm Asyuva ve 28 mm femur başı için güvenlik katsayı değerleri

Protez montaj elemanları		Montaj	Gövde	Asyuva	Fembaş
İnklinasyon açısı(°) ve boyun çapı	135° -10 mm	1,0931	1,5488	1,0931	1,2179
	135° -12 mm	1,9101	3,1142	2,3329	1,9101
	135° -14 mm	2,3068	3,2361	2,3068	2,5349
	140° -10 mm	1,6038	2,7399	1,6038	1,6346
	140° -12 mm	1,9859	3,5934	2,7103	1,9859

Çizelge 4.16 9 mm Asyuva ve 32 mm femur başı için Von Mises ve ömür değerleri

Protez montaj elemanları		Montaj	Gövde	Asyuva	Fembaş	Ömür
İnklinasyon açısı(°) ve boyun çapı	135° -10 mm	306,92	235,9	306,92	178,6	1,11E+14
	135° -12 mm	373,83	373,83	368,12	189,78	3,10E+12
	135° -14 mm	226,08	226,08	155,96	124,28	1,26E+18
	140° -10 mm	291,24	251,42	291,24	239,94	1,67E+14
	140° -12 mm	229,83	214,11	229,83	178,37	6,95E+15

Çizelge 4.17 9 mm Asyuva ve 32 mm femur başı için güvenlik katsayı değerleri

Protez montaj elemanları		Montaj	Gövde	Asyuva	Fembaş
İnklinasyon açısı(°) ve boyun çapı	135° -10 mm	1,7037	3,0306	1,7037	2,9278
	135° -12 mm	1,4205	1,9124	1,4205	2,7553
	135° -14 mm	3,1621	3,1621	3,3527	4,2074
	140° -10 mm	1,7955	2,8434	1,7955	2,1793
	140° -12 mm	2,2752	3,339	2,2752	2,9315

Dinamik analiz sonuçlarını içeren çizelgeler incelendiğinde; 8 mm asetabular yuva kalınlığı ve 28 mm femoral baş için (Çizelge 4.14 ve 4.17), gerilme, güvenlik katsayısı ve ömür dikkate alındığında 135° inklinasyon açısı için boyun çapı 14 mm olan protezin optimum durum olduğu görülmüştür (sınır değerler içinde). 9 mm

Asetabular yuva kalınlığı ve 32 mm femoral baş için (Çizelge 4.16 ve 4.17), gerilme, güvenlik katsayısı ve ömür dikkate alındığında; aynı şekilde 135° inklinasyon açısı için boyun çapı 14 mm olan protezin optimum durum olduğu görülebilir. Ayrıca ikinci bir seçenek olarak 140° inklinasyon açılı protez gövdesi için 12 mm boyun çapına sahip durumun da uygun olduğu görülmüştür.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Statik ve Dinamik analiz sonuçları beraber değerlendirilerek aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. SEM kullanarak ulaştığımız sonuçların güvenilirliği, yöntemin doğrulanması başlığı altında incelenmiş ve sapma oranının yaklaşık %11 olduğu görülmüştür. Bu sapma oranının %11 civarında olma sebebi modellemeden kaynaklı hatalar olabileceği gibi mesh eleman tipi olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.
2. Statik analiz sonuçlarında, protez gövdesinin 1. dereceden kritik durumda iken femoral baş ve asetabular yuvanın tali durumda olduğu görülmüştür. Bu analiz sonuçlarında; göz önünde bulundurulması gereken en önemli bileşenin protez gövdesi olduğu sonucuna ulaşılmıştır.
3. Protez gövdesi sonuçları değerlendirildiğinde kritik olarak 2 kesit belirlemiştir. Bunların bahsi geçen A-A' ve B-B' kesitleri olduğu görülmüştür.
4. Protez gövdesi için Ti6Al4V ile CoCrMo biyomalzeme sonuçları karşılaştırıldığında; aynı şartlarda gerilme değerlerinin birbirinden çok farklı olmadığı görülmüş ancak güvenlik katsayısı değerleri göz önüne alındığında, protez gövdesinin emniyetli ömrünü artırmak için Ti6Al4V biyomalzeme kullanmanın daha yerinde olacağı anlaşılmıştır.
5. Protez inklınasyon açısı arttıkça ISO 7206 standartlarına göre uygulanması gereken kuvvete bağlı olarak gerilme değerinde azalma yaşandığı görülmüştür.
6. Inklınasyon açısından bağımsız olarak, boyun çapının artmasına bağlı olarak kritik gerilme değerlerinin A-A' ve B-B' kesitleri olduğu görülmüştür. Boyun çapı belli bir seviyenin üstüne çıktıktan sonra kritik bölgenin artık boyun bölgesi olmadığı görülmüştür. Kritik bölgenin yer değiştirmesinden sonra boyun çapının artırılmasının minimum maliyet prensibine göre uygun olmadığı göz önünde bulundurulmuştur.

7. Tali kritik durumundaki asetabular yuva ve femoral baş için maliyet açısından CoCrMo alaşımı biyomalzeme kullanmasının daha uygun olacağı sonucuna varılmıştır.
8. Statik analiz sonuçlarından hareketle, dinamik analiz sonuçları incelendiğinde sonuçların örtüştüğü görülmüştür. 135° inklinasyon açısı ve 14 mm boyun çapına sahip protez gövdesinin en uzun ömürlü ve güvenlik katsayısına sahip bileşen olduğu görülmüştür.
9. Dinamik analizde 28 mm femoral baş ve 8 mm asetabular yuva kalınlığı durumu göz önüne alındığında kritik bileşenlerin genelde bu bileşenler olduğu görülmüştür. Bu yüzden asetabular yuva ve femoral baş için maksimum ömür ve minimum maliyet göz önüne alınarak en uygun durumun sırasıyla 9 mm kalınlık ve 32 mm çap olduğu sonucuna ulaşılmıştır.
10. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde parametrelerin birbirinden bağımsız olarak değiştirilmesi yerine, bu bileşenlerin hep birlikte değerlendirilmesinin daha uygun olduğu sonucuna varılmıştır.
11. Analiz sonuçlarından elde ettiğimiz optimum durum olan 135° inklinasyon açısına sahip protez gövdesi ve 14 mm boyun çapı yerine, 13 mm boyun çapına sahip protez gövdesi durumu analiz sonuçları da incelenilebilir.

KAYNAKLAR

- AKAY, M., ASLAN, N., 1996. Numerical and experimental stress analysis of a polymeric composite hip prosthesis. *Journal of Biomedical Materilas Research*. 31: 170-182.
- ALGÜN, D., Mayıs 2012. İstanbul Ortopedi Grubu, Kalça protezi. <http://www.ortopedikbilgi.com/kalca.php?altbaslik=2>
- AMSTUTZ, H. C., CLARKE, I. C., 1991. Evoiution of hip arthroplasty. In: "Hip Arthroplasty" Amstutz, H.C. 1st ed., ISBN-13: 978-0443085055, New York, America
- AMSTUTZ, H. C., CAMPBELL, P., KOSOVSKY, N., CLARKE, I. C., 1992. Mechanism and clinical significance of wear debris-induced osteolysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 276: 8-13.
- AMSTUTZ, H.C., and GRIGONS, P., 1996. Metal on metal bearing in hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 329: 15-29.
- ANIK, S., 1999. Metalik Malzemelerin Mekanik Deneyleri. Birsen Yayın Evi. İstanbul, Türkiye
- BAJIGAH, A., YILDIZ, H., 2004. Çimento Malzemesinin Kalça Protez Stabilitesine Etkisi. 2nd National BiomechanicsCongress, İstanbul, Türkiye.
- BENNETT, D., GOSWAMI, T., 2008. Finite element analysis of hip stem designs. *Materials and Designs*. 29: 47-58.
- BEN-NISSAN, B., 2004. Bioceramics and Design Considerations in Orthopaedic Implants. 2nd National Biomechanic Congress, İstanbul, Türkiye.
- BERGMANN, G., GRAICHEN, F., ROHLMAN, A., 1993. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*. 26: 969-970.
- BHATT, H., GOSWAMI, T., 2008. Implant Wear Mechanisms Basic Approach. *Biomedical Materials*. 3: 1-9.
- BOBYN, D., 1994. Total hip replacement. N.I.H. Consensus Development Statement.1-31.<http://consensus.nih.gov/1994/1994HipReplacement098html.htm>
- BREKELMANS, W. A. M., POORT, H. W., SLOOF, T. J. J. H., 1972. A New Method to Analyse the Mechanical Behavior of Skeletal Parts. *Acta Orthop Scand*. 43: 30-117.
- BROWELL, R., 2006. Calculating and Displaying Fatigue Results. ANSYS, Inc.
- CHAN, F. W., BOBYN, I. D., MEDLEY, J. B., KRYGIER, J. J., YUE, S., and TANZER, M., 1996. Engineering issues and wear performance of metal on metal hip implants. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 333: 96-107.
- CHAO, J., LOPEZ, V., 2007. Failure Analysis of a Ti6Al4V Cementless Hip Prosthesis *Engineering Failure Analysis* 14: 822-830.
- CHAO, J., 2008. Is 7206 ISO standart enough to prove the endurance of femoral components of hip prostheses? *Engineering Failure Analysis*. 15: 83-89.
- COLLIER, P., MAYOR, M. B., WILLIAMS, I. R., SUPRENANT, V. A., SUPRENANT, H .P., CURRIER, B. H., 1995. The tradeoffs associated with modular hip prostheses. *Clinical Orthopaedics and RelatedResearch*. 311: 91-101.

- COOK, S. D., THOMAS, K. A., 1991. Fatigue failure of non cemented porous coated implants. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 73: 20-24.
- DHERT, W. J., VERHEYEN, C. C., BRAAK, L. H., DEWIJN, J. R., KLEIN, C. P., DE GROOT, K., ROZING, P. M., 1992. A finite element analysis of the push-out test: influence of test conditions. *Journal of Biomedical Materials Research*. 26: 119-130.
- DORLAND'S BIOMEDICAL, 2001. *The Worldwide Orthopaedic Market 2000-2001*, Knowledge Enterprises, Inc., Philadelphia, America.
- ENCYCLOPEDIA BRITANNICA. 2007 Edition. Amerika.
- FIALHO, J. C., FERNANDES, P. R., ECA, L., FOLGADO, J., 2007. Computational hip joint simulator for wear and heat generation. *Journal of Biomechanics*. 40: 2358-2366
- GUMUSDERELIOGLU, M., 2002. *Biyomalzemeler. Bilim ve Teknik*; Temmuz:3-7.
- GRUEN, T. A., MCNEICE, G., AMSTUTZ, H. C., 1979. Modes of failure of cemented stem-type femoral components: A radiographic analysis of loosening. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 141: 17-27.
- HARRIS, H. W., 1971. A new total hip replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 81: 105-113.
- HUISKIES, R., CHAO, E. Y. S., 1983. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade. *Journal of Biomechanics*. 6:385-408.
- HUISKIES, R., 1991. *Biomechanics of artificial joint fixation: "Basic Orthopedic Biomechanics"* New York, Raven Press Ltd. 375-442.
- HUISKIES, R., 1993. Failed innovation in total hip replacement; diagnosis and proposals of cure. *Acta Orthop Scand* 64: 699-716.
- KASSIM, A. A., 1997. Stress and Stability Analysis of the Neck-Stem Interface of the Modular Hip Prosthesis. 23-28.
- KATOOZIAN, H. F., MACDONALD, B. J., HASHMI, H. S. J., 2002. "Material Selection in the Design of the Femoral Component of Cemented Total Hip Replacement", *Journal of Material Processing Technology*. 122: 309-317.
- KAYABASI, O., EKICI, B., 2007. The effects of static, dynamic and fatigue behaviour on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method. *Materials and Design* 28: 2269-2277.
- KAYABASI, O., ERZINCANLI, F., 2005. Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis, *Advances in Engineering Software* 37: 477-483.
- LATHAM, B., GOSWAMI, T., 2004. Effect of geometric parameters in the design of hip implants paper IV. *Materials and Design*. 25: 715-722.
- MALCHAU, M., HERBERTS, P., GARELLICK, G., SODERMAN, P., EISLER, T., 2002. Prognosis of Total Hip Replacement. 69th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, Dallas, America.
- MAHONEY, O. M., DIMON, J. H., 1990. Unsatisfactory results with a ceramic total hip prosthesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 72(5): 663-71
- MULLER, M. E., 1995. The benefits of metal-on-metal total hip replacements. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 311: 54-59.
- PEKEDIS, M., YILDIZ, H., 2011. Comparison of fatigue behaviour of eight different hip stems: a numerical and experimental study. *Journal of Biomedical Science and Engineering*. 4: 643-650.
- PELOSI, G., 2007. "The finite-element method, Part I: R. L. Courant: Historical Corner". Volume: 49, Issue: 2. ISSN:1045-9243. Florence, Italy.

- PILLIAR, R. M., CAMERON, H. U., MACNAB, I., 1975. Porous surfaced layered prosthetic devices. *Biomedical Engineering*. 10: 126.
- PYBURN, E., GOSWAMI, T., 2004. Finite element analysis of femoral components paper III hip joints. *Materials and Design*. 25: 705-713.
- RUBIN, P. I., RAKOTOMANANA, R. L., LEYVRAZ, P. F., ZYSSET, P. K., 1993. Frictional interface micromotions and stress distribution in a femoral total hip components. *Journal of Biomechanics*. 26: 725-739.
- SABATINI, A. L., GOSWAMI, T., 2008. Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections. *Materials and Designs*. 29: 1438-1446.
- SANDBORN, P. M., COOK, S. D., SPIRES, W. P., KESTER, M. A., 1988. Tissue response to porous-coated implants taking initial bone apposition. *Journal of Arthroplasty*. 3: 337-346.
- SENEPATI, S., PAL, S., 2004. Finite Element Analysis: an Effective Tool for Prosthesis Design. *Trends Biomater. Artificial Organs*. Vol. 17: 141-148.
- SCHEY, J. A., 1996. Optimizing metal on metal bearings. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 329: 115-127.
- SHANDS, A. R., 1984. Historical milestones in the development of modern surgery of the hip joint. "Surgery of the Hip Joint". Tronzo, R., 2nd ed., Springer Verlag, New York, America.
- SLONAKER, M., GOSWAMI, T., 2004. Review of wear mechanisms in hip implants: Paper II ceramics IG004712. *Materials and Design*. 25: 395-405.
- STEIN, E., OLGIERD, C., 2009. Zienkiewicz, a pioneer in the development of the finite element method in engineering science. *Steel Construction*, Volume:2 Issue: 4, DOI:10.1002/stco.200910036
- STOLK, J., VERDONSCHOT, N., CRISTOFOLINI, L., TONI, A., HUISKES, R., 2002. Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in preclinical tests. *Journal of Biomechanics* 35: 499-510.
- STRANG, G., FIX, G., 1973. *An Analysis of The Finite Element Method*. Prentice Hall. 2nd ed., ISBN-13: 978-0980232707. America
- TAYLOR, S. J. G., PERRY, J. S., MESWAINA, J. M., DONALDSON, N., WALKER, P. S., CANNON, S. R., 1997. Telemetry of Forces from Proximal Femoral Replacements and Relevance to Fixation. *Journal of Biomechanics* 30: 22-34.
- TOPRAK, T., 2004. Prologue. 2nd National Biomechanics Congress, İstanbul, Türkiye.

ÖZGEÇMİŞ

1984'de Adıyaman'da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Adıyaman'da tamamladı. 2002 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümünü kazandı. 2008 yılında bu bölümü bitirdi. 2010 yılında Harran Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalında yüksek lisans öğrenimine başladı. Halen aynı anabilim dalında yüksek lisans öğrenimine devam etmektedir.

ÖZET

Kalça yenileme operasyonu, hasarlı bir eklem yerine yapay bir malzeme kullanılarak değiştirilmesi işlemidir. Günümüz ortopedi disiplinde kalça yenileme operasyonu köklü bir prosedür ve çok başarılı bir cerrahi teknik olarak yerini sağlamlaştırmıştır. Kalça eklemlerinde hasar oluşmaları, femur kemiği boynunda kırılma meydana gelenler ve sürekli uyluk acısı çekenler yapay kalça yenileme operasyonuna ile etkili biçimde tedavi edilebilmektedirler. Dünya çapında kalça yenileme operasyonunun 1 milyonu aşmış olduğu düşünülmektedir ve bu sayının artarak devam ettiği göz önünde bulundurulmalıdır.

Tekrarlanan gerilmeler altında çalışan metalik parçalarda, gerilmeler parçanın statik dayanımından küçük olmalarına rağmen, belirli bir tekrarlanma sayısı sonunda genellikle yüzeyde bir çatlama ve bunun takip eden kopma olayına neden olur. Yorulma adı verilen bu olay ilk defa 1850-1860 yılları arasında Wöhler tarafından incelenmiş teknoloji ilerledikçe mühendislik uygulamalarında daha fazla önem kazanmıştır. Otomotiv ve uçak endüstrisindeki parçalar ile kompresör, pompa, türbin gibi makine parçalarında mekanik hasarların yaklaşık %90'ı yorulma sonucunda oluşmaktadır. Ayrıca TKA operasyonlarında da protezler yorulmaya maruz kalmaktadır.

Bu çalışmada literatürden geometrik ölçüleri alınan ve bir femur protezinden oluşturulan 25 adet farklı inklinasyon açıları, boyun çapı genişliği, asetabular yuva kalınlığı ve femoral baş çapları için protezin yorulma ömrü, statik ve dinamik analiz sonuçları altında incelenmiştir. Sınır şartları ISO 7206-4 standartlarına göre uygulanmıştır. Çalışma yönteminin doğrulanması, matematiksel sonuç ile SEM sonuçlarının karşılaştırılması ile yapılmıştır. Maksimum gerilme (Von Mises), güvenlik katsayısı ve ömür gibi faktörler göz önünde bulundurularak optimum koşula ulaşılmaya çalışılmıştır.

SUMMARY

Total hip replacement, is the process of replacing a damaged joint with a artificial joint for healing. Today, total hip replacement has secured its place by a well-established procedure and successful technique in the disciplines of orthopedics. Patients with a damaged of hip joint, fracture of the neck of the femur bone and who suffer permanent femur ache can be treated effectively with the operation of total hip replacement. Total hip replacement operation are thought to be exceeded 1 million worldwide and should take in consideration that the number has continued to increase.

Repeated stresses, even though they are under the static strength of the part, generally cause cracking on the element surface at the end of a certain number cycle and subsequently incident of breaking on metallic parts. This event is called fatigue and it is examined by Wöhler between 1850-1860 for the first time and has become more important in engineering applications by technology advances. In the automative and aircraft industries, machine parts such as compressor, pump and turbine approximately %90 of the mechanical damages occur as a result of fatigue. In addition in the THA prosthesis are exposed to fatigue.

In this study, fatigue life of 25 different prosthesis with different angles of inclination, neck diameter, thickness of asetabular socket and femoral head diameter were investigated under static and dynamic analysis results. In addition boundary conditions were applied according to ISO 7206-4 standarts. Verification of methodology of this study were made by the comparing the mathematical results with the Finite Element Method results. Some factors such as maximum stress (Von Mises), safety factor and fatigue life were taken into consideration to reach optimum condition.