KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

ORTOPEDİK İMPLANTLARDA MEKANİK KARARLILIĞIN ANALİZİ

TALİP ÇELİK

KOCAELİ 2018

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

ORTOPEDİK İMPLANTLARDA MEKANİK KARARLILIĞIN ANALİZİ

TALİP ÇELİK

Prof. Dr. Yasin KİŞİOĞLU Danışman,	Kocaeli Üniversitesi	.....
Prof. Dr. Ali TANGEL Jüri Üyesi,	Kocaeli Üniversitesi	.....
Doç. Dr. Arif ÖZKAN Jüri Üyesi,	Kocaeli Üniversitesi	.....
Prof. Dr. İhsan KORKUT Jüri Üyesi,	Gazi Üniversitesi	.....
Prof. Dr. Abdurrahman KARABULUT Jüri Üyesi,	Afyon Kocatepe Üniversitesi	.....

Tezin Savunulduğu Tarih: 23.05.2018

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Günümüzde mühedislik ile sağlık alanlarını birleştiren biyomedikal mühendisliğinin çalışma alanlarından biri de biyomekaniktir. Mekanik bilimi ile sağlık alanını birleştiren biyomekanik anabilim dalı sağlık alanında karşılaşılan sorunlara çözümler sunar. Bu çalışmada da, ortopedi alanında kullanılan protezlerde sık karşılaşılan gevşeme sorununu mekanik açıdan değerlendirilerek bu soruna çözüm sunulmuştur.

Bu tez kapsamında kalça protezi aseptik gevşeme derecesini titreşim yöntemi ile belirlemek, yeni kalça protezi tasarımı yapmak ve mevcut tasarımlarda kullanılan kemik çimentosunun etkisini araştırmak amacıyla deneysel ve nümerik çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmanın ortaya çıkmasındaki fikri ve emekleri ile, göstermiş olduğu sabır, anlayış, verdiği sürekli destek ve imkan, sağladığı huzurlu çalışma ortamı için danışmanım saygıdeğer hocam Prof. Dr. Yasin KİŞİOĞLU'na teşekkür ederim.

Çalışmam sırasında bana maddi ve manevi destek veren hocalarım Yrd. Doç. Dr. İbrahim MUTLU'ya, Doç. Dr. Arif ÖZKAN'a ve oda arkadaşım Arş. Gör. Çağatay TAŞDEMİRCİ'ye teşekkür ederim.

Çalışmam sürecinde desteğini, sabrını, anlayışını ve sevgisini eksik etmeyen sevgili eşim Hayriye'ye teşekkür ederim. Bana her zaman destek olmuş olan merhum annem Nesibe'ye, desteklerini esirgemeyen babam Süleyman'a ve ablalarım Fatma ve Zeliha'ya teşekkür ederim.

Yapmış olduğum bu tez kapsamında 216M316 numaralı proje desteği veren Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu'na (TÜBİTAK) teşekkür ederim. Ayrıca, 2211 Yurt İçi Lisansüstü Burs Programı (2211-C Öncelikli Alanlar Burs Programı) kapsamında verdiği burs imkanı sebebi ile TÜBİTAK'a ayrıca teşekkürü bir borç bilirim. Yine bu tez kapsamında 2015/098 ve 2015/074HD numaralı proje destekleri veren Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne (KOU-BAP) teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasını en değerli varlığım olan oğlum Süleyman Arif'e ithaf ediyorum.

Mayıs – 2018 Talip ÇELİK

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR i
İÇİNDEKİLER ii
ŞEKİLLER DİZİNİ iv
TABLOLAR DİZİNİ vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ viii
ÖZET ix
ABSTRACT x
GİRİŞ 1
1. GENEL BİLGİLER 3
1.1. Kalça Eklemi Anatomisi 3
1.2. Kalça Eklemi Biyomekaniği 4
1.3. Total Kalça Protezi 5
1.4. Mekanik ve Biyolojik Kararlılık (Stabilite) 10
1.5. Diş Hekimliği Alanlarında Yapılan Kararlılık Çalışmaları 11
1.5.1. Radyolojik analiz 11
1.5.2. Histomorfometrik analiz 11
1.5.3. Çekme ve itme testleri 12
1.5.4. Kesme torku direnç analizi 12
1.5.5. Çıkarma torku testi 12
1.5.6. İmplant yerleştirme torku analizi 12
1.5.7. Darbe test yöntemi 13
1.5.8. Titreşim salınımlı dalga uyarımı 13
1.5.9. Çekiç darbe yöntemi 13
1.5.10. Rezonans frekans analizi (RFA) 15
1.5.11. Sonlu elemanlar analizi yöntemi 16
1.5.12. Ultrasonik dalga yayılımı 17
1.6. Ortopedi Alanında Yapılan Kararlılık Çalışmaları 17
1.6.1. Genel bilgiler 17
1.6.2. Kalça protezi stabilitesi belirleme ve alternatif tanı yöntemi geliştirme çalışmaları 23
1.7. Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transforms) 32
2. ÜÇ BOYUTLU BİYOMODELLEME VE SONLU ELEMANLAR MODELLERİ OLUŞTURMA 36
2.1. Femur Kemiği Modelleme 36
2.2. Kalça Protezi Modelleme 38
2.3. Malzeme Özellikleri, Ağ Örgüsü ve Sınır Şartları Tanımlama 40
3. KEMİK ÇİMENTOSU KULLANIMININ TOTAL KALÇA PROTEZİ AMELİYATLARINDAKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ 43
3.1. Malzeme ve Yöntem 45
3.2. Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçları 47
4. YENİ STEM TASARIMI GELİŞTİRİLMESİ VE GELENEKSEL STEM İLE MEKANİK AÇIDAN KARŞILAŞTIRILMASI 62

4.1. Stem Modellenmesi ve Sonlu Elemanlar Modellerinin Oluşturulması 65
4.2. Yeni ve Geleneksel Stem Tasarımlarının Sonlu Elemanlar Sonuçlarının Karşılaştırılması 66
5. KALÇA PROTEZİ STABİLİTESİNİN MODAL VE HARMONİK CEVAP ANALİZLERİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ 75
5.1. Kalça Protezinin Modal Analiz ile Doğal Frekanslarının Tespiti 75
5.2. Kalça Protezinin Harmonik Cevap Analizi ile Gevşeme Tespiti 82
6. TOTAL KALÇA PROTEZİ ASEPTİK GEVŞEME DERECESİNİN TİTREŞİM YÖNTEMİ İLE TESPİTİ 87
6.1. Deneysel Çalışma ve Deney Düzeneklerinin Kurulması 87
6.1.1. Titreşim deney düzeneğinin kurulumu 89
6.1.2. Deney düzeneğinin matematik modeli 91
6.1.3. Yorulma deney düzeneğinin kurulumu 99
6.2. Deneysel Çalışma Sonuçları 103
7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 118
KAYNAKLAR 122
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER 135
ÖZGEÇMİŞ 136

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Kalça eklemi yapısı (soldaki resim) ve osteoartritli kalça eklemi 3
Şekil 1.2. Kalça ekleminin statik (A) ve dinamik (B) fazları 5
Şekil 1.3. Total kalça protezi 6
Şekil 1.4. Çimentosuz protez çeşitleri ve sınıflandırılması. 1) tek kama, 2) çift kama 3A) yuvarlak ve konik, 3B) yivli ve konik, 3C) Dörtgen ve konik, 4) tamamen kaplanmış ve yuvarlak, 5) Modüler, 6) anatomik 8
Şekil 1.5. Yakalıklı (a) ve yakalıksız (b) çimentolu protezler 10
Şekil 1.6. Periotest cihazının parçaları (üst resim) ve periotest cihazı (alt resim) 14
Şekil 1.7. Osstell cihazı 16
Şekil 1.8. Aseptik gevşemeye neden olan faktörler 19
Şekil 1.9. Protez hasarı (solda) ve dislokasyonu (sağda) 19
Şekil 1.10. Stres kalkanı olayı nedeniyle kemik yeniden oluşumunun radyolojik görüntüleri 21
Şekil 1.11. Aseptik gevşeme oluşmuş kemik röntgeni 22
Şekil 1.12. Titreşim tekniği ile TKP implantının kararlılığının ölçümü 24
Şekil 1.13. ISAC cihazı ile ameliyat sırasında ölçüm alınması 25
Şekil 1.14. ISAC cihazının cerrahlar için geliştirilmiş arayüzü 25
Şekil 1.15. TKP (a), Çubuk ve Kenetleme sistemi (b), Titreşim oluşturan sarsma cihazı (c). Bu cihaz ile oluşturulan titreşimin cevabı bilgisayarda incelenerek implant kararlılığı ölçümü yapılmıştır 26
Şekil 1.16. TKP asetabular bileşendeki gevşeme belirleme düzeneği 27
Şekil 1.17. Kalça protezi gevşemeyi belirlemek için geliştirilen sistem 30
Şekil 1.18. FFT analizi ile zaman domainindeki fonksiyonu frekans domainine çevrilebilir 32
Şekil 2.1. MIMICS ile BT ve MR görüntülerinden modelleme 37
Şekil 2.2. Biyomodelleme akış şeması 38
Şekil 2.3. MIMICS yazılımda elde edilen femur modeli 38
Şekil 2.4. Üç boyutlu modellemesi yapılan kalça protezi genel görünüşü ve ölçüleri 39
Şekil 2.5. Modellemesi yapılan femur-protez, çimento ve protez modelleri 40
Şekil 2.6. Protez ve femur sonlu elemanlar modelleri 42
Şekil 3.1. Literatürden elde edilen eksenlere göre kuvvet zaman grafiği 46
Şekil 3.2. Sonlu elemanlar analizinde femur protez sistemine uygulalan sınır şartları 47
Şekil 3.3. Femur modellerinde oluşan maksimum gerilme dağılımları ve değerleri 49

Şekil 3.4. Femur kontak yüzeylerinde oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri ve dağılımları 50
Şekil 3.5. Stem modellerinde oluşan maksimum von Mises gerilme dağılımları ve değerleri 51
Şekil 3.6. Çimento modellerinde oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri ve dağılımları 52
Şekil 3.7. Femur modelinde strain değerlerini incelemek için belirlenen noktalar 55
Şekil 3.8. Ti6Al4V alaşımlı stem yerleştirilen femur modelinde belirlenen noktalara göre oluşan eksenel strain değerleri grafiği 56
Şekil 3.9. CoCrMo alaşımlı stem yerleştirilen femur modelinde belirlenen noktalara göre oluşan eksenel strain değerleri grafiği 57
Şekil 4.1. Yeni stem tasarımı montaj görünümü 63
Şekil 4.2. Stem femur baş-boyun parçası teknik resmi (üst) ve genel görünüşü (alt) 63
Şekil 4.3. Stemin plaka (plate) kısmının teknik resmi ve ve genel görünüşü 64
Şekil 4.4. Kompresyon vidası teknik resmi 65
Şekil 4.5. Kapak parçası teknik resmi 65
Şekil 4.6. Kortikal vidası teknik resmi 65
Şekil 4.7. Yeni geliştirilen kalça protezi ile femur modelinin montaj hali (a) ve sonlu elemanlar modeli (b) 66
Şekil 4.8. Yeni ve geleneksel stem modellerinde sürtünmeli kontak tipine göre oluşan von Mises gerilme dağılımları ve değerleri 67
Şekil 4.9. Yeni ve geleneksel stemlerde bonded kontak tipine göre oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri ve dağılımı 68
Şekil 4.10. Femur modellerinde oluşan strain dağılımları (medial görünüm) 69
Şekil 4.11. Femur modellerinde oluşan strain dağılımları (posterior görünüm) 70
Şekil 4.12. Femur modellerinde oluşan strain dağılımları (lateral görünüm) 71
Şekil 4.13. Femur modellerinde oluşan strain dağılımları (anterior görünüm) 72
Şekil 4.14. Femur modeli ekseni boyunca geleneksel ve yeni stem yerleşimi sonucunda belirlenen noktalardaki strain değerleri grafiği 73
Şekil 5.1. Femur modelindeki kemik yoğunluğu değişim bölgeleri 76
Şekil 5.2. Femur stem modelinin belirtilen şartlardaki ilk altı doğal frekans mod şekilleri 78
Şekil 5.3. Femur distalden ve proksimalinden sabitlendiğinde oluşan doğal frekans değerleri 81
Şekil 5.4. Sonlu elemanlar modal analiz için kullanılan sınır şartları 83
Şekil 5.5. Stabil durumda femur-stem modelinden alınan frekans cevapları 83

Şekil 5.6. Proksimal kontak bölgesinde gevşeme oluştuğu durumda femur-stem modelinden alınan frekans cevapları 84
Şekil 5.7. Distal kontak bölgesinde gevşeme oluştuğu durumda femur-stem modelinden alınan frekans cevapları 85
Şekil 5.8. Proksimal ve orta kontak bölgelerinde gevşeme oluştuğu durumda femur-stem modelinden alınan frekans cevapları 85
Şekil 5.9. Stabil (a), proksimal gevşek (b), distal gevşek (c) ve proksimal ve orta gevşek (d) femur-stem modellerinde elde edilen deformasyon değerleri ve dağılımları 86
Şekil 6.1. Deneylerin genel akış şeması 88
Şekil 6.2. Total kalça protezi ile femur ve pelvis modellerinin birleştirilmesi 89
Şekil 6.3. Titreşim deney düzeneği genel görünüşü. Titreşim verilerinin alındığı bölgeler: distal femur (1), büyük trokanter (2), protez boyun bölgesi (3), asetabulum yakın bölge (4) ve pelvis üzeri (5) 90
Şekil 6.4. Logaritmik azalma 91
Şekil 6.5. Titreşim deney düzeneğine verilen uyarıya karşılık alınan cevap ve FFT grafiği 93
Şekil 6.6. Deney düzeneğinin basitleştirilmiş genel görünüşü 94
Şekil 6.7. Deney düzeneği modeli ve eşleniği 94
Şekil 6.8. Femur başına etkiyen kuvvet ve bileşenleri 100
Şekil 6.9. Yorulma deney düzeneği genel görünüşü 102
Şekil 6.10. Yorulma deney düzeneğinin üstten görünüşü (Şekil 6.9'da A bölgesi) 103
Şekil 6.11. Yorulma deneyinde uygulanan çevrimsel kuvvet grafiği 103
Şekil 6.12. Stabil ile stabil olmayan sistemden alınan verilerin frekans domainindeki görünümü 105
Şekil 6.13. Distal femurdan minyatür sarsıcı vasıtası ile oluşturulan titreşim verilerinin zaman (alttaki) ve frekans domainindeki (üstteki) grafikleri 106
Şekil 6.14. Femur trokanter bölgesinden 200 Hz frekansta alınan titreşim verilerinin zaman (alttaki) ve frekans (üstteki) domainindeki grafikleri 106
Şekil 6.15. Stabil durumda ve yorulma deneyleri sonrası femur trokanter bölgesinden alınan titreşim verilerinin frekans genlik değişim grafiği 109
Şekil 6.16. Birinci YD sonunda femur trokanter bölgesinden 200 Hz frekansta alınan titreşim verilerinin zaman (alttaki) ve frekans domainindeki (üstteki) grafikleri 110
Şekil 6.17. İkinci YD sonunda femur trokanter bölgesinden 200 Hz frekansta alınan titreşim verilerinin zaman (alttaki) ve frekans domainindeki (üstteki) grafikleri 111
Şekil 6.18. Üçüncü YD sonunda femur trokanter bölgesinden 200 Hz frekansta alınan titreşim verilerinin zaman (alttaki) ve frekans domainindeki (üstteki) grafikleri 111
Şekil 6.19. Deneyler ile elde edilen sonuçların frekans puan değerleri 113

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Sonlu elemanlar analizlerinde kullanılan malzeme özellikleri 41
Tablo 3.1. Çimentolu ve çimentosuz yöntemler ile ilgili literatürde bulunan klinik çalışmaların karşılaştırılması 44
Tablo 3.2. Malzeme ve kontak tiplerine göre elde edilen modeller 45
Tablo 3.3. Sonlu elemanlar çalışmasında uygulanan kuvvet değerleri tablosu 47
Tablo 3.4. SEA sonuçlarından elde edilen değerler 53
Tablo 5.1. Doğal frekansları belirlenen 3 farklı analizin kontak durumları ve kemik yoğunluk değişimleri 77
Tablo 5.2. Analiz 1 için elde edilen doğal frekans değerleri 78
Tablo 5.3. Analiz 2 için elde edilen doğal frekans değerleri 79
Tablo 5.4. Analiz 3 için elde edilen doğal frekans değerleri 80
Tablo 6.1. Sisteme verilen titreşimin frekans değerine göre belirlenen bölgelerden alınan titreşim verilerinin maksimum genlik değerleri 107
Tablo 6.2. Deney sonuçlarına göre hesaplanan HO, TFGDO, HGS ve puan tablosu 114

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

f	: Frekans (Hz)
T	: Periyod (sn)
ϕ	: Faz açısı (°)
A_k	: Genlik
ρ	: Yoğunluk (kg/m^3)
E	: Elastiklik modülü (MPa)
ξ	: Sönüm oranı
ω	: Açısal doğal frekans (rad/s)

Kısaltmalar

BT	: Bilgisyarlı Tomografi
DFT	: Descrete Fourier Transform (Ayrık Fourier Dönüşümü)
FFT	: Fast Fourier Transform (Hızlı Fourier Dönüşümü)
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
SEY	: Sonlu Elemanlar Yöntemi
TKP	: Total Kalça Protezi

ORTOPEDİK İMPLANTLARDA MEKANİK KARARLILIĞIN ANALİZİ

ÖZET

Ortopedi ve Diş Hekimliği alanında kullanılan implant ve protezlerde en sık karşılaşılan sorunlardan biri aseptik (mikropsuz) gevşemedir. Bu sorun sebebi ile protezler veya implantlar yerinden çıkmakta ve işlevini yerine getiremez hale gelmektedir. Bunun yanında hastaya maddi ve manevi zarar vermektedir. Bundan dolayı kemiğe yerleştirilen protez ve implantların stabilitesini belirlemek ve bu sorunu önlemek çok önemlidir. Ortopedi alanında en çok kullanılan ve aseptik gevşeme sorununun en sık görüldüğü protez kalça protezidir. Bu sebeple, bu çalışmada kalça protezinde oluşan gevşeme sorunu çalışılmıştır. Gevşemenin erken tespiti, çimentolu ve çimentosuz tip protez kullanımının gevşeme üzerine etkisi ve yeni protez tasarımı önerisi sunulmuştur. Bu amaçla deneysel ve sonlu elemanlar çalışmaları yapılarak titreşim yönteminin ameliyat sonrası dönemde kalça protezi gevşeme tespiti ve takibinde alternatif yöntem olarak kullanılabilirliği araştırılmıştır. Ayrıca, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak çimentolu ve çimentosuz protez kullanımının gevşeme sorunu üzerindeki etkisi incelenmiştir. Son olarak da aseptik gevşeme sorununu ortadan kaldırmak için yeni kalça protezi tasarımı yapılmış ve sonlu elemalar yöntemi kullanılarak geleneksel kalça protezi ile mekanik yönden karşılaştırılmıştır. Sonuçlarda, titreşim yönteminin gevşeme tespiti ve takibinde uygun bir yöntem olduğu belirlenmiştir. Diğer bir sonuç ise çimentolu stem kullanımının gevşeme riskini azalttığı mekanik yönden kanıtlanmıştır. Ayrıca önerilen protez tasarımının femur üzerindeki yük dağılımını pozitif yönde etkilediğinden dolayı geleneksel kalça protezine göre gevşemeyi önlemesi açısından kullanımının daha uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Aseptik Gevşeme, Kalça Protezi, Protez Tasarımı, Sonlu Elemanlar Yöntemi, Titreşim Yöntemi.

ANALYSIS OF MECHANICAL STABILITY IN ORTHOPEDIC IMPLANTS

ABSTRACT

The most common problem of the prosthesis or implants in the orthopedic and dental applications is aseptic (germ-free) loosening. In the aseptic loosening event, the prosthesis and implants are displaced and failed to protect the stability after operations. The displaced implants cannot implement the functions anticipated. To determine the stability and positioning of the implants and prosthesis in the bone, preventing the aseptic loosening issues is very important. The common used prosthesis in the orthopedic area is the hip prosthesis having very common aseptic loosening problem. In this dissertation, the determination of the aseptic loosening problem, the effect of the cement usage on hip stem fixation and developed a new prosthesis design are presented. An alternative method based on the vibration was tried to developed for follow-up and determination of the aseptic loosening in the post-operation period using experimental and finite element methods. It was also examined the effects of the cemented or uncemented prosthesis usage on aseptic loosening via finite element analysis. Finally, the new hip prosthesis design was developed and compared to the conventional prosthesis using finite element analysis in terms of mechanics. In the results, the vibration method was suitable to determine the aseptic loosening in the post-operation period. It is proven that using the cemented prosthesis reduced the risk of aseptic loosening in terms of mechanics. It is also more appropriate to prevent the aseptic loosening comparing the traditional hip prosthesis applications because the developed new prosthesis design affects the load distribution smoothly on the femur.

Keywords: Aseptic Loosening, Hip Prosthesis, Prosthesis Design, Finite Element Method, Vibration Method.

GİRİŞ

Ortopedi ve diş hekimliği alanında implantlar ve protezler sıklıkla tedavi amaçlı kullanılmaktadır. Kullanılan protez ve implantlarda en sık karşılaşılan komplikasyon aseptik (mikropsuz) gevşemedir [1]. Bu komplikasyon sebebi ile protez ve implantlar yerinden çıkmakta ve işlevini yerine getiremez duruma gelebilmektedir. Böylece işlevini yerine getiremeyen implant ve protez için tekrar ameliyat gerekmektedir. Revizyon ameliyatı ilk ameliyattan daha zor ve maliyetli olduğu ve ameliyat başarısını büyük oranda düşürdüğü göz önüne alınınca gevşeme karşımıza büyük bir sorun olarak çıkmaktadır.

Ortopedi alanında özellikle Total Kalça Protezi (TKP) amaliyatları sonrasında gevşeme sorunu oluşmakta ve revizyon ameliyatlara ihtiyaç duyulmaktadır. Dünya genelinde 1,2 milyondan fazla TKP ameliyatı yapılmakta ve bunların %10'u gevşeme sorunlarından dolayı tekrar ameliyat edilmektedir [2]. Gelişen teknoloji ve tedavi olanakları ve insan yaşam ömrünün uzaması ile TKP ameliyatlarında artış olacağı tahmin edilebilir. Ayrıca revizyon ameliyatları, ilk ameliyattan daha zor ve maliyetlidir, aynı zamanda kemik kayıplarına sebep olmakta ve hastanın hayat kalitesini düşürmektedir. Bu gibi sebeplerden revizyon ameliyat sayısı olduğunca düşürülmelidir. Bunun için ise revizyon ameliyatına sebep olan sorunlar üzerinde çalışılması gerekmektedir.

Zamanla gevşeme oluşumu, implantın ve protezin kararlılığının (stabilite) düşük olmasına bağlıdır. Diş hekimliği alanında diş implantlarını kemiğe yerleştirilmesi sonunda mekanik kararlılığını ölçen cihazlar geliştirilmiş ve cerrahlara sistemin kararlılığı hakkında bilgi verilmesi sağlanmıştır. Böylece yeterli stabilite ile yerleştirilmeyen implantlara farklı çözümler getirilerek implantın kemiğe ve dolayısı ile hastaya daha büyük zararlar vermesi önlenmeye çalışılmıştır [3]. Ortopedi alanında özellikle kalça protezi ameliyatları sonrası en sık karşılaşılan sorun gevşemedir [1, 4, 5].

Literatürdeki çalışmalar, protez stabilitesini belirlemeye ve gevşeme tespitini yapmaya yönelik yeni yöntem geliştirme üzerine yapılmıştır. Çünkü, halihazırda gevşeme tespitinde kullanılan yöntem radyolojik görüntülemedir [6]. Bu yöntemin gevşeme tespitindeki başarısı çok düşük olduğundan yeni ve tespit başarısı yüksek olan yöntemler geliştirilmelidir.

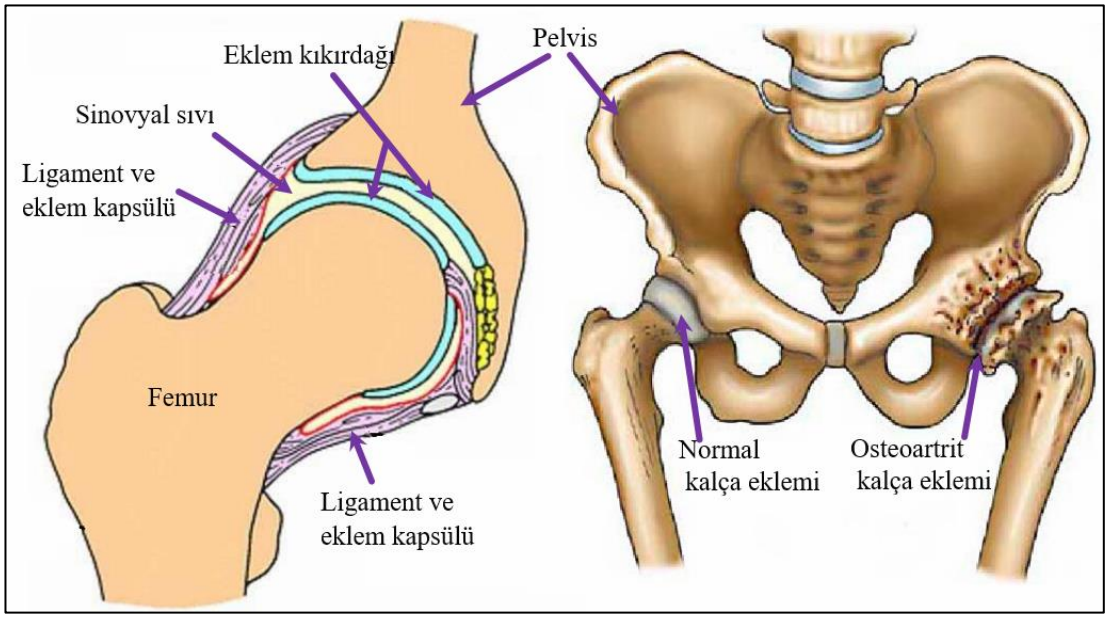
Bu tez çalışması, yedi bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde çalışma ile ilgili genel bilgiler verilmiş ve konu ile ilgili literatürdeki çalışmalar açıklanmıştır. İkinci bölümde üç boyutlu biyomodelleme ve sonlu elemanlar analizleri (SEA) için sonlu elemanlar modelleri oluşturma hakkında bilgi verilmiştir. Ayrıca, SEA için malzeme tanımlamaları anlatılmıştır. Bölüm 3'de, çimento kullanımın kalça protezi ameliyatları sonrasında oluşan aseptik gevşeme sorununa etkisi değerlendirilmiştir. Bölü 4'de, tasarımı yapılan yeni bir kalça protezinin SEA ile değerlendirilmesi yapılmış ve geleneksel kalça protezi ile karşılaştırılmıştır. Bölüm 5'de, kalça protezi yerleştirilen femur kemiği modelinin modal ve harmonik cevap analizleri yapılmıştır. Bu bölümde elde edilen sonuçlar Bölüm 6'da deneysel olarak yapılan çalışma ile değerlendirilmiştir. Altıncı bölümde, kalça protezi aseptik gevşeme derecesinin titreşim yöntemi ile belirlemeye yönelik deneysel çalışma yapılmıştır. Son bölümde ise tez çalışması sonucunda elde edilen sonuçlar değerlendirilmiş ve konu ile ilgili öneriler sunulmuştur.

Bu çalışmada, TKP ameliyatları sonrasında hasta yaşam kalitesini olumsuz etkileyen gevşeme sorunu üzerinde çalışılmıştır. Gevşeme tespiti ve takipi için literatürde radyolojik görüntüleme yöntemlerine göre daha yüksek başarı oranına sahip olan titreşim yöntemi kullanılmıştır. Bu tez çalışmasında, literatürden farklı olarak titreşim yönteminin sadece gevşemeyi değil, gevşeme derecesinin de tayininde kullanılıp kullanılamayacağını belirlemek üzerinde araştırma yapılmıştır. Ayrıca, TKP ameliyatında sabitleme yöntemleri olan çimentolu ve çimentosuz sabitleme yöntemlerinin TKP uzun dönem başarısında hangi yöntemin tercih edilmesi gerektiği mekanik açıdan değerlendirilmiştir. Yeni kalça protezi tasarımı geliştirilerek geleneksel protez tasarımı ile karşılaştırılması yapılmıştır.

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Kalça Eklemi Anatomisi

Kalça eklemi femur (uyluk) kemiği ile pelvis (leğen) kemiğini birbirini bağlayan küresel mafsallı bir eklemdir. Kalça eklemi genel yapısı Şekil 1.1'de gösterilmiştir. Bu eklem, eklem kapsülü ile kaplıdır ve bir çok ligament, tendon ve kas vasıtası ile stabilitesini korur. Femur başı, pelvis kemiğinin yuva şeklindeki asetabulum kısmına girer ve bu yuvada hareket eder. Sağlıklı insanlarda femur başı ve asetebulum, sürütünmeyi yok denecek kadar azaltan eklem kıkırdağı ile kaplıdır ve hareket bu kıkırdaklar üzerinde eklemlerin rahatlıkla kayması ile oluşur. Ayrıca bu eklem, eklem kıkırdakları arasında sürtünmeyi ortadan kaldıran sinovyal sıvı ile kaplıdır. Ancak bu eklem zamanla, kemik erimesi gibi nedenlerle eklem özelliklerini yitirir ve hastada dayanılmaz ağrılara yol açar. Bu halk arasında kireçlenme (osteoartrit) olarak bilinir ve kıkırdak dokunun yapısının bozulması sonucu aşınma ve tahribatın ortaya çıktığı en sık görülen eklem rahatsızlığıdır (Şekil 1.1). Bu rahatsızlığı gidermek için total kalça protezi ameliyatları yapılmaktadır [7].



Şekil 1.1. Kalça eklemi yapısı (soldaki resim) ve osteoartritli kalça eklemi

1.2. Kalça Eklemi Biyomekaniği

Kalça eklemi günün her saatinde az da olsa yüke maruz kalır. Merdiven çıkma ve inme, yürüme, sandalyeden kalkma vs. gibi aktiviteler yapılırken kalça eklemi değişken yüklere maruz kalır. Bu kuvvetler total kalça ameliyatları gibi ameliyatlardan sonra daha da önemli hale gelir. Çünkü doğal kalça eklemi yapay eklem haline getirilmektedir.

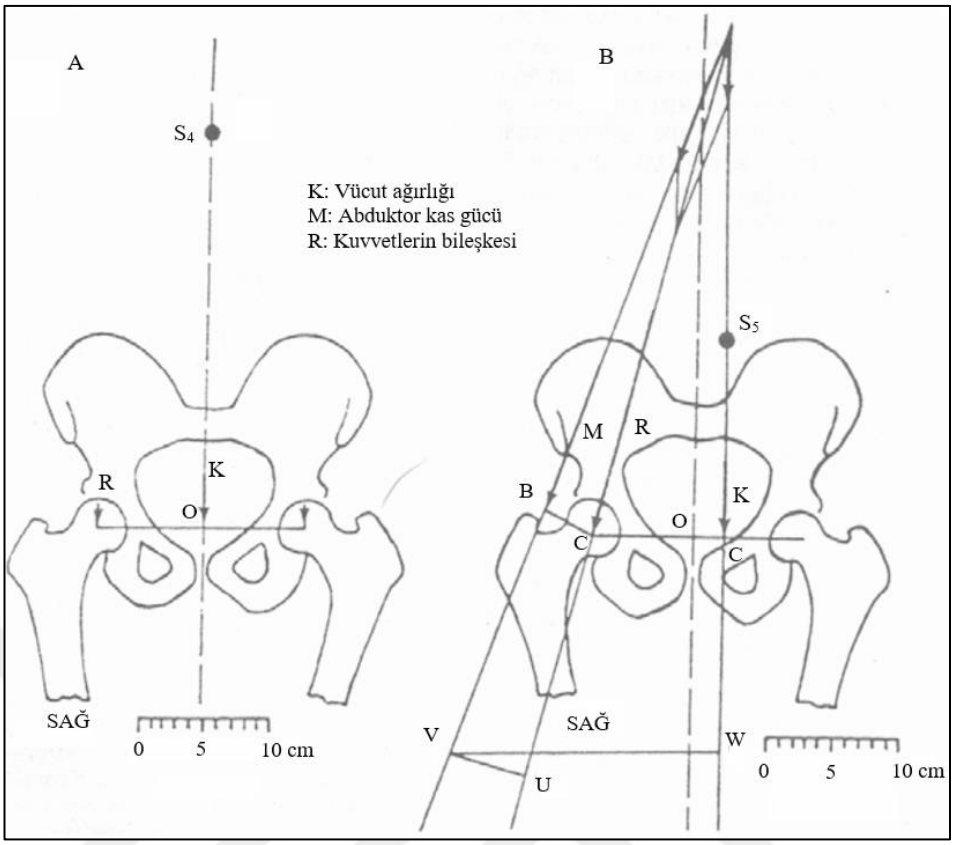
Kalça eklemi biyomekaniği iki fazda incelenir (Şekil 1.2). Normal ayakta duruş pozisyonu statik faz ve tek ayak üzerinde duruş, yürüyüş fazı dinamik faz olarak değerlendirilir. Kalça eklemi ayakta durma ve yürüme esnasında statik ve dinamik kuvvetlerin birleştiği ve dağıldığı bir bölgedir. Ayakta duruş posizyonunda femur başına etkiyen kuvvetler eşittir ve vucut ağırlığının yarısı kadardır. Yürüme esnasında bileşke kuvvetler femur baş kısmının anterosuperior kısmına etki eder. Yürüme esnasında dengeyi abduktor kas kuvveti sağlamaktadır. Bu durumda vücut ağırlığının yarısı ve abduktor kas kuvveti bileşkesi femur başına etkiler. Yürürken femur başına binen yük miktarı vücut ağırlığının 3-4 katı kadar olduğu bilinmektedir [8].

Yürümenin 31 fazı bulunmaktadır. Bunlardan ayağın yere temasına temas periyodu (12. faz) denir. Ayak tabanının tamamen yere bastığı an yürüme fazının 16. fazına denk gelir. Ayağın yer ile teması kesilmeye başladığı ve yükün başparmağa bindiği periyodun sonunda (22. faz) temas periyodu sona erer.

Vücut ağırlığı (K) ve abduktor kas kuvvetlerinin (M) bileşkesi (R) femur başına etkiyen kuvvettir ve düşey eksen ile yaklaşık 16 derecelik bir açı yaparak femur başının rotasyon merkezinden geçer (Şekil 1.2). R; K ve M kuvvetlerinin vektörel toplamıdır. OC uzunluğu OB uzunluğundan üç kat daha büyüktür. Bu nedenle temas fazında vücudun dengede kalabilmesi için abduktor kaslar kuvveti vücut ağırlığının üç katı büyük olması gerekmektedir. Yani;

$$OC=3OB \rightarrow K\times OC=M\times OB \tag{1.1}$$

olmalıdır [8].

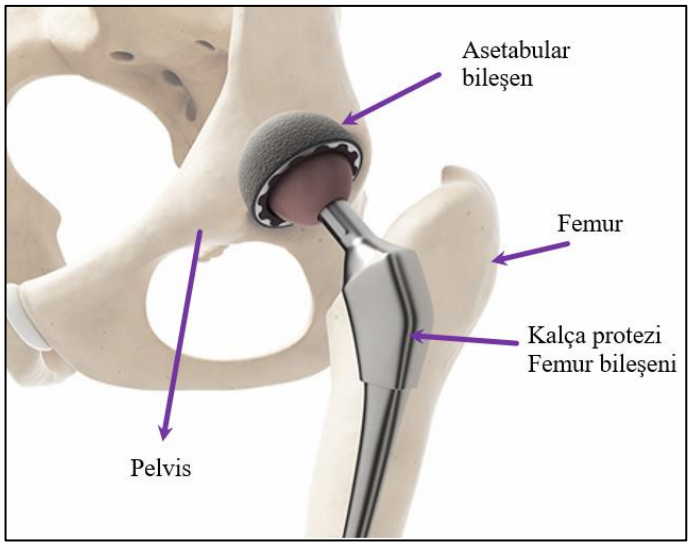


Şekil 1.2. Kalça ekleminin statik (A) ve dinamik (B) fazları [8]

1.3. Total Kalça Protezi

Total kalça ameliyaları, dünya genelinde en sık ve başarılı bir şekilde uygulanan ortopedik ameliyat türüdür. Hastanın yaşam kalitesini arttırmak, hastanın ağrılarından kurtarmak ve kalça eklemi fonsiyonel hale getirmak amaçlı uygulanmaktadır. Çok farklı tasarımlarda bulunan kalça protezleri ilk olarak Sir John Charnley tarafından önerilmiştir [9]. Kalça protezi yerleştirilen kalça ekleminin genel görünüşü Şekil 1.3'te gösterilmiştir.

Kalça protezi türleri çimentolu ve çimentosuz olmak üzere iki türlüdür. Çimentolu protezlerin yüzeyi daha pürüzsüzdür. Bu protezler kemik ile protez arasına kemik çimentosu kullanılarak sabitlenir. Çimentosuz protezlerin yüzeyleri pürüzlüdür. Bu tür protezler kemiğe sıkı geçme (press-fit) şeklinde yerleştirilir. Bu iki tür protez kullanımının başarı oranları literatürde tartışmalıdır. Bazı çalışmalar çimentolu protez kullanımını tavsiye ederken [10], bazı çalışmalar ise çimentosuz protezlerin daha uzun dönemde başarılı olduğu vurgulanmıştır [11].



Şekil 1.3. Total kalça protezi [12]

Çimentosuz kalça protezleri kemiğe sıkı geçme şeklinde yerleştirilir. Ameliyat sonrası süreçte kemik ile protez bağlantısı oluşabilmesi için protez kemiğe yeterli stabilitede yerleştirilmiş olmalıdır. Bu stabilite literatürde protez kemik arası hareket miktarı ile ölçülmüştür. Bu hareket miktarı 150 mikrondan büyük olursa fibröz doku oluşumu gerçekleşir ve protez kemik bağlantısı sağlanamaz. Bunun sonucunda protez gevşer. Hareket miktarı 40-150 mikron arasında olursa kemik ve fibröz doku oluşumu birlikte görülür. Bunun sonucunda protez kemiğe belirli seviyede bağlanabilir. 20 mikrondan düşük değerlerde ise tamamen kemik oluşumu gözlenir ve protez kemiğe tamamen bağlanır. Bunun sonucunda da ideal osseointegrasyon oluşumu gözlenir [13, 14].

Çimentosuz protez tasarımlarında protezin yüzey özellikleri osseointegrasyon oluşumu için çok önemlidir. Osseointegrasyon oluşması için çimentosuz protezlerin yüzey gözenekleri 50 ile 400 mikron boyutunda ve mekanik dayanımı korumak için kaplamadaki boşluk yüzdesi %30-40 arasında olmalıdır [15].

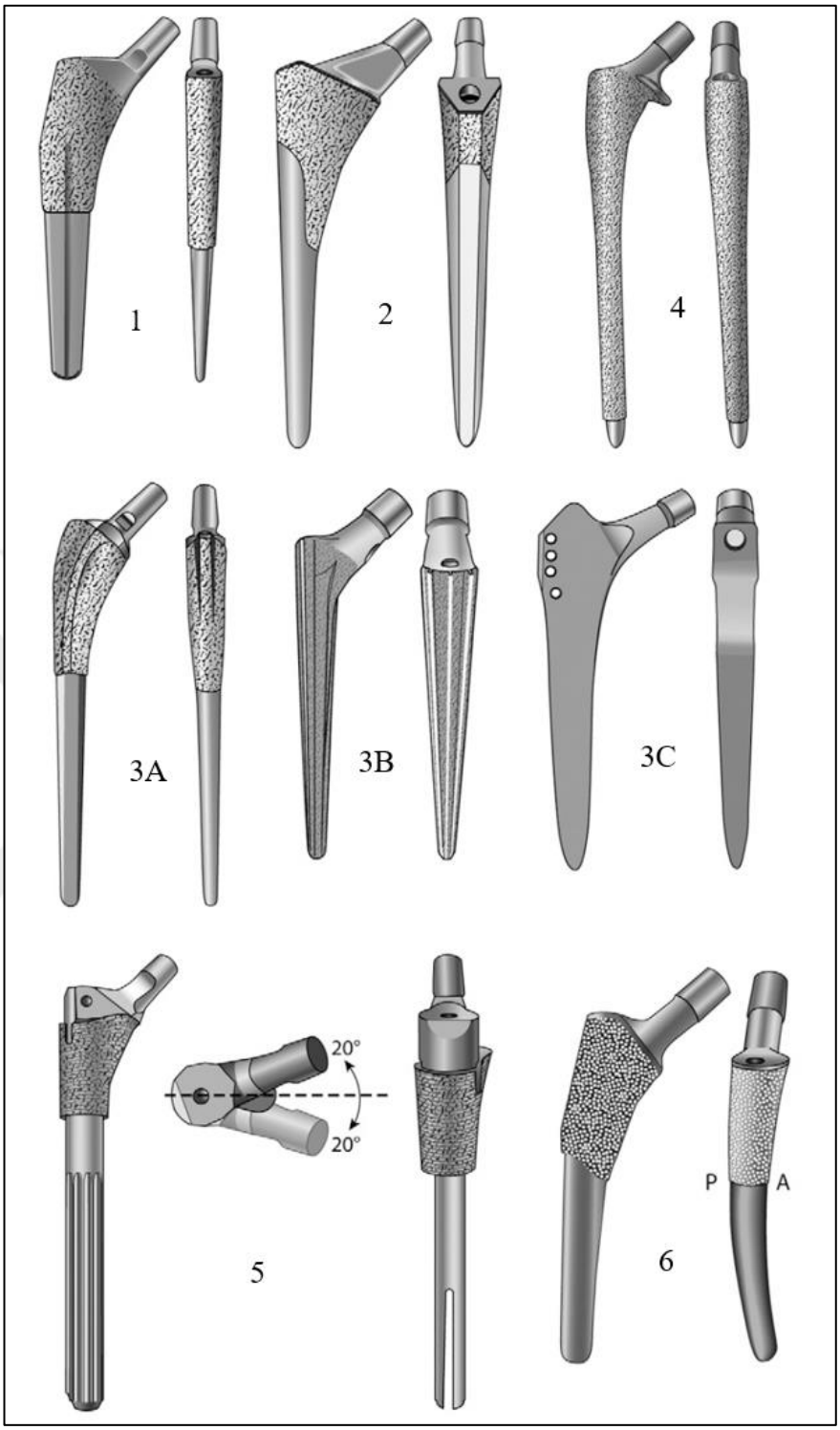
Çimentosuz protezler genellikle titanyum alüminyum vanadyum veya kobalt krom molibden alaşımlarından yapılır. Titanyum alaşımlarının elastiklik modülu kemiğinkine daha yakındır. Bu sebeple titanyum alaşımlı protezler daha az sorun çıkardığı bildirilmiştir [16].

Çimentosuz protezler bir çok farklı geometride piyasada bulunmaktadır. Protezlerin oluşturduğu mekanik sorunları minimuma ve protezin yaşam süresini maksimuma

çıkarmak için bu konu üzerindeki çalışmalar sürmektedir. İlk femur protezleri düz ve eğri olmak üzere sınıflandırılmıştır. Günümüzde ise proksimal gözenekli konik ve tam kaplamalı silindirik olarak adlandırılmaktadır [17].

Çimentosuz kalça protezleri geometrilerine göre sınıflandırılabilir. Böylece protez tasarımları 6 grupta toplanabilir. İlk dört grup düz protezler, beşinci grup modüler ve altıncı grup anatomik tasarımlı eğri protezlerdir (Şekil 1.4). Birinci tip protezler birincil stabiliteyi, medial-lateral düzlemde kama şeklinden dolayı veya protez uzunluğu boyunca üç noktadan temas ile sağlar [18]. Dönmeye karşı stabilite ise protezin geniş düz şekli ile sağlanır [19]. İkinci tip protezler anterior-posterior ve medial-lateral düzlemlerde kortikal kemiğe kontak yapacak şekilde tasarlanmışlardır. Birinci tip protezlere göre daha geniştirler. Genellikle uç kısımlarında protezin sertliğini (stiffness) azaltmak için yiv veya yarık bulunur [17]. Üçüncü tip protezler konik şekle sahiptirler. Konik ve yuvarlak, konik ve yivli yapıda ve konik ve dörtgen kesitte olmak üzere üç gruba ayrılabilirler. Bu gruplar geometrik şekillerine göre üç noktadan temas ile sabitleme (konik ve yuvarlak tip), yivler vasıtası ile (konik ve yivli tip) ve dört noktaya temas ile (dörtgen ve konik tip) sabitleme ile stabiliteyi sağlarlar. Dördüncü grup protezler tamamen kaplama yapılmıştır. Yüzey özellikleri ile kemik gelişimini hızlandırır. Diyafiz bölgesinde kortikal kemiğe dayanarak stabiliteyi sağlar. Beşinci tip protezler modülerdir. Modüler tasarımlar femurun metafizi ve diyafizinde bağımsız şekilde hareket edebilir. Bu da proksimal ve distal sabitlemede farklı kombinasyonlar sunar. Bu sebeple karmaşık operasyonlarda kullanılır [20]. Altıncı tip, femur anatomisine uygun olarak eğri tasarlanmıştır. Stabilite distal kısmındaki eğrilikten ve metafizdaki kabartıdan sağlanır [21].

Farklı tasarım ve uygulama yöntemlerine rağmen bu altı gruptaki protezler benzer yaşam oranına (survival rate) sahiptir. Büyük şekil bozuklarında veya distal sabitlemeye ihtiyaç duyulduğunda tip 3B, 3C, 4 ve 5 kullanılabilir. Hasar oranları bu tasarımlar ile azalmış olsa da mekanik sorunlar (aseptik gevşeme, ağrı vb.) tamamen giderilmemiştir. Çimentosuz protezler genç hastalar için yeterli dayanım sağlar ve yaşlı hastalar için başarılı sonuçlar verebilmektedir [17].

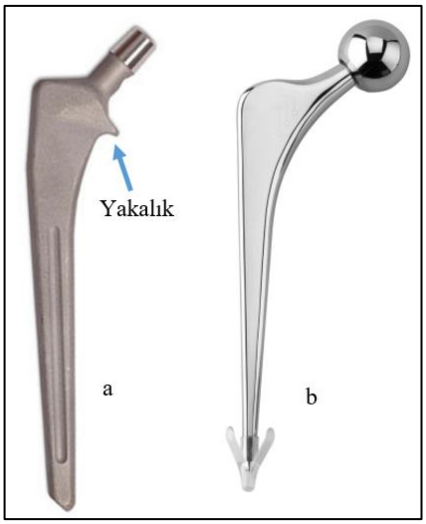


Şekil 1.4. Çimentosuz protez çeşitleri ve sınıflandırılması [17]. 1) tek kama, 2) çift kama 3A) yuvarlak ve konik, 3B) yivli ve konik, 3C) Dörtgen ve konik, 4) tamamen kaplanmış ve yuvarlak, 5) Modüler, 6) anatomik

Çimentolu protezlerde kemik ile protez arasında çimento tabakası bulunur. Bu çimento nedeni ile medüler kanalı dolduran çimentosuz protezlere göre daha küçük çaplı tasarlanırlar. Çapı küçük olan bu protezler daha esnektir ve proksimaldeki kuvvet aktarımı daha yüksektir. Bu yüzden çimentolu protezler kobalt krom ve paslanmaz çelik gibi elastik modülü yüksek olan malzemelerden üretilirler [22].

Geleneksel çimentolu protezler yakalıklı ve yakalıksız olmak üzere iki gruba ayrılır. Yakalıklı protezler, boyun ve protez arasında yakalığı (collar) olur (Şekil 1.5a). Protez kemiğe ve çimentoya sabitlenecek şekilde tasarlanmıştır. Kemik-çimento-protez tek parça olarak hareket eder. Protezin başarısı yüksek oranda çimentonun kemiğe tespitinin iyi olmasına bağlıdır. Protez ile çimento arasındaki mikrohareketi stem veya çimentodan partiküllerin kopmasına yol açar. Bu partiküller osteolize ve dolayısıyla aseptik gevşemeye sebep olur. Yakalıklı protezlerin en büyük avantajı çökmenin daha az olmasını ve yükün doğrudan kemiğe iletilmesini sağlamasıdır. Fakat protezin distalinde kalkar bölgede asılı kalmasından dolayı mikrohareketin artması en büyük dezavantajdır [22].

Yakalıksız çimentolu protezler parlak yüzeye sahiptirler (Şekil 1.5b). Bu sebeple yakalıklı protezlerin mat yüzeylerine göre daha az sürtünmeye neden olur. Bununla birlikte sürtünmenin düşük olması aşınmayı azaltır. Ayrıca sürtünmenin düşük olması protez ile stem arasındaki kayma gerilmelerini düşürür. Aynı zamanda düşük sürtünme katsayısı protezin çimento üzerinden kaymasına ve dolayısı ile protezin çökmesine yol açar. Bu hareket çevresel ve eksenel gerilmelerin artmasına neden olur. Bu çökmeyi azaltmak için protezin yüzeyi pürüzlü hale getirilmiş, fakat bu pürüzlü yüzey çimentonun aşırı aşınmasına sebep olmuş ve mekanik olarak yetersiz kalmıştır [22]. Exeter protezi (Exeter, Stryker, Howmedica) bu tip protezlerde en sık kullanılan protezdir. Exeter protezi kullanılan 325 hastada yapılan çalışmada 17 yıllık takip sonunda %90,4 başarı oranı olduğu bildirilmiştir [23].



Şekil 1.5. Yakalıklı (a) ve yakalıksız (b) çimentolu protezler

1.4. Mekanik ve Biyolojik Kararlılık (Stabilite)

İnsan kemiğine yerleştirilen her implant ile kemik arasında zamanla kemik-implant ara yüzü oluşur. Bu kemik-implant ara yüzünün birbirine tutunumu ile kemik-implant sisteminin sağlamlığı implant kararlılığı (stabilitesi) olarak bilinir. İmplant kararlılığını mekanik ve biyolojik kararlılık olarak iki kısımda incelenir. Mekanik kararlılık, implant yerleşiminden hemen sonraki kemik implant sisteminin kararlılığı; biyolojik kararlılık ise, implant kemik ara yüzünde kemik yeniden oluşumu ve tekrar şekillenmesi olarak tanımlanabilir. Biyolojik kararlılık büyük ölçüde mekanik kararlılığa bağlıdır. Yani uzun süreli başarılı implantasyon ve başarılı operasyon çıktıları için mekanik kararlılık çok önemlidir [3, 24]. İlk olarak Branemark (1977) [25] tarafından tanımlanan osseointegrasyon, biyolojik kararlılığın diğer ismidir. 1986 yılında osseointegrasyon "implant ve kemik arasında kemik dışı bir doku olmaksızın yüklerin ideal bir şekilde implanttan kemiğe aktarıldığı bağlantı" olarak tanımlanmış ve kemik implant bağlantıların sağlamlık sorunu ideal yük aktarımının olmamasından kaynaklandığı belirtilmiştir [26]. İmplant kararlılığının yeterli olmadığı zaman implant zamanla gevşer ve yerinden çıkarak işlevini yerine getiremez hale gelir. Ortopedi ve diş hekimliği alanında sıklıkla karşılaşılan bu sorun üzerine birçok çalışma yapılmıştır. Özellikle diş hekimliği alanında belirli ilerleme kaydedilmiş ve implant mekanik kararlılığını belirleyen cihazlar geliştirilmiştir [27, 28]. Bu cihazlar birçok çalışmada

implant kararlılığını ne derece doğru belirlediği tespit edilmiş ve her ne kadar doğruluk oranı yüksek olarak belirlense de, yanılma payının olması diş hekimliği alanında çalışmaların devam etmesine sebep olmuştur [29-33].

Kemik miktarı ve kalitesi, ameliyat tekniği, doktorun becerisi ve implant tasarımı mekanik kararlılığı etkileyen ana faktörlerdir. Bunun yanında, mekanik kararlılık, implant yüzey özellikleri, kemik oluşumu ve yenilenmesi ise biyolojik karalılığı etkileyen ana parametrelerdir [34].

1.5. Diş Hekimliği Alanlarında Yapılan Kararlılık Çalışmaları

Protez ve diş implantlarında mekanik kararlılığın belirlenmesi ileri dönem başarılı implantasyon için çok önemlidir. Özellikle diş hekimliği alanında implant kararlılığının belirlenmes için farklı yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemler genel olarak; radyolojik analiz, histomorfometrik analiz, çekme ve itme testleri, kesme torku direnç analizi, çıkarma torku testi, implant yerleşim torku analizi, darbe test yöntemi, titreşim salınımlı dalga uyarımı, çekiç darbe yöntemi, rezonans frekans analizi yöntemi, sonlu elemanlar analiz yöntemi ve ultrasonik dalga uyarımıdır [34-36].

1.5.1. Radyolojik analiz

Radyolojik analiz iyileşme süresinde istenilen zamanda değerlendirilebilinen girişimsel olmayan bir yöntemdir. Bu analiz yöntemiyle, kemik implant pozisyonu, kristal kemik seviyesi ölçümü gibi değerlendirmeler implant başarısının bir ölçüsüdür ve bu yöntemle değerlendirmek mümkündür [37]. İmplant stabilitesini belirleme hassasiyeti düşük olmasına rağmen kullanım kolaylığı ve maliyetinin düşük olması klinik olarak stabilite değerlendirilmesinde kullanılmasını sağlamıştır. Düzenli radyografi ile kemik kalitesi ve yoğunluğu hakkında nicel değerlendirme yapılamamaktadır. Bunların yanında X ışınlarının zararlı etkilerinden dolayı da çok sık kullanılması tavsiye edilmemektedir [26].

1.5.2. Histomorfometrik analiz

Bu yöntem, implant ve implant çevresindeki kemiğin histolojik kesitinin boyalı örneğinden kemik ile implant arasındaki kontak miktarının belirlenmesine dayanır.

Hassasiyeti çok yüksektir. Fakat, invaziv ve yıkıcı bir yöntem olduğundan sadece klinik olmayan çalışmalar için uygundur [35].

1.5.3. Çekme ve itme testleri

İmplant mobilitesi, implanta itme ve çekme yönlerinde kuvvetler uygulanarak hareket miktarı belirlenebilir. Bu hareket miktarına göre implant stabilitesi hakkında fikir edinebilinir. Fakat bu yöntem görsel ve dokunma hassasiyetine bağlı olduğu için kişiden kişiye değişebilir. Bu nedenle stabiliteyi kesin belirleyici değildir [35].

1.5.4. Kesme torku direnç analizi

Bu metot ilk olarak 1994 yılında Johansson ve Strid tarafından geliştrilmiştir [38]. Temel prensibi implant ameliyatı sırasında bir birim hacimdeki kemiği kesmek için gerekli olan enerji miktarını ölçmeye dayanır. Bu enerji miktarı kemik yoğunluğu ile ilişkili olduğu ve dolaylı olarak implant kararlılığını etkilediği için kemik implant kararlılığını değerlendirmede göz önüne alınır [39]. Bu yöntemin eksik yönü implant yerleşimi sonrası osteotomi bölgesindeki kemik kalitesi ve durumu hakkında yeterli bilgi vermemesidir. Yani, osteotomi sonrasında kemik kalitesindeki değişimin değerlendirilememesidir.

1.5.5. Çıkarma torku testi

1984 yılında Roberts ve ark. tarafından öne sürülen bu yöntem, kemik implant bağlantısını koparan moment eşik değerini ölçme prensibine dayanmaktadır [40]. Ölçümlerin tekrarlanamaması ve plastik deformasyon olması sebebiyle ameliyat sırasında kullanılması mümkün olmayan bir yöntemdir.

1.5.6. İmplant yerleştirme torku analizi

Temel olarak implantın kemiğe yerleştirilirken gerekli olan tork değerini ölçme prensibine dayanır. İmplant kemiğe yerleştirilirken ölçülen tork değerleri sabit değildir, çünkü kortikal ve konseloz kemik miktarları implant kemiğe girdikçe değişir. Bu sebeple ölçülen maksimum tork değeri bu yöntem için değerlendirmeye alınır. Bu yöntem genel olarak literatürde kabul edilir ve değişik implant çeşitleri için kullanılabilir [41]. Yine yerleşim torku değeri ile kemik yoğunluğu arasında bir ilişki

mevcut olduğu belirtilmiş ve sonuç olarak implant kararlılığı için değerlendirme yapılabileceği vurgulanmıştır. Her ne kadar bu yöntem kemik yoğunluğu hakkında bilgi verse de kemik kalitesi ve ileri dönemde oluşan osseointegrasyon hakkında bilgi veremez [42].

1.5.7. Darbe test yöntemi

Bu yöntem temel olarak akustik bilime ve etki tepki teorisi yöntemine dayanmaktadır. İmplanta uygulanan etki ses dalgaları olarak yansır ve duyulan ses ile değerlendirme yapılır. Şöyle ki, implanta uygulanan darbe sonucu açık bir ses duyulursa bu iyi osseointegrasyon olduğunu gösterir. Donuk ses ise zayıf osseointegrasyon olduğu gösterir. Yöntem genel olarak çok basit, fakat bu yöntem doktorun tecrübesine bağlıdır ve deneysel yöntemlerde kullanılamaz [36].

1.5.8. Titreşim salınımlı dalga uyarımı

Koneko ve ark., kararlı durum dalgasını uyaran kuvveti kullanarak kemik implant arayüzünün mekanik titreşim karakteristiğini analiz etmek için kullanmışlardır. Bu yöntem, küçük dalgalı kuvvet tarafından uyarılan implant titreşiminin frekans ve genliğini ölçmeye dayanan bir yöntemdir. Bu sistemde elektroakustik tetikleyici, elektroakustik alıcı, dalga üretici ve salınımölçer bulunur. Elektroakustik tetikleyici ve alıcı her ikisi de piezoelektrik elementlerden ve delikli iğneden oluşur. Yaklaşık 1 Khz değerinde çoklu frekans kuvvet dalgaları implanta bu iğneler vasıtası ile iletilir. Kemik implant ara yüzünde oluşan titreşim ve rezonans bilgileri toplanır ve osiloskopta gösterilir. Bu yöntemin duyarlılığı uygulanan kuvvetin yönüne ve konumuna bağlıdır. İmplant rijitliğini değerlendirmede bu yöntem zayıf kaldığı belirtilmiştir [43].

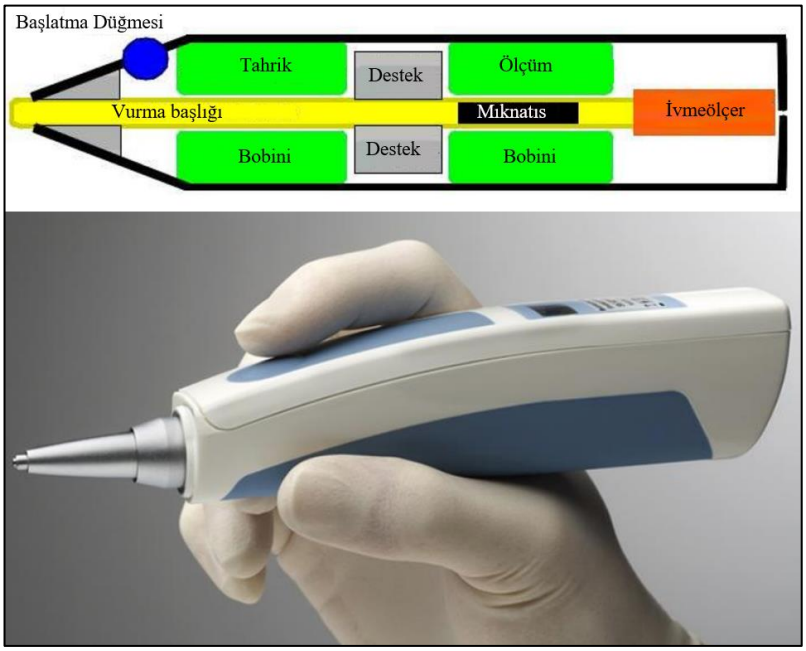
1.5.9. Çekiç darbe yöntemi

Bu yöntem darbe test yönteminin geliştirilmiş bir versiyonudur. Darbe test yönteminden farklı olarak çekiç ve nesne arasındaki temastan oluşan ses hızlı Fourier dönüşümü (FFT) ile işlenir ve buna göre değerlendirme yapılır. İlk olarak diş mobilitesini değerlendirmek amacı ile geliştirilen yöntem daha sonraları implant stabilitesi ölçümünde kullanılan cihazların çalışma prensibi olmuştur. Dental Mobility

Checker (DMC; J.Morita, Suita, Japan) ve Periotest (Siemens, Bensheim, Germany) cihazları bu yöntemle çalışan cihazlardır [35, 36].

DMC cihazı Aoki ve Hirakawa tarafından geliştirilmiştir [27, 28]. Bu cihaz, diş ve diş yuvasının birleşiminin hareket seviyesine göre ses sinyallerine çevirerek implant mobilitesini belirler. Teoride, geçici impuls ile üretilen spektrumun zaman ekseni üzerindeki ilk tepe genişliği impulsun zaman ekseni ile ters orantılıdır [44]. Düşük rijitliğe sahip olan implant kemik bütünlüğünde cevap süresi daha uzundur. Bu cihazda alıcı olarak mikrofon kullanılmıştır. Cevap sinyali zaman domaininde işlenerek değerlendirme yapılır [36].

Periotest cihazı elektromekanik olarak çalışan bir cihazdır (Şekil 1.6). Alet elektrik ile çalışır ve sonuçlar monitörize edilir. Cihazın hareketli ucu ölçüm yapılacak olan implanta 4 saniyede 4 kez çarpma hereketi yapar. Hareketli ucun basınca duyarlı kısmı implant ile hareketli uç arasındaki temas süresini belirler ve kaydeder. Bu temas süresi ne kadar uzun ise implantın stabilitesi o kadar düşüktür. Periotest cihazı da temas süresi uzunluğuna göre periotest değeri verir. Periotest ölçüm değerleri -8 ile +50 arasında değişmektedir. Cihazın verdiği değer ne kadar düşük ise implant o kadar stabildir [35].



Şekil 1.6. Periotest cihazının parçaları (üst resim) ve periotest cihazı (alt resim)

1.5.10. Rezonans frekans analizi (RFA)

Bu yöntemde implant-kemik sisteminin rezonans frekansları ölçülür. Bütün sistemler bir çok rezonans frekansa sahiptir. Rezonas frekansı malzemeye, tasarıma ve destek sisteminin kalitesine bağlı olarak değişkenlik gösterir. Dental implantlarda genellikle malzeme ve implant aynı olduğu için implantların rezonans frekansları desteğin kalitesine bağlıdır. Bu destek kalitesi osseointegrasyonu işaret etmektedir [36].

RFA ilk olarak 1996 yılında Meredith ve ark. tarafından geliştirilmiştir [45]. Bu çalışmalara takiben 2000 yılında Osstell (Osstell Mentor, Osstell ISQ Integration Diagnostics AB, Göteborg, İsveç) sistemi piyasaya sürülmüştür. Tamamen non-invaziv (girişimsel olmayan) olan bu sistem kısa ve uzun dönemde implant stabilitesini değerlendirmede ve izlemede kullanılabilmektedir [29, 30, 46].

Günümüzde iki farklı ticari olarak piyasaya sunulan cihaz bulunmaktadır: Implomates (Bio Tech One) ve Osstell. Implomates cihazı (Taipei, Tayvan) Huang ve ark. tarafından geliştirilmiştir [47]. Implomates aleti, implantı uyarmak için vuru kuvvetinden yardım alır. Küçük elektrik sürücüsü ile üretilen vuru kuvvetinin cevabı zaman sinyali olarak alıcı vasıtası ile alınır ve frekans (2-20 KHz aralığında) görünümü haline çevrilir. Frekans görünümünün ilk tepe noktası implantın birincil rezonans frekansıdır. Bu tepe noktasının değerinin yüksek olması ve keskin olması daha kararlı implant olduğunu gösterir.

Osstell cihazı da implantın rezonans frekansını ölçer (Şekil 1.7). Fakat bu işlem için implanta bir rod takılır ve ölçümler bunun üzerinden alınır. Rod küçük bir mıknatıs ile uyarılır ve rod iki yönde titreşim yapar. Bu cihaz, implant kararlılık oranı (ISQ) olarak adlandırdıkları ve 0-100 değerleri arasında olan bir değer verir. Bu değeri de 3500 ile 8000 Hz arasında ölçtüğü frekans değerlerini çevirerek bulur. Yüksek değer, implant kararlılığın yüksek olduğunu gösterir. ISQ değeri 65 ve üzerinde olması başarılı birincil implant kararlılığı için tavsiye edilir [34].

RFA yöntemi kullanılarak implant stabilitesini araştıran bir çalışmada ISQ değeri 57-70 arasında olduğunda iyileşme süresince implant kararlılığının olduğu belirtilmiştir [30]. İmpant kararlılığını değerlendirmede kullanılan Periotest ve Osstell cihazlarını

karşılaştıran çalışmalar mevcuttur. Ji-Su ve ark. [32] köpekler üzerinde yaptıkları çalışmada, köpeklerin çene kemiklerine titanyum diş implantları yerleştirmişler ve Periotest ve Osstell cihazları ile ölçümler almışlardır. Daha sonra 3 ve 6 haftalık sürelerde tekrar ölçümler almışlar, sonrasında köpekler öldürmüşler ve histomorfometrik değerlendirmeler yapmışlardır. Sonuç olarak her iki yöntemin kullanışlı ve güvenilir olduğu vurgulanmıştır. Osstell cihazının eski ve yeni versiyonları olan Osstell ve Osstell Mentor cihazlarının kadavra çene modeli üzerinde implant kararlılığını belirleyerek bu iki cihazı karşılaştırmak amacı ile çalışma yapılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda Osstell cihazı Osstell mentor cihazına göre daha düşük değer vermiştir [33].



Şekil 1.7. Osstell cihazı

1.5.11. Sonlu elemanlar analizi yöntemi

SEA yöntemi, 3 boyutlu modeller oluşturularak gerçekleştirilen, resonans frekans analizini kolaylaştıran sayısal bir yöntemdir. İlk olarak Williams&Williams [48] tarafından sonlu elemanlar kullanılarak yapılan modal analiz ile implant kararlılığı değerlendirilmiş ve bundan sonra SEA bu amaçla sıklıkla kullanılmıştır. Wang ve ark. [49] dental implantlar ile diş kökü arasında kalan dokuların direngenlik aralığını tanımlamada Rezonans Frekans Analizi (RFA) yöntemini SEA ile kullanarak değerlendirmiştir. Diş implantları dışında da SEA yöntemi kararlılık değerlendirmelerinde kullanılmıştır. TKP'nin birincil kararlılığını değerlendirme

amaçlı SEA yöntemi kullanılmıştır [50]. Yine TKP'nin kararlılığını ameliyat sırasında ölçebilen cihazın doğruluğunu SEA yöntemi ile belirlenmiştir [51].

1.5.12. Ultrasonik dalga yayılımı

İlk olarak Almaide ve ark. [52] tarafından tavsiye edilen bu yöntem, implant kararlılığını değerlendirmede alternatif bir yoldur. Bu yöntemde, implant frekans yönlendirici olarak kullanılır ve ultrosonik dalgalar kemik implant arayüzü özelliğine duyarlıdır. Deneysel çalışmada Mathieu ve ark. [53], 10 MHz lik ultrosonik cihaz, tavşan kemiğine yerleştirilmiş implant ile yapılan ölçümlerle doğrulamıştır. Titanyum implatın etrafındaki kemik miktarı, ultrosonik olarak ölçülen cevap ile yüksek ilişkili olduğu belirtilmiş ve böylece implant kararlılığı değerlendirmelerinde kullanılabilineceği savunulmuştur.

1.6. Ortopedi Alanında Yapılan Kararlılık Çalışmaları

1.6.1. Genel bilgiler

Ortopedi alanında diş hekimliğinde olduğu gibi protez stabilitesi başarılı implantasyon için çok önemlidir. Ortopedi alanında kullanılan birçok protez vardır. Bunlar arasında en sık kullanılanılan ve en sık sorun yaşanılan protez TKP'dir. Dünya genelinde bir milyon iki yüz binden fazla TKP ameliyatı yapılmakta ve bunların yaklaşık %10'u gevşeme gibi sorunlardan dolayı tekrar ameliyat edilmektedir [2]. Gelişen teknoloji ve tedavi olanakları ve insan yaşam ömrünün uzaması ile TKP ameliyatlarında artış olacağı tahmin edilebilir. Ayrıca revizyon ameliyatları, ilk ameliyattan daha zor ve maliyetlidir. Aynı zamanda kemik kayıplarına sebep olmakta ve hastanın yaşam kalitesini düşürmektedir. Bu gibi sebeplerden revizyon ameliyat sayısı olduğunca düşürülmelidir. Bunun için ise revizyon ameliyatının neden gerektiği iyi araştırılmalı ve uygun çözüm bulunmalıdır.

TKP revizyon sebepleri aseptik (mikropsuz) gevşeme (%49), osteoliz (kemik erimesi) (%14), ağrı (%29), enfeksiyon(%14), dislokasyon(%16) ve kemik-protez hasarları (%9) olarak sayılabilir [1, 54]. Bu sebeplerden ağrı ve enfeksiyon haricindeki diğer sebepler mekanik sorunlar nedeni ile oluşmaktadır. Hatta gevşemeden dolayı ağrı da oluşabildiğinden ağrı oluşumunun nedenleri arasında da mekanik sorunlar sayılabilir.

Bu da yaklaşık olarak revizyon ameliyat sebeplerinin % 85'i mekanik sorunlar nedeni ile oluştuğunu göstermektedir.

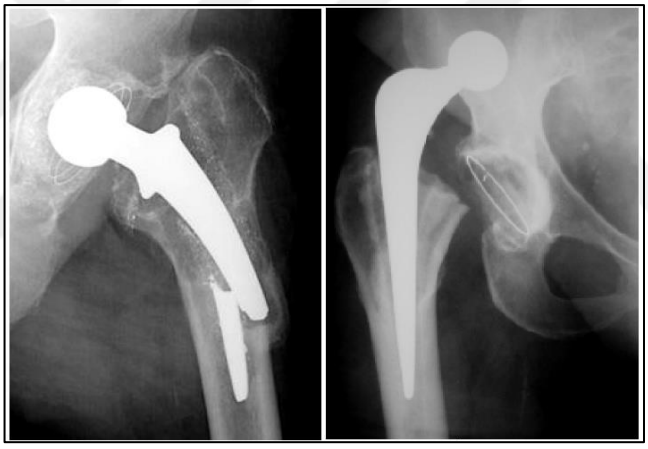
Araştırmalarda TKP revizyon ameliyatının ana sebebinin aseptik (mikropsuz) gevşeme olduğu belirtilmiştir [1]. Aseptik gevşeme, kemiğe yerleştirilen implantın mikro veya makro hareketleri oluşması sonrası implant kemik bütünlüğünün bozulması olarak tarif edilebilir. Bu bütünlük biyolojik veya mekanik sebeplerden oluşabilmektedir. Bu sebepler üç ana başlık altında hastaya, cerraha ve proteze bağlı faktörler olarak incelenebilir.

Hastaya bağlı faktörler Şekil 1.8'de belirtilmiştir. Eğer hasta genç ise aktivite seviyesi ve hareket miktarı fazla olur. Bu da protez üzerine erken dönemde fazla yük gelmesi neden olur. Erken dönem fazla yük protez kemik arasındaki hareket miktarını arttırır ve bu da osseintegrasyon oluşumunu engeller. Ayrıca fazla hareket protez parçaları arasındaki aşınma miktarını arttırır [55]. Aşınma parçaları kemikte osteolize yol açar ve zamanla protez gevşer. Polietilen aşınma miktarında eşik değeri 0,1 mm/yıl olarak beliritilmiştir. Bu eşik miktarından fazla aşınma olması osteolize, düşük olması çok nadir olarak ostelize sebep olur [56]. Genetik faktörde önemli olan stokin proteinlerini kodlayan genlerdeki değişim osteoliz ile ilişkilendirilmiştir. Çünkü, stokinler hücrelerdeki reseptörlere bağlanarak hücre çoğalmasını uyarır [57]. Bu uyarım gerçekleşmezse TKP sonrası kemik-protez bağı kurulamaz ve zamanla gevşeme oluşur. Kalça eklemine gelen kuvvetler doğrudan vücut ağırlığı ile ilişkili olduğundan obesite, TKP başarısızlıklarında risk faktörü olarak görülmektedir [58].

Ameliyata bağlı faktörler protezin yerleştirilmesi ile ilişkilidir. Protez hizalamasındaki hatalar yüksek gerilmelere ve aşınmalara neden olur. Bunun sonucunda kemik veya protez hasarları oluşur (Şekil 1.9). Ayrıca yumuşak dokuların protez-kemik denegesinin sağlaması protezin yerinden çıkmasını engeller. Yeterli yumuşak doku dengesi sağlanamaz ise Şekil 1.9'da görüldüğü gibi protez dislokasyonu oluşur. Protez stabilitesi aseptik gevşeme oluşumunda önemli bir faktördür. Protez-kemik arası mikrohareket miktarı bu açıdan çok önemlidir. Ayrıca aşınmalar kemik oluşumunu engellediği için protez stabilitesinin zamanla azalmasına yol açar.



Şekil 1.8. Aseptik gevşemeye neden olan faktörler



Şekil 1.9. Protez hasarı (solda) ve dislokasyonu (sağda) [7]

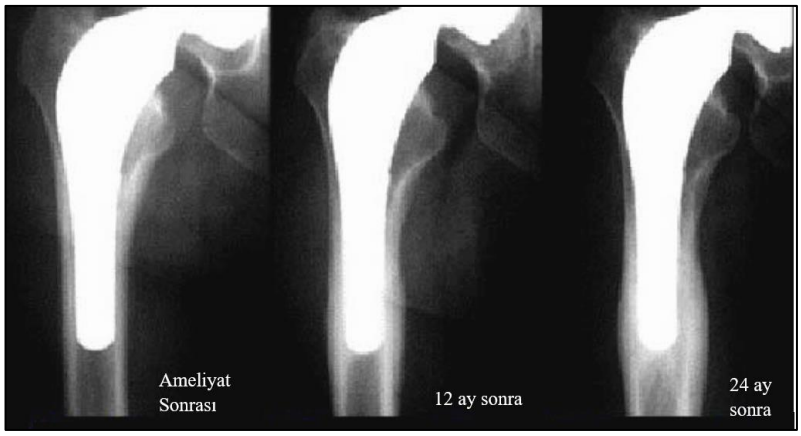
Proteze bağlı faktörlerden en önemlisi protezin tasarımıdır [59, 60]. Protezin modüler tasarlanması ameliyat ve cerrah için kolaylık sağlar. Fakat, protez parçaları arasındaki sürtünme ve aşınmadan dolayı osteoliz gelişimi görülebilir. Protez baş çapı büyük seçilmesi dislokasyon riskini azaltır. Ancak, büyük çap kontak alanın artması demek olduğundan yine aşınma miktarını arttıran etki yapacak ve osteolize neden olacaktır. Protezi hidroksapatit kaplamak aşınmayı azaltacağından dolayı küçük parçaların ortaya çıkmasını azaltır [61]. Çimentosuz protezlerde yüzey özellikleri osseointegrasyon oluşması için çok önemlidir. Osseointegrasyon oluşması için çimentosuz protezlerin yüzey gözenekleri 50 ile 400 mikron boyutunda ve mekanik

dayanımı korumak için kaplamadaki boşluk yüzdesi %30-40 arasında olmalıdır [15]. Diğer yandan protez tasarımı kemik protez ara yüzünde en az gerilme oluşturacak ve gerilme yığılmalarına izin vermeyecek şekilde olmalıdır. Aynı zamanda protez üzerinde ve kemikte gerilmeler kemik ve protezi hasara uğratmayacak değerlerde olmalıdır. Bu gerilme değerleri kemik ve protez dayanımını geçtiğinde hasarlara neden olur ve istenmeyen durumdur. Kemiğin proteze temas yüzeylerinde kemik hasarı olmamalıdır. Bu kriterleri sağlayan tasarımlar uzun süreli tedavilerde kullanılabilir.

Bu sebepler incelendiğinde aseptik gevşeme mekanizmasında temelde üç ana faktör bulunmaktadır. Bunlar; aşınma, stres kalkanı (stres shielding) ve stabilitedir. Bu üç faktör kemiğin zamanla yoğunluğunu kaybetmesine ve böylece kemiğin zayıflamasına neden olur.

Özellikle çimentolu protez yerleşimlerinde çimento çatlaması ve kırılması gibi nedenlerle aşınma ürünleri ortaya çıkar. Vücut, bu ürünleri yabancı cisim olarak algılar ve bu yabancı maddeleri izole etmek için bağışıklık sistemini devreye sokar. Bu süreçte osteoklast (yıkım hücreleri) hücreleri kemik stoğuna zarar verir. Böylece aseptik gevşeme ile sonuçlanan kemik erimesi (osteoliz) ortaya çıkar [7].

Stres kalkanı kemik erimesine yol açan diğer önemli bir faktördür [62]. Bu kemik direncinde ve protezin çevresinde sertlik değişimine neden olan bir mekanik sorundur. Kemik canlı bir dokudur ve kendini yüke adepte ederek yoğunluğunu azaltır veya arttırır. Bu literatürde “Wolf kanunu” olarak geçmektedir. Bu kanun kemik stres karşısında kendini geliştirdiğini belirtmektedir. Kemiğe protez yerleştirildiğinde idealde üzerindeki gerilmeleri kemiğe eşit olarak dağıttığı varsayılır. Fakat gerçekte bu şekilde olmaz. Protez genellikle yükleri kemiğe distalinden aktarır. Bunun sonucunda yeterli gerilme oluşmayan proksimal bölgelerde kemik zayıflar. Bunun sonucunda gevşeme oluşur. Bu durum Şekil 1.10’da çok iyi görülmektedir.



Şekil 1.10. Stres kalkanı olayı nedeniyle kemik yeniden oluşumunun radyolojik görüntüleri [63]

Protez osseointegrasyonunu elde etmek için birincil mekanik stabilite çok önemlidir. Birincil mekanik stabilite kemik ile protez arasındaki rijit sabitlemedir. Aşırı protez hareketleri veya zayıf stabilite protez çevresinde fibröz doku oluşumunu uyarır. Bu doku protez ile kemik arayüzünde hareket miktarının artmasına ve böylece osseointegrasyon oluşumunu engeller [64, 65]. Kemik dokunun proteze tutunumunun (osseointegrasyon) oluşması için kemik protez ara yüzündeki hareket miktarı belli değeri geçmemelidir. 20 mikrondan az miktardaki hareket sadece kemik doku oluşumunu sağlar. 40 mikron ile 150 mikron arası kemik doku ile birlikte fibröz dokunun oluşumuna neden olur. 150 mikron üzeri ise sadece fibröz doku oluşumu tetikler. Fibröz doku protez ile kemik arasındaki bağı engeller. Bu sebeple aseptik gevşemeye sebep olur [14, 58]. Aseptik gevşeme Şekil 1.11'deki röntgen görünümünde açıkça görülmektedir. Şekilde ok işareti ile gösterilen bölgelerde kemik zayıflaması ve boşluk oluşumu gözlemlenmektedir.

Çimentolu protez yerleşimlerinde mekanik stabilite çok iyi sağlanabilmektedir. Fakat, çimento çatlağı ve çimento aşınması zamanla kemiğin zayıflamasına ve protezin gevşemesine sebep olmaktadır. Çimentosuz yerleşimde ise mekanik stabilite yeteri kadar iyi sağlandığında biyolojik stabilite çimentolu yönteme göre daha iyi oluşabilmektedir.



Şekil 1.11. Aseptik gevşeme oluşmuş kemik röntgeni [66]

Aseptik gevşeme, protez ile kemik arasında yüklerin ideal bir şekilde aktarılmaması sonucu kemiğin yük aktarmayan kısımlarında zayıflama oluşması ile meydana gelir. Aseptik gevşeme sebebi ile on yıl içerisinde gerçekleştirilen tüm TKP ameliyatların %10'u aseptik gevşeme sebebi ile olduğu belirtilmiştir [67]. Aynı zamanda yapılan tüm revizyon ameliyatların %79'u aseptik gevşeme, %10'u enfeksiyon ve %11'i diğer sebeplerden (teknik hatalar, dislokasyonlar vb.) olduğu sonucu bildirilmiştir [67]. Ayrıca TKP revizyon ameliyatlarının %10-20'sinin TKP asetabular bileşenin gevşemesi sebebi ile gerçekleşmiştir [67, 68]. Bunun nedeni ise ameliyat süresi içinde yerleştirilen TKP'nin stabil olduğu kanısına varılıp ameliyatın bitirilmesidir [69].

Revizyon ameliyat sayısının çokluğu ve revizyon maliyetlerin yüksekliği sebebi ile gevşeme sorunu biyomekanik alanında üzerinde çalışılmasının gerekliliğini arttırmıştır. TKP literatüre 1956 yılında girmiş ve o zamandan bugüne birçok değişim geçirmiştir. Başlarda %51 gibi çok düşük başarı oranına sahip olan TKP, günümüzde de 10 yıllık dilimde %85 oranında başarıya sahiptir [70]. Fakat bu oran 20 yıllık

dilimde daha da düşmektedir. Zamanla gevşeme sorununa çare amaçlı özel kemik çimentosu geliştirilmiş ve ameliyatlarda sıklıkla kullanılmıştır. Fakat TKP'nin çimentolu olarak kemiğe yerleştirilmesi çözüm olmamıştır. Son zamanlarda yapılan araştırmada çimentosuz TKP kullanımı yıllara göre artmakta olduğunu göstermiştir [70]. Bunun yanında çimentolu TKP'nin başarı oranın yüksek olduğu belirtilen çalışmalar da vardır [1]. Bu konu literatürde soru işareti bırakan sorulardan biridir.

1.6.2. Kalça protezi stabilitesi belirleme ve alternatif tanı yöntemi geliştirme çalışmaları

Ortopedi alanında özellikle total kalça protezi stabilitesi belirleme çalışmalarını amaliyat esnasında protez kemiğe yerleştirildikten sonra yapılan değerlendirmeler (birincil stabilite) ve ameliyat sonrası gevşeme tespitleri (ikincil stabilite) olmak üzere iki gruba ayırabiliriz.

1.6.2.1. Birincil (mekanik) stabilite değerlendirme çalışmaları

Ortopedi alanında birincil implant kararlılığını belirlenmesi için çalışmalar yapılmıştır. Genel olarak bu çalışmalar sadece TKP ile sınırlıdır. TKP'nin gevşemesini değerlendirmek amacı ile titreşim tekniği kullanılmış (Şekil 1.12) ve TKP kararlılığının bu yöntemle doğru ve güvenilir olarak değerlendirme yapılabilineceği savunulmuştur [6]. Yine titreşim tekniğini kullanarak TKP üzerine yapılan diğer çalışmada deneysel ve SEA ile değerlendirme yapılmıştır. İlk olarak femur kemiğinin titreşim davranışı, daha sonra kemik ile implantın beraber titreşim davranışı incelenmiş ve arasındaki farklar formüle edilmiştir. Sonuç olarak yüksek hassasiyetle ölçümler ile TKP implantının kararlılığı belirlenmiştir [71]. Deneysel olarak yapılan bir diğer çalışmada TKP implantının ameliyat sonrasındaki yürüme ve merdiven çıkma durumları göz önüne alınarak implant kararlılığının değerlendirilmesi yapılmıştır [72]. Kas kuvvetlerinin de katılarak yapıldığı çalışmada implant kararlılığını kas kuvvetlerinin de önemli etkisi olduğu vurgulanmıştır.



Şekil 1.12. Titreşim tekniği ile TKP implantının kararlılığının ölçümü [6]

TKP implantın kararlılığını ameliyat esnasında ölçmek için tasarlanan Intraoperative Stability Assessment Consele (ISAC) cihazı (Şekil 1.13), implanta uygulanan kuvvet moment değerine karşılık implantın mikro hareket hareketini ölçme prensibine göre çalışmaktadır [73, 74]. Eğer 20 Nm'lik momente karşı implant 100 mikrometreden daha az hareket ederse implant kararlı olduğu belirtilir. Şekil 1.14'de ISAC cihazının cerrahlar için geliştirilmiş arayüzü görülmektedir. Burada cerrah ameliyat sırasında uyguladığı torku ve bu torka karşılık mikro hareket miktarını okuyabilmektedir. Bu cihazı kullanmadan önce protezin ölçüleri cihaza tanıtılmaktadır.

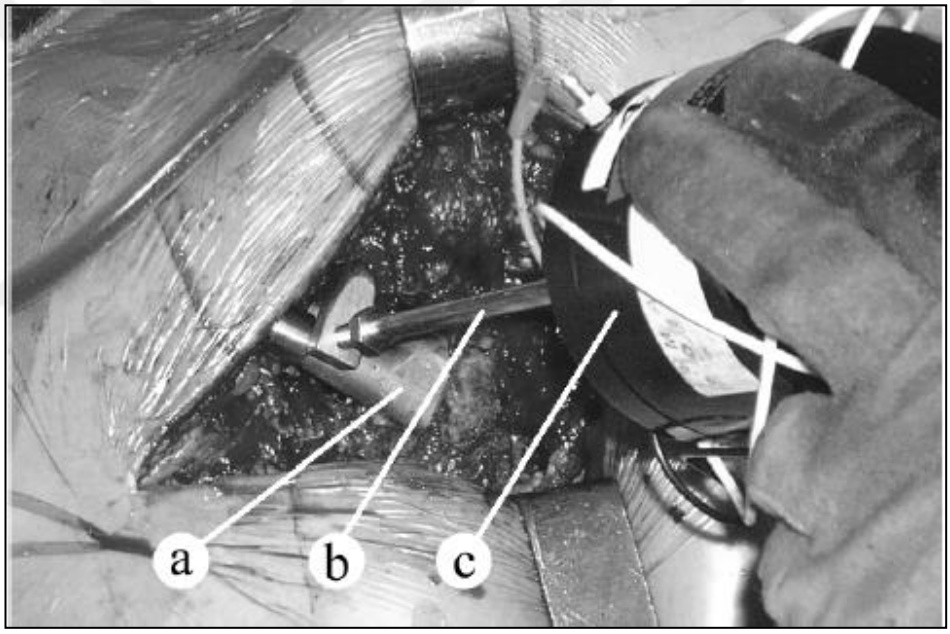


Şekil 1.13. ISAC cihazı ile ameliyat sırasında ölçüm alınması [63, 73]



Şekil 1.14. ISAC cihazının cerrahlar için geliştirilmiş arayüzü

Yine başka bir çalışmada ameliyat yapılırken TKP implantının kararlılığını belirlemek için titreşim yöntemini kullanarak değerlendirme yapan sistem geliştirilmiştir [75]. Bu sistem genel olarak sarsıcı cihaz, bu cihazı proteze bağlayan kenetleme sistemi ve vesistemin cevabını almak için sensör kullanılmıştır. Bu sistemle başarılı ölçümler alınmış ve bu yöntemin güvenli bir şekilde kullanılabileceğini ortaya konulmuştur (Şekil 1.14). Ayrıca, ameliyat sırasında protez kemiğe yerleştirilirken fazla kuvvet uygulanması sonucu kemikte çatlamalar ortaya çıkmaktadır. Bu çatlaklar protez stabilitesini azaltmaktadır. Literatürde yapılmış olan bu çalışmada diğer bir amaç ise her bir vuru sonrasında titreşim yöntemi ile stabiliteyi belirleyerek yeterli stabilite yakalandığında kemik çatlama riskini önlemek için vuru sonrasında titreşim ile ölçüm yaparak stabiliteyi belirlemek ve bu sayede kemik çatlamasını önlemektir [75].

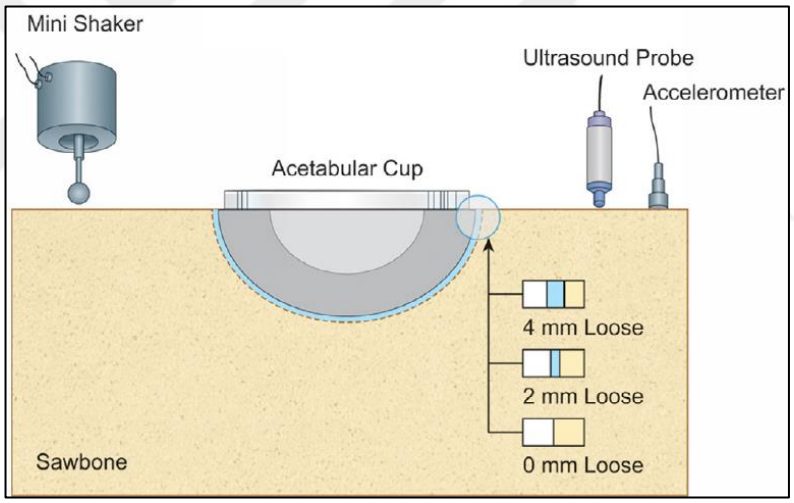


Şekil 1.15. TKP (a), Çubuk ve Kenetleme sistemi (b), Titreşim oluşturan sarsma cihazı (c). Bu cihaz ile oluşturulan titreşimin cevabı bilgisayarda incelenerek implant kararlılığı ölçümü yapılmıştır [75]

Ameliyat sonrası TKP gevşeme tespitinde alternatif olarak kullanılabilecek bir yöntem Akustik Yayılım (Acoustic Emission) yöntemidir. Akustik yayılım (Acoustic Emission (AE)) testi mühendislik alanında sıklıkla kullanılan bir metot olması tıp alanında da kullanılabilmesinde öncülük etmiştir. Şöyle ki, bu yöntem erken dönemde aseptik (mikropsuz) gevşemeyi belirleme [76-78], kemiğin biyomekanik özelliklerini belirleme ve kemikteki mikro hasarları tespit etme [79], kemik kırıklarının

iyileşmesini izleme ve kemik hasarlarını tespit etme [80] amaçlı çalışmalarda kullanılmıştır. Tanı amaçlı kullanımlarda radyolojik tetkiklere göre daha başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir [81]. Fakat AE verilerinin toplanmasındaki zorluklar ve standardının olmaması alternatif yöntem olarak pratikte kullanılması önündeki en büyük engeldir.

Literatürde TKP asetabular bileşenindeki gevşeme üzerine de çalışma yapılmıştır. Alshuhri ve ark. [82] Şekil 1.16'da gösterilmiş olan deney düzeneğini kurarak asetabular bileşendeki gevşemeyi incelemişlerdir. TKP asetabular bileşeni sawbone kemik bloğuna stabil ve gevşek olacak şekilde yerleştirilmiştir. Sawbone bloğunun bir tarafından sarsıcı vasıtası ile titreşim verilmiş ve sistemin cevabı ivmeölçer ve ultrason probu ile alınmıştır. Çalışma sonucunda her iki method ile başarılı ölçümler alınmış ve her iki yöntem ile asetabular bileşen gevşemesi belirlenebileceği bildirilmiştir.



Şekil 1.16. TKP asetabular bileşendeki gevşeme belirleme düzeneği [82]

Literatüre bakıldığında bazı çalışmalarda ameliyat esnasında TKP birincil kararlılığını belirlemek üzerine yapılmıştır. Bu çalışmalarda titreşim yöntemi ve mikro hareket ölçme prensibi gibi yöntemler kullanılmış ve bu yöntemler doğrudan TKP üzerine uygulanmıştır. Titreşim yönteminde prensip olarak TKP femoral bileşenine frekansı ve genliği belli olan titreşim oluşturucular ile titreşim verilmiş ve TKP femoral bileşeninden ivmeölçer vasıtası ile değerler alınmıştır. Titreşim genlik değeri ne kadar yüksek ise TKP o derece kararlı yerleştirildiği belirtilmiştir [83]. Diğer mikro hareket ölçme yönteminde ise 20 Nm'lik moment TKP femoral bileşenine uygulanmış ve

TKP-Femur arasındaki mikro hareket miktarı ölçülmüştür. Hareket miktarı 100 mikrometre değerine geçmedi ise TKP kararlı olarak yerleştirildiği belirtilmiştir [74]. Diğer bir çalışmada bu değer 50 mikrometre'yi aşmaması gerektiği belirtilmiştir [50].

1.6.2.2. Ameliyat sonrası gevşeme tespiti (biyolojik stabilite) çalışmaları

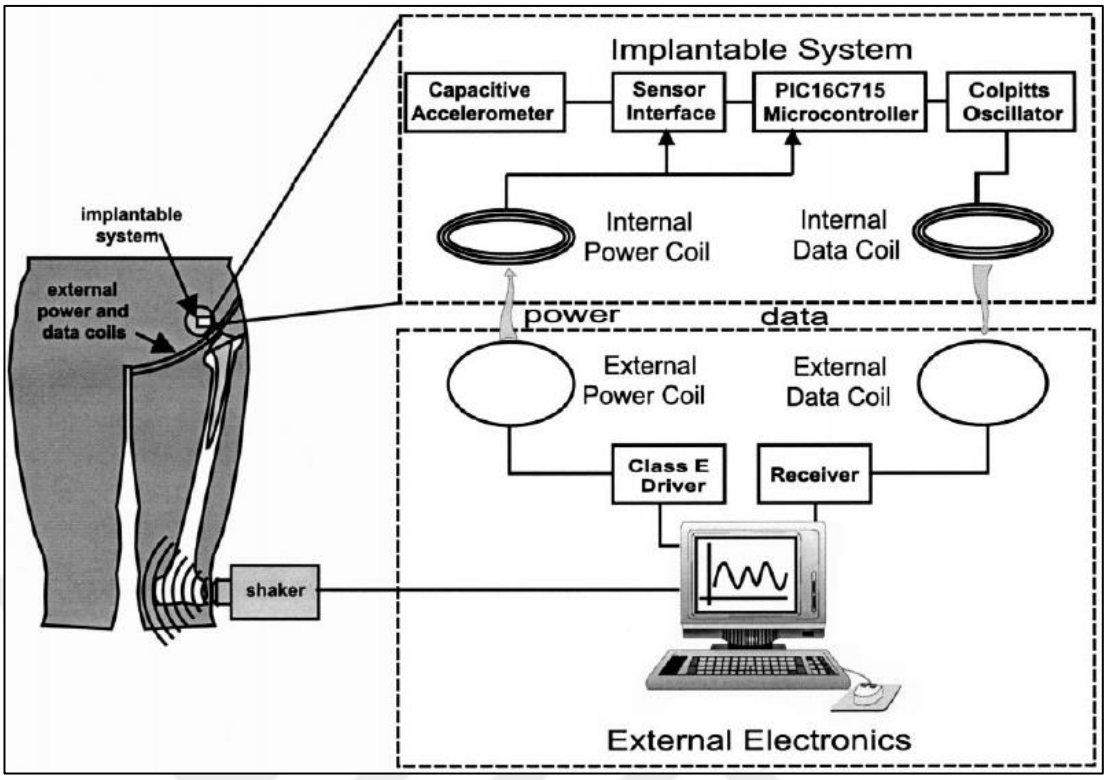
Rutin radyografi, arthrografi, nükleer arthrografi, kemik sintigrafisi gibi klinik görüntüleme yöntemleri aseptik gevşemenin tespiti için kullanılmış [4, 5, 84, 85], fakat bu yöntemler yeterli güvenilirliğe ve hassasiyete sahip olmamasından dolayı bu yöntemler aseptik gevşemenin tayini için tam çözüm olmamıştır [86-89]. Radyografi gevşeme tespiti için en sık kullanılan yöntemdir. Bu yöntemin güvenirlik ve hassasiyeti radyolusensi ile orantılıdır. 0,7 mm radyolusensi için %88'e kadar çıkan hassasiyet, 0,1 mm için %10'a kadar düşmektedir [90]. Planlı radyografi ve kemik sintigrafisi hali hazırda uygulanan standart araştırma yöntemidir [91, 92]. Bu yöntemlerin hastaya zararlı x-ray ışınları maruz bırakması, erken ve ileriki dönemde gevşeme sorununu net belirleyememesi, alternatif bir yöntemin geliştirilmesi gerekliliğini ortaya çıkarmıştır [83, 93].

Total kalça protezi gevşeme tespiti veya osseointegrasyonu değerlendirilmesi için kullanılan tanı yöntemleri ortopedi alanında halen yeterli doğruluğa ve hassasiyete sahip değildir. Mühendislik alanında sıklıkla kullanılan ve sistemin yapısal bütünlüğünü bozmayan bir yöntem olan titreşim analizi yöntemi ortopedi alanına da alternatif tanı yöntemi geliştirme amaçlı çalışmalarda kullanılmıştır [6, 71, 82, 94-96]. Ayrıca bu yöntem kemik mekanik özelliklerini başarılı bir şekilde belirlemede ve kemik iyileşme tespitinde de kullanılmıştır. [97].

Titreşim analizinin gevşeme tespitinde kullanılabilirliği in vivo ve in vitro çalışmalar ile kanıtlanmıştır [6, 98, 99]. Bu çalışmlarda genel olarak stabil ve gevşeme gerçekleştirilmiş, sistemlerin karşılaştırılması ile titreşim analizindeki farklılar değerlendirilerek gevşeme oluşmuş sistem tespit edilmiştir. Klinik alanda titreşim frekansı 1000 Hz altında kullanılması gerektiğini belirtilen bir çalışmada gevşeme oluşmuş protezler titreşim yöntemi ile başarılı bir şekilde tespit edilmiştir [6]. Bu klinik çalışmada diğer standart kullanılan görüntüleme yöntemleri ile titreşim methodu karşılaştırılmıştır. Sonuçta titreşim yönteminin diğer radyolojik görüntüleme

yöntemlerine göre %20 daha hassas olduğu belirtilmiş ve hastaların %8'inde titreşim methodu ile yanlış teşhis konulmuşken radyolojik görüntüleme yöntemi ile %21 hastada yanlış teşhis konulmuştur.

Stabil yerleştirilmiş protez-kemik sistemleri lineer dinamik sistem gibi davranış gösterir. Gevşeme başladığında bu lineerlik bozulmaya başlar ve non-lineer dinamik sistem davranışı gösterir. Bu da titreşim verilerinin frekans domainine çevrildiğinde (FFT analizi) harmonik frekansların ortaya çıkması ile anlaşılır. Ayrıca sistemin rezonans frekansları belirlenerek değerlendirme yapılabilir. Bunun için ise Frekans cevap fonksiyonu (Frequency Response Function) verilerdeki değişiklikleri incelemek için daha uygundur [71]. Bu çalışmalarda ivmeölçer dışarıdan veri almaktadır. Marschner ve ark. [95] geliştirdikleri yeni teknik ile protez stabilitesi hakkında değerlendirme yapmışlardır. Protezin distaline ve proksimaline sensör yerleştirerek sisteme verilen titreşime göre sensörlerden alınan veriler karşılaştırılmıştır. Benzer bir sistem Puers ve ark [100] tarafından da geliştirilmiştir. Distal femurdan uyarı verilen sisteme sensör yerleştirilen protez vasıtası ile dışardan veri alınmış ve alınan değerlere göre değerlendirme yapılmıştır. Alınan değerlerde zamana bağlı sinüs grafiklerinde bozulma olup olmadığı incelenmiştir.



Şekil 1.17. Kalça protezi gevşemeyi belirlemek için geliştirilen sistem

Yumuşak doku etkisinin üstesinden gelmek için ivmeölçer sensörü yerine ultrasound probu kullanılan çalışmada ultrasound probun daha kullanışlı olacağı savunulmuştur [100]. Bu çalışmada iki farklı kemik modeli kullanılmış ve <1500 Hz uyarı fekansında titreşim sisteme verilmiştir. Ultrason probu ile ivmeölçer sensörlerinden ayrı ayrı alınan verilerde ultrason probundaki genlikler daha fazla elde edildiği bildirilmiştir.

Bu çalışmalarda ameliyat sonrası dönem için sadece stem sabitlemesindeki gevşemeler üzerine çalışılmış fakat asetabular bileşen üzerine çalışılmamıştır. Klinik verilerde asetabular bileşen gevşeme sorunu yüksek oranlarda olduğu bildirilmiştir [54]. Alshuhri ve ark. [82] asetabular bileşendeki gevşeme tespitini deneysel olarak tespiti üzerinde çalışmışlardır. Titreşim yöntemi kullanılan bu çalışmada da sisteme verilen sinyal ile alınan sinyal arasındaki veriler karşılaştırılıarak gevşeme tespit edilmiştir. Bu alanda hem asetabular hem de femoral bileşen dikkate alınarak yapılan in vitro çalışmada da titreşim yöntemi ile başarılı bir şekilde gevşemiş sistemler tespit edilmiştir [94].

Son zamanlarda kullanımı hızla artan Sonlu Elemanlar Yöntemi (SEY), biyomekanik alanına da girmiştir. İmplant ve protezlerin performans, dayanım, yorulma gibi mekanik dayanım özellikleri üzerinde değerlendirme yapmada kolaylık sağladığı gibi optimum implant ve protez tasarımlarının oluşturulmasında kolaylık sağlamıştır. Özellikle TKP üzerinde Sonlu Elemanlar Yöntemi ile birçok değerlendirme yapılabilmiştir. Yapılan son çalışmalarda, Taylandlılar için TKP'nin femoral bileşeni üzerinde SEY kullanılarak şekil optimizasyonu yapılmıştır [101]. Bir diğer çalışmada çimentolu TKP'nin femoral bileşeni üzerinde tasarım optimizasyonu yapılarak yeni TKP tasarımı sunulmuştur. Literatürde TKP'nin statik, dinamik ve yorulma davranışları sadece TKP hasar durumu ve yorulma ömrü dikkate alınarak incelenmiştir [102-104].

Bir çok çalışmada gevşeme tayini için FFT spektrum analizi incelenmiştir [6, 96, 98, 99, 105]. Fakat, bazı çalışmalarda harmonik frekansların gevşemeyi tayininde kullanılabileceği vurgulanmıştır. Dahası, düşük frekanslarda (<1000 Hz) stabilite değerlendirmesi daha uygun olduğu belirtilmiştir [6, 98, 99, 105]. Hatta, 400 Hz'den daha düşük frekanslarda sisteme titreşim verildiğinde daha hassas gevşeme tespiti yapıldığı bildirilmiştir [96].

Literatürde titreşim yöntemi ile gevşeme tayininde şu veriler dikkate alınarak sonuçlar değerlendirilmiştir;

1- Temel frekans genliğindeki değişim: frekans cevap fonksiyonuna göre değerlendirme yapılmış ve stabilde temel frekans değeri yüksek, gevşemiş sistemde düşük olarak alındığı vurgulanmıştır [71].

2- Sistemin resonans frekansları bulunarak: stabil sitemin resonans frekansları daha yüksek, stabil olmayan sistemde daha düşük çıkmaktadır. Stabil ile stabil olmayan sistemlerdeki bu rezonans değişimi gevşemeyi verir [94].

3- Pik sayım analizi: harmonik frekans dışındaki frekans sayısıdır [94]. Harmonik frekans oluşmuşsa gevşeme vardır [6, 82]. Yani 1 adet pik sayısı sistemin stabil olduğunu, 2 ve daha fazlası olması durumunda gevşeme olduğu belirtilmiştir.

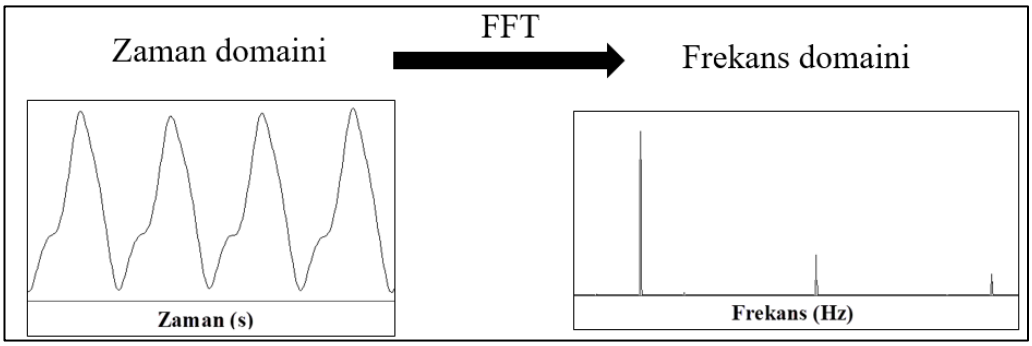
4- Harmonik oran: harmonik frekans genliğinin temel frekans genliğine oranıdır. Georgio ve ark. bu harmonik oranı %25'ten düşükte stabil %50 üzerinde stabil olmayan sistem olarak almışlardır [6].

1.7. Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transforms)

Fourier dönüşümü sayısal işaret işleme ve görüntü işlemenin çok önemli konularından biridir. Sinyaller zaman domaininde elde edilir. Fakat her zaman zaman domainindeki verilerin analizi yeterli olmaz. Bu sebeple sinyallerin frekans domainine çevrilmesi gerekir. Bunun için Fourier dönüşümleri kullanılır.

Ayrık Fourier Dönüşümü (DFT) ayrık fonksiyonların fourier dönüşümünü yapmak için kullanılır. DFT, zaman domainindeki bir diziyi frekans domainindeki eşdeğer bir diziye dönüştürür. Hızlı Fourier dönüşümü (FFT) ise dizi eleman sayısı çok olduğunda daha kullanışlıdır. Dizi eleman sayısı çok olduğunda DFT çok uzun zaman alır. FFT, bu uzun zaman alan hesaplama işlemini döndürme sabitlerinin periyodiklik ve simetrik özelliklerinden faydalanarak azaltır. Bu sebeple DFT yerine FFT daha uygun olmaktadır [106].

Genel olarak FFT analizi Şekil 1.15'de gösterildiği gibi zaman domaininde elde edilen bir fonksiyonu frekans domainine çevirerek fonksiyonun analizi yapılabilir. Elde edilen fonsiyonu ayrıştırarak hangi frekans ve genlikteki, kaç farklı basit trogonometrik fonksiyonlardan oluştuğu analiz edilebilir.



Şekil 1.18. FFT analizi ile zaman domainindeki fonksiyonu frekans domainine çevrilebilir

Fourier serileri basit trigonometrik fonksiyonların toplamı ile istenilen fonksiyonu elde etmek için kullanılır ve fonksiyonlar belirli periyotlara sahip olmalıdır. Bir f(x) fonksiyonu L periyodunda kendini tekrar ediyorsa bu fonksiyonun fourier serileri Denklem 1.1 ve 1.2'deki formüle göre;

$$f(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} C_n e^{\frac{i2\pi nx}{L}} \tag{1.1}$$

$$C_n = \frac{1}{L} \int_{-L/2}^{L/2} f(x) e^{\frac{-i2\pi nx}{L}} dx \tag{1.2}$$

şeklinde yapılabilir.

Denklem 1.1 sentez formülü, Denklem 1.2 ise analiz formülüdür. Formüllerdeki n değeri bulmak istenen fonksiyonu ifade eder. Eğer bulmak istenilen fonksiyon periyodik değilse Fourier dönüşümü formülleri kullanılmalıdır. Periyodik olmayan bir f(x) fonksiyonunun fourier dönüşümü Denklem 1.3 ile 1.4'de;

$$f(x) = \int_{-\infty}^{\infty} C(\omega) e^{i\omega x} d\omega \tag{1.3}$$

$$C(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) e^{-i\omega x} dx \tag{1.4}$$

ifade edilmiştir.

Bu denklemlerde C(ω) karmaşık sayı olarak bulunur ve buradan ω açısal doğal frekansı, C(ω) genlik değerinin yarı değerini ifade eder. Faz açısını ise denklem 1.4 ile elde edilen karmaşık sayısının arctan'ı alınarak elde edilebilir. Denklem 1.3 sentez formülü iken, Denklem 1.4 analiz formülüdür. Analiz formülü ile istenilen fonksiyonu oluşturan fonksiyonların Denklem 1.5 ile frekansını (f), Denklem 1.6 ile genliği (A_ω) ve Denklem 1.7 ile faz açısını (ϕ) analiz edilebilir. Sentez formülü ile parçalarına ayrılan fonksiyonu tekrar istenilen fonksiyona çevrilir;

$$\omega = 2\pi f \tag{1.5}$$

$$\left|C(\omega)\right| = \frac{A_\omega}{2} \tag{1.6}$$

$$\phi = \arctan \frac{sanal}{reel} \tag{1.7}$$

Deneyler zaman domaininde N tane veri alınarak yapılır ve elde edilen fonksiyonun periyodu T ise x[k] fonksiyonun DFT yaklaşımı Denklem 1.8'deki gibi;

$$X[k] = \frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{\frac{-i2\pi kn}{N}} \tag{1.8}$$

şeklinde yazılabilir.

X[k] fonksiyonu X[k+N]'ye göre paremetriktir. Buna göre Denklem 1.9'daki gibi;

$$X[n] = \sum_{k=0}^{N-1} X[k] e^{\frac{i2\pi kn}{N}} \qquad k = 0,1,2,...,N-1 \tag{1.9}$$

şeklinde yazılabilir.

Denklem 1.8 analiz formülü, Denklem 1.9 sentez formülüdür. Denklem 1.8'de k'nın N-1 adet değerleri için hesaplanması gereken eşitlik N.N boyutunda bir matris içerir. N değeri arttıkça DFT'nin hesap yükü gittikçe artar. FFT burada hesap yükünü NxN matristen n.NlogN matrise indirir.

İki tabanlı bir algoritma için, FFT N nokta DFT'yi N/2 nokta veya daha az DFT'ye ayrıştırır. Her bir (N/2) nokta DFT (N/4) nokta DFT'ye, (N/4) DFT (N/8) DFT'ye ayrıştırılır. Bu şekilde en küçük parçaya kadar işlem devam eder. 2 tabanlı FFT için en küçük parça 2 nokta DFT iken, 4 tabanlı FFT için en küçük parça 4 nokta DFT'dir [106].

Zaman domaininde giriş dizisi x(n)'in iki parçaya ayrıştığı varsayılırsa Denklem 1.6 ve 1.7'deki gibi yazılabilir;

$$x(0), x(1), ..., x(\frac{N}{2} - 1) \tag{1.6}$$

$$x(\frac{N}{2}), x(\frac{N}{2} + 1), ..., x(N-1) \tag{1.7}$$

Daha sonra her bir dizinin DFT'si alınarak X(k)'nın k'nın çift ve tek değerleri için;

$$a(n) = x(n) + x(n + \frac{N}{2}) \tag{1.8}$$

$$b(n) = x(n) - x(n + \frac{N}{2}) \tag{1.9}$$

olmak üzere;

$$W = e^{\frac{-i2\pi}{N}} \tag{1.10}$$

alınırsa;

$$X(2k) = \sum_{n=0}^{(\frac{N}{2})-1} a(n) W_{N/2}^{nk} \tag{1.11}$$

$$X(2k+1) = \sum_{n=0}^{(\frac{N}{2})-1} b(n) W_N^n W_{N/2}^{nk} \tag{1.12}$$

şeklinde yazılabilir.

2. ÜÇ BOYUTLU BİYOMODELLEME VE SONLU ELEMANLAR MODELLERİ OLUŞTURMA

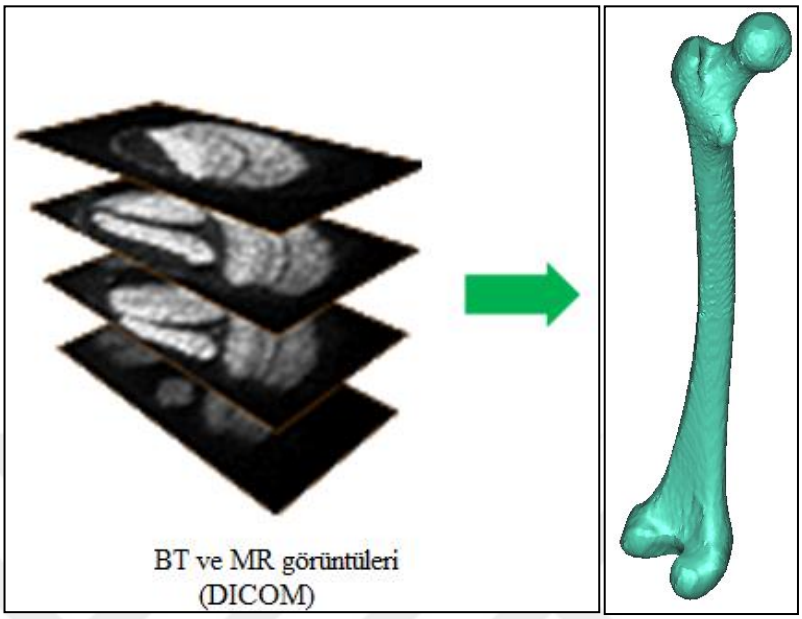
Bu bölümde Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) için gerekli olan modelleme ve sonlu elemanlar modelleri oluşturma anlatılmıştır. Femur kemiği ve kalça protezi modelleme aşamaları ve bu modellerin sonlu elemanlar modellerine dönüştürülmesi bahsedilmiştir.

2.1. Femur Kemiği Modelleme

Bilgisayar ortamında üç boyutlu biyomodel elde edilmesi için öncelikle modeli elde edilecek dokunun veya kemiğin bilgisayara aktarılabilen görüntülerine ihtiyaç vardır. Bu görüntüler, tanı ve teşhis cihazları olarak bilinen ve kullanılan Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) ünitelerinden elde edilir. Bu tip cihazların çalışma prensibi temel geometrinin katman katman görüntüsünü sağlamaktır (Şekil 2.1). Ancak cihazların çalışma prensibi farklılıklarından dolayı cihazların elde ettiği görüntüler, bilgisayar destekli modellemede çeşitli kısıtlılıklar ve üstünlükler içermektedir. Kemik gibi sert dokuların görüntüleri BT cihazları ile elde edilebilirken, yumuşak dokular MRI cihazı yardımı ile elde edilebilmektedir.

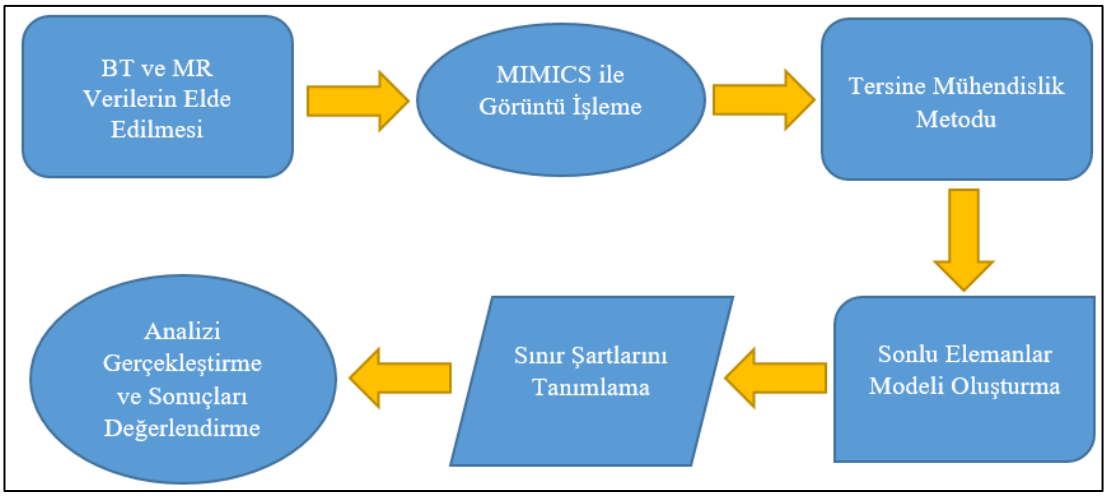
Görselleştirme ve segmentasyon işlemleri için BT ve MR görüntülerini kullanan MIMICS yazılımı çalışmada kullanılacak modelleri elde etmek için kullanılmıştır. Bu çalışmada femur kemiği üzerinde çalışılacağı için 63 yaşında ve vücut-kütle indeksi 26 Kg/m^2 olan erkek bir hastanın rızası alınarak elde edilen femur BT görüntülerinden faydanılmıştır. BT görüntülerini elde etmek için Toshiba Aquilion cihazı kullanılmıştır. İki kesit arasındaki mesafe 0,574 mm olacak şekilde görüntüler alınmıştır. BT görüntülerinin özellikleri, lateral posizyonda piksel ölçüleri 0,774×0,774 mm ve voksel ölçüleri 473×473×235 mm^3 olarak elde edilmiştir. 1841 katmandan oluşan bu görüntü verileri DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında kaydedilmiştir. Bu görüntüler MIMICS 10 (Materialise,

Leuven, Belçika) yazılımına aktarılarak 3 boyutlu modelleme işlemine başlanmıştır. Segmentasyon işlemlerinin ardından femur modeli elde edilmiştir.

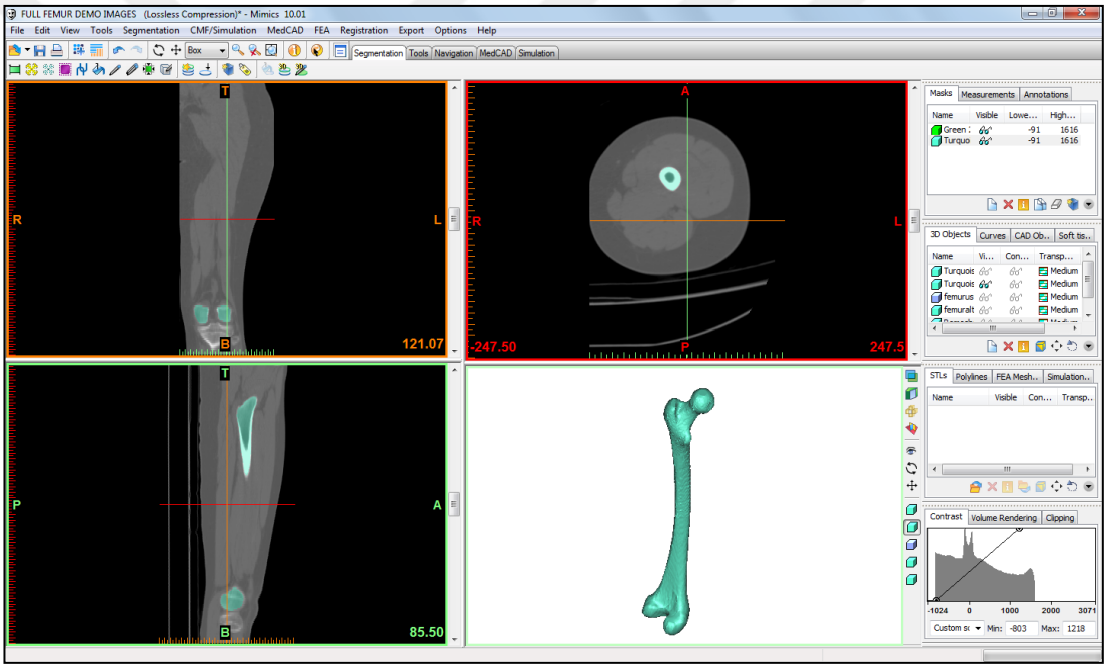


Şekil 2.1. MIMICS ile BT ve MR görüntülerinden modelleme

BT veya MR katman sayısına, katman çözünürlüğüne bağlı olarak elde edilen 3B biyomodel geometrilerinde geometrik ve boyutsal farklar meydana gelmektedir. Bundan dolayı, MIMICS yardımıyla elde edilen 3B modeller üzerinde tersine mühendislik yazılımları yardımıyla düzenlemeler gerekmektedir [107]. Ayrıca yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi, yüzey hatlarında istenmeyen çıkıntıların, yansımaların (artifakt) temizlenmesi ve daha pürüzsüz modeller elde etmek için tersine mühendislik programına ihtiyaç duyulmaktadır. MIMICS yazılımında nokta bulutu (point cloud) verisine dönüştürülen femur modeli Geomagic Studio 10 (Raindrop Inc., USA) tersine mühendislik yazılımına aktarılarak yüzey düzenlemeleri yapılmıştır. Bu düzenlemeler sonucunda femur modeli sonlu elemanlar programında kullanılacak hale getirilmiştir. Ayrıca, MIMICS yazılımında katı veri formatında (IGES, STEP, SLDPRT, vs.) çıktı alınamadığı için tersine mühendislik programları gibi ara programlara ihtiyaç duyulmaktadır. Genel iş akış şeması Şekil 2.2'de gösterilmiştir. MIMICS yazılımının arayüzü Şekil 2.3'de görülmektedir. Ayrıca elde edilen femur modeli de gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Biyomodelleme akış şeması

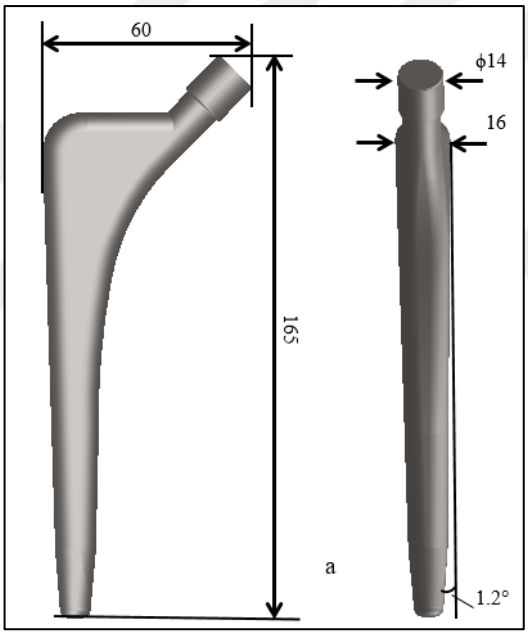


Şekil 2.3. MIMICS yazılımda elde edilen femur modeli

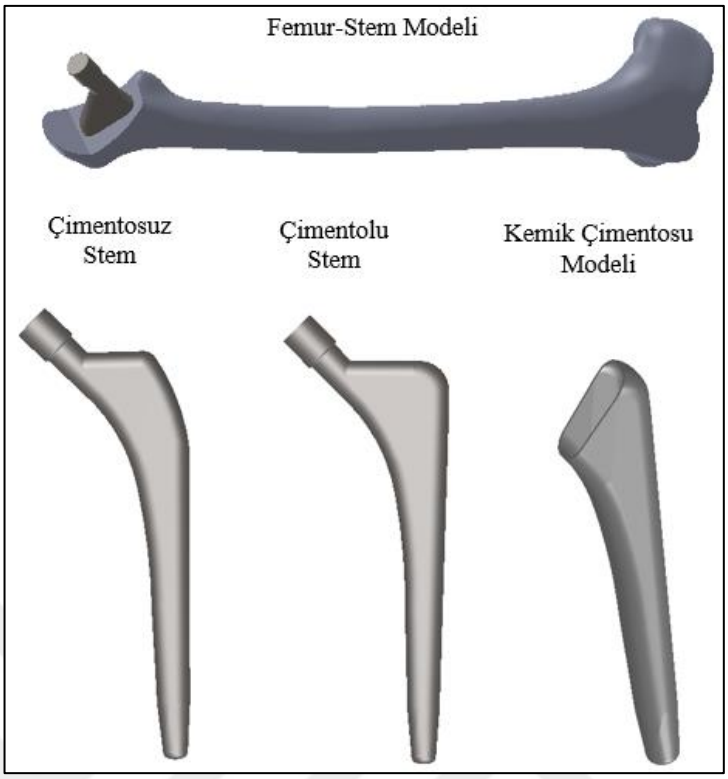
2.2. Kalça Protezi Modelleme

Bu çalışma kapsamında çimentolu ve çimentosuz tip kalça protezleri kullanılmıştır. Gerekli protez ölçüleri TIPSAN (TIPSAN A.Ş., Türkiye) firmasına ait katologdan ve protez üzerinden kumpas yardımı ile alınmıştır. Çimentolu ve çimentosuz stem tasarımındaki farklılıkların sonuçlar üzerindeki etkisini en aza indirmek için genel ölçü değerleri birbirine en yakın olan çimentolu ve çimentosuz stemler modellenmek üzere seçilmiştir. Çimentolu protezin genel ölçüleri Şekil 2.4'de gösterilmişitr. Üç boyutlu

protez modellemeleri SolidWorks (Dassault Systems SolidWorks, ABD) tasarım programı yardımı ile yapılmıştır. Ayrıca çimentolu tip protezin kullanımında femur ile protez arasında çimento modellemesi yapılmıştır. Femur modelinde kalça protezi ameliyatlarına göre kesi yapılmış ve oluşturulan protez femur modeli ile SolidWorks yazılımı ile birleştirilmiştir. Modellemesi yapılan protezler, çimento ve femur-protez modellerinin genel görünüşü Şekil 2.5'de gösterilmiştir. Femur-protez modelleri sonlu elemanlar modeli oluşturmak üzere ANSYS Workbech (ANSYS şirketi Canonsburg, PA, ABD) yazılımına STEP formatında aktarılmıştır. ANSYS Workbench programında (Design Modeller modülünde) femur modeli ile protez modelinin kesiştiği bölgelerde çıkarma (substract) işlemi yapılmıştır.



Şekil 2.4. Üç boyutlu modellemesi yapılan kalça protezi genel görünüşü ve ölçüleri



Şekil 2.5. Modellemesi yapılan femur-protez, çimento ve protez modelleri

2.3. Malzeme Özellikleri, Ağ Örgüsü ve Sınır Şartları Tanımlama

Bütün modellerin malzeme özellikleri lineer, elastik ve izotropik olarak tanımlanmıştır. Stem malzemesi olarak en sık kullanılan malzeme türleri olan Ti6Al4V, CoCrMo ve 316L paslanmaz çelik malzeme özellikleri belirlenmiş ve Ansys Workbench yazılımına aktarılmıştır (Tablo 2.1). Femur modeli tanımlamada BT görüntülerindeki yoğunluğa göre tanımlama yapılmıştır. Bilindiği üzere kemik özellikleri kemiğin her bir bölgesinde aynı değildir. Femur kemiğinin proksimal ve distal bölgelerinde yoğunluk daha az, orta (femur şaftı) bölgelerinde daha fazladır. Buna göre BT görüntülerinde yoğun bölgeler daha açık renkli olurken, yoğunluğun az olduğu bölgelerde daha az açık renk görülür. Bu ilişkiyi fark eden araştırmacılar sonlu elemanlar analizlerinde daha doğru sonuca ulaşmak için BT görüntüleri ile kemiğin mekanik özellikleri arasında ilişki kurmaya çalışmışlardır [108, 109]. Her bir kemik türü için ayrı ayrı görüntüler alınıp deneysel veriler ile ilişkilendirilen çalışmalarda her bir kemik türü için yüksek korelasyona sahip ampirik formüller elde edilmiştir. Bu çalışmada için Rho ve ark. belirtmiş olduğu ampirik formül kullanılmıştır [110].

$$\rho = 1,067 \times HU + 131 \quad (2.1)$$

$$E = 0,004 \times \rho^{2,01} \quad (2.2)$$

ρ: yoğunluk (g/cm^3); HU: Hounsfield Unit; E: Elastiklik (Young) Modülü (MPa)

Bu ampirik formül Bonemat (Bologna, İtalya) açık kaynak kodlu yazılım yardımı ile femur kemiğine uygulanmıştır. Bu formül uygulanmadan önce femur-stem modellerinin sonlu elemanlar modeline dönüştürülmesi gerekmektedir.

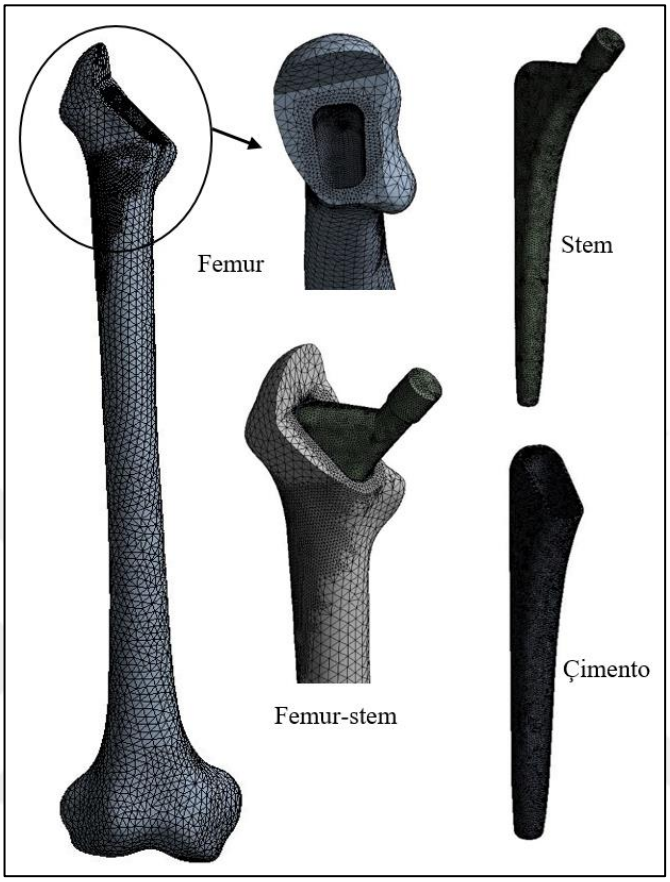
Tablo 2.1.Sonlu elemanlar analizlerinde kullanılan malzeme özellikleri [102, 103, 110]

	Malzeme	Yoğunluk [g/cm^3]	Young modülü [MPa]	Akma Mukavemeti [MPa]	Poison Oranı
Stem	Ti6Al4V	4,4	113000	800	0,33
	CoCrMo	8,8	220000	720	0,3
	316L	8	193000	170	0,3
Femur	Bone	$\rho = 1,067 \times HU + 131$	$0,004 \times \rho^{2,01}$	-	0,3
Çimento	PMMA	1,18	2130	48-76	0,3

HU: Hounsfield Unit

Sonlu elemanlar modeli için ağ örgüsü (mesh) oluşturulmuştur. En uygun element boyutlarını bulmak için yakınsama çalışması yapılmıştır. Element boyutlarını iyileştirerek gerçekleştirilen yakınsama çalışmasında 6 mm element boyutu ile denemelere başlanan femur kemiği 3 mm element boyutuna kadar 1'er mm aralıklarla element boyutu düşürülerek sonuçlar incelenmiştir. Aynı şekilde stem için 4 mm'den 1 mm'ye kadar 0,5 mm ve çimento için 2 mm'den 0,5 mm'ye kadar 0,25 mm aralıklarla element oluşturularak sonuçlar incelenmiştir. Bu çalışma sonucunda en uygun element boyutları 4 mm femur, 1,5 mm protez ve 0,75 mm çimento modelleri için elde edilmiştir. Ayrıca, mesh iyileştirilmesi gereken bölgelerde (kontak bölgeleri) mesh iyileştirmeleri yapılmıştır. Bütün sonlu elemanlar modelinde Solid187 tetrahedron element tipi kullanılmıştır. Toplamda modellerde 400.000 ile 800.000

arasında element, 600.000 ile 950.000 arasında düğüm noktası (node) elde edilmiştir. Oluşan sonlu elemanlar modelleri Şekil 2.6'da görülmektedir.



Şekil 2.6. Protez ve femur sonlu elemanlar modelleri

3. KEMİK ÇİMENTOSU KULLANIMININ TOTAL KALÇA PROTEZİ AMELİYATLARINDAKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Bu bölümde çimentolu kalça protezi kullanımının mekanik etkileri SEY ile değerlendirilmiştir. Total kalça ameliyatları çimentolu ve çimentosuz yöntemler kullanılarak kalça ağrılarını gidermek için kullanılan başarılı bir ameliyat türüdür. Bu kullanılan iki yöntemin birbirlerine göre avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Çimentolu yöntemin en önemli dezavantajı çimento hastalığı ile ilişkili olan osteoliz yani kemik erimesidir [111, 112]. Çimentosuz yöntemin önemli dezavantajları stres kalkanı (shielding) ve yüksek maliyettir [17, 113]. Bu yöntemleri karşılaştıran çalışmaların sonuçları dikkate alınarak hangi yöntemin daha başarılı sonuçlar verdiğini anlamak zordur. Bazı çalışmalar, çimentolu yöntemin ilk 10 yıllık süreçte yüksek revizyon oranına sahip olduğunu vurgulamıştır [10, 114]. Bu sonuçların tam aksine ilk on yıllık süreçte çimentosuz yöntemin başarı oranı daha düşük olduğunu belirten farklı çalışmalar da vardır [11, 115, 116]. Benzer şekilde bazı çalışmalar çimentosuz yöntemin hem yüksek başarı oranına sahip olduğunu belirten çalışmaların yanısıra [113], yüksek revizyon oranına sahip olduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur [116].

Bu sonuçların birbirinden farklı olmasında bir çok faktörün etkisi mevcuttur. Örneğin; stem tasarımındaki farklılıklar, hasta yaşı ve buna bağlı kemik kalitesi, ameliyatı gerçekleştiren operatörün deneyimi, stem malzemesi gibi birçok faktörden söz edilebilir [114]. Genel olarak konu ile alakalı çalışmalar ve çıktıları Tablo 2.2'de belirtilmiştir. Bu faktörler arasındaki en önemlisi stem tasarımıdır [59, 60]. Klinik çalışmalardaki deneyimlere göre stem tasarımları günden güne değişmektedir. Ayrıca yaş etkisine göre tavsiye edilen sonuç, genç hastalarda çimentosuz stem kullanımı, yaşlı hastalarda çimentolu stem kullanımın uygun olduğu belirtilmiştir [60, 117-120]. Çimentolu ve çimentosuz stem kullanımının ameliyat başarısı üzerinde önemli bir etkisinin olmadığını savunan çalışmalar da mevcuttur [121, 122].

Yukarıda da bahsedildiği gibi birçok faktörün etkisi klinik olarak değerlendirildiğinde farklı sonuçlar elde edilmektedir. Her bir faktörün başarı oranı üzerinde etksini incelemek için deneysel veya nümerik çalışmalar gerekmektedir. Çünkü bu tür çalışmalarda istenilen değişkenler sabit tutularak istenilen değişkenin sonuç üzerindeki etkisi incelenebilmektedir. Bu bölümünde de çimentolu ve çimentosuz yöntemlerin mekanik açıdan değerlendirilerek sonuç üzerindeki etkisi incelenmiştir. Çimento faktörü ve stem malzeme türünün protez stabilitesi üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir.

Tablo 3.1.Çimentolu ve çimentosuz yöntemler ile ilgili literatürde bulunan klinik çalışmaların karşılaştırılması

Çalışma	Çıktı
Norveç kayıt verileri [2000] [60]	Çimentolu ve çimentosuz protezlerin başarı oranları arasında önemli derecede farklılık yoktur. Fakat çimentosuz protez kullanımı 55 yaş altı için daha uygundur.
Danimarka artroplasti kaydı verileri [2000] [117]	Çimentolu protezler daha düşük revizyon oranına sahiptir, fakat çimentosuz protezler 55 yaş altı için daha uygundur.
Finlandiya artroplasti kaydından elde edilen veriler [2008] [10]	Çimentolu protezler aseptik gevşeme sebebi ile yüksek revizyon oranlarına sahiptir. Ameliyat başarı oranı 55-74 yaş aralığındaki hastalarda çimentosuz protez kullanımında daha yüksektir. 74 yaş üzerinde her iki yöntem arasında önemli derecede farklılık yoktur.
İngiltere ulusal kayıt defteri verileri [2011] [116]	Revizyon oranı ilk 5 yıllık süreçte çimentosuz protez kullanımında daha yüksektir.
Yeni Zellanda kayıt defteri verileri [2009] [120]	65 yaş altında çimentosuz protez kullanımı daha düşük revizyona sebep olmuştur.
Hailer ve ark. [2010] [11]	Aseptik gevşeme nedeni ile revizyon oranı çimentosuz yöntemde daha düşüktür. Fakat, ilk 2 yılda stem kırılmaları sebebi ile revizyon oranı çimentosuz yöntemde daha yüksektir.
Rizzoli Enstitüsü kayıtları [2007] [114]	Çimentosuz yöntem genellikle çimentoluya göre daha iyi sonuç verir.
Weiss ve ark. [2012] [115]	İlk 3 yıllık periyotta başarı oranı çimentolu yöntemde daha iyidir.
Makela ve ark. [2014] [119]	Çimentolu protezlerin başarı oranı 65 yaş üzerindeki hastalarda çimentosuz protezlere göre daha yüksektir.
Meding ve ark. [2016] [122]	Çimentolu ve çimentosuz yöntemlerin başarı oranları arasında hiçbir zaman periyodunda önemli bir farklılık yoktur.
Abdulkarim ve ark. [2013] [121]	Çimentolu yöntem kısa dönemde daha iyi klinik sonuçlar vermektedir.

3.1. Malzeme ve Yöntem

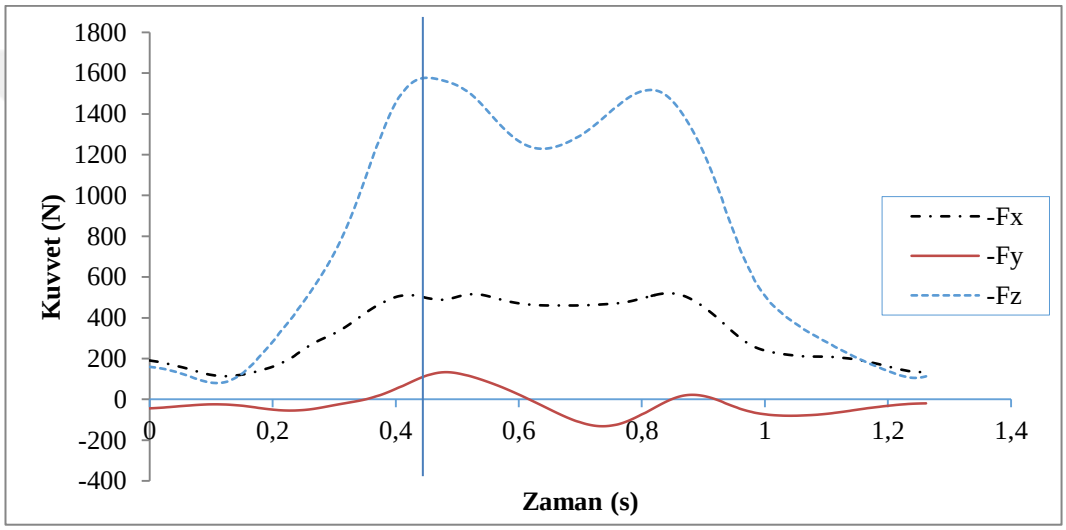
Femur kemiği, protez modellemeleri ile bunların sonlu elemanlar modellerinin oluşturulması Bölüm 2.1 ile 2.3 arasında anlatıldığı gibi yapılmıştır. Literatürdeki kontak tanımlamalarına, stem malzemelerine ve çimentolu ve çimentosuz olmasına göre 10 farklı model elde edilmiştir. Tablo 3.2'de model isimleri ve tanımlamaları gösterilmiştir. Model isimlendirmesi çimentolu olup olmaması (cemented (C), uncemented (UC)), stem malzemesi (Ti6Al4V (Ti), CoCrMo (Co)) ve kontak tipi (Sütünmeli-Frictional (Fri), Yapışık-Bonded (Bo)) isimlerinin başları kullanılarak oluşturulmuştur. Çimento ile femur arasında mükemmel bağlanma sebebiyle bu kontak bonded kontak tipi tanımlanmıştır [102, 123-126]. Aynı zamanda bu iki bağlantı arasında literatürde sürtünmeli ve sürtünme katsayısı 1,0 olarak tanımlanmıştır [127]. Çimento ve stem arasında bonded [124] ve sürtünmeli kontak [127] olarak tanımlamalar yapılmıştır. Çimentosuz modellerde stem ile kemik arasında yine sürtünmeli [128, 129] ve bonded kontak [130, 131] tipleri tanımlanmıştır.

Tablo 3.2. Malzeme ve kontak tiplerine göre elde edilen modeller

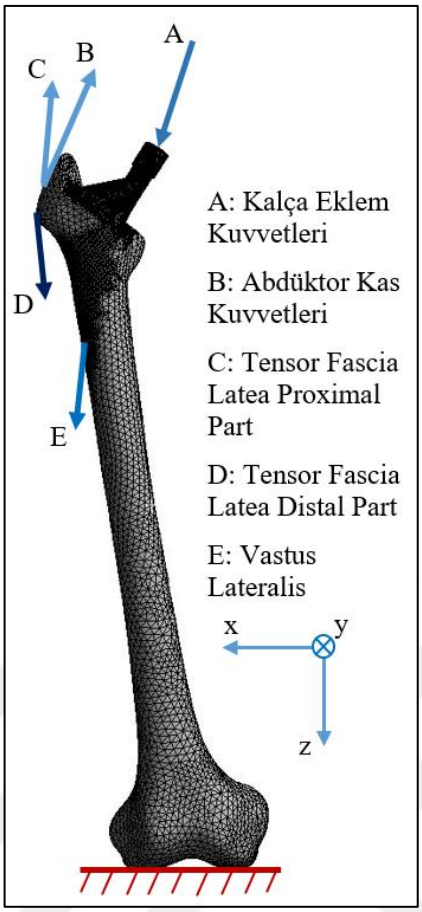
Model ismi	**Stem malzemesi**	**Stem-Femur Kontak tipi**	**Stem-Çimento Kontak Tipi**	**Referanslar**
Çimentosuz Modeller				
UcTiFri	Ti6Al4V Alloy	Frictional [k=0,3]	-	[128, 129]
UcTiBo	Ti6Al4V Alloy	Bonded	-	[130, 131]
UcCoFri	CoCrMo Alloy	Frictional [k=0,3]	-	[128, 129]
UcCoBo	CoCrMo Alloy	Bonded	-	[130, 131]
Çimentolu Modeller				
CTiFriFri	Ti6Al4V Alloy	Frictional [k=0,2]	Frictional [k=1]	[127]
CTiFriBo	Ti6Al4V Alloy	Frictional [k=0,2]	Bonded	[102, 125, 126]
CTiBoBo	Ti6Al4V Alloy	Bonded	Bonded	[123, 124, 126]
CCoFriFri	CoCrMo Alloy	Frictional [k=0,2]	Frictional [k=1]	[127]
CCoFriBo	CoCrMo Alloy	Frictional [k=0,2]	Bonded	[102, 125]
CCoBoBo	CoCrMo Alloy	Bonded	Bonded	[123, 124]

U: Uncemented (Çimentosuz); C: Cemented (Çimentolu); Ti: Ti6Al4V; Co: CoCrMo;
Fri: Frictional (Sürtünmeli) Kontak; Bo: Bonded (yapışık) Kontak

Oluşturulan modellere, literatürden elde edilen normal hız yürüyüşünde 800 N ağırlığında bir insanın femur başına gelen yüklerin maksimum değerleri uygulanmıştır (Şekil 3.1). Grafikteki dikey çizgi femur başına maksimum yükün geldiği zamanı göstermektedir. Bu modellere uygulanan sınır şartları Şekil 3.2'de gösterilmiştir. Kordinat sistemi Bergmann ve ark. [132] yaptıkları uygulamaya benzer tanımlanmıştır. Normal yürüyüş sırasında kasların femur kemiğine uyguladığı kuvvetler Duda ve ark. [133] çalışmasından elde edilmiştir. Femur-stem modellerine uygulanan kuvvetler Tablo 3.3'te gösterilmiştir. Femurun distalinden femur kemiği üç yönde de diz eklemi ile birleştiği bölgeler dikkate alınarak sabitlenmiştir.



Şekil 3.1. Literatürden elde edilen eksenlere göre kuvvet zaman grafiği



Şekil 3.2. Sonlu elemanlar analizinde femur protez sistemine uygulalan sınır şartları

Tablo 3.3. Sonlu elemanlar çalışmasında uygulanan kuvvet değerleri tablosu

Kuvvetler [N]	F_x	F_y	F_z	$F_{bileşke}$
Kalça Eklemi (A)	378	230	1603	1669,2
Abdüktör kasları (B)	-406	-30,1	-605,5	729,7
Tensor Fascia Latae Proksimal part (C)	-50,4	-81,2	-92,4	132,9
Tensor Fascia Latae Distal part (D)	3,5	4,9	133	133,2
Vastus leteralis (E)	6,3	129,5	650,3	663,1

3.2. Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçları

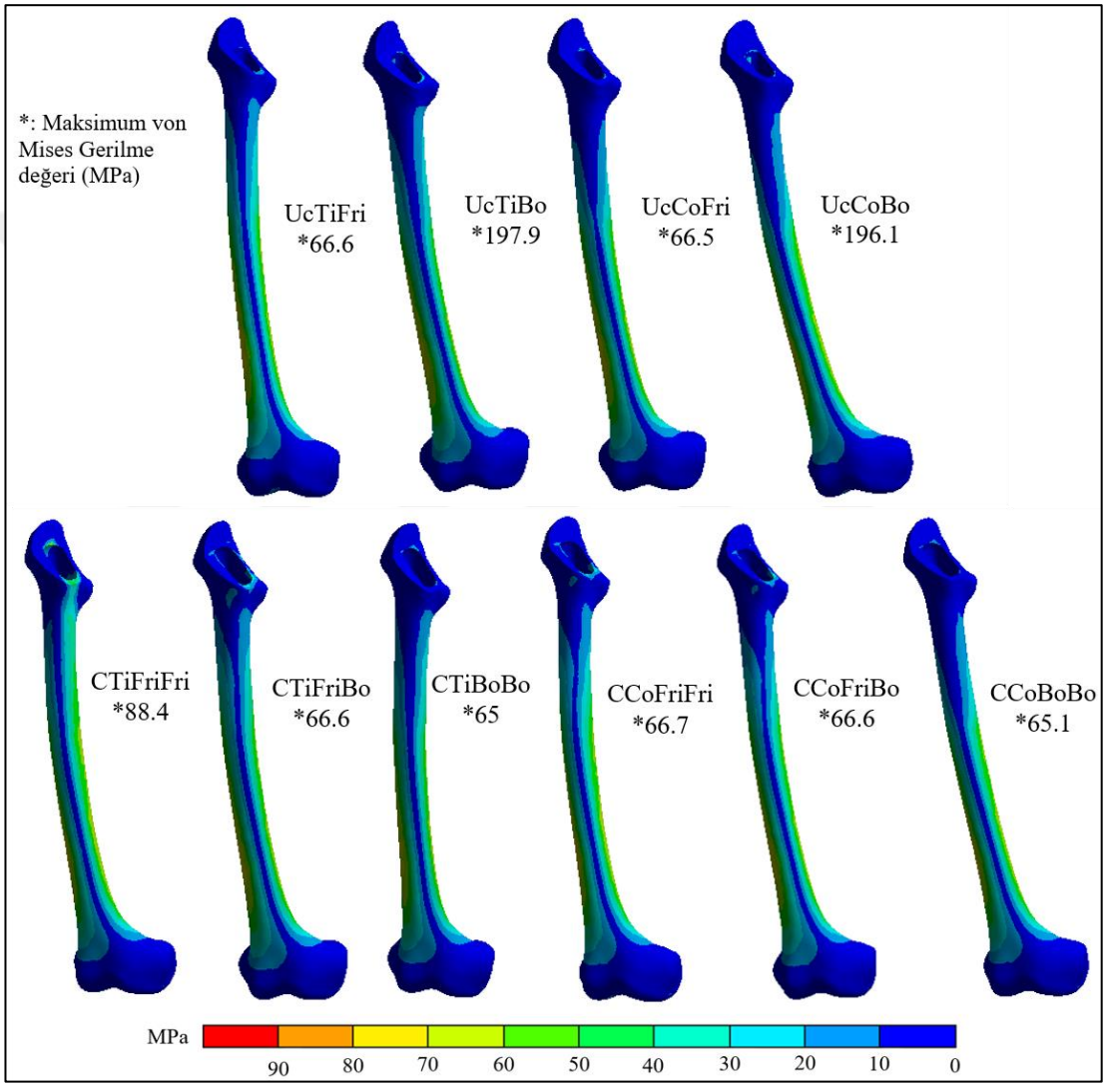
Sonuçların değerlendirilmesinde üç farklı kriter belirlenmiştir. Bu kriterlerden biri, sistemin mukavemetini belirlemek için stem, kemik çimentosu ve femur kontak yüzeylerinde oluşan von Mises gerilme değerleri hesaplanmıştır. Diğer kriter ise çimentosuz modellerde osseointegrasyon oluşumu için çok önemli bir kriter olan

femur-stem kontak yüzeyleri arasındaki birbirine göre oluşan bağıl hareket miktarı değerlendirilmiştir [13]. Diğer bir kriter ise, stres kalkanı (stress shielding) etkisini değerlendirmek için femur üzerinde eksenel normal gerinim (strain) değerleri stem boyunca belirlenmiştir [130, 131, 134, 135].

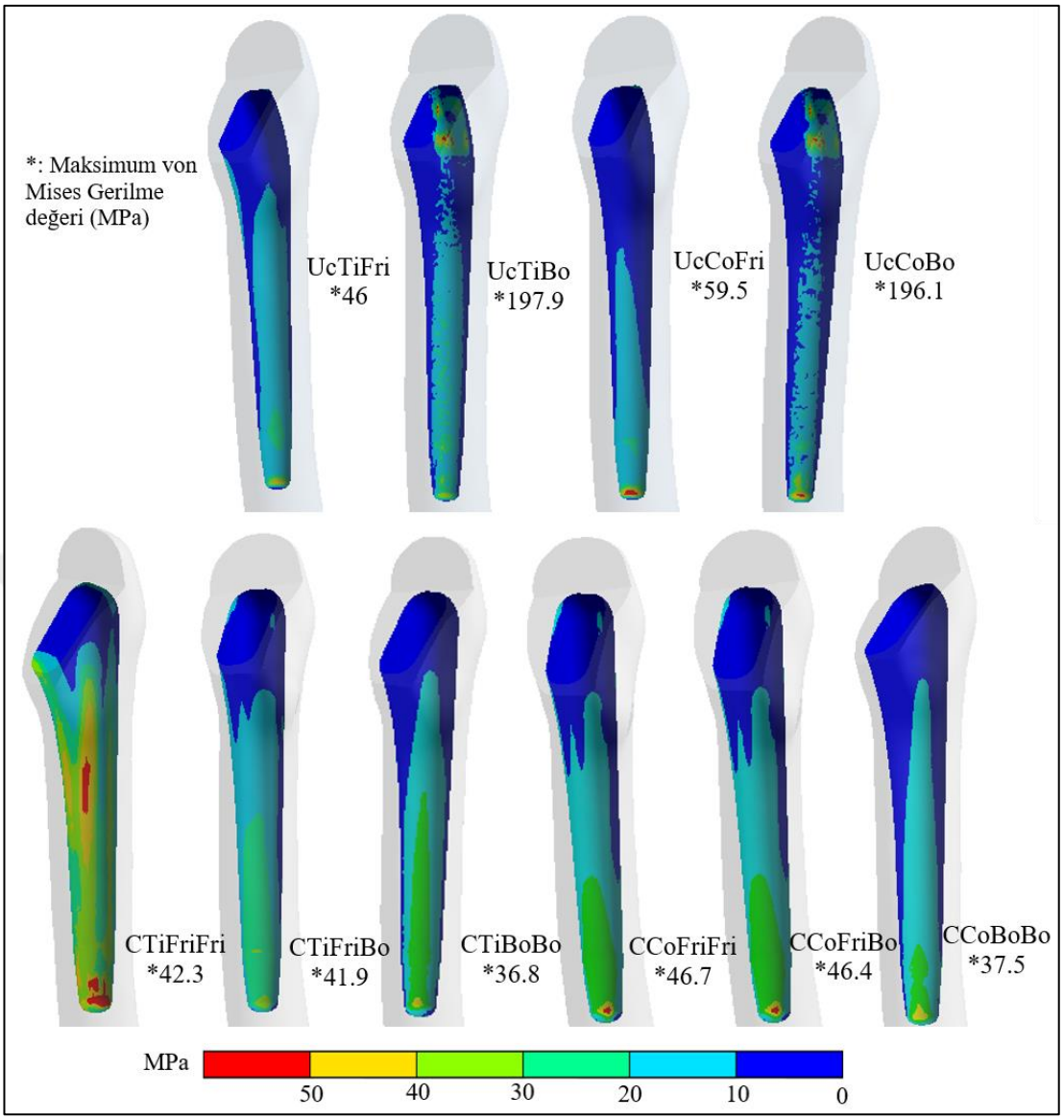
Farklı malzeme değerleri ve farklı sınır şartları uygulaması ile geliştirilen femur modelleri üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımları ve değerleri Şekil 3.3'te verilmiştir. Maksimum gerilmeler çimentosuz ve bonded kontak tipi olan modellerde (UcTiBo ve UcCoBo) elde edilmiştir. Bu modellerde maksimum gerilmeler femur ile stem arasındaki femur kontak yüzeyinde oluşmuştur. Diğer femur modellerinde ise oluşan maksimum gerilme değerleri birbirine çok yakındır. 65-66 MPa değerlerinde maksimum gerilme oluşan bu modellerin haricinde CTiFriFri modelinde 88,4 MPa maksimum gerilme hesaplanmıştır. Femur modelleri üzerindeki gerilme dağılımları incelendiğinde çimentolu modellerde çimentosuz modellere göre femur proksimaline doğru daha iyi bir dağılım görülmektedir. Bu da gerilme kalkanı etkisini azaltan bir etkendir. Bu sebeple femurdaki gerilme dağılımlarına göre çimento kullanımı iyileşme süreci ve uzun süre kullanım için daha uygundur.

Yukarıda tanımlanan değerler kullanımı ile geliştirilen modellerin femur kontak yüzeylerinde oluşan gerilme değerleri, femur kontak dayanımı ve buna bağlı gevşeme oluşumu için önem arz etmektedir. Femur kontak yüzeylerinde oluşan gerilme dağılımı ve değerleri Şekil 3.4'te gösterilmiştir. Bu sonuçlara göre en yüksek gerilmeler yine çimentosuz ve bonded tipi kontak tanımlı (UcTiBo ve UcCoBo) modellerde elde edilmiştir. En düşük gerilmeler ise, çimentolu ve bonded tip kontaklı (CTiBoBo ve CCoBoBo) modellerde hesaplanmıştır. Bu sonuç, çimento kullanımının kontak yüzeylerinde etkisini açıkça ortaya koymaktadır. Genel olarak femur üzerinde oluşan gerilmeler çimentolu modellerde kontak tipine bağlı olarak çok farklılık göstermemektedir. Fakat çimentosuz modellerde kontak tipi sonuçları çok etkilemektedir. Ameliyat sonrası iyileşme sürecinde kontak tipi sürtünmeli, iyileşme tamamlandıktan sonra ise kontaklar bonded olacağından çimentosuz stem kullanımında ameliyat sonrası normal değerlerde olan femurdaki maksimum gerilme değerleri iyileşme sonucu yaklaşık 3 kat artmaktadır. Bu da çimentosuz modellerde uzun süreli kullanımlarını kısıtlayabilen bir etmendir.

Femur kontak yüzeylerindeki gerilme dağılımları incelendiğinde, en iyi dağılım CTiFriFri modelinde elde edilmiştir. Çimentosuz modellerdeki gerilme dağılılımları kontak yüzeylerinde protezin distal ve proksimal bölgelerinde yoğunlaşmıştır. Farklı stem malzemesi kullanımının femur ve femur kontak yüzeylerinde oluşan gerilmelere etkisi incelendiğinde, aradaki fark çok olmamakla birlikte Ti6Al4V malzemesi kullanımı daha düşük gerilme oluşumuna neden olmaktadır.



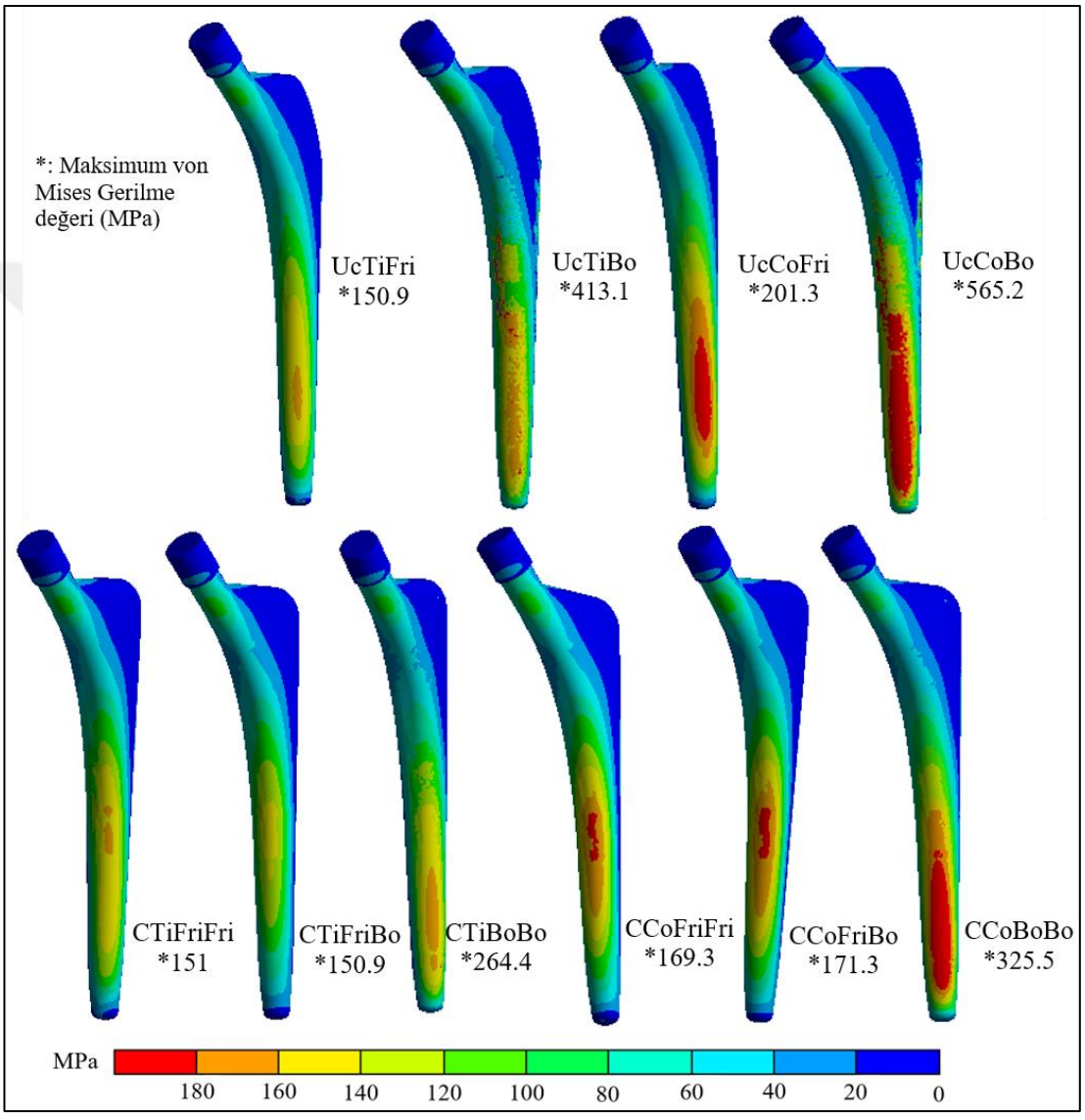
Şekil 3.3. Femur modellerinde oluşan maksimum gerilme dağılımları ve değerleri



Şekil 3.4. Femur kontak yüzeylerinde oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri ve dağılımları

Stem modellerinde oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri ve dağılımları Şekil 3.5'te gösterilmiştir. Sonuçlara göre Titanyum alaşımlı stem modellerinde Kobalt alaşımlı stem modellerine göre daha düşük gerilme oluşmuştur. Maksimum gerilme değeri 565,2 MPa ile UcCoBo modelinde elde edilmiştir. Malzemelerin akma mukavemetleri dikkate alındığında stem modellerinde uygulanan sınır şartlarına göre hasar beklenmez. Fakat, güvenlik faktörü dikkate alınırsa CoCrMo malzemesi için 720 MPa olan akma mukavemeti dayanımına göre stem modellerinin en düşük güvenlik faktörü 1,27 olup UcCoBo modelinde elde edilmiştir. Stem modellerindeki maksimum gerilmeler stem modelinin boyun ve distal bölgesinde oluşmuştur. Femur ile stem

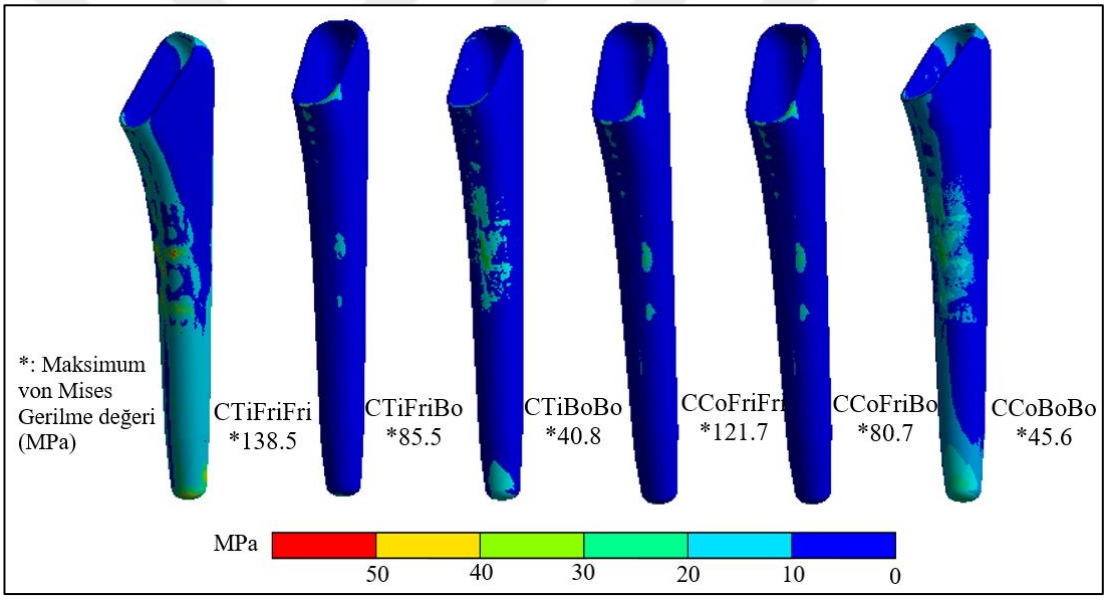
arasındaki kontak tipi farklılıkları stem üzerindeki gerilme değerlerini etkilemiştir. Sürtünmeli kontak tipinde bonded kontağa göre daha düşük gerilmeler elde edilmiştir. Bu sonucu ameliyat sonrası sürece göre değerlendirirsek, iyileşme sürecinde stem üzerindeki gerilme değerleri, iyileşme sonrası döneme göre yaklaşık 2 ile 3 kat daha düşüktür.



Şekil 3.5. Stem modellerinde oluşan maksimum von Mises gerilme dağılımları ve değerleri

Çimento üzerinde oluşan aşırı gerilmeler çimento çatlağı oluşumuna sebep olur. Bu da literatürde çimento hastalığı olarak bilinir ve ileriki dönemde aseptik gevşemeye neden olur [121]. Çimento modelleri üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri ve dağılımları Şekil 3.6'da verilmiştir. Bu sonuçlara göre CTiFriFri modelindeki çimento

modelinde diğer modellere göre en yüksek gerilme oluşmuştur. Titanyum alaşımlı stem kullanımı çimento üzerinde daha yüksek gerilmelere neden olmuştur. Titanyum malzemesinin daha esnek olması sebebiyle Ti6Al4V alaşımlı stem çimento üzerindeki gerilmeleri arttırmıştır. Bu sebeple, çimentolu stemlerin üretiminde 316L, CoCrMo gibi daha rijit malzemeler kullanılır. Bu sonuçlar da bunu desteklemektedir. Kontak türüne göre değerlendirme yapılırsa, sürtünmeli kontak tiplerinde çimento üzerindeki gerilme oluşumu daha yüksektir. Buradan, çimentolu stem kullanımında ameliyat sonrası süreçte çimento çatlağı oluşma riskinin iyileşme sonrası döneme göre daha yüksek olduğu söylenebilir. Bu durum çimentolu stem yerleşiminin iyileşme süresince aseptik gevşeme riskinin çimentosuz modellere göre daha yüksek olduğunu göstermektedir.



Şekil 3.6. Çimento modellerinde oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri ve dağılımları

Çimentosuz modeller için önemli bir değerlendirme kriteri olan kontaklar arası hareket miktarı osseointegrasyon oluşumu için çok önemlidir. Önceki bölümde de bahsedildiği üzere bu hareket miktarı ideal bir osseointegrasyon oluşumu için 40 mikron değerini geçmemelidir [13]. SEA sonuçlarına göre kontaklar arası hareket miktarları Tablo 3.4'te verilmiştir. Bonded tip kontak tanımlı modellerde bu hareket miktarı aranmaz. Çünkü bonded kontak tip olmuşsa osseointegrasyon tamamlanmıştır. UcTiBo ve UcCoBo modellerinde bu sebeple çok düşük mikro hareket değeri ölçülmüştür. Bu

kriter ameliyat sonrası iyileşme süreci için geçerlidir. Bu sebeple, UcTiFri ve UcCoFri modelleri dikkate alınacaktır. Bu modellerde elde edilen değerler 26,1 ve 32,6 mikrondur. İdeal osseointegrasyon için kritik değer olan 40 mikron değerinden daha düşük hareket miktarı ölçülmüştür. Modeller arası karşılaştırma yapıldığında Ti6Al4V alaşımlı model CoCrMo alaşımlı modele göre daha düşük kontaklar arası harekete neden olmuştur. Bu da Ti6Al4V malzeme kullanımının ideal osseointegrasyon oluşumu için daha uygun olduğu söylenebilir. Genellikle ideal osseointegrasyon oluşumunu daha iyi sağladığı için çimentosuz modellerde Ti6Al4V alaşımlı stem kullanılmasını elde ettiğimiz bu sonuçla da desteklenmektedir.

Tablo 3.4. SEA sonuçlarından elde edilen değerler

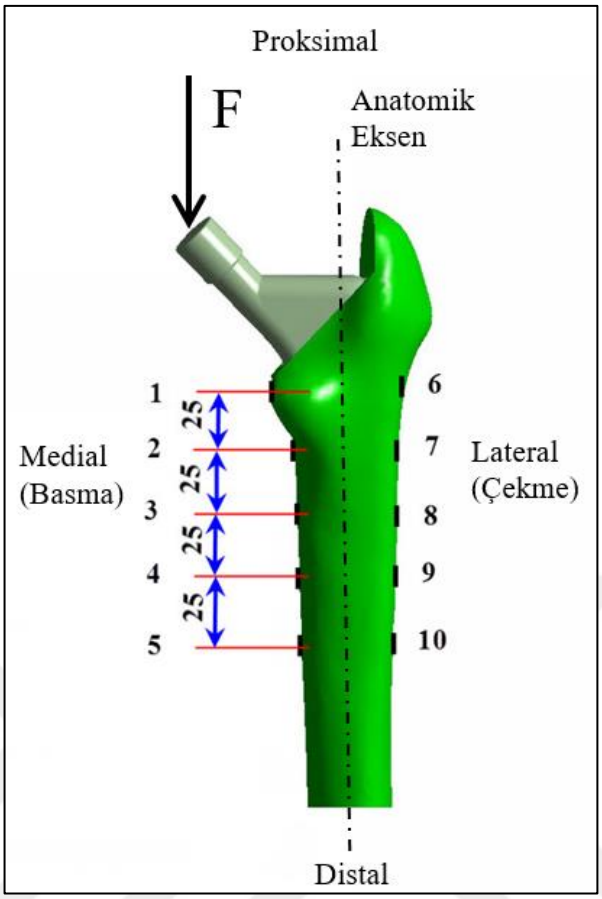
Model İsmi	Kontak yüzeyleri arasındaki mikro hareket miktarı (μ)	Çimentoda oluşan MVMG (MPa)	Femur Kontak yüzeylerinde oluşan MVMG (MPa)	Stemde oluşan MVMG (MPa)
UcTiFri	26,1	-	46	150,9
UcTiBo	0,8	-	197,9	413,1
UcCoFri	32,6	-	59,5	201.3
UcCoBo	0,8	-	196,1	565,2
CTiFriFri	-	138,5	42,3	151
CTiFriBo	-	85,5	41,9	150,9
CTiBoBo	-	40,8	36,8	264,4
CCoFriFri	-	121,7	46,7	169,3
CCoFriBo	-	80,6	46,4	171,3
CCoBoBo	-	45,6	37,5	325,5

MVMG: Maksimum von Mises Gerilme değerleri

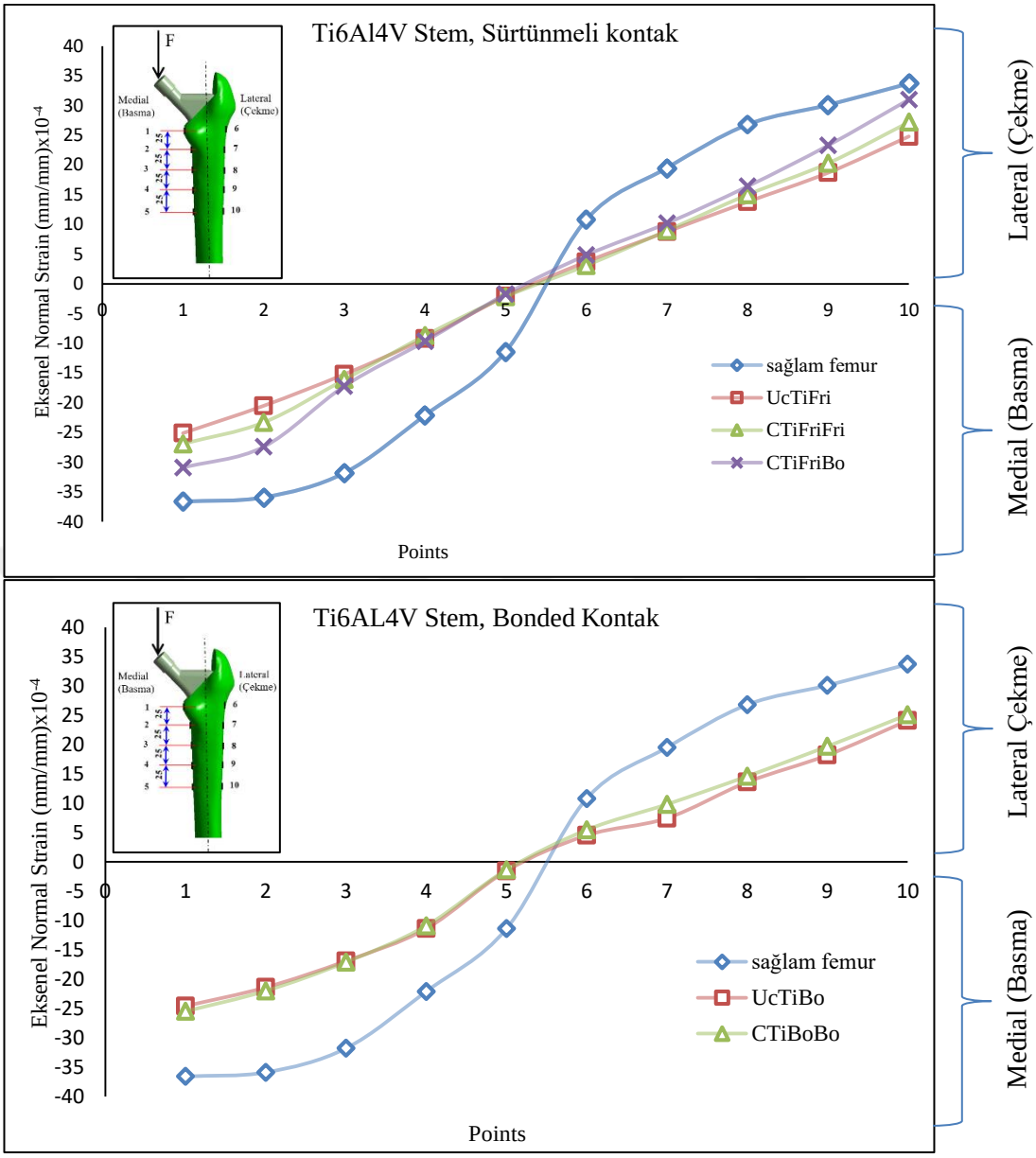
Stres kalkanı etkisi kemik zayıflamasına ve dolayısı ile gevşemeye sebep olduğundan önemlidir. Bu kriteri değerlendirmek için femur eksenel strain değerleri incelenmiştir. Şekil 3.7 ‘de verilen şekle göre femurun belirlenen 10 farklı noktasından alınan strain değerleri karşılaştırmalı olarak Şekil 3.8 ve 3.9’da grafik olarak verilmiştir. Seçilen noktalar, femur dairesel kesitli gövdesinin en dış yüzeyinden alınmıştır. Şekil 3.7’de 1 ile 5 numaraları arasında gösterilen bölge femurun medial bölgesidir ve femur başına etkiyen kuvvetten dolayı anatomik eksene göre basmaya zorlanır. 6 ile 10 numararı arasındaki rakamlar ile gösterilen bölge femurun lateral bölgesidir ve bu bölge çekmeye zorlanır. Bu sebeple Şekil 3.8 ve 3.9’daki grafiklerde x ekseni altında kalan bölge eksi değerler ile gösterilmiştir. Ameliyatsız sağlam femurda elde edilen strain

değerleri diğer modellere göre yüksek çıkmıştır. Ameliyatlı femur modellerinde oluşan strain değerleri sağlam femura göre bütün modellerde düşük elde edilmiştir. Bu sonuç geleneksel kalça protezi ameliyatları ile yük aktarımının bozulduğunu göstermektedir. Buna göre geleneksel kalça protezi tasarımları yük aktarımını en az etkileyecek şekilde revize edilmeli veya yeni protez tasarımı yapılmalıdır.

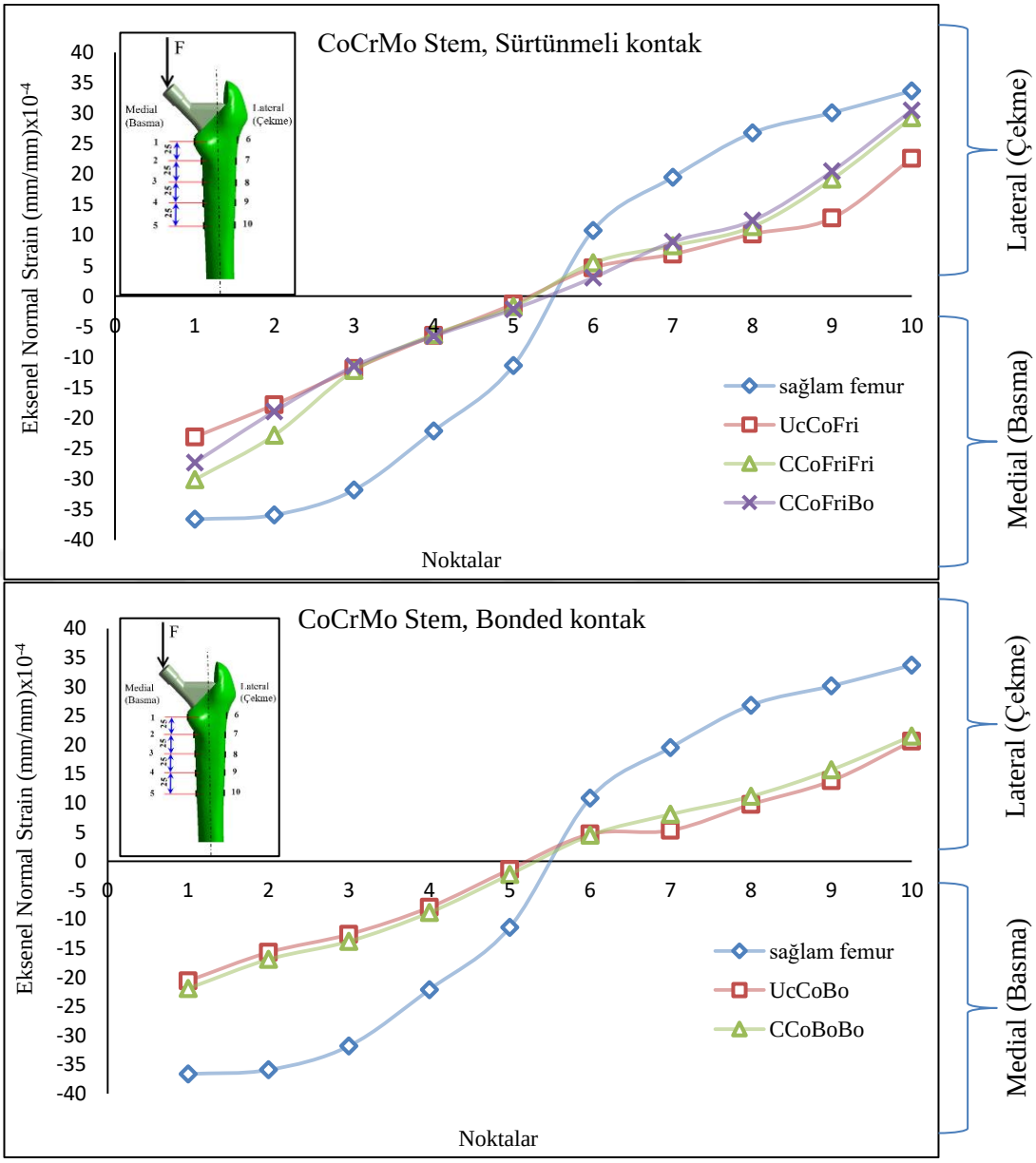
Kemik dokusu canlı bir doku olduğundan üzerinde yeterli yük aktarımı gerçekleşmez ise kemik yoğunluğunu kaybederek zayıflar. Bu zayıflama kemik mukavemetini etkiler ve kemik kırılmaları görülebilir. Bu sebeple kalça protezi ameliyatlarında kemik üzerindeki yük dağılımı çok önemlidir. SEA sonuçlarına göre çimento kullanımında strain değerlerindeki azalmanın daha az olduğu görülmüşütür. Bu da çimento kullanımında stres kalkanı riskinin çimentosuz stem kullanımına göre daha az olduğu sonucunu vermiştir. Elde edilen diğer bir sonuç Ti6Al4V alaşımlı stem kullanımının CoCrMo alaşımlı stem kullanımına göre femurda daha yüksek strain değerleri oluşmasına sebep olmuştur. Dolayısı ile Ti6Al4V alaşımlı stem kullanımı çimentosuz modellerde stres kalkanı riskini azaltır. Bunun sebebi Ti6Al4V malzemesinin daha esnek olması ve CoCrMo alaşımına göre daha az rijit olmasından kaynaklanmıştır. Kontak tipini stres kalkanına etkisi değerlendirilirse, sürtünmeli kontaklarda daha az strain değeri hesaplanmıştır. Bu sonuç da ameliyat sonrası iyileşme sürecinde stres kalkanı riskinin daha yüksek olduğunu göstermiştir.



Şekil 3.7. Femur modelinde strain değerlerini incelemek için belirlenen noktalar



Şekil 3.8. Ti6Al4V alaşımlı stem yerleştirilen femur modelinde belirlenen noktalara göre oluşan eksenel strain değerleri grafiği



Şekil 3.9. CoCrMo alaşımlı stem yerleştirilen femur modelinde belirlenen noktalara göre oluşan eksenel strain değerleri grafiği

Çimentolu veya çimentosuz yöntemlerin hangisinin stes kalkanı ve aseptik gevşeme açısından daha iyi sonuç verdiği literatürde tartışmalıdır. Bu yöntemlerin uygulanması ameliyatı gerçekleştiren doktorun tecrübesine göre değişmektedir. Klinik gözlem çalışmalarında birçok değişken birlikte değerlendirilir. Fakat SEA ve deneysel çalışmalarda bu sonuçları etkileyen etmenler en aza indirilerek incelenmeyecek etmenler sabit tutulabilir. Bu sebeple bu çalışmada da çimentolu ve çimentosuz yöntemlerin değerlendirilmesinde SEA kullanılmıştır. Çalışmada çimento kullanımı ve stem malzeme farklılığı değişkenleri kalça ameliyatları için çok ciddi sorunlara yol açan aseptik gevşeme ve stres kalkanı olayları oluşma ihtimaline göre değerlendirilmiştir.

Önceki bölümlerde de bahsedildiği üzere Wolf kanununa göre [135], stres kalkanı olayının manası, stem yerleşimi sonrasında yük transferinin değişmesi ile femur üzerindeki gerilme değerlerinin düşmesi ve buna bağlı olarak kemiğin zayıflaması sonucunun ortaya çıkmasıdır. Kemik zayıflaması sonucunda stem ile femur bütünlüğü bozulur. Ek olarak stem tasarım parametrelerinin ve stemde kullanılan malzemenin de stres kalkanı üzerinde önemli etkisi vardır [130, 135]. CoCrMo alaşımlı stem kullanımı sonuçlara göre stres kalkanı riskini arttırmaktadır. Çünkü bu tür alaşımlı stem, Ti6Al4V alaşımlı steme göre daha rijittir ve yük transferi CoCrMo alaşımlı stemde daha az deformasyona izin verdiği için femur üzerinde daha az gerilme oluşumuna neden olur. Diğer yandan elde edilen sonuçlara göre çimento kullanımı stres kalkanı riskini azaltmaktadır. Çünkü, çimento malzeme özelliği ile femur kemiğinin malzeme özellikleri, özellikle elastikiyet modülleri birbirine yakındır. Çimentosuz modellerde olduğu gibi yüksek elastikiyet modülüne sahip stemden daha düşük elastikiyet modülüne sahip kemik malzemesine yük aktarımı femurda özellikle de bonded tip kontakta yüksek gerilmelere neden olmaktadır. Çimento kullanımı ayrıca proksimal femurdaki strain dağılımına da etkilemekte ve oluşan strain değerlerini çimentosuz yerleşime göre arttırmaktadır. Bu da yukarıda bahsedildiği gibi stres kalkanı etkisini azaltmaktadır. Stres kalkanı oluşumu femurun kontak tipine göre de değişiklik göstermektedir. Sürtünmeli kontak tipi yani ameliyat sonrası iyileşme sürecinde stres kalkanı etkisi daha fazladır (Şekil 3.7). Bu sebeple stres kalkanı oluşum hızı bonded tip yani osseointegrasyon gerçekleşmiş sistemde daha yavaş ilerler. Bundan dolayı iyileşme süreci ne kadar hızlı olursa stres kalkanı riski o kadar azalır.

Çimento dayanımı çimento çatlağı riski sebebiyle aseptik gevşemeye neden olduğu için çok önemlidir [121]. SEA sonuçlarına göre daha önceki çalışmalarda da rapor edildiği üzere daha rijit stem kullanımı çimento üzerinde oluşan gerilmeleri azaltmaktadır [136, 137]. Bu sebeple CoCrMo alaşımlı stem kullanımı çimento çatlağı riskini Ti6Al4V alaşımlı steme göre daha da azaltmaktadır. Kontak tipine göre değerlendirilirse, çimentonun hem stem ile hem de femur ile kontağı oluşmaktadır. Bu iki kontağında bonded olması, yani iyileşme tamamlanmış femurda çimento üzerindeki oluşan gerilmeleri düşürmektedir. Bu durum çimentolu modellerin iyileşme aşamasında çimento çatlağı oluşma riskinin daha fazla olduğunu göstermektedir.

Literatürde yapılan çalışmalarda, çimento ve stem arasındaki ve çimento ile femur arasındaki kontak türleri farklı farklı tanımlanmıştır. İyileşme sürecinde çimento ile femur arasındaki kontak çimento ile femur arasında mükemmel bir yapışma olduğundan bonded olarak tanımlanmıştır [102, 123-126]. Diğer yandan bu kontağı sürtünmeli olarak tanımlayan çalışmalar da mevcuttur [127]. Çimento ile stem arasındaki kontağı hem sürtünmeli hem de bonded tanımlayan çalışmalar vardır [102, 123, 124, 126, 127]. Bundan dolayı bu çalışmada, bütün kontak türleri ayrı ayrı dikkate alınmış ve buna göre modeller oluşturulmuştur (Tablo 3.2). Femur kontak yüzeylerindeki ve çimentodaki gerilmeler bonded kontak türünde azalırken, sürtünmeli kontakta artmıştır. Çimentosuz modellerde bu sonuçlar tersine elde edilmiştir. Yani bonded kontakta yüksek, sürtünmeli kontakta düşük çıkmıştır. Bu sonuçlara dayanarak bazı klinik çalışma sonuçlarının da gösterdiği gibi [138], çimentosuz yöntemin çimentolu yönteme göre daha düşük uzun dönem dayanımından bahsedilebilir. Fakat, çimentolu yöntemin iyileşme sürecinde çimento çatalak riskinin yüksek olmasından dolayı diğer bir klinik çalışmanın da gösterdiği gibi [121], kısa ve orta dönemde çimentolu yöntem başarısızlıkları görülebilir. Ayrıca, femur kontak yüzeylerindeki gerilmeler literatürdeki çalışmalarda değerlendirilmemiştir [102, 125, 131]. Yüksek kontak gerilmeleri femur kontak yüzeylerinde küçük hasarlara neden olacağından ileriki dönemde aseptik gevşemeye yol açabilir. Bu sebeple bu çalışmada femur kontak yüzeylerindeki gerilmeler ayrıca değerlendirilmiştir.

Total kalça ameliyatları sonrasında stem hasarı çok nadir oluşabilmektedir. Bunun sebebi ani yüklemelerden olabileceği gibi, stem malzeme yorgunluğundan

kaynaklanabilir. Literatürde stem hasarı rapor eden çalışmalar [139, 140] 1982 yıllarında yayınlanmıştır. O zamandan bu zamana stem tasarım ve teknolojisindeki gelişmeler yeni hasarların oluşumunu engellemiş veya oluşan hasarlar literatür ile paylaşılmamıştır. Diğer yandan femur ve stem kontakları arasındaki mikro hareket miktarı ideal osseointegrasyon oluşması açısından 40 mikronu geçmemelidir [13]. Eğer oluşan hareket miktarı 40 ile 150 mikron değerleri arasında ise kontakta fibröz doku oluşumu görülür ve kemik stem bütünleşmesi zayıflar. Eğer bu değer 150 mikron üzerinde olursa arzu edilmeyen aseptik gevşeme oluşur. SEA sonuçlarına göre kontaklar arası hareket miktarı 40 mikron altında olduğu için osseointegrasyon oluşumu mümkün görülmektedir. Verilen şartlara göre çimentosuz modellerde iyileşme süresinde ve sonrasında kontak hareketlerinden dolayı aseptik gevşeme riski çok düşüktür.

Bu çalışmada total kalça ameliyatlarında kullanılan iki yöntemin (çimentolu ve çimentosuz) mekanik açıdan değerlendirilmesi yapılmıştır. Bu çalışma için bazı varsayımlar kabul edilmiştir. Ayrıca total kalça ptotezlerindeki asetabular kısım değerlendirilmemiştir. Öncelikle, yükleme şartları bir insanın normal yürüme döngüsünde kalça eklemine gelen maksimum yük miktarı alınarak hesaplamalar yapılmıştır. Diğer yükleme şartlarında, merdiven inip çıkma, oturup kalkma, koşma gibi diğer yükleme şartları değerlendirilmemiştir. Fakat, bu tek yük şartının değerlendirilmesi bu yöntemin karşılştırılması için yeterli olacaktır. İkinci olarak, sadece bir tip çimentolu ve çimentosuz stem tasarımı dikkate alınmıştır. Farklı stem tasarımlarının kullanılması sonuçları etkilyebilir. Üçüncü olarak, bütün kontaklarda, kontakların birbirlerine mükemmel bir şekilde karşıladığı varsayılmıştır. Gerçekte, kontaklar arası temas oranları, kemik kalitesine, stem tasarımına, çimento uygulamasına ve kalitesine doktorun tecrübesine vs. göre değişmektedir. Son olarak da, kemik malzeme özellikleri izotropik olarak kabul edildi. Genellikle kemik malzeme özelliği anizotropik olarak tanımlanır [141]. Fakat kemik için izotropik ve anizotropik kemik malzeme özellikleri arasındaki küçük farklılıklardan dolayı izotropik malzeme özeliği tanımlanabilmektedir [142]. Ayrıca çalışmada kemik malzemesinin izotropik tanımlanmasının diğer nedeni kemik modellemesinin ve kemik yoğunluğuna göre malzeme özelliklerinin atanmasında kullanılan yazılımının

sadece izotropik malzeme özelliği tanımlıyor olmasındandır. Bu bahsi geçen kabulllerin karşılaştırma sonuçlarında çok büyük değişiklik yapmaz.

Bu çalışmaya göre aşağıdaki sonuçalar çıkarılabilir;

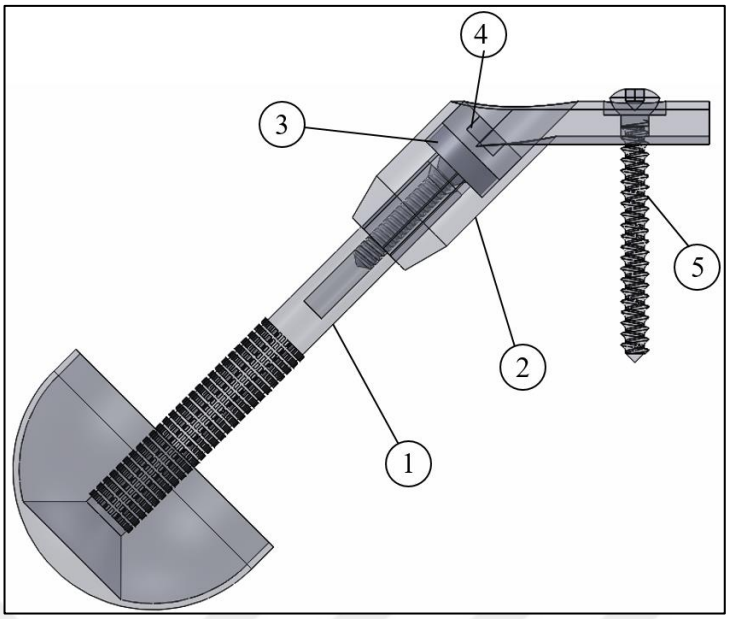
- Kalça protezi ameliyatlarında çimento kullanımı stres kalkanı ve aseptik gevşeme problemlerini azaltır.
- Kalça protezi ameliyatlarında daha rijit stem malzemesi kullanımı iyileşme sürecinde çimentodaki gerilmeleri arttırır. Fakat iyileşme tamamlandıktan sonra çimento çatlağı oluşma riski azalır. Bu sebeple, iyileşme sürecinde çimento çatlama riski gevşeme problemi için daha dikkat edilmelidir.
- Çimentolu ve çimentosuz yöntemlerde rijitliği yüksek malzeme kullanımı stres kalkanı etkisini arttırmaktadır. Bu sebeple, stem malzemesi özellikle çimentosuz yöntemlerde daha düşük rijitliğe sahip malzemelerden seçilmelidir.
- Çimentosuz modeller için femur kontak yüzeylerindeki gerilmeler osseointegrasyon gerçekleşmiş modellerde çok arttığı için uzun dönemde aseptik gevşeme görülme riski çimentolu modellere göre daha yüksektir.
- Stem hasar riski bütün modellerde kabul edilebilir seviyede olduğundan her iki yöntem için stem hasarı beklenmez.
- Kalça protezi sonlu elemanlar çalışmaları için, modelleme sürecinde kontak tanımlamaları sonuçlar üzerinde çok önemli rol oynadığı gözlemlenmiştir. Bu sebeple kontak tanımlamaları yapılırken modelleme şartlarına göre kontak tipleri dikkatli seçilmelidir.

Sonuçlardan da anlaşıldığı üzere kalça protezi ameliyatlarında çimento kullanımı daha uygundur. Fakat çimentolu yöntemin en büyük riski olan çimento çatlağı oluşumu da dikkate alınmalıdır. Bu sebeple, ileriki dönemde planlanan hem çimentolu stemlerin hem de çimentosuz protezlerin avantajlarını bir arada toplayan yeni protez üzerinde çalışılması planlanmıştır.

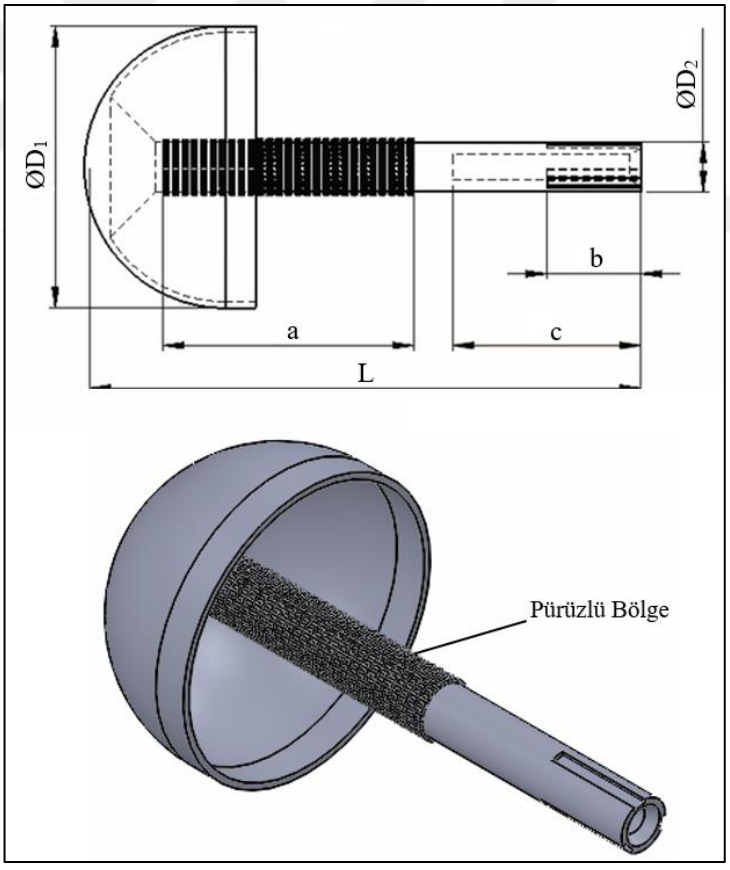
4. YENİ STEM TASARIMI GELİŞTİRİLMESİ VE GELENEKSEL STEM İLE MEKANİK AÇIDAN KARŞILAŞTIRILMASI

Geleneksel stem tasarımlarında en sık karşılaşılan mekanik sorunların stres kalkanı ve aseptik gevşeme olduğu önceki konularda bahsedilmişti. Ayrıca dislokasyon da mekanik sorunlar arasında yer almaktadır. Bu bölümde mekanik sorunları en aza indirme yönünde Şekil 4.1'de gösterildiği gibi yeni bir stem tasarımı geliştirilmiştir. Geliştirilen bu yeni tasarım 5 parçadan oluşmakta ve bu yeni tasarımın geliştirilmesinde femur yeniden yüzey oluşturma (resurface) ile dinamik kalça çivisi (DHS) sistemlerinden faydanılmıştır. Şekil 4.1'de 1 numara ile gösterilen parça stemin femur baş-boyun parçası, 2 numaralı plaka (plate) içine girerek 3 numaralı kompresyon vidası ile sabitlenir. Femur başı çökme riskini engellemek için 4 numaralı diş açılmış dış kapak kullanılır ve 2 numaralı plakayı kemiğe sabitlemek için 5 numara ile gösterilen kortikal vidası kullanılır.

Şekil 4.2'de stemin femur baş-boyun kısmının teknik resmi ve genel görünüşü gösterilmiştir. Bu parametrik ölçüler hastanın kemik ölçülerine göre, uygun ölçülerde tanımlanabilir. Bu parçanın femur boyun eksenine göre dönmesini engellemek için plaka parçasına geçirirken kamalı olarak birbirine geçecek şekilde tasarlanmıştır. Hızlı kemik oluşumu gerçekleşmesi için bu parçanın femur başına giren bölümleri pürüzlü olarak tasarlanmıştır. Ayrıca, femur başına geçen yarım dairesel parçanın içi de pürüzlü olması kemik stem bütünleşme hızını arttıracaktır.

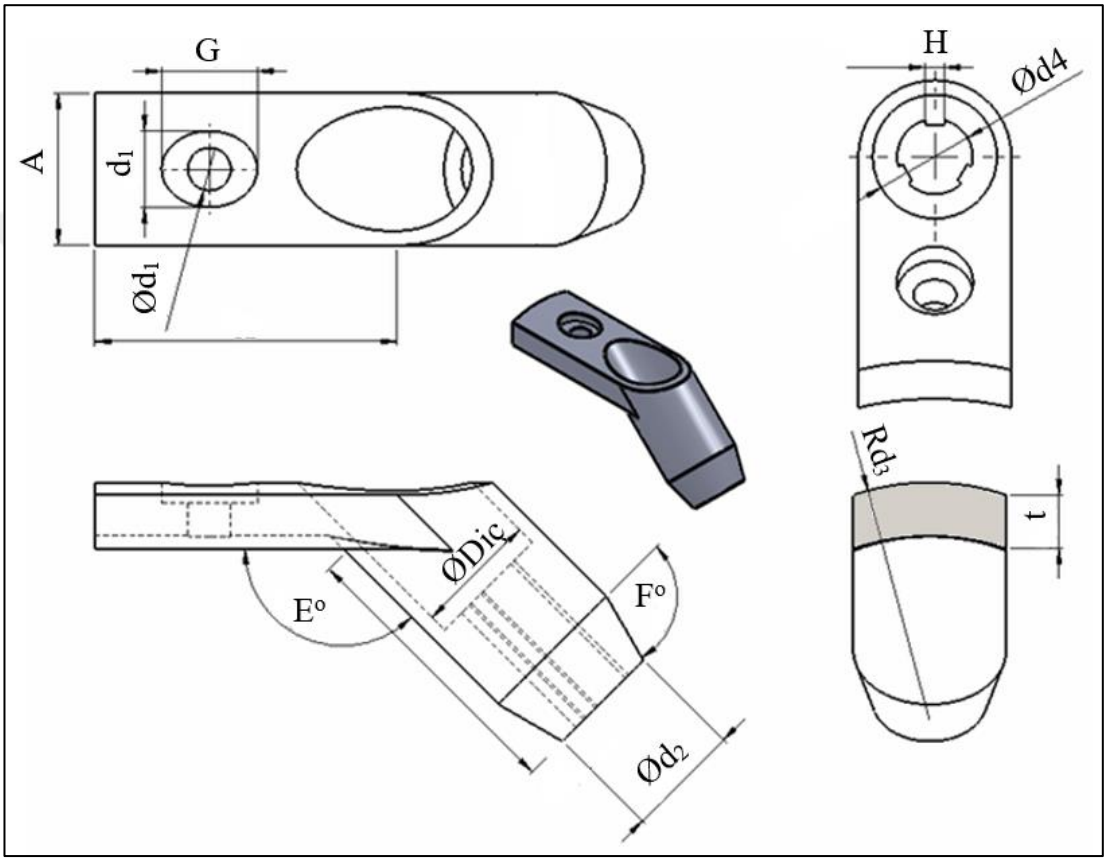


Şekil 4.1. Yeni stem tasarımı montaj görünümü



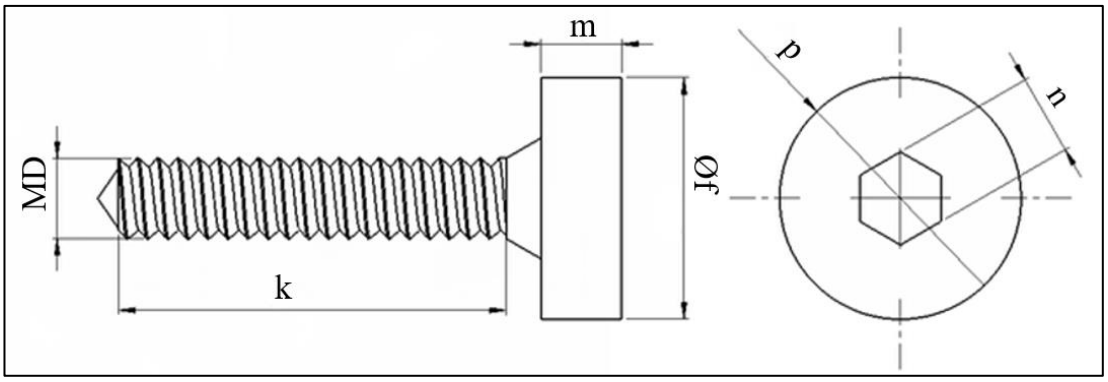
Şekil 4.2. Stem femur baş-boyun parçası teknik resmi (üst) ve genel görünüşü (alt)

Şekil 4.3'de stemin plaka kısmının teknik resmi ve genel görünümü verilmiştir. Mukavemeti ve sabitleme direncini arttırmak için plaka uzunluğu ve delik miktarı arttırılabilir. Tek kortikal vida deliği oluşturulmuştur. Stem femur baş-boyun parçasının girdiği delik içi kamalı olacak şekilde çıkıntılı yapılmıştır. Bu çıkıntı stem femur baş-boyun parçasında bulunan girintilere girerek femur boyun ekseninde dönme riski engellenmiştir.

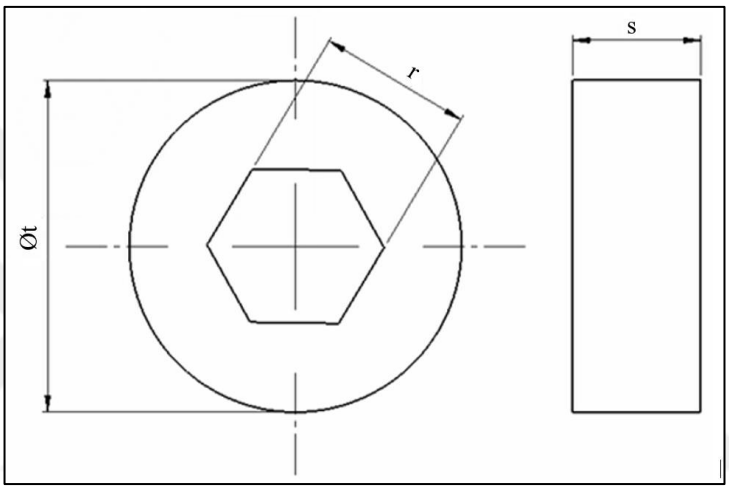


Şekil 4.3. Stemin plaka (plate) kısmının teknik resmi ve ve genel görünüşü

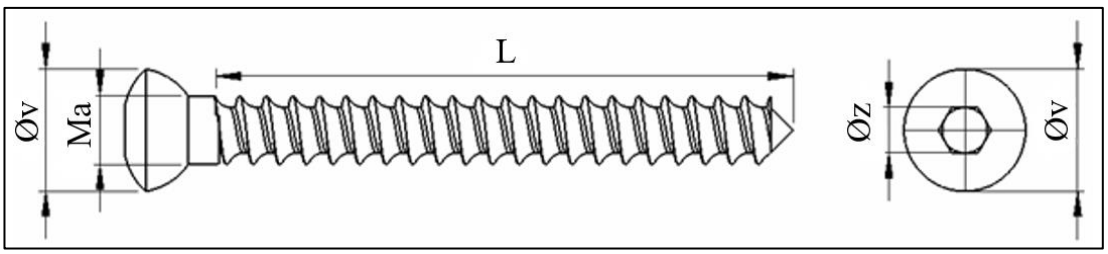
Kompresyon vidasının teknik resmi Şekil 4.4'te gösterilmiştir. Bu parça femur baş-boyun parçasını boyun ekseni boyunca çekerek sabitler. Ayrıca femur-baş boyun parçasını femur başına tam yerleşmesini sağlar. Kapak parçası (Şekil 4.5) kompresyon vidası ile femur baş-boyun parçasının çökmesini engellemek için plaka parçasına açılan vida dişleri sayesinde tutturulur. Böylece stem parçaları bütün yönlerde hareketi sabitlenir ve stabil kalır. Şekil 4.6'da teknik resmi verilen kortikal vidası plakayı kemiğe sabitlemek için kullanılır.



Şekil 4.4. Kompresyon vidası teknik resmi



Şekil 4.5. Kapak parçası teknik resmi

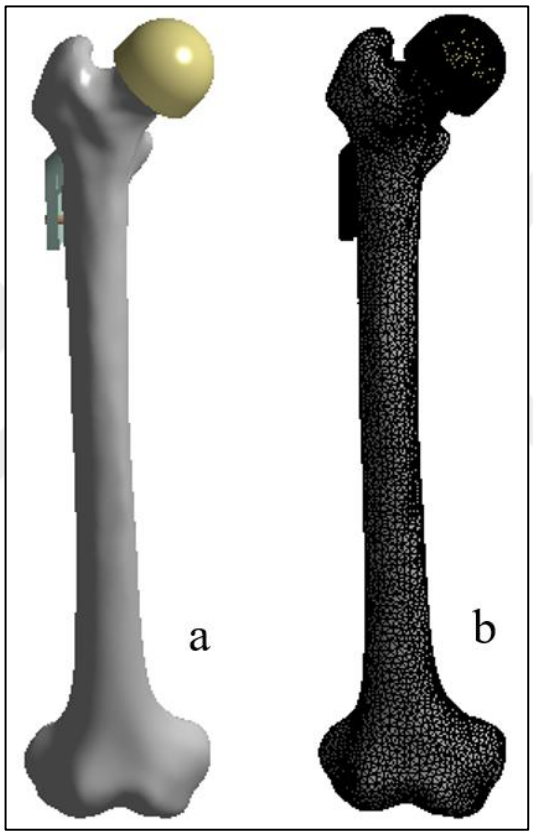


Şekil 4.6. Kortikal vidası teknik resmi

4.1. Stem Modellenmesi ve Sonlu Elemanlar Modellerinin Oluşturulması

Modelleme işlemleri SolidWorks yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Femur kemiği modelleme işlemleri Bölüm 2'de anlatıldığı gibi gerçekleştirilmiştir. Femur modeli ile stem modelleri montaj edilip SEA için ANSYS Workbench yazılımına aktarılmıştır. Burada kuvvet ve sınır şartları Bölüm 3'de uygulandığı gibi gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, femur malzeme özellikleri yine Bölüm 2'deki gibi BT görüntülerine bağlı

olarak HU sistemine göre belirlenmiştir. Stem malzemesi için geleneksel çimentosuz stemlerde en çok tercih edilen Ti6Al4V malzeme özellikleri girilmiştir. Sonlu elemanlar modeli için yakınsama çalışması yapılmış ve element boyutları kemik için 4 mm, stem için 2 mm olarak belirlenmiştir. Kontak tanımlamaları ameliyat sonrası ve osseointegrasyon sonrası için sırasıyla sürtünmeli ve bonded tip kontak tanımlaması yapılmıştır. Femur ile yeni tasarım stem modellerinin montaj hali ve sonlu elemanlar modelleri Şekil 4.7'de gösterilmiştir.

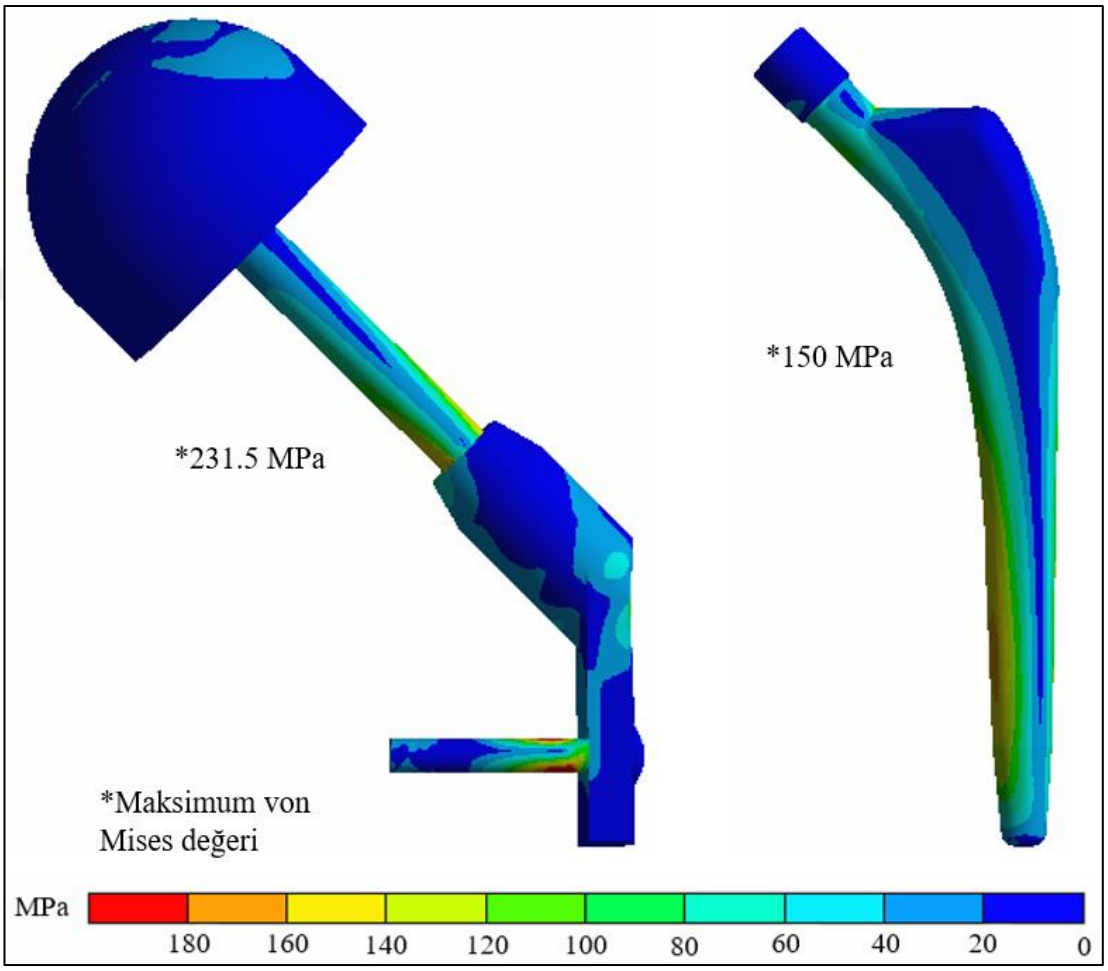


Şekil 4.7. Yeni geliştirilen kalça protezi ile femur modelinin montaj hali (a) ve sonlu elemanlar modeli (b)

4.2. Yeni ve Geleneksel Stem Tasarımlarının Sonlu Elemanlar Sonuçlarının Karşılaştırılması

Bu çalışma kapsamında geliştirilen kalça protezi ile mevcut kullanılan geleneksel kalça protezi kullanımı, fonksiyonelliği, stres kalkanı, gevşeme derecesi bakımından karşılaştırılmıştır. Sürtünmeli kontak tipine göre geleneksel ve yeni tasarım stemde oluşan maksimum gerilme değerleri ve dağılımları Şekil 4.8'de gösterilmiştir. Bu

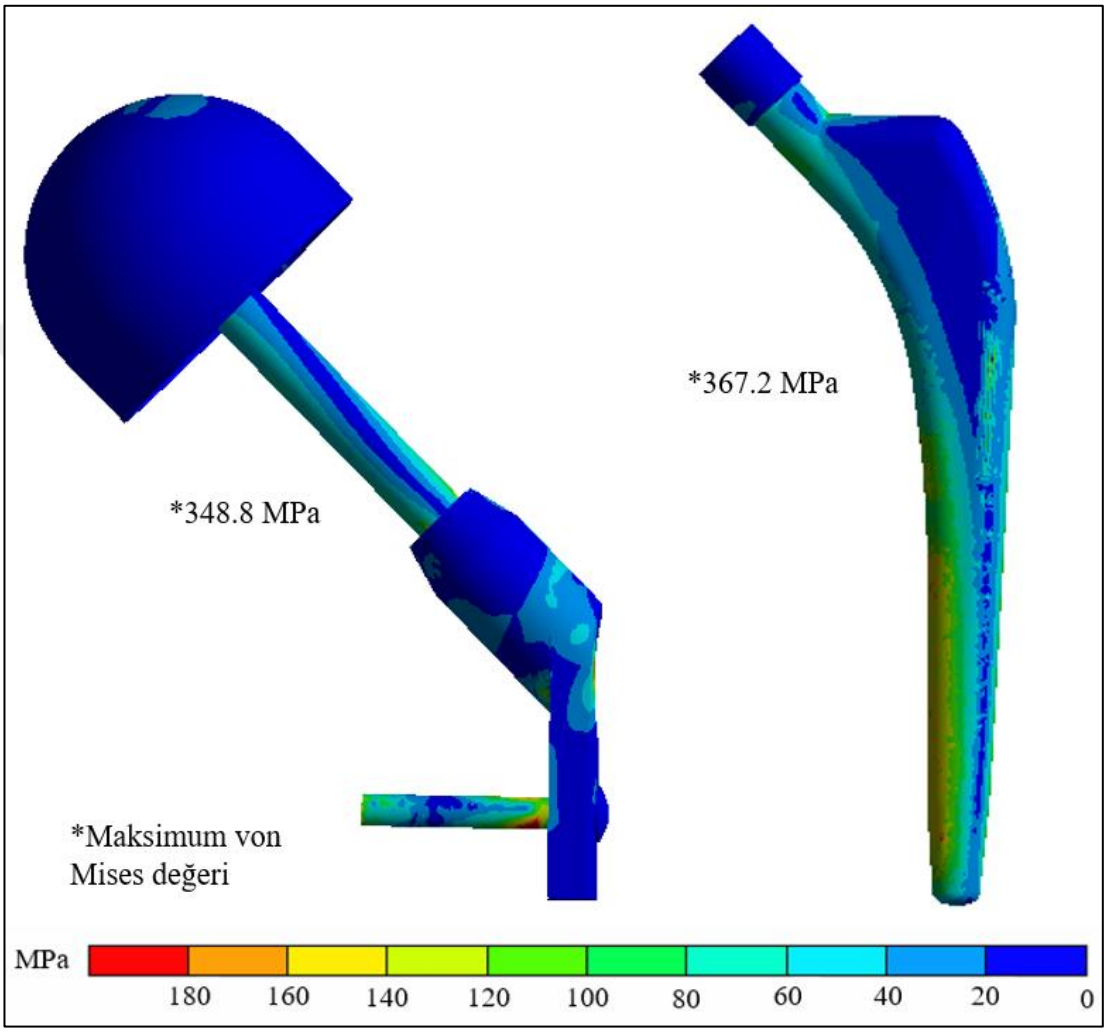
sonuca göre yeni stem tasarımında oluşan maksimum gerilme değeri geleneksel steme göre yüksektir. Fakat, malzeme akma mukavemeti dikkate alındığında her iki stemde de hasar meydana gelmesi beklenmez. Yeni stem modelinde maksimum gerilme kortikal vidasında oluşmaktadır. Mukavemeti arttırmak için plakta tek kortikal vidası yerine iki kortikal vidası yerleştirilebilecek şekilde tasarım optimize edilebilir.



Şekil 4.8. Yeni ve geleneksel stem modellerinde sürtünmeli kontak tipine göre oluşan von Mises gerilme dağılımları ve değerleri

Şekil 4.9'da gösterildiği gibi, femur ile stem arasında bonded tip kontak tanımlandığında stemlerde oluşan gerilme değerleri artmaktadır. Geleneksel stemde yeni tasarım steme göre daha yüksek gerilme oluşmuştur. Fakat, gerilme değerleri malzeme akma mukavemetine aşmamaktadır. Bu sebeple, stemlerde hasar oluşması beklenmez. Yeni tasarım stemde maksimum gerilme yine kortikal vidasında oluşmuştur. Sonuçlardaki asıl önemli fark kemikte oluşan gerinim (strain) dağılımlarında olmaktadır. Şekil 4.10-13'de görüldüğü gibi ameliyatsız femur

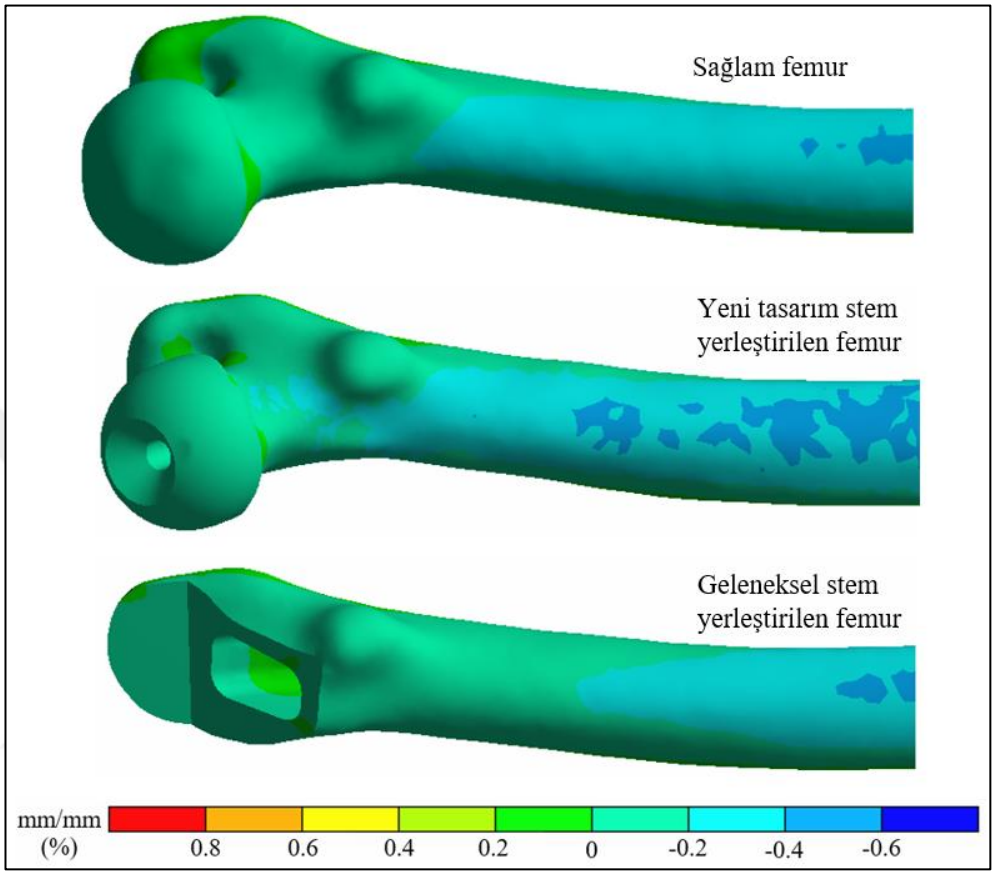
modelinde oluşan strain dağılımlarına en uygun olan ameliyatlı femur modeli yeni stem tasarımlı femur modelidir. Yeni stem tasarımı femur yük dağılımını geleneksel stem kadar değiştirmediğinden ameliyatsız femura yakın dağılım elde edilmektedir. Bu da ileriki dönem stres kalkanı olayını düşürür.



Şekil 4.9. Yeni ve geleneksel stemlerde bonded kontak tipine göre oluşan maksimum von Mises gerilme değerleri ve dağılımı

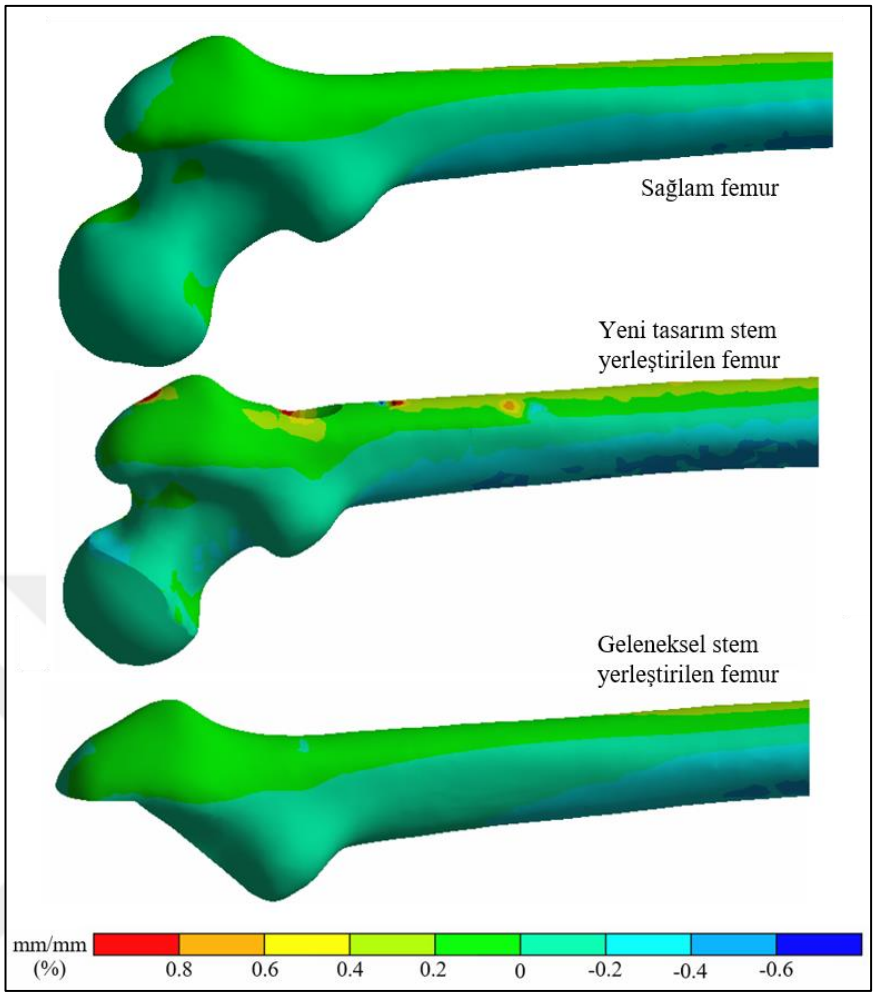
Şekil 4.10'da bonded kontak tipi ile yapılan analiz sonuçları ile femur modellerinin medial görünümleri verilmiştir. Şeklin alt kısmına yerleştirilen strain değeri ve renk skalasını gösterilen bar ile değerlendirme yapıldığında, % 0,2-0,4 değerleri arasındaki strain değerlerine karşılık gelen renklendirme femur üzerindeki bu değerler arasındaki strain dağılımlarını göstermektedir. Sağlam femurda bu dağılım proksimal femura doğru kaymaktadır. Fakat geleneksel stem yerleştirilen femur modelinde bu yayılım

distal femura doğru kaymaktadır. Yeni stem yerleştirilen femurda ise bu yayılım proksimal femura doğru daha da artmaktadır. Bu da gösteriyor ki yeni stem modelinde yük aktarımı kemik üzerinde daha etkili olmaktadır. Bu da stres kalkanı riskini azaltır.



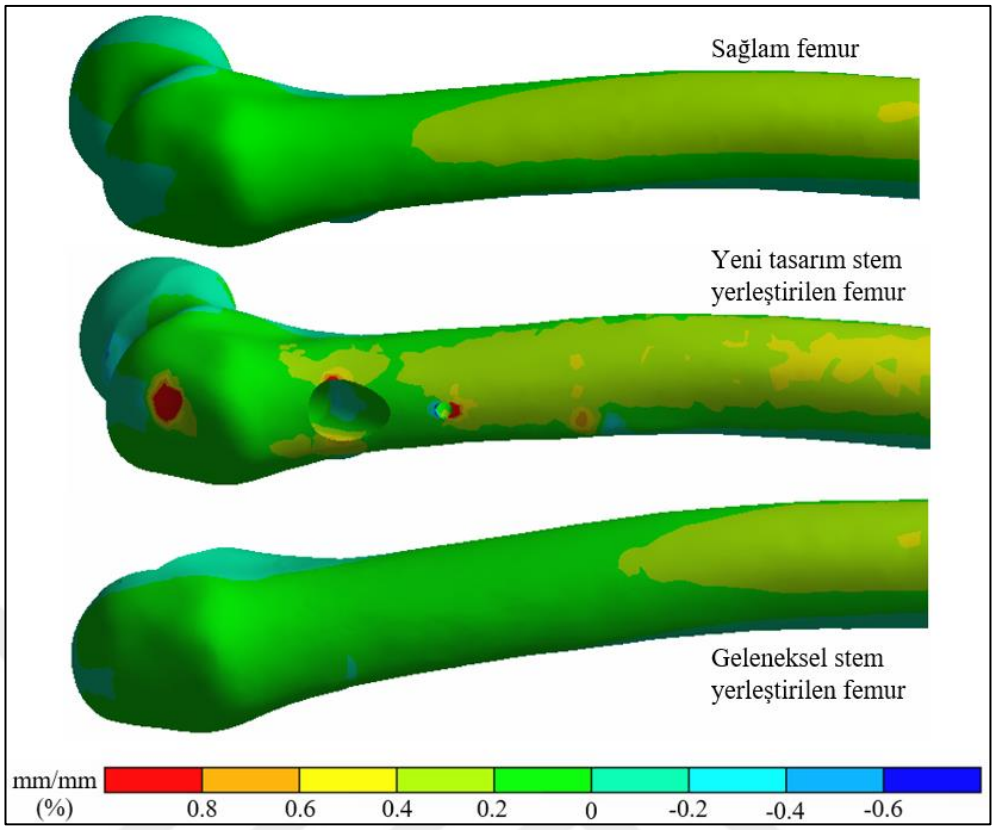
Şekil 4.10. Femur modellerinde oluşan strain dağılımları (medial görünüm)

Şekil 4.11'de femur modellerinin posterior görünümü gösterilmiştir. Şekil 4.10'da anlatıldığı gibi renklendirmeye göre yeni tasarım stem yerleştirilen femur modelinde yük dağılımı sağlam femur modeline yakın olmaktadır.



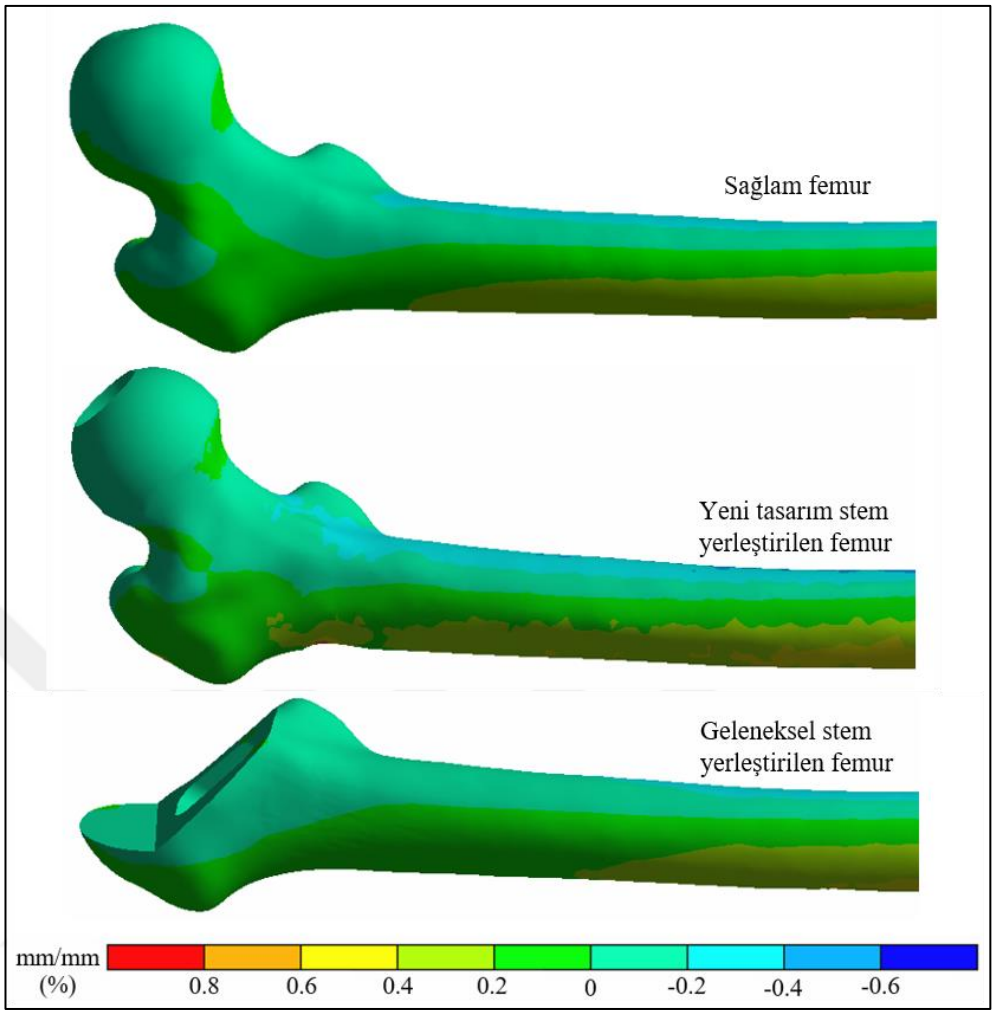
Şekil 4.11. Femur modellerinde oluşan strain dağılımları (posterior görünüm)

Şekil 4.12'de femur modellerinin verilen lateral görünümünde renk dağılımı açık bir şekilde strain dağılımını göstermektedir. Geleneksel stem yerleştirilen femur modelinde önemli derecede proksimal femur bölgesindeki strain değerleri azalmıştır. Yeni stem yerleştirilen femur modelinde ise sağlam femura çok yakın strain dağılımı elde edilmiştir.



Şekil 4.12. Femur modellerinde oluşan strain dağılımları (lateral görünüm)

Şekil 4.13'de femur modellerinin verilen anterior görünüşünde strain dağılımındaki değişimler incelendiğinde geleneksel stem yerleştirilen femur modelindeki strain dağılımı sağlam femura göre değişmektedir. Proksimal femur bölgesinde oluşan strain değerleri sağlam femura göre daha da azalmıştır. Geleneksel stemlerdeki önemli bir sorun olan stres kalkanı riski bu yeni tasarım stem modeli ile azaltılabilir.

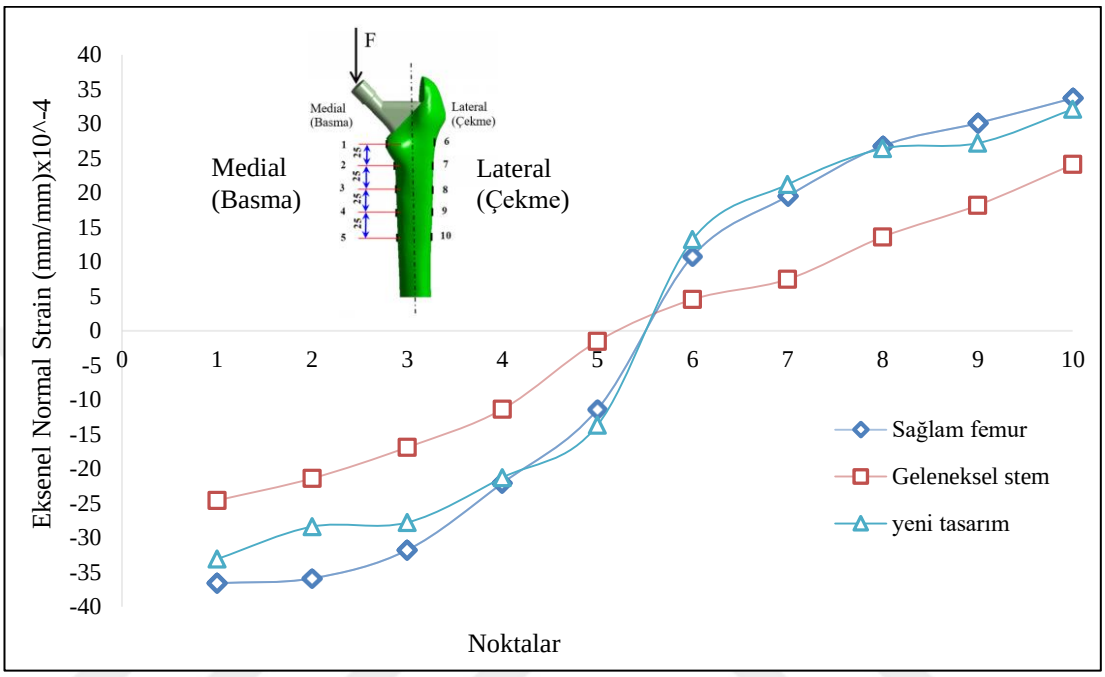


Şekil 4.13. Femur modellerinde oluşan strain dağılımları (anterior görünüm)

Şekil 4.14'de geleneksel yeni tasarım stem yerleştirilen femur kemiğinde elde edilen strain değerleri ile femur modeli üzerinde belirlenen noktalara göre değişim grafiği verilmiştir. Ayrıca ameliyatsız sağlam femur modelinde oluşan strain değerleri de eklenmiştir. Şekilden de açıkça görüldüğü gibi yeni stemde oluşan strain değerleri sağlam femurla çok yakın değerlerdedir. Geleneksel yöntem yerleştirilen modelde bu değerler ile sağlam femur arasında fark çok fazladır. Bu da yeni tasarım stem ile stres kalkanı riskinin azaltıldığı görülmüştür.

Yeni stemin avantajlarından biri, tasarım itibari ile yük aktarımını sağlam femurdaki gibi aktardığından stres kalkanı riskini azaltır. Yeni stemin diğer bir avantajı ise modellerden de anlaşılacağı gibi kemik kaybına geleneksel stem yerleşimine göre daha az sebep olmasıdır. Yeni tasarım stem yerleştirilen femur modelinde kemik kaybı 17,148 cm^3 iken, geleneksel stem yerleştirilen femurdaki kemik kaybı 36,329 cm^3

olarak hesaplanmıştır. Ameliyatsız femur ile karşılaştırılınca yaklaşık olarak yeni stemde %4,3'lük femur kaybı var iken, geleneksel stemde %9,1'lik kemik kaybı oluşmaktadır. Bu kemik kaybının az olması potansiyel revizyon ameliyatları için geleneksel yönteme göre daha az kompleks olmasını sağlar.



Şekil 4.14. Femur modeli ekseni boyunca geleneksel ve yeni stem yerleşimi sonucunda belirlenen noktalardaki strain değerleri grafiği

Gelenekesel stemlerde önceki bölümlerde anlatıldığı gibi ameliyat sonrası dislokasyon (stemin femurdan ayrılması) riski bulunmaktadır (Şekil 1.9). Yeni stem tasarımında dislokasyon riski tasarım itibari ile çok düşüktür. Femur başı hasarı olması halinde yeni stem tasarımında dislokasyondan bahsedilebilir. Yapılan SEA'da femurun baş bölgesinde hasara neden olacak kadar gerilme oluşmamıştır.

Yeni stemin femur baş-boyun parçasının pürüzlü olarak tasarlanması kemik stem bütünleşmesini hızlandıracağından osseointegrasyon oluşumu sağlanması öngörülmüştür. Böylece aseptik gevşeme riskini de bu tasarım ile en aza indirilmesi düşünülmüştür. Bunlar için hayvan deneylerine ihtiyaç vardır. İleriki çalışmalarda deneysel yönden bu tasarımın incelenmesi planlanmıştır.

Yeni geliştirilen stemin çok sayıda parçadan oluşması sebebi ile parçalar arası sürtünmeden dolayı aşınma fazla olabilir. Bu da zamanla aşınma ürünlerinin vücuda

karışması ile osteolize sebep olur. Bu önemli dezavantajı parçalar arasındaki yüzeylerin aşınmaya karşı dirençli bir şekilde kaplanması ile önlenebilir. Diğer bir dezavantajı ise ameliyat sırasında hastada iki farklı yerden kesi yapılması gerekecektir. Bu sebeple, ameliyat süresi ve hasta iyileşme süreci uzayabilir. Ayrıca, bu yeni stem kemiği nispeten daha güçlü genç hastalar için daha uygun olur. Çünkü, geleneksel steme göre proksimal femura daha fazla yük geleceğinden kemik hasarlarına neden olabilir.

Geleneksel kalça protezi tasarımları 1950'lere dayanır. Femur içine doğru yerleştirilen bu tür protezlerde günümüze kadar birçok farklı tasarım geliştirilmiştir. Genel mantık olarak geleneksel protezlerde femur kemiği içine yerleştirilerek sabitleme yapılır. Bu durum bu çalışmada da belirtildiği gibi yük aktarımını bozmaktadır. Geleneksel protezlerde uzun dönem başarı oranları düşüktür. Bu durum da revize ameliyatlara neden olmakta ve hasta yaşam kalitesini etkilemektedir [143]. Bu sebeple, geleneksel protez mantığından çıkılarak femur yük aktarımını bozmayan yeni bir tasarım mantığına geçilmelidir. Bu amaçla vücut ağırlığını femur medial korteksinden aktaran Thrust plate protezi (TPP) geliştirilmiştir ve bu tasarımın geleneksel protez tasarıma göre stres kalkanı etkisini önlediği bildirilmiştir [144].

Genel olarak 65 yaş üzeri hastalarda geleneksel çimentolu protez tercih edilir [10, 145]. Genç hastalarda ise geleneksel çimentosuz protez tercih edilir [10, 117-120]. TPP ise genç hastalar için düşünülmüştür. Fakat, TPP kullanımının genç ve yaşlı hastalarda kullanımında önemli bir fark olmadığı da vurgulanmıştır [143]. Bu çalışmalar gösteriyor ki geleneksel stem tasarımları ile önemli mekanik sorunların giderilmesi zordur. Bu sebeple, yük aktarımında sağlam femurdaki aktarımı bozmayan yeni tasarımlar kullanılmaya başlanmalıdır. Bu çalışmada da geleneksel yöntemden farklı yeni stem tasarımı geliştirilerek SEA yapılmış ve geleneksel stem ile sonuçlar karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak da yeni tip tasarımda stres kalkanı riskinin önlendiği söylenebilir.

5. KALÇA PROTEZİ STABİLİTESİNİN MODAL VE HARMONİK CEVAP ANALİZLERİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Kalça protezi ameliyatları sonrası en sık karşılaşılan sorun gevşemedir. Gevşemenin tanı ve teşhisinde kullanılan yöntemlerin başarı oranları düşüktür. Titreşim yöntemi ile gevşeme tespitinin başarı oranı diğer yöntemlere göre yüksek olduğu rapor edilmiştir [6]. Bu sebeple bu bölümde titreşim ile gevşeme tespiti üzerinde sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak değerlendirme yapılmıştır. Amaç olarak sistemin doğal frekanslarını belirleme yöntemi ile ameliyat sonrası gevşeme takip ve tedavisinde bu yöntemin kullanılıp kullanılamayacağını araştırmaktır. Ayrıca, femur ve stem arayüzündeki kontakların yapışık (bonded-stabil) ve yapışık olmama (debonded-gevşemiş) durumlarını harmonik cevap analizi ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

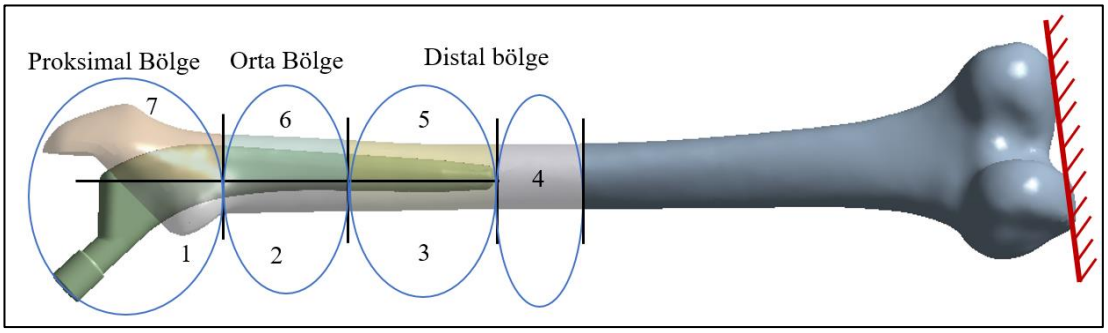
Bu bölümde yapılan SEA için Bölüm 2'de anlatılan femur-stem çifti ve bunların sonlu elemanlar modeli kullanılmıştır. Femur stem arasındaki kontak durumunu incelemek için femur proksimal kısmı altı farklı bölgeye ayrılmıştır. Bu altı farklı kontak bölgesi farklı kontak durumlarına göre modellerin doğal frekansları hesaplanmıştır. Ayrıca, bu modellere harmonik uyarı verilerek modellerin cevapları incelenmiştir. Temelde kontak durumları sistemin stabilitesini belirlediği için stabil ve stabil olmayan sistemler arasındaki farklar kontak statüleri değiştirilerek değerlendirilmiştir.

5.1. Kalça Protezinin Modal Analiz ile Doğal Frekanslarının Tespiti

Titreşim yöntemi ile gevşeme tespiti çalışmaları genellikle sistemin doğal frekansları belirlenerek yapılmıştır. Belirlenen doğal frekans değerleri sistem stabil iken yüksek, gevşeme oluştuğunda düşük elde edildiği bildirilmiştir [6, 94, 99, 105].

Doğal frekansı etkileyen faktörlerden biri kemik yoğunluğudur. Gevşeme takibi bu yöntemle yapabilmek için kemik yoğunluğu değişimleri de dikkate alınmalıdır. Kalça protezi ameliyatları sonrası kemik yoğunluğu ilk 3 aylık süreç sonunda %8,5, 6 aylık süreçte % 11,2 ve 1 yıl sonunda yaklaşık %12,4 oranında düşmektedir [146]. Bu da doğal frekansı belirlemede kemik yoğunluğunun da dikkate alınması gerektiğini göstermektedir.

Bu çalışmada, SEA ile kemik yoğunluğu ve kontak gevşeme durumlarındaki değişimler ilk 3, 6 ve 12 aylık süreçler dikkate alınarak değerlendirilmiştir. Bunun için oluşturulan modelde kemik yoğunluk değişimlerini femur modeline uygulayabilmek için Şekil 5.1'deki gibi femur yedi farklı bölgeleye ayrılmıştır. Analizlerde kemik yoğunluk değişiminin doğal frekansa etkisini belirlemek için öncelikle sadece kontak durumunun etkisi dikkate alınmıştır. Sonraki analizlerde ise kontak durumu değiştirilmeden sadece kemik yoğunluk değişiminin etkisi incelenmiştir. Son olarak da hem kontak etkisi hem de kemik yoğunluk değişiminin etkisi dikkate alınmıştır. Sistem sönümsüz (ξ=0) olarak tanımlanmıştır. Bu analizlerin kontak ve kemik yoğunluk değişimleri Tablo 5.1'de özet olarak gösterilmiştir. Doğal frekans analizlerinde sabit-serbest (fixed-free) şartlarında değerlendirme yapılmış ve Şekil 5.1'de gösterildiği gibi distalden sabitlenerek proksimal femur serbest bırakılmıştır. Stem malzemesi Ti6Al4V olarak seçilmiş ve bu malzemenin özellikleri analize girilmiştir. SEA'leri ANSYS Workbench yazılımında gerçekleştirilmiştir. Değerlendirmede ilk altı temel frekans modu seçilmiştir.



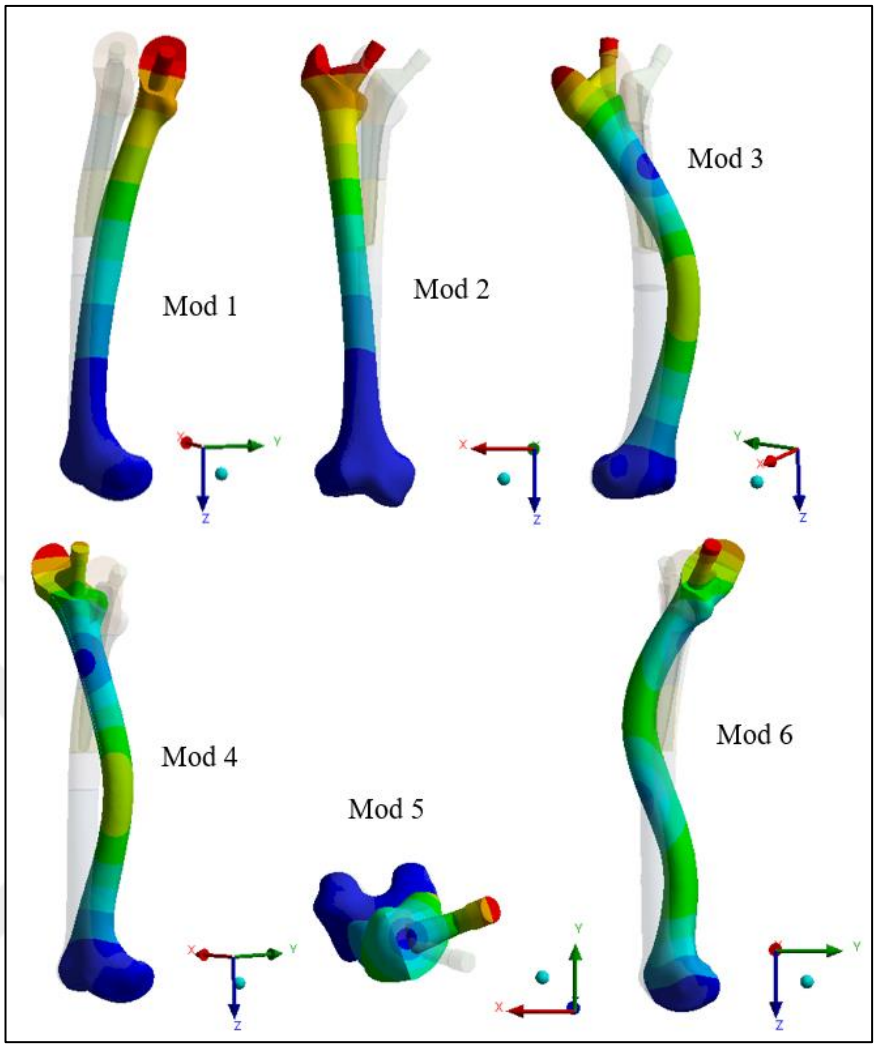
Şekil 5.1. Femur modelindeki kemik yoğunluğu değişim bölgeleri

Tablo 5.1.Doğal frekansları belirlenen 3 farklı analizin kontak durumları ve kemik yoğunluk değişimleri

	Analiz 1		**Analiz 2**		**Analiz 3**	
	KT	KYD (%)	KT	KYD (%)	KT	KYD (%)
Ameliyat sonrası	Bonded	-	Debonded (sürtünmesiz kontak, k=0)	-	Debonded (sürtünmesiz kontak, k=0)	-
Ameliyattan 3 ay sonra	Bonded	-8,5	Proksimal bonded, orta ve distal bölge Sürtünmeli kontak (k=0.5)	-	Proksimal bonded, orta ve distal bölge Sürtünmeli kontak (k=0.5)	-8,5
Ameliyattan 6 ay sonra	Bonded	-11,2	Proksimal ve orta bonded, distal sürtünmeli (k=1)	-	Proksimal ve orta bonded, distal sürtünmeli (k=1)	-11,2
Ameliyattan 12 ay sonra	Bonded	-12,4	Bonded	-	Bonded	-12,4

KT: Kontak Türü; KYD: Kemik Yoğunluk Değişimi; k: sürtünme katsayısı

Şekil 5.2'de mod şekilleri verilen femur stem modeli görülmektedir. Titreşim modları eğilme, burulma ve çekme/basma şekillerini içermektedir. İlk iki modda YZ ve XZ düzlemlerinde eğilme şeklinde oluşmaktadır. Beşinci modda burulma şeklinde oluşurken diğer modlarda daha kompleks şekillerde oluşmaktadır. Kontak durumu ve kemik yoğunluk değişimlerinde ilk iki modda doğal frekans değerleri birbirine çok yakındır. Tablo 5.2'de sadece kemik yoğunluğu değişimi dikkate alınarak yapılan analizden elde edilen ilk altı mod değerleri verilmiştir. Kemik yoğunluk değeri azaldıkça mod değerlerinde genel bir azalma olduğu görülmektedir. Bu azalma mod 5'de daha iyi görülmektedir. Mod 6'da ameliyat sonrası ve ilk 3 ve 6 aylarda azalma olurken 12 ay sonrasında doğal frekans değerinde artış olmaktadır. Aynı durum mod 3 ve 4 için de geçerlidir. 12 ay sonrasında elde edilen doğal frekans değeri ilk ameliyat sonrası duruma göre bütün mod şekillerinde azalmıştır.



Şekil 5.2. Femur stem modelinin belirtilen şartlardaki ilk altı doğal frekans mod şekilleri

Tablo 5.2. Analiz 1 için elde edilen doğal frekans değerleri

	Ameliyat sonrası	3 ay sonrası	6 ay sonrası	12 ay sonrası
Mode 1	96	96,6	96,8	97,8
Mode 2	103,2	104,5	105,2	105,7
Mode 3	547,6	532,9	531,4	535,7
Mode 4	551,8	542,8	541,2	544,7
Mode 5	1112,8	1121,1	1127,4	1131,8
Mode 6	1466,3	1414,7	1411,6	1415,7
Kemik yoğunluk değişimleri (%)	-	-8,5	-11,2	-12,4

Tablo 5.3'de sadece kontak durumundaki değişimler dikkate alınmıştır. Bütün mod şekillerinde debonded (yapışık olmayan) kontaktan bonded (yapışık) kontak durumuna geçişte bütün modlardaki frekans değerleri artmıştır. Yani ameliyat sonrası doğal frekans değeri ileriki dönemde osseointegrasyon sonrasına göre düşüktür. Ameliyat sonrası dönemde, stem-femur modellerinde belirlenen şartlara göre doğal frekans değerleri ilk yerleşime durumuna göre azalma görülmüştür.

Tablo 5.3. Analiz 2 için elde edilen doğal frekans değerleri

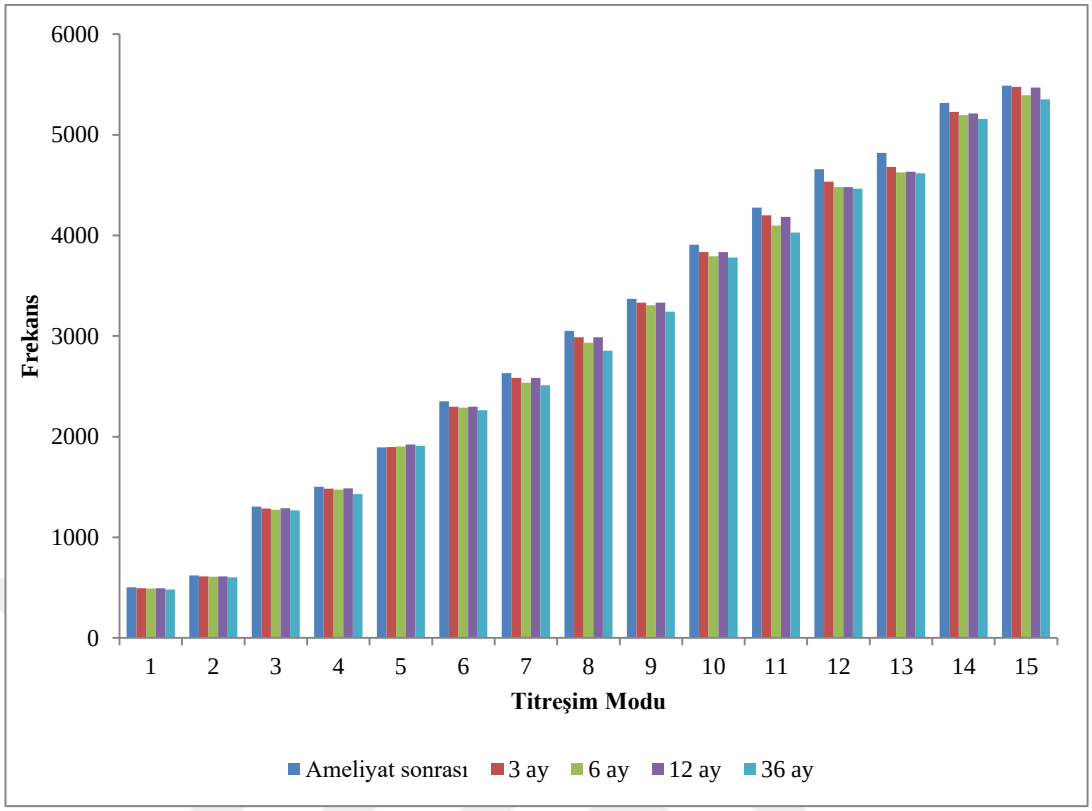
	Ameliyat sonrası	3 Ay sonrası	6 Ay sonrası	12 ay sonrası
Mode 1	95,7	94	93,4	94,3
Mode 2	102,6	101,2	101,2	101,9
Mode 3	511	516,2	522,3	534,2
Mode 4	515,5	522,8	531,2	543,9
Mode 5	1050,8	1055,9	1085,7	1103,5
Mode 6	1343,6	1354	1386,3	1411,3

Kemik yoğunluğu değişimi ile birlikte kontak durumu da dikkate alındığında Tablo 5.4'teki sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçlara göre ameliyat sonrası doğal frekans değeri 12 ay sonrasına göre bütün modlarda daha düşük çıkmıştır. 3 ve 6 aylık dönemlerde değerlendirme yapılırsa sadece mod 3 şeklinde ameliyat sonrasına göre bir azalma olmuştur. Genel olarak kemik yoğunluğu azalırken doğal frekans değeri azalmakta ve kontak durumu bonded oldukça doğal frekans değerleri artmaktadır. Yani ameliyat sonrası dönemde bir değişken doğal frekansı azaltırken, diğer değişken arttırmaktadır. Bundan dolayı doğal frekans yöntemi ile ameliyat sonrası gevşeme tayini yapılırken kemik yoğunluk değişiminin de etkisi dikkate alınmalıdır.

Tablo 5.4. Analiz 3 için elde edilen doğal frekans değerleri

	Ameliyat sonrası	3 Ay sonrası	6 Ay sonrası	12 ay sonrası
Mode 1	95,7	96	96,5	97,8
Mode 2	102,6	103,5	104,6	105,7
Mode 3	541	512,3	522,3	535,7
Mode 4	515,5	518,5	530,6	544,7
Mode 5	1050,8	1069,6	1111,2	1131,8
Mode 6	1343,6	1349,1	1387,6	1415,7
Kemik yoğunluk değişimleri (%)	-	-8,5	-11,2	-12,4

Şekil 5.3'de femur distalinden ve proksimalinden sabitlendiğinde titreşim moduna karşılık doğal frekans grafiği verilmiştir. Burada bir önceki duruma göre femur proksimalden de sabitlenmiş ve doğal frekans analiz gerçekleştirilmiştir. Ayrıca 36 ay sonraki durum da dikkate alınmıştır. 36 ay sonrasında kemik yoğunluk değeri yaklaşık %10,1 azalmaktadır [146]. İlk 15 mod grafiğine göre ilk 5 mod değerinde önemli bir değişim görülmemektedir. Fakat diğer mod değerlerinde ameliyat sonrasından 36 aylık döneme kadar genel azalma tespit edilmiştir. Fakat oniki ay sonra ilk ameliyat sonrasına göre düşük olsa da diğer mod değerlerine göre bir artış olmaktadır. Bu durum da onikinci ayda kontak tipi tamamen bonded olması sebebi ile artış gösterdiği söylenebilir.



Şekil 5.3. Femur distalden ve proksimalinden sabitlendiğinde oluşan doğal frekans değerleri

Modal analiz ile elde edilen doğal frekans yöntemi implant stabilitesini belirlemede yıkıcı ve girişimsel olmayan (noninvasive) bir tekniktir [36, 46]. Diş hekimliği alanında bu yönteme göre dental implant stabilitesini ölçen cihazlar geliştirilmiştir. İmplant ve protez stabiliteleri bunların etrafına saran dokunun durumuna göre değişkenlik gösterir [45]. Bu yöntemi kullanılarak total kalça protezleri için de stabilite belirleyen yöntem üzerine çalışmalar yapılmıştır [6, 75, 105, 147]. Bu çalışmalarda, genellikle stabil ve gevşeme oluşmuş sistemleri karşılaştırarak titreşim yöntemi ile gevşeme oluşma durumunu incelenmiştir. Bu tez çalışmasında geliştirilecek yeni yöntemde amaç, ameliyat sonrası hasta takibi ile gevşeme tespiti yapabilmektir. Bu sebeple doğal frekansı belirleme yöntemi ile ameliyat sonrası gevşeme takibi yapılıp yapılamayacağı bu bölümda araştırılmıştır. Literatürde bu tespiti ortaya koyan çalışma ile karşılaşılmamıştır. Tezin bu bölümünde, doğal frekan belirleme yönteminin ameliyat sonrası takipte nasıl bir sonuç vereceği SEA yöntemi ile çalışılmıştır.

Ameliyat sonrası doğal frekansı etkileyen temel faktörler arasında kemik yoğunluğu ve protezin etrafındaki dokunun protezi sabitleme derecesi vardır. Bu faktörlerin

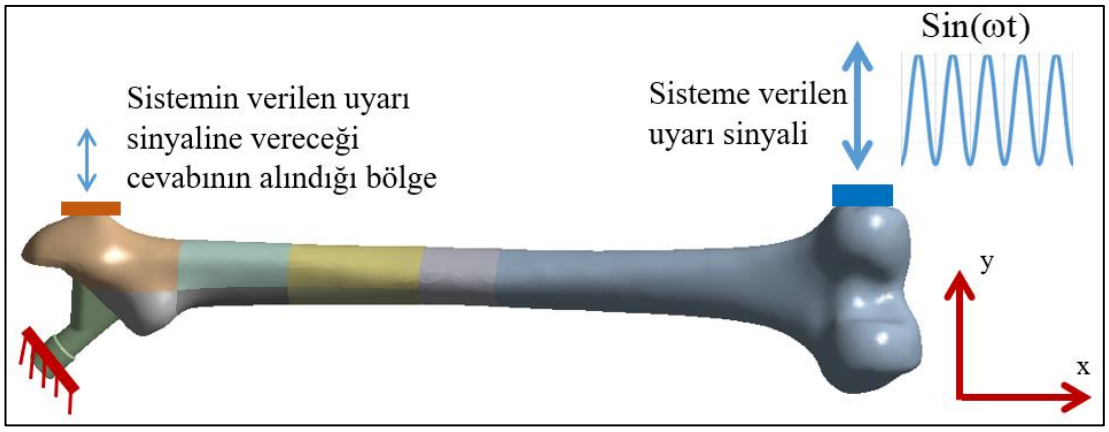
ameliyat sonrası dönemde doğal frekanstaki değişimlere etkisini değerlendirmek için iki fark değişkeni ayrı ayrı ve birlikte femur stem modeline uygulanmıştır. Sonuçta bu iki değişken ameliyat sonrası dönem ilerledikçe doğal frekans üzerinde farklı etkileri olduğu görülmüştür. Bu sebeple doğal frekans yöntemi ameliyat sonrası dönemde takip için kemik yoğunluk faktörünün ters etkisi nedeniyle uygun olmadığı sonucu elde edilmiştir. Çünkü, ileriki dönemde titreşim yöntemi ile hasta üzerinden alınan doğal frekans değerinde kemik yoğunluğunun etkisini belirlemek çok zordur.

Perez ve Seral-Garcia'nın [148] yapmış olduğu çalışmada farklı değişkenlerin titreşim cevabındaki etkilerini SEA ile değerlendirmişlerdir. Farklı stem malzeme özelliklerinin ve kontak değişkenlerinin değerlendirildiği çalışmada bu çalışmaya paralel sonuçlar elde edilmiştir. Bir klinik çalışmada [6] ilk rezonans frekans değeri 102.3 Hz elde edilmiş iken bu çalışmada 95 Hz civarında bulunmuştur. Bunun sebebi farklı tasarım stem kullanımı ve farklı yoğunluktaki kemik özellikleridir.

Sonuç olarak; ilk mod değerlerinde çok farklı sonuçlar olmamakla birlikte yüksek mod değerlerinde doğal frekans değerleri daha belirgin olmaktadır. Aynı zamanda kontak durumunu doğal frekans yöntemi ile tespiti kemik yoğunluk değişiminden dolayı zordur. Ancak yüksek mod değerlerinde bu fark anlaşılabilir. Ayrıca, yüksek frekans değerlerinde insan femuruna titreşim vermek zararlı olacağından ilk mod şekillerini değerlendirilmesi gerekmektedir.

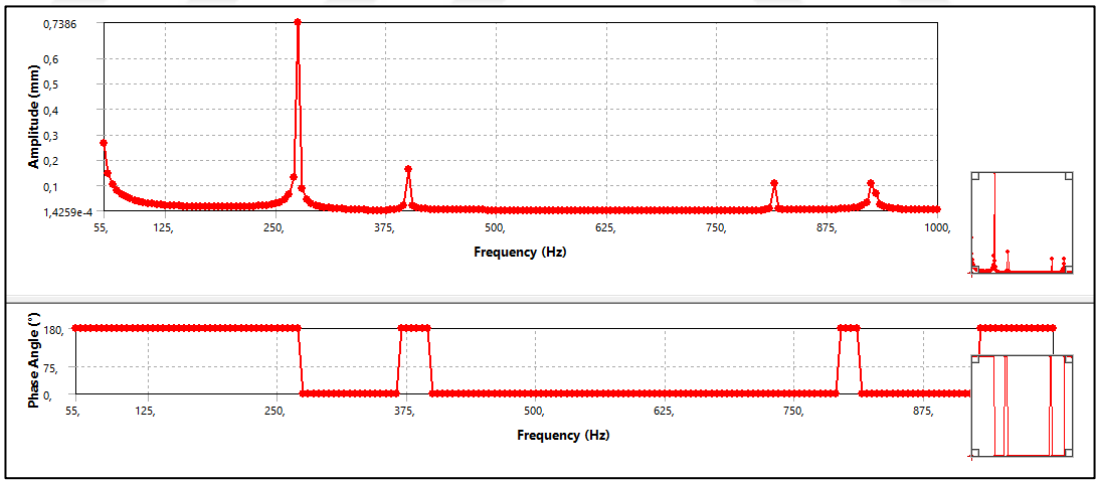
5.2. Kalça Protezinin Harmonik Cevap Analizi ile Gevşeme Tespiti

Bu bölümde harmonik cevap analizi yöntemi kullanılarak stem gevşemesi değerlendirilmiştir. Bu amaçla femur-stem modelleri proksimal femurda Şekil 5.4'te gösterildiği gibi sabitleme yapılmıştır. Bu sabitlemede dönme serbestisi verilmiştir. Femur-stem kontakları bir önceki doğal frekans analizinde anlatıldığı gibi yapılmış ve Şekil 5.1'deki gibi kontak yüzeyleri bölgelere ayrılmıştır. Distal femurdan genliği 10 olan 100 Hz ile 1000 Hz arasında harmonik frekansta titreşim uyarısı verilmiştir. Sönüm oranı (ξ) sıfır tanımlanmıştır. Frekans cevabı femurun trokanter bölgesinden alınmıştır. Sonuçlar frekans-genlik grafiklerinde gösterilmiş ve ayrıca deformasyon dağılımları verilmiştir.



Şekil 5.4. Sonlu elemanlar modal analiz için kullanılan sınır şartları

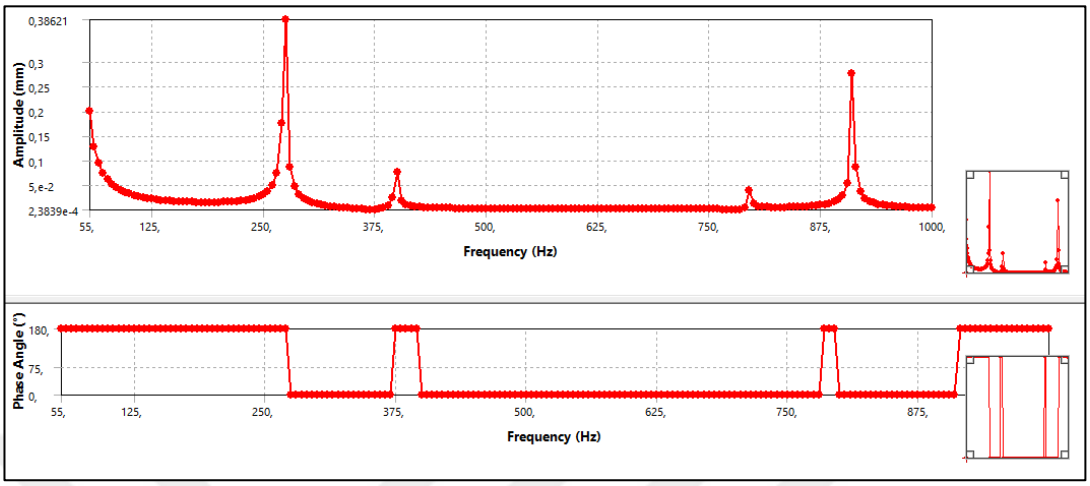
Şekil 5.5'te stabil femur-stem modelinden elde edilen frekans-genlik ve frekans-faz açısı grafiği verilmiştir. Yüksek genlik elde edilen frekans değerlerinde sisteme titreşim uygulandığında proksimal femur bölgesinden alınacak maksimum genlik değeri 0,7386 mm'dir. Bu frekans değeri ayrıca sistemin doğal frekansıdır. Bu frekanslarda ayrıca faz açısının değişmektedir. Maksimum genliğin oluştuğu frekans değeri 275 Hz olarak alınmış ve diğer frekans değerleri sırası ile 400, 795 ve 925 Hz olarak kaydedilmiştir.



Şekil 5.5. Stabil durumda femur-stem modelinden alınan frekans cevapları

Şekil 5.6'da femur-stem modelinin proksimal kontak bölgesinde gevşeme olduğunda sistemden alınan frekans-genlik ve frekans-faz açısı grafikleri gösterilmiştir. Bu grafiklerden alınan ilk genlik değeri 0,38621 mm'dir ve 270 Hz frekansa denk gelmiştir. Bunu takip eden frekans değerleri sırası ile 395, 785 ve 910 Hz olarak

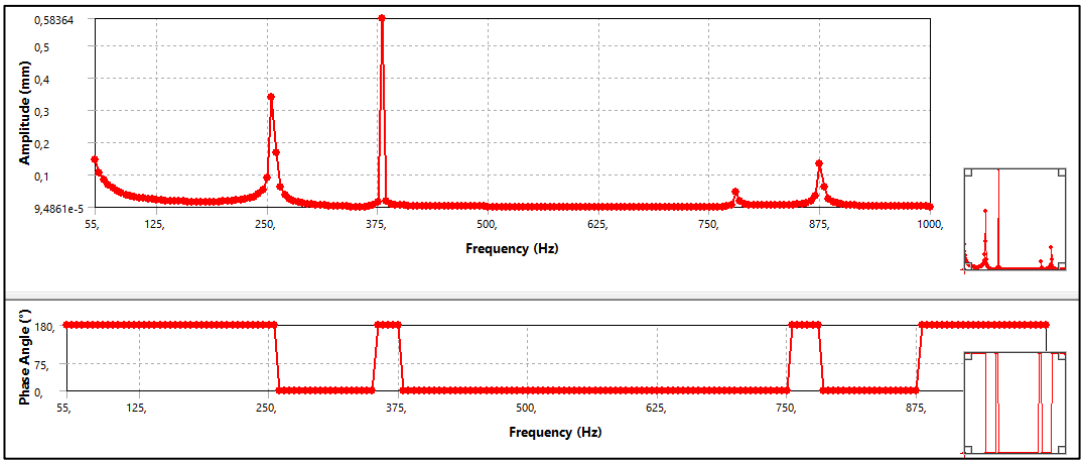
hesaplanmıştır. Bir önceki stabil duruma göre elde edilen maksimum genlik değeri azalmıştır.



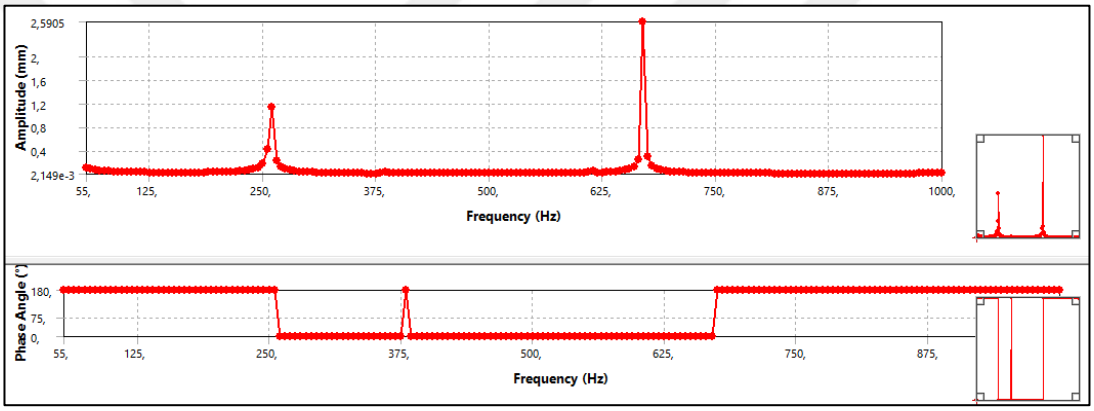
Şekil 5.6. Proksimal kontak bölgesinde gevşeme oluştuğu durumda femur-stem modelinden alınan frekans cevapları

Şekil 5.7'de femur-stem modelinin distal kontak bölgesinde gevşeme olduğunda sistemden alınan frekans-genlik ve frekans-faz açısı grafikleri gösterilmiştir. Bu grafiklerden alınan ilk genlik değeri 0,3398 mm'dir ve 255 Hz frekansa denk gelmiştir. Bunu takip eden frekans değerleri sırası ile 380, 780 ve 875 Hz olarak hesaplanmıştır. Maksimum genlik değeri 0,5834 mm olarak 380 Hz frekansta oluşmuştur. Stabil duruma göre elde edilen maksimum genlik değeri azalmıştır. Frekans değerleri de aynı şekilde azalma göstermiştir. Örneğin; stabil durumda 925 Hz frekansta oluşan maksimum genlik, proksimalde gevşemede 910 Hz ve distal gevşeme durumunda 875 Hz'e düşmüştür. Bu sonuç gevşeme derecesi arttıkça elde edilen doğal frekans değerlerinin azaldığını göstermektedir.

Şekil 5.8'de femur-stem modelinin proksimal ve orta kontak bölgelerinde gevşeme olduğunda sistemden alınan frekans-genlik ve frekans-faz açısı grafikleri gösterilmiştir. Bu grafiklerden alınan ilk genlik değeri 1,13 mm'dir ve 260 Hz frekansa denk gelmiştir. Bunu takip eden frekans değerleri sırası ile 380 ve 670 Hz olarak hesaplanmıştır. Stabil duruma göre elde edilen maksimum genlik değerinde artış olduğu anlaşılmıştır. Bu durumda sistemde gevşeme çok fazla oluşursa femur hareket miktarı artmakta ve proksimal femurdan alınan deformasyon genlik değerini de etkilemektedir.



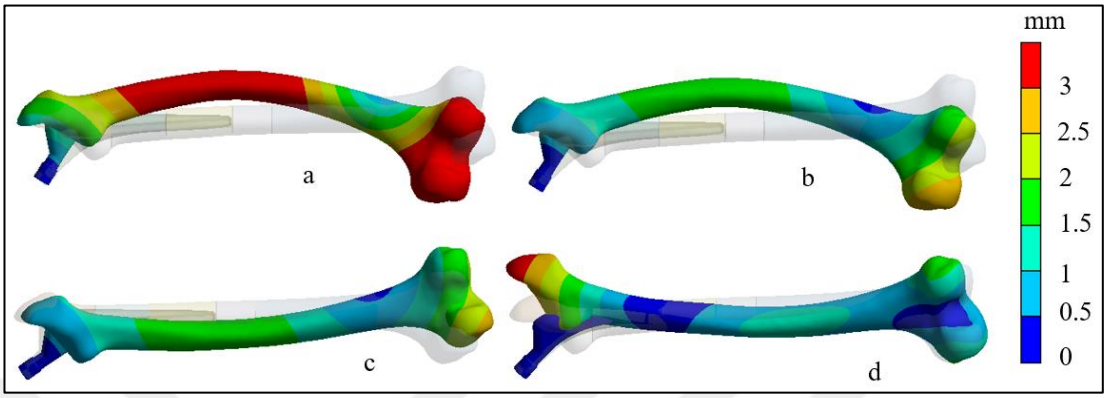
Şekil 5.7. Distal kontak bölgesinde gevşeme oluştuğu durumda femur-stem modelinden alınan frekans cevapları



Şekil 5.8. Proksimal ve orta kontak bölgelerinde gevşeme oluştuğu durumda femur-stem modelinden alınan frekans cevapları

Şekil 5.9'da farklı femur-stem stabilite durumlarına göre sistemde oluşan total deformasyon şekilleri ve dağılımları gösterilmiştir. Stabil femurda maksimum 6,31 mm deformasyon oluşmuştur. Proksimal kontak bölgesi gevşek femurda 3 mm, distal gevşek femurda 2,68 mm ve proksimal ve orta kontak bölgesi gevşek femurda ise 3,71 mm deformasyon oluşmuştur. Bu deformasyon değerleri uygulanan bütün frekans değerlerinde oluşan maksimum değerlerdir. Distal kontak bölgesi gevşek modelde ise en düşük deformasyon oluşmuştur. Çünkü, distal femur bölgesinden uygulanan tekrarlı kuvvet ile stabil sistemde herhangi bir boşluk olmadığından bu kuvvet sebebi ile fazla deformasyon oluşmaktadır. Gevşeme durumunda ise tekrarlı kuvvet yüksek frekans ile hareket ettiğinden tam deforme olmadan tekrar eski haline dönmeye zorlanır. Bu sebeple yüksek deformasyon değeri hesaplanmaz. En iyi bu durumu Şekil 5.9d ile anlaşılmaktadır. Deforme olmadan önceki şekil ile deforma olduktan sonraki

şekil karşılaştırıldığında proksimal ve orta kontak bölgelerinde herhangi bir kontak tanımlanmadığından o bölgelerde stem femur içine geçerek deforme olmaktadır. Bu sebeple genlik değeri stabil duruma göre daha da azalmaktadır.



Şekil 5.9. Stabil (a), proksimal gevşek (b), distal gevşek (c) ve proksimal ve orta gevşek (d) femur-stem modellerinde elde edilen deformasyon değerleri ve dağılımları

Bu bölümdeki çalışma ile elde edilen sonuçlar;

- Stabil durumda trokanter bölgesinden alınan genlik değeri diğer gevşeme durumlarına göre yüksektir.
- Maksimum genliğin elde edildiği frekanslar, stabil ve proksimal gevşemiş femur stem modelinde 275 Hz, distal gevşek durumda 255 Hz ve son durumda ise 670 Hz'dir.
- Total deformasyon değerlerinde maksimum genliğin elde edildiği frekansta stabil durumdaki sistemde daha fazla deformasyon gerçekleşmiştir.
- Bu çalışma ile stabil stemde gevşeme durumuna göre daha yüksek genlik elde edildiği görülmüştür. Ayrıca, stabil sistemde ilk maksimum genliğin oluştuğu frekans değeri, diğer durumlara göre daha yüksektir.
- Kontak yüzeylerindeki gevşeme bölgelerine göre sistemin davranışı ve oluşan genlik ve deformasyon şekilleri değişmektedir. Elde edilen değerlere göre proksimalde gevşeme oluşumu distalde oluşmaya göre daha yüksek deformasyona sebep olmaktadır. Bu durum ameliyat sonrası takipte elde edilen genlik değerleri ile gevşeme bölgesi tahmini yapılabilmeyi sağlar.

Bu sonuçlar deneysel çalışma için ön çalışmadır. Bu çalışma aynı zamanda deneysel olarak bir sonraki bölümde yapılmıştır.

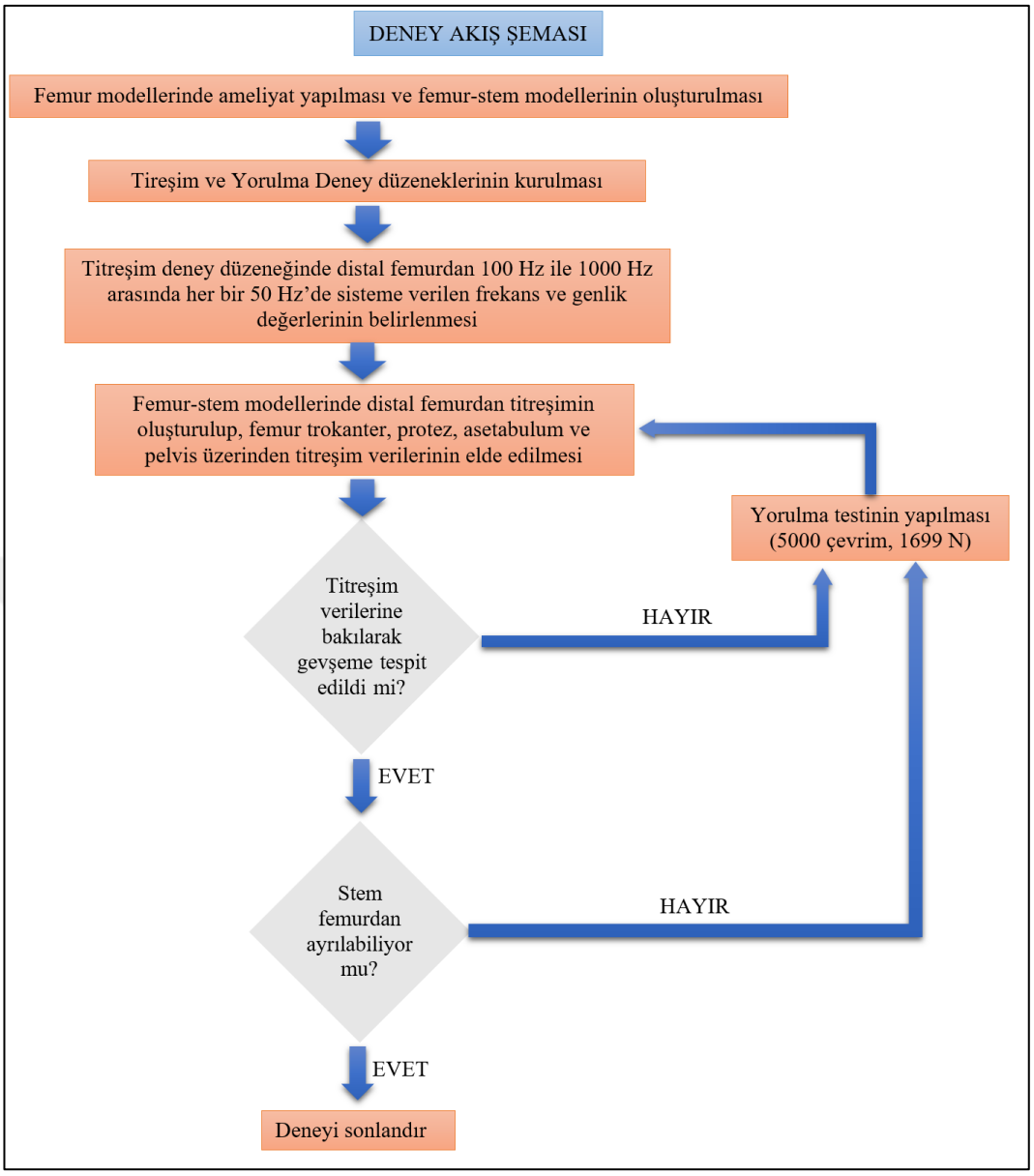
6. TOTAL KALÇA PROTEZİ ASEPTİK GEVŞEME DERECESİNİN TİTREŞİM YÖNTEMİ İLE TESPİTİ

Ameliyat sonrası protez stabilitesinin belirlenmesi, protez gevşemesi sebebi ile oluşacak sorunların önüne geçebilmek için elzemdir. Protezin tamamen gevşeyerek yerinden çıkması, kemiğe büyük zararlar vermesi revize ameliyatlarını zorlaştırmakta ve hasta yaşam kalitesini düşürmektedir. Tezin bu bölümünde ameliyat sonrası kalça protezi gevşeme derecesini belirlemeye yönelik deneysel çalışma yapılmıştır.

6.1. Deneysel Çalışma ve Deney Düzeneklerinin Kurulması

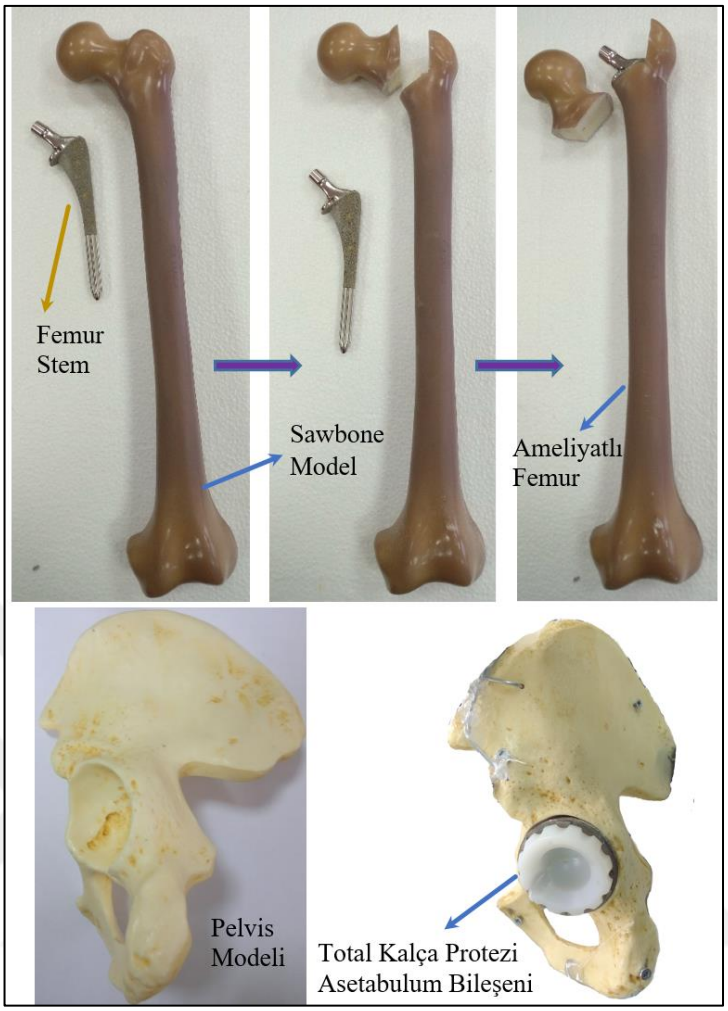
Kalça protezi femur bileşeninin gevşeme durumunu belirlemek için, bir önceki bölümlerde belirtildiği üzere gevşeme tespitinde başarı oranı yüksek olarak belirtilen titreşim yöntemi kullanılmıştır.

Gevşeme derecesini belirlemek için genel akış şeması Şekil 6.1'de verilen titreşim ve yorulma deney düzeneği olmak üzere iki farklı deney düzeneği kurularak yapılmıştır. Titreşim deney düzeğinde femur distal bölgesinden (diz eklemi bölgesi) belirli frekans (100 Hz ile 1000 Hz arası) ve genlikte minyatür sarsıcı ile titreşim oluşturulmuş, femur ve pelvis modellerinin belirli noktalarından ivmeölçer vasıtası ile veriler alınmıştır. Yorulma deney düzeneğinde femur-protez sistemi üniversal test cihazı ile düşük frekanslı çevrimsel yüklemeye (100 N ile 1699 N arasında 1 Hz frekansta) maruz bırakılmıştır. Belirli bir çevrim sayısından sonra femur-stem çifti titreşim deney düzeneyine tekrar yerleştirilmiş ve tekrar titreşim verileri alınmıştır. Veri toplamak için DEWE43 marka veri toplayıcı cihaz kullanılmıştır. Her 5000 yük çevrimi sonrasında titreşim verileri alınmış ve protezin tamamen yerinden gevşeyerek çıkmasına kadar bu süreç devam ettirilmiştir.



Şekil 6.1. Deneylerin genel akış şeması

Deney düzenekleri kurulmadan önce femur (sawbone 4. nesil) ve pelvis modelleri (Anatomitürk), çimentosuz tip total kalça protezi (Echelon stem, stem boyutu 10 mm, cup çapı 50 mm) ile ameliyat prosedürlerine uygun olarak sıkı geçme yöntemi ile birleştirilmiştir (Şekil 6.2). Deney düzenekleri kurulumunda veri toplama cihazı (DEWE43, Dewesoft, Kumberg, Avusturya), hassasiyeti 100 mV/g olan üç eksen ivmeölçer (Measurement Specialties, Marmatek, Türkiye), minyatür sarsıcı (The modal shop, Cincinnati, OH, ABD) ve üniversal test cihazı kullanılmıştır.

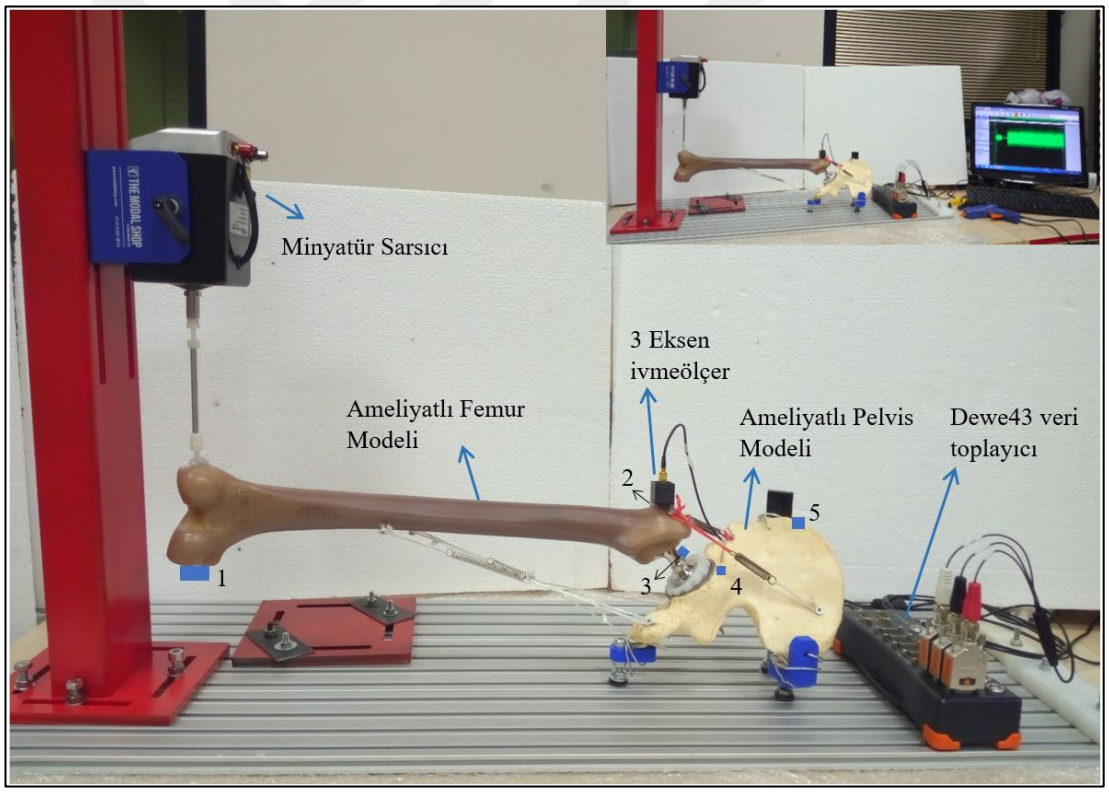


Şekil 6.2. Total kalça protezi ile femur ve pelvis modellerinin birleştirilmesi

6.1.1. Titreşim deney düzeneğinin kurulumu

Şekil 6.3'de titreşim deney düzeneğinin genel görünüşü verilmiştir. Ameliyatlı femur ve pelvis modelleri sigma profil üzerine yatay konumda olacak şekilde yerleştirilmiştir. Pelvis modeli ile sigma profil arasında kauçuk sönümleyici kullanılmıştır. Femur ve pelvis modellerini birbirine bağlamak için 4 adet gergi yayı kullanılmıştır. İki adet yay gluteus medius kasını (Şekil 6.3'de femur ve pelvisi üstten bağlayan yaylar, yay katsayısı: 4,17 N/mm), iki adet yay da adductors magnus and longus kasını (Şekil 6.3'de femurun altında kalan yaylar, yay katsayısı: 2,26 N/mm) simüle etmektedir. Yayları kemiklere kolay bağlamak için ipler kullanılmıştır.

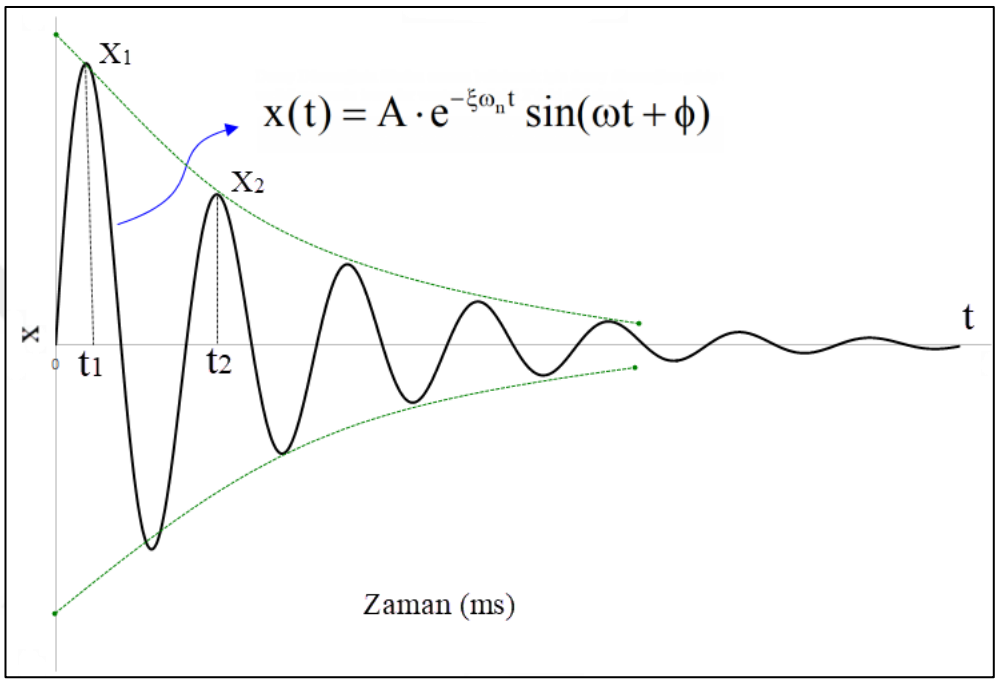
Femur modeli ameliyatı yapıldıktan sonra ilk olarak titreşim deney düzeneğine yerleştirilmiştir. Minyatür sarsıcı vasıtası ile distal femur bölgesinden 100 Hz ile 1000 Hz arasında 50 Hz aralıklarla titreşim oluşturulmuştur. Titreşim verileri Şekil 6.3'de gösterildiği gibi distal femur bölgesinden (1), büyük trokanteden (2), stem boyun bölgesinden (3), asetabuluma yakın bölgeden (4) ve pelvis üzerinden (5) ivmeölçer vasıtası ile alınmıştır. Veriler yaklaşık 10 saniye süre ile toplanmıştır. İstenmeyen titreşimleri filtrelemek için 10 kHz alçak geçiren (low-pass filter) ve 10 Hz yüksek geçiren (high-pass filter) filtre kullanılmıştır. Ayrıca şebeke frekansını filtrelemek için 50 Hz blok filtre kullanılmıştır. Parçalar arası titreşimleri sönümlemek için sistemi oluşturan parçaların bağlantı noktalarında sönümleyici elemanlar kullanılmıştır. Verilerin değerlendirilmesi için titreşim verilerinin hızlı fourier dönüşümü (FFT) yapılmıştır.



Şekil 6.3. Titreşim deney düzeneği genel görünüşü. Titreşim verilerinin alındığı bölgeler: distal femur (1), büyük trokanter (2), protez boyun bölgesi (3), asetabulum yakın bölge (4) ve pelvis üzeri (5)

6.1.2. Deney düzeneğinin matematik modeli

Şekil 6.4'te gösterilen logaritmik azalma grafiği ve bu grafiğe bağlı denklemi kullanılarak deney düzeneğinde sönüm oranı hesaplanmıştır. Deney düzeneğinin sönüm oranını hesaplamak için femur kemiğine çekiç vasıtası ile dışarıdan uyarı verilmiştir. Bu uyarının cevabı ivmeölçer vasıtası ile Şekil 6.5'teki gibi alınmıştır.



Şekil 6.4. Logaritmik azalma

Logaritmik azalma;

$$x(t) = A \cdot e^{-\xi\omega_n t} \sin(\omega t + \phi) \tag{6.1}$$

$$\delta = \ln \frac{x_1}{x_2} = \ln \frac{x_1(t_1)}{x_2(t_2 + \tau)} \tag{6.2}$$

denklemleri ile ifade edilir. Şekil 6.5'de elde edilen verilere bu denklemler uygulanarak sistemin sönüm oranı bulunmuştur. Şekil 6.5'deki 9 adet tam çevrim sayılmış ve bu çevrimlerin genliklerine göre logaritmik azalma hesaplanmıştır. Buradan;

$$\delta = \frac{1}{n} \ln \frac{X_0}{X_n} \tag{6.3}$$

X_0 = Başlangış yer değiştirme

X_n = n. salınım sonundaki titreşim genliği

δ= Logaritmik azalma

olarak tanımlanırsa;

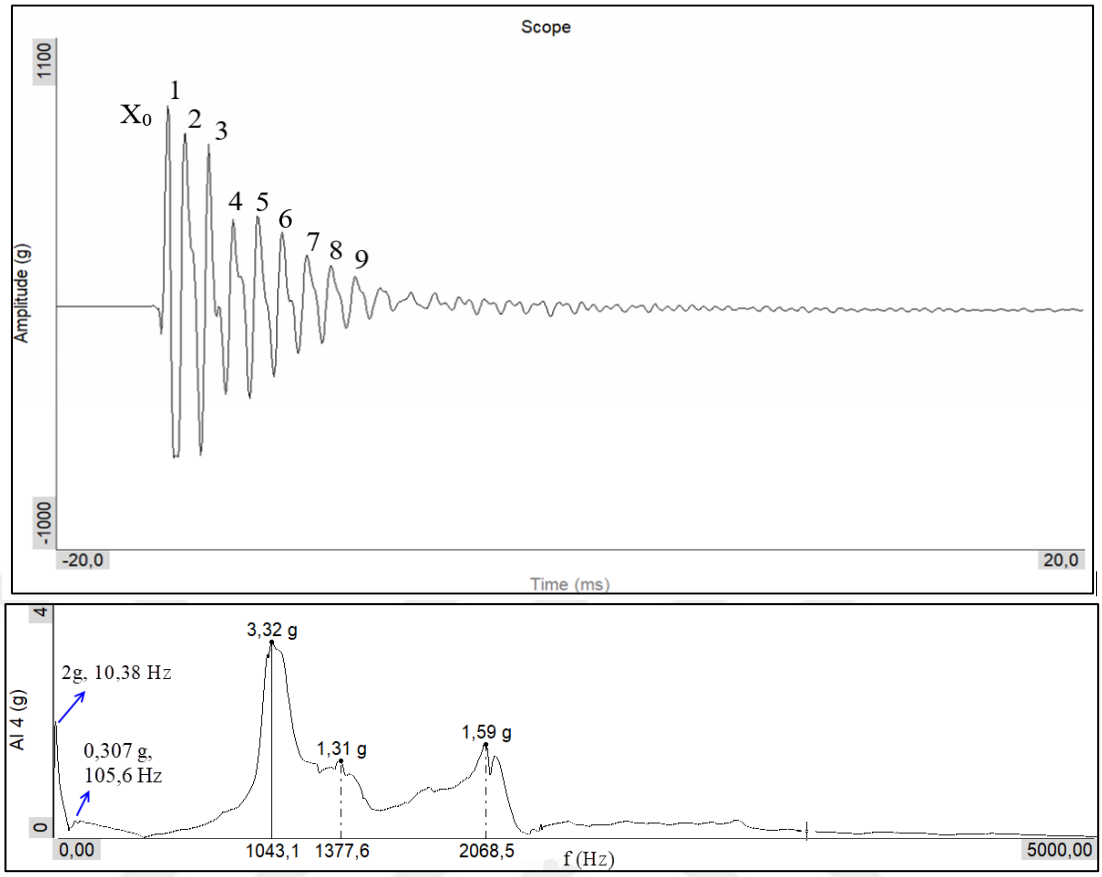
$$2\pi\xi = \delta \tag{6.4}$$

$$\xi = 0,039$$

bulunmuştur. Şekil 6.5'deki cevabın frekans domainine aktarılması ile sistemin doğal frekansları;

$$\omega_1 = 10,38\,\text{Hz}\,; \quad \omega_2 = 105,6\,\text{Hz}\,; \quad \omega_3 = 1043,1; \quad \omega_4 = 1377,6\,; \quad \omega_5 = 2068,5$$

olarak bulunmuştur. Sistem sürekli olduğu için sonsuz sayıda doğal frekansı vardır.

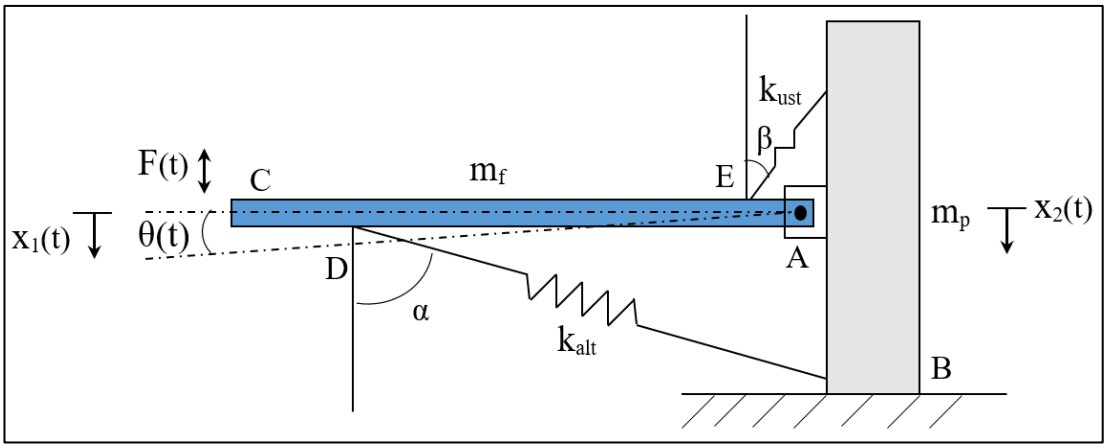


Şekil 6.5. Titreşim deney düzeneğine verilen uyarıya karşılık alınan cevap ve FFT grafiği

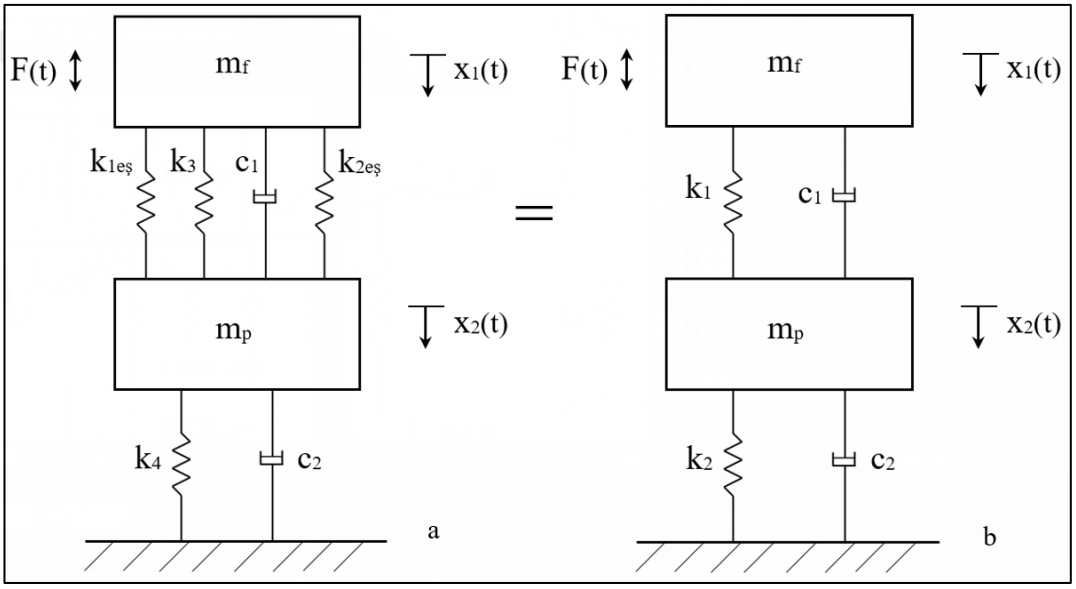
Şekil 6.3'deki deney düzeneğinin basitleştirilmiş genel görünüşü Şekil 6.6'da gösterilmiştir. Femur modelinin A ve B noktalarında sönümleme ve yay elemanları bulunmaktadır. Femur modeli üst ve alt taraftaki yaylar vasıtası ile sabit tutulmaktadır. C noktasından verilen uyarı ile femur ve pelvis modelleri zamana bağlı x_1 ve x_2 hareketleri yapmaktadır. Yaylar D ve E noktaların femura sabitlenmiştir. Femur kemiğinin boyu L ise, femura verilen uyarı ile A noktasında θ kadar açısal hareket yapan femur modelinde, θ değeri çok küçük olduğu için;

$$x(t) = \theta(t) \cdot L \tag{6.5}$$

eşitliği kullanılabilir. Şekil 6.6'daki görünüşün titreşim modelini Şekil 6.7a'daki gibi çizilebilir. Bu modelin eşleniği ise Şekil 6.7b'de verilmiştir. Matematik modeli bu şekile göre çıkarılmıştır. Model iki serbestlik dereceli sistem olarak kabul edilmiştir.



Şekil 6.6. Deney düzeneğinin basitleştirilmiş genel görünüşü



Şekil 6.7. Deney düzeneği modeli ve eşleniği

m_f : femur kemiği kütlesi

m_p: pelvis kemiğinin kütlesi

$k_{1eş}$: femur kemiğinin alt kısmında kalan yayların katsayı eşleniği

$k_{2eş}$: Femur kemiğinin üstünde kalan yayların katsayı eşleniği

$c_{1,2}$: sönüm katsayıları

$$k_{1eş} = k_{altyay} \cdot \cos^2 \alpha \qquad (6.6)$$

$$k_{2eş} = k_{ustyay} \cdot \cos^2 \beta \tag{6.7}$$

$$k_1 = k_{1eş} + k_{2eş} + k_3 \tag{6.8}$$

$$k_4 = k_2 \tag{6.9}$$

olmak üzere modelin denklemleri yazılmıştır. Modelin hareket denklemlerini elde etmek için Newton-II yasası uygulanarak aşağıdaki bağlantılar elde edilmiştir.

$$\sum F = m \cdot \ddot{x}$$

$$m_f \cdot \ddot{x}_1 + c_1 \cdot \dot{x}_1 + k_1 \cdot x_1 - c_1 \cdot \dot{x}_2 - k_1 x_2 = F(t) \tag{6.10}$$

$$m_p \cdot \ddot{x}_2 + (c_1 + c_2) \cdot \dot{x}_2 + (k_1 + k_2) \cdot x_2 - c_1 \cdot \dot{x}_1 - k_1 x_1 = 0 \tag{6.11}$$

Denklemler matris formatında yazılırsa;

$$\begin{bmatrix} m_f & 0 \\ 0 & m_p \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{x}_1 \\ \ddot{x}_2 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} c_1 & -c_1 \\ -c_1 & c_1 + c_2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} k_1 & -k_1 \\ -k_1 & k_1 + k_2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} F(t) \\ 0 \end{bmatrix} \tag{6.12}$$

olur. Bu modelin genel denklemi şu şekilde yazılabilir.

$$[M]\{\ddot{x}\} + [C]\{\dot{x}\} + [K]\{x\} = \{F\} \tag{6.13}$$

$x_2(t)$ denklemi için;

$$x_1(t) = X_1 \cdot \cos(\omega t + \phi) \tag{6.14}$$

$$\dot{x}_1(t) = -X_1 \cdot \omega \cdot \sin(\omega t + \phi) \tag{6.14}$$

$$\ddot{x}_1(t) = - \cdot X_1 \cdot \omega^2 \cdot \cos(\omega t + \phi) \tag{6.15}$$

olur. Yine $x_2(t)$ denklemi için de;

$$\ddot{x}_1(t) = - \cdot X_1 \cdot \omega^2 \cdot \cos(\omega t + \phi) \tag{6.16}$$

$$\dot{x}_2(t) = -X_2 \cdot \omega \cdot \sin(\omega t + \phi) \tag{6.17}$$

$$\ddot{x}_2(t) = -\cdot X_2 \cdot \omega^2 \cdot \cos(\omega t + \phi) \tag{6.18}$$

olur. Denklem 6.12'de yerine yazılırsa;

$$-\omega^2 \begin{bmatrix} m_f & 0 \\ 0 & m_p \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} X_1 \\ X_2 \end{Bmatrix} + i\omega \begin{bmatrix} c_1 & -c_1 \\ -c_1 & c_1 + c_2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} X_1 \\ X_2 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} k_1 & -k_1 \\ -k_1 & k_1 + k_2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} X_1 \\ X_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} F(t) \\ 0 \end{bmatrix} \tag{6.19}$$

haline gelir. $F(t) = F_0 \sin \omega t$ ise;

$$\begin{bmatrix} -\omega^2 m_f + i\omega c_1 + k_1 & -i\omega c_1 - k_1 \\ -i\omega c_1 - k_1 & -\omega^2 m_p + i\omega(c_1 + c_2) + (k_1 + k_2) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} X_1 \\ X_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_0 \\ 0 \end{Bmatrix} \tag{6.20}$$

olur. Buradan X_1 ve X_2 genlikleri bulunur ve buradan hareket denklemleri elde edilir. Cramer yöntemi uygulanırsa;

$$X_1 = \frac{\begin{vmatrix} F_0 & -i\omega c_1 - k_1 \\ 0 & -\omega^2 m_p + i\omega(c_1 + c_2) + (k_1 + k_2) \end{vmatrix}}{(-\omega^2 m_f + i\omega c_1 + k_1) \cdot (-\omega^2 m_p + i\omega(c_1 + c_2) + (k_1 + k_2)) - (-i\omega c_1 - k_1)^2} \tag{6.21}$$

$$X_2 = \frac{\begin{vmatrix} -\omega^2 m_f + i\omega c_1 + k_1 & F_0 \\ -i\omega c_1 - k_1 & 0 \end{vmatrix}}{(-\omega^2 m_f + i\omega c_1 + k_1) \cdot (-\omega^2 m_p + i\omega(c_1 + c_2) + (k_1 + k_2)) - (-i\omega c_1 - k_1)^2} \tag{6.22}$$

denklemlerinden genlikler hesaplanabilir. Buradaki denklemlerden;

$$G + iH \tag{6.23}$$

$$K + iL \tag{6.24}$$

Formunda elde edilen genlik değerleri kompleks değişkenler teorisinden;

$$x_1 = F_0(G + iH) = X_1(\cos\varphi_1 + i\sin\varphi_2) \tag{6.25}$$

$$x_2 = F_0(L + Ki) = X_2(\cos\varphi_2 + i\sin\varphi_2) \tag{6.26}$$

yazılabilir. Burada;

$$\varphi_1 = \tan^{-1}\frac{H}{G} \tag{6.27}$$

$$\varphi_2 = \tan^{-1}\frac{L}{K} \tag{6.28}$$

dır. Kuvvet fonksiyonu;

$$F = F_0 \cos\omega t \tag{6.29}$$

ise;

$$x_1 = X_1(\cos\omega t + \varphi_1) \tag{6.30}$$

$$x_2 = X_2(\cos\omega t + \varphi_2) \tag{6.31}$$

olarak hesaplanır. Sistemin doğal frekanslarını bulmak için denklem dış kuvvetler ve damper tesirinden arındırılır ve aşağıdaki denklem elde edilir.

$$[M]\{\ddot{x}\} + [K]\{x\} = 0 \tag{6.32}$$

Buradan,

$$\det\left[[K] - \omega^2[M]\right] = 0 \tag{6.33}$$

hesaplanır ve karekökleri alır. Denklem kökleri $\lambda=\omega^2$ basitleştirmesi yapılarak;

$$\begin{bmatrix} \frac{k_1}{m_f} - \lambda & -\frac{k_1}{m_f} \\ -\frac{k_1}{m_p} & \frac{k_1 + k_2}{m_p} - \lambda \end{bmatrix} = 0 \tag{6.34}$$

olur. Determinant hesaplanırsa denklem;

$$\lambda^2 - \lambda\left(\frac{m_p k_1 + m_f k_1 + m_f k_2}{m_f \cdot m_p}\right) + \frac{k_1 \cdot k_2}{m_f \cdot m_p} = 0 \tag{6.35}$$

haline gelir. Açısal doğal frekanslara karşılık gelen mod şekilleri için Denklem 6.32'den şu şekilde yazılabilir;

$$(-\omega^2 m_f + k_1)X_1 - k_1 X_2 = 0 \tag{6.36}$$

$$-k_1 X_1 + (-\omega^2 m_p + (k_1 + k_2))X_2 = 0 \tag{6.37}$$

Φ genlik oranı ise;

$$\Phi_1 = \begin{Bmatrix} X_1 = 1 \\ \dfrac{X_1}{X_2} = \phi_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \phi_1 \\ \phi_2 \end{Bmatrix} \tag{6.38}$$

$$x_1(t) = X_1 e^{s_1 t} \tag{6.39}$$

$$x_2(t) = X_2 e^{s_2 t} \tag{6.40}$$

$$s = -p + i\Omega \tag{6.41}$$

hesaplanabilir. Burada p: pozitif sayı; s: kompleks köklerdir.

Denklem 6.36 ve 6.37'de her doğal frekans için tek bir denklem kullanılarak $X_1/X2$ genlik oranları hesaplanır.

$$\Phi_1 = \begin{bmatrix} 1 \\ \phi_1 \end{bmatrix} \tag{6.42}$$

$$\Phi_2 = \begin{bmatrix} 1 \\ \phi_2 \end{bmatrix} \tag{6.43}$$

olarak bulunur. Deney modelini oluşturan kütlelerin serbest titreşim altındaki hareketleri,

$$x(t) = \sum_{i=1}^{n} \Phi_i (A_i \sin \omega_i t + B_i \cos \omega_i t) \quad i = 1, 2 \tag{6.44}$$

denklemi ile elde edilebilir. Sönüm oranını hesaplamak için;

$$\det\left[\left[C\right] - 2\omega_n \xi \left[M\right]\right] = 0 \tag{6.45}$$

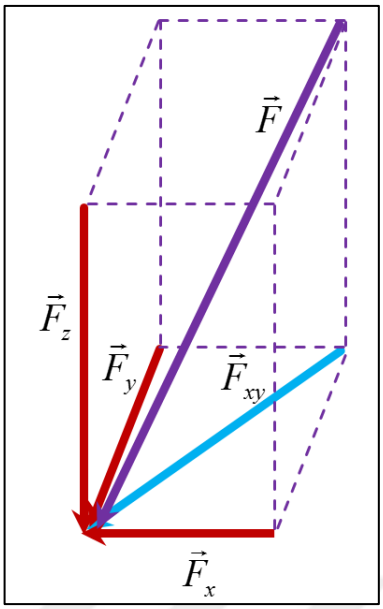
kullanılırsa;

$$2 \cdot \xi \cdot \omega_n = \begin{vmatrix} \frac{c_1}{m_f} & -\frac{c_1}{m_f} \\ -\frac{c_1}{m_p} & \frac{c_1 + c_2}{m_p} \end{vmatrix} \tag{6.46}$$

olur. Buradan determinant açılırsa sönüm oranı hesaplanabilir.

6.1.3. Yorulma deney düzeneğinin kurulumu

Çevrimsel olarak uygulanacak yükün maksimum değerini belirlemek için 700 N ağırlığa sahip insan referans alınmıştır. Normal yürüyüş sürecinde femur başına gelen yük literatürde belirtildiği gibi hesaplanmıştır [132]. Hesaplanan bu yük yürüme esnasında direk femur mekanik ekseninden geçmediği için, yükün mekanik eksen ile yaptığı açılar Denklem 6.47 - 6.54 arasındaki hesaplanan açılara göre belirlenmiştir. Belirlenen açılara göre femur ayarlanabilir mengene vasıtası ile test cihazına yerleştirilmiştir. Femur başına etkiyen kuvveti F kabul edilirse, Şekil 6.8'de bu kuvvetin bileşenleri gösterilmiştir. Burada hesaplanan maksimum kuvvet çevrimsel yüklemede maksimum kuvvet olarak alınmıştır.



Şekil 6.8. Femur başına etkiyen kuvvet ve bileşenleri

Literatürde yapılan çalışmalardan alınan değerler Şekil 6.8'de gösterilen kuvvetlere göre vektöre dönüştürülerek Denklem 6.47 - 6.54 arasında;

$$\vec{F} = F_x\vec{i} + F_y\vec{j} + F_z\vec{k} \tag{6.47}$$

$$\vec{F} = F\cdot\cos\theta_x\vec{i} + F\cdot\cos\theta_y\vec{j} + F\cdot\cos\theta_z\vec{k} \tag{6.48}$$

$$\cos\theta_x = \frac{\vec{F}_x}{|F|} \Rightarrow \theta_x = \cos^{-1}(\frac{\vec{F}_x}{|F|}) \tag{6.49}$$

$$\cos\theta_y = \frac{\vec{F}_y}{|F|} \Rightarrow \theta_y = \cos^{-1}(\frac{\vec{F}_y}{|F|}) \tag{6.50}$$

$$\cos\theta_z = \frac{\vec{F}_z}{|F|} \Rightarrow \theta_y = \cos^{-1}(\frac{\vec{F}_z}{|F|}) \tag{6.51}$$

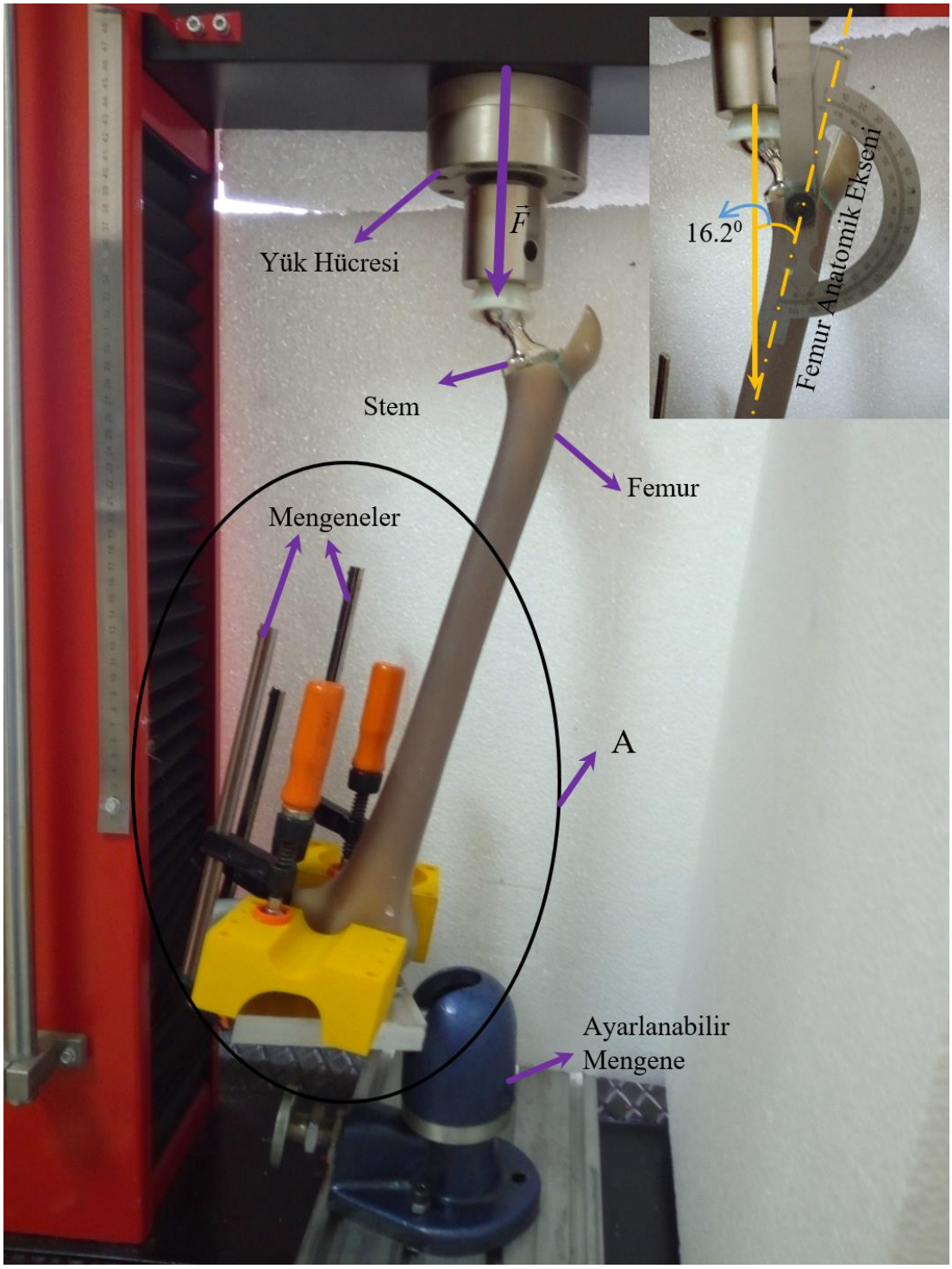
$$\vec{F}_{xy} = F_x\vec{i} + F_y\vec{j} \Rightarrow F_{xy} = |F_{xy}| \tag{6.52}$$

$$\cos\theta_{xy_x} = \frac{\vec{F}_{xy_x}}{|F_{xy}|} \Rightarrow \theta_{xy_x} = \cos^{-1}(\frac{\vec{F}_{xy_x}}{|F_{xy}|}) \tag{6.53}$$

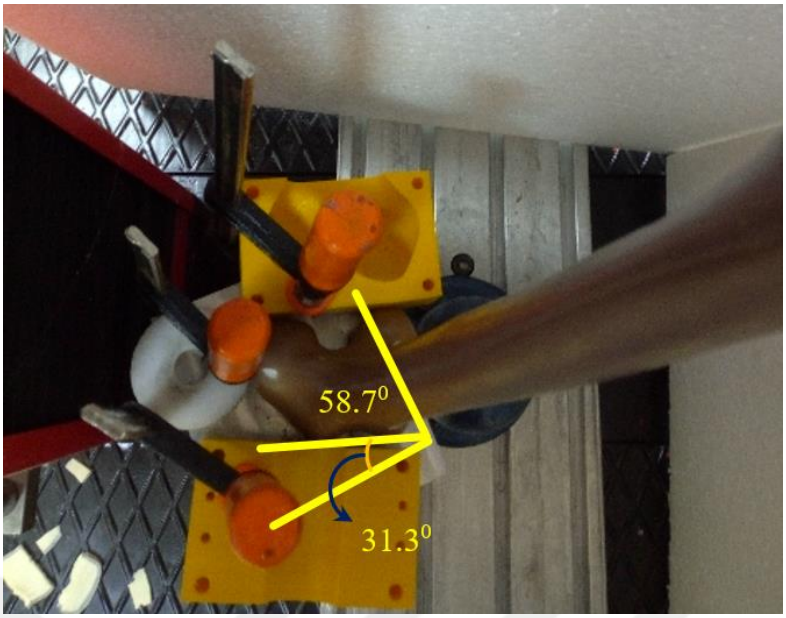
$$\cos\theta_{xy_y} = \frac{\vec{F}_{xy_y}}{|F_{xy}|} \Rightarrow \theta_{xy_y} = \cos^{-1}\left(\frac{\vec{F}_{xy_y}}{|F_{xy}|}\right) \quad (6.54)$$

formülleri kullanılarak vektörler arası açılar bulunmuştur.

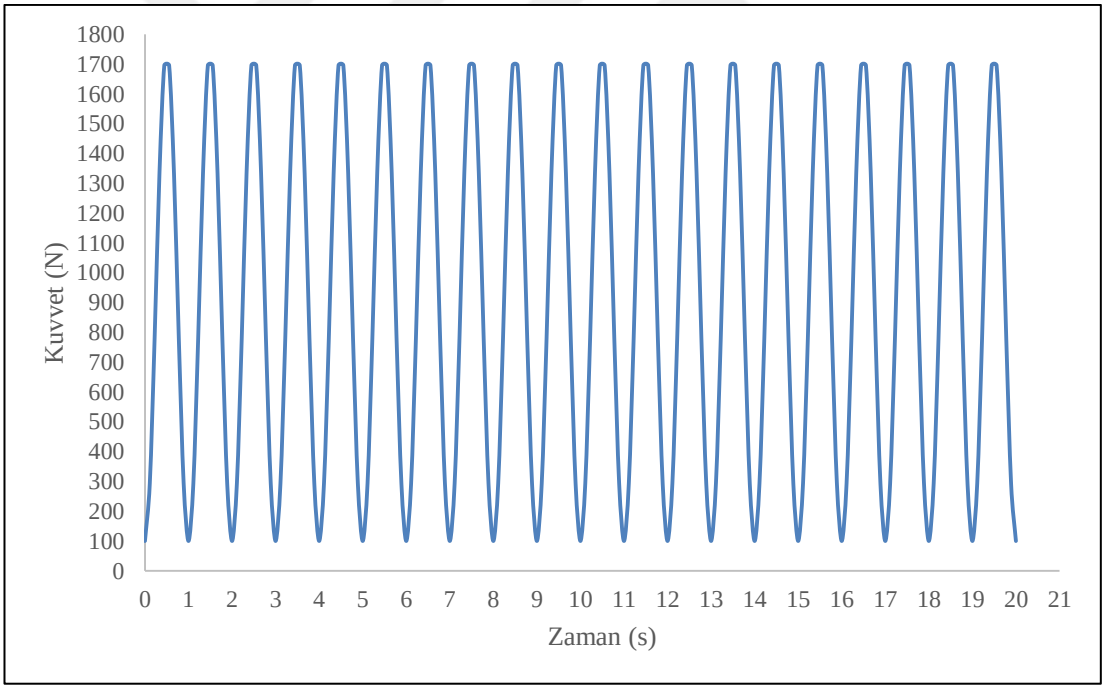
Yorulma deneği düzeneği düşük frekanslı çevrimsel yükleme yapabilen üniversal test cihazına (Kocaeli Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Biyomekanik Laboratuvarı) Şekil 6.9 ve 6.10'da görüldüğü gibi yerleştirilmiştir. Kalça protezi başı cihazın yük hücresinin bulunduğu hareketli tarafa gelecek şekilde konumlandırılmıştır. Femurun distali ayarlanabilir mengene ile hesaplanan açı değerlerine göre sabitlenmiştir. Femur-stem çiftine Şekil 6.11'de verilen değerlere göre 100 N ile 1669 N arasında 1 Hz frekans değerinde çevrimsel yük uygulanmıştır.



Şekil 6.9. Yorulma deney düzeneği genel görünüşü



Şekil 6.10. Yorulma deney düzeneğinin üstten görünüşü (Şekil 6.9'da A bölgesi)



Şekil 6.11. Yorulma deneyinde uygulanan çevrimsel kuvvet grafiği

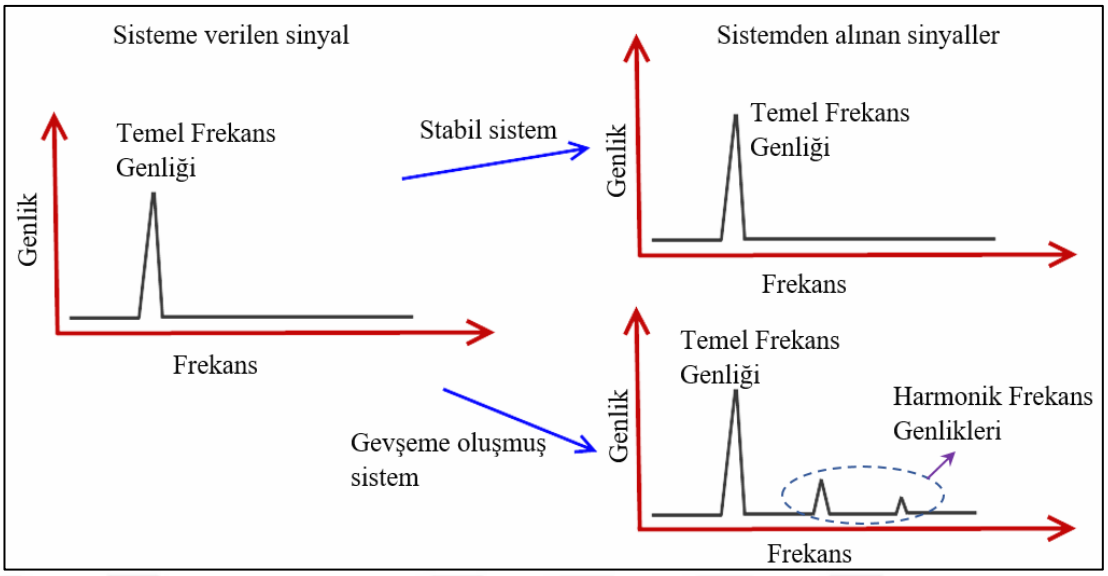
6.2. Deneysel Çalışma Sonuçları

Ameliyat tekniği ile kesilerek femur modeli oluşturulduktan sonra, titreşim deney düzeneği ile belirlenen noktalardaki veriler alınmıştır. 100 Hz ile 1000 Hz arasındaki 50 Hz aralıklarla alınan bu veriler stabil yerleştirilen modelin verileri olduğu için

referans veriler olarak kullanılmıştır. Stabil sistemde, sisteme verilen frekans ile alınan frekans arasında frekans domaininda temel frekans haricinde harmonik frekans gözlemlenmemiştir. Ancak gevşeme oluşan sistemde temel frekans haricinde harmonik frekanslar ortaya çıkmıştır (Şekil 6.12). Ayrıca, stabil sistemlerde sisteme aynı özelliklerde verilen titreşimin genliği, stabil olmayan sisteme göre daha yüksektir. Bu özelliklere göre femur-stem modellerinin gevşeme derecesini değerlendirmek için 3 farklı özellik dikkate alınmıştır. Bu özellikler; Harmonik oran (HO), Temel Frekans Genliğindeki Değişim Oranı (TFGDO) ve oluşan Harmonik Genlik Sayısıdır (HGS). HO, en yüksek harmonik frekans genlik değerinin (HFG) Temel Frekans Genlik değerine (TFG) olan oranıdır. TFGDO, sistemin stabil halde iken alınan verideki Temel Frekans Genlik değeri (TFG_{stabil}) ile gevşeme oluştuktan sonra sistemden alınan verilerdeki Temel Frekans Genlik değeri ($TFG_{gevşek}$) arasındaki farkın TFG_{stabil} değerine oranıdır. HGS ise temel frekans dışında tespit edilen harmonik frekansların sayısıdır. Bu tanımlamar Denklem 6.55 ve 6.56'da görüldüğü gibi formülize edilmiştir.

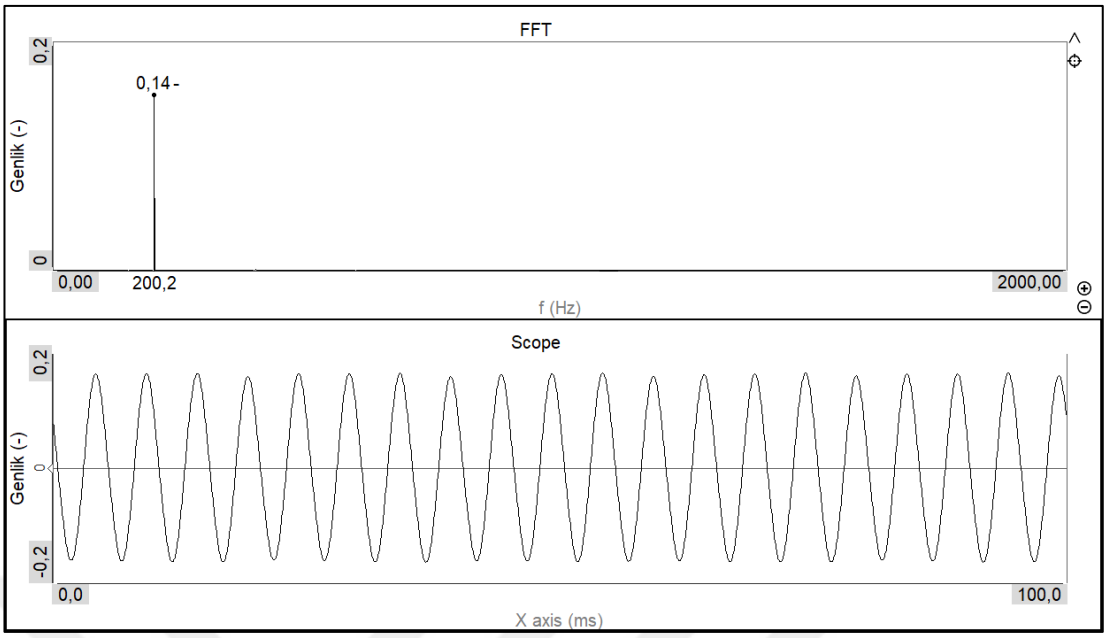
$$HO=\frac{HFG}{TFG} \tag{6.55}$$

$$TFGDO(\%)=\frac{(TFG_{stabil}-TFG_{gevşek})\times 100}{TFG_{stabil}} \tag{6.56}$$

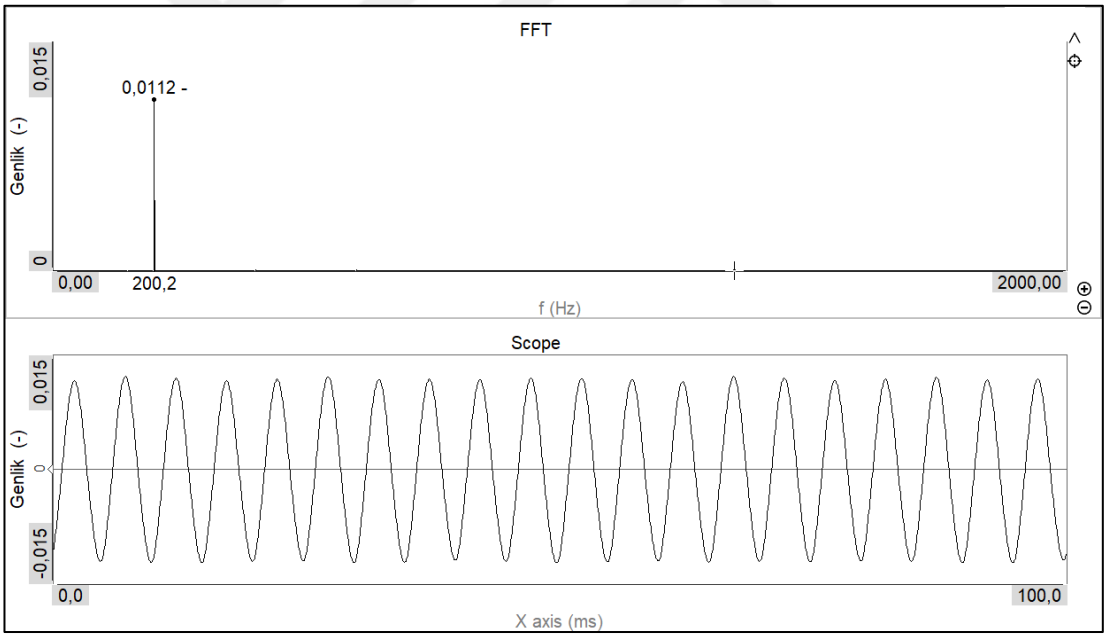


Şekil 6.12. Stabil ile stabil olmayan sistemden alınan verilerin frekans domainindeki görünümü

Bu değerlendirme yöntemlerine göre 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 450, 500, 550, 600, 650, 700, 750, 800, 850, 900 ve 950 Hz frekanslarda değerlendirmeler yapılmıştır. Örnek olarak 200 Hz frekansta minyatür sarsıcı ile sisteme verilen titreşim grafiği Şekil 6.13'de gösterilmiştir. Şekil 6.14'de ise femur trokanter bölgesinden ivmeölçer vasıtası ile alınan verilerin grafikleri verilmiştir. Bu değerlere göre stabil sistemde sisteme verilen ve alınan titreşim verilerin arasında temel frekans genliği haricinde harmonik genlik oluşmamıştır. Ayrıca, femur distalinden titreşim verildiği için distalden alınan titreşimin genliği daha yüksektir. 100 Hz ile 1000 Hz arasında sistemden alınan verilerin temel frekans genlik değerleri Tablo 6.1'de verilmiştir. Femur trokanterden alınan verilerin genlik değerleri diğer bölgelerden alınan verilerin genlik değerlerine göre daha yüksektir. Asetabulum bölgesinden ve pelvisten alınan titreşimin genlikleri çok düşüktür. Protez boynu üzerinden ölçülen genlik değerleri, femur trokanter bögesinden ölçülen genlik değerlerine göre düşüktür. Verilerilerin alınma bölgeleri distal femurdan uzaklaştıkça elde edilen genlik değerliği azalmaktadır. Bu sebeple en ideal veri alma bölgesi femur trokanter bölgesidir. Ayrıca, sisteme verilen frekans değeri arttıkça oluşturulan ve alınan titreşimin genlik değerleri düşmektedir. Trokanter bölgesinden alınan verilere göre 100-200 Hz arası yüksek genlikli (10^{-2}), 250-500 Hz arası orta genlikli (10^{-3}) ve 550-950 Hz arası düşük genlikli (10^{-4}) frekans bölgelerine ayrılabilir.



Şekil 6.13. Distal femurdan minyatür sarsıcı vasıtası ile oluşturulan titreşim verilerinin zaman (alttaki) ve frekans domainindeki (üstteki) grafikleri



Şekil 6.14. Femur trokanter bölgesinden 200 Hz frekansta alınan titreşim verilerinin zaman (alttaki) ve frekans (üstteki) domainindeki grafikleri

Tablo 6.1. Sisteme verilen titreşimin frekans değerine göre belirlenen bölgelerden alınan titreşim verilerinin maksimum genlik değerleri

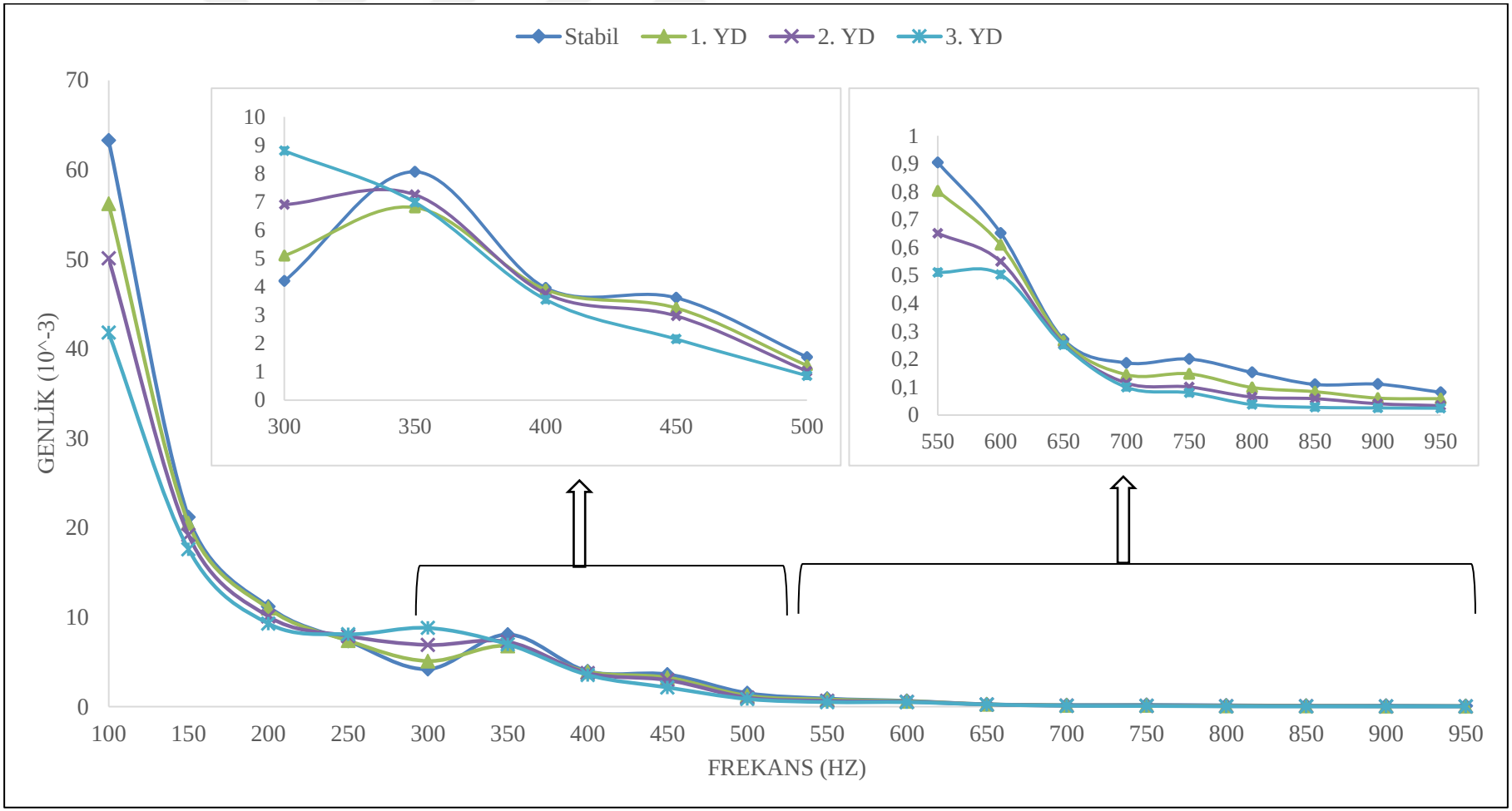
Hz \ ($10^{\wedge-3}$)	Fremur trokanterden	Protez boynundan	Asetabulum bölgesinden	Pelvis üzerinden
100	63,3	45,3	1,2	0,8
150	21,2	13,5	0,752	0,524
200	11,2	8,08	0,502	0,254
250	7,35	5,3	0,09	0,075
300	4,2	3,5	0,125	0,101
350	8,06	6,08	0,0851	0,0758
400	3,96	3,23	0,0794	0,0658
450	3,61	2,94	0,0688	0,055
500	1,52	1,23	0,065	0,0451
550	0,904	0,891	0,0551	0,0325
600	0,652	0,514	0,01	0,009
650	0,271	0,1120	0,002	0,0045
700	0,187	0,099	0,00158	0,0009
750	0,201	0,0839	0,00098	0,00075
800	0,153	0,0795	0,0015	0,0009
850	0,11	0,072	0,00072	0,00045
900	0,111	0,059	0,00041	0,00012
950	0,0818	0,045	0,0002	0,00009

Önceki bölümde Şekil 6.1'de verilen deneylerin akış şemasına göre, ilk olarak titreşim deney düzeneğinden belirlenen veriler alındıktan sonra sistem yorulma deney düzeneğine yerleştirilmiştir. Üniversal test cihazında 1669 N tepki kuvveti oluşturan deplasman değeri 2,8 mm olarak belirlenmiştir. Yorulma süresince uygulanan çevrimsel kuvvetin maksimum değerinde azalma tespit edildiğinde yorulma deneyi durdurulmuştur. Çünkü cihaz 0 ile 2,8 mm deplasman arasında çevrimsel yükleme yapmaktadır. Maksimum tepki kuvvetindeki azalma sistemde bir değişiklik olmasının göstergesidir. Cihaza yerleştirilen kemik modeli yerinden oynamadı ise protez ile kemik arasında bir değişiklik olduğunun göstergesidir. Buradan yola çıkarak yorulma deneyi ilk aşaması kuvvetteki azalma dikkate alınarak sonlandırılmıştır. Bu azalma yaklaşık 114.956 çevrim sonrasında görülmüştür. Daha sonra sistem titreşim deney

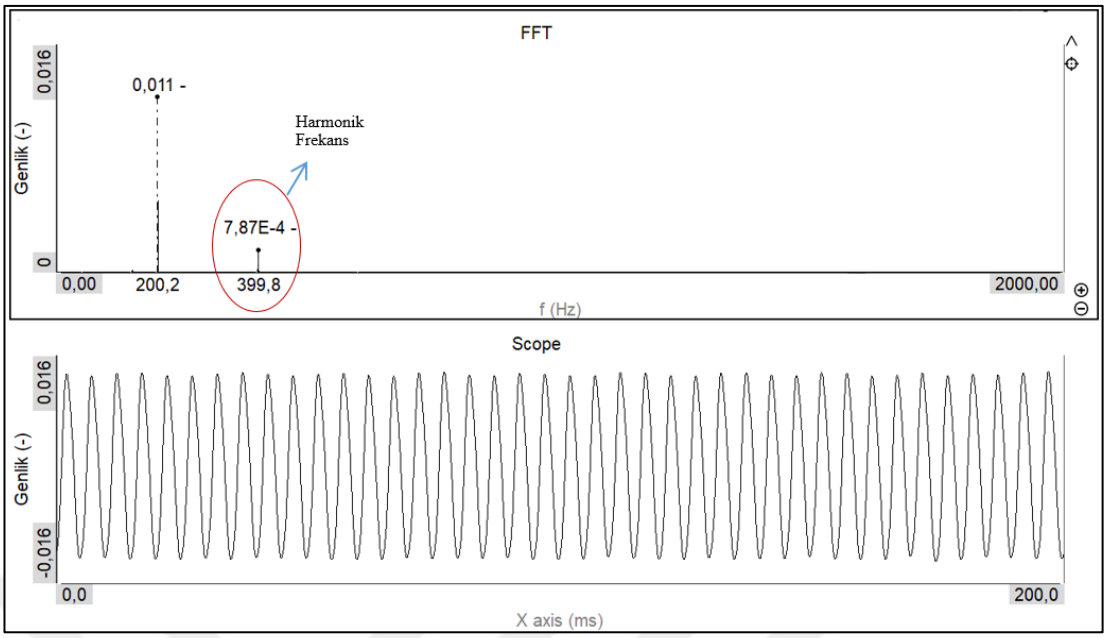
düzeneğine bağlandıktan sonra titreşim verileri tekrar alınmıştır. Veriler alındıktan sonra yorulma deney düzeneğinde her 5.000 çevrimde titreşim deneyi uygulanmıştır. Sağlıklı bir insan günde ortalama 10.000 adım atmaktadır [149]. Buna göre bir bacak yaklaşlık 5.000 kez yüke maruz kalır. Bu sebeple 5.000 çevrimde bir titreşim deneyi uygulanmıştır. Yaklaşık 115.000 çevrim sonunda yapılan yorulma deneyine birinci yorulma deneyi (1. YD), 120.000 çevrim sonundakine ikinci yorulma deneyi (2.YD), 125.000 çevrim sonundakine üçüncü yorulma deneyi (3. YD) olarak adlandırılmıştır. Yaklaşık 125.000 çevrim sonunda kalça protezi femurdan tamamen ayrılabilir duruma gelmiş ve testler sonlandırılmıştır.

Şekil 6.15'de stabil ve yorulma deneyleri sonrası alınan titreşim verilerindeki frekans-genlik değişimi grafiği gösterilmiştir. Frekans arttıkça genlik değerleri giderek azalmaktadır. Fakat 250-300-350 Hz frekans bandında genlik değerlerinde bir önceki frekans değerine göre artış gözlemlenmiştir. Bu artışın sebebi sistemin doğal frekansına yakın frekans olduğu içindir. Çünkü doğal frekans değerinde sistem zorlandığında genlik değeri giderek artar. Stabil sistemde doğal frekans bölgesi daha çok 350 Hz bandında iken, 1., 2. ve 3. YD sonucunda bu frekans bandı 250 Hz frekansa doğru kaymaktadır. Yani stabilite düştükçe sistemin doğal frekansı azalmaktadır. Bu frekans değerleri dışındaki frekanslarda sistem stabilitesi yüksek iken elde edilen genlik de yüksektir. Sistem stabilitesi düştükçe elde edilen temel frekans değeri azalmaktadır.

Şekil 6.16'da 1.YD sonunda 200 Hz frekansta elde edilen titreşim değerleri verilmiştir. Frekans domainindeki grafikte bir adet harmonik frekans oluşmuştur. Ayrıca, stabil halde elde edilen temel frekans genliğine göre temel frekans genlik değerinde yaklaşık %2'e varan bir azalma olduğu belirlenmiştir. Bu değerlerden sistemin lineerliğinin bozulmaya başladığı söylenebilir.



Şekil 6.15. Stabil durumda ve yorulma deneyleri sonrası femur trokanter bölgesinden alınan titreşim verilerinin frekans genlik değişim grafiği

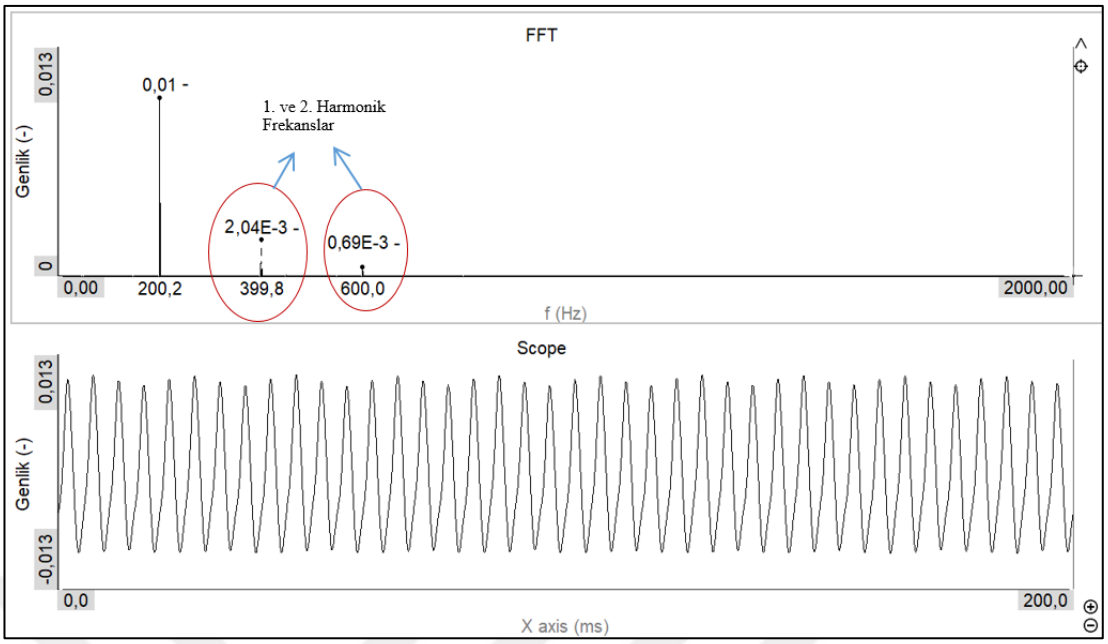


Şekil 6.16. Birinci YD sonunda femur trokanter bölgesinden 200 Hz frekansta alınan titreşim verilerinin zaman (alttaki) ve frekans domainindeki (üstteki) grafikleri

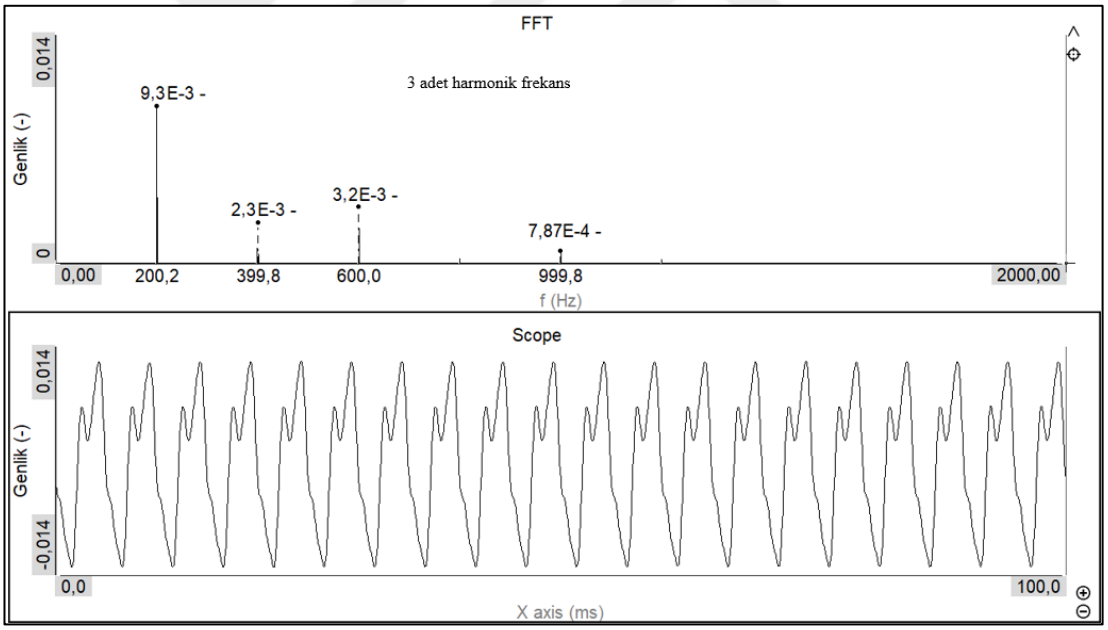
Şekil 6.17'de 2. YD sonrası 200 Hz frekansta titreşim deneyi ile elde edilen grafikler verilmiştir. Yine bu grafiklerden iki adet harmonik frekans sayısı ortaya çıktığı görülmüştür. Temel frekans genliğinde stabil durumdakine göre yaklaşık %10 azalma olduğu belirlenmiştir. Ayrıca, harmonik frekans genliğinde 1.YD'ne göre artış olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçlardan sistemin stabilitesi daha fazla bozulduğu söylenebilir.

Şekil 6.18'de 3. YD sonrasında 200 Hz frekansda elde edilen titreşim grafikleri gösterilmiştir. 3. YD sonrasında protez çok fazla gevşemiş ve yerinden çıkabilecek hale gelmiştir. Bu halde yapılan titreşim deneyinde 3 farklı harmonik frekans elde edilmiştir. Ayrıca birinci ve ikinci harmonik frekans değerlerinde bir önceki YD göre artış olduğu görülmüştür. Temel frekans genliğinde stabil duruma göre yaklaşık %17 azalma hesaplanmıştır.

Bu hesaplamalara ve elde edilen değerlere göre yapı bütünlüğü bozuldukça temel frekans genliğinde azalma, harmonik frekans genliklerinde ve sayılarında artış olduğu belirlenmiştir. Bu şekilde önceden belirlenen frekanslarda her yorulma deneyi sonrası alınan grafikler ve değerler kaydedilmiş ve değerlendirilmek üzere tablo haline getirilmiştir.



Şekil 6.17. İkinci YD sonunda femur trokanter bölgesinden 200 Hz frekansta alınan titreşim verilerinin zaman (alttaki) ve frekans domainindeki (üstteki) grafikleri



Şekil 6.18. Üçüncü YD sonunda femur trokanter bölgesinden 200 Hz frekansta alınan titreşim verilerinin zaman (alttaki) ve frekans domainindeki (üstteki) grafikleri

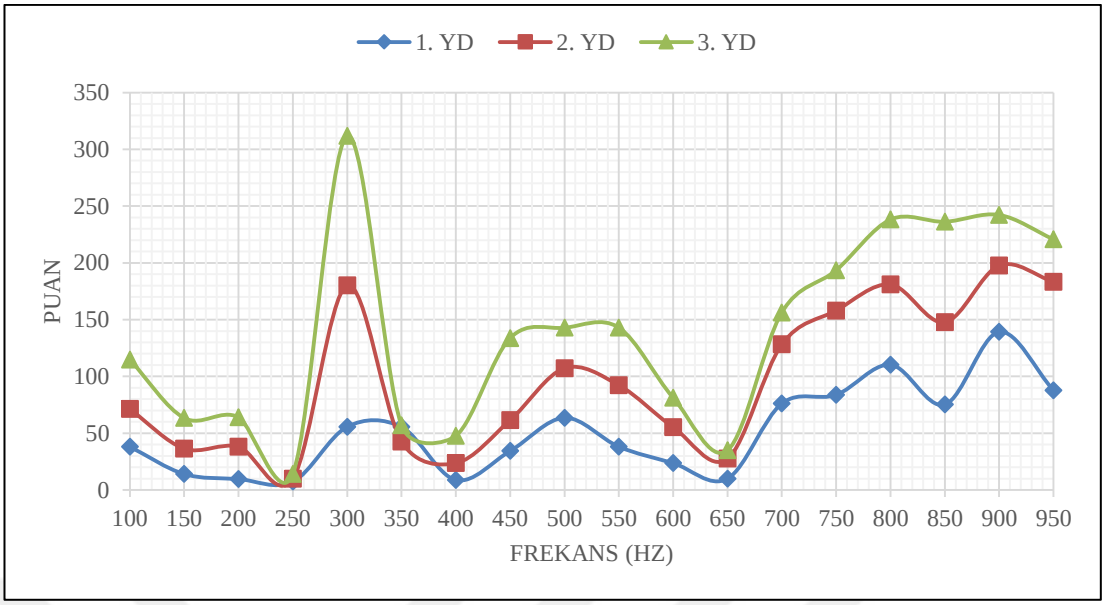
Oluşturulan tablolardan değerlendirme kriterlerinde bahsedilen HO, TFGDO ve HGS değerleri hesaplanmış ve Tablo 6.2'de verilmiştir. Bu değerlere ek olarak genel değerlendirme yapabilmek için puan hesaplaması yapılmıştır. Puan hesaplaması yapılırken belirlenen bu değerlerin stabilite ile ters ve doğru orantılı olma durumlarına

bakılmıştır. Buna göre HO değeri arttıkça sistemin stabilitesi düşmektedir. Diğer yandan TFGDO arttıkça stabil olmayan sistemin stabilitesi daha da azalacağından, bu değer arttıkça stabilite azalır. Son olarak HGS değeri arttıkça yine stabilite azalacaktır. Bu değişkenlerin hepsi stabilite ile ters orantılıdır. Bu değişkenlerin ağırlıkları da dikkate alınması gerekmektedir. Şöyle ki; HGS değişkenin gevşeme tespitinde ağırlığı daha fazla olduğundan bu değişkenin %40'ı alınmıştır. Diğer iki değişkenin ağırlıkları eşit alınmış ve bu değişkenlerin %30'u alınarak üç değişkenden elde edilen değerler toplanmıştır. Elde edilen puan değerleri daha da anlaşılır ve karşılaştırılabilir olması için puan değerinin 10 katı alınmıştır. Sistemin doğal frekansına yakın değerlerde sisteme titreşim verildiğinde bir önceki temel frekans genliğinden daha yüksek frekans elde edileceğinden puanlarda negatif değerler hesaplanmıştır. Bu sebeple elde edilen puan değerinin mutlak değeri alınmış olup, Denklem 6.57'de ifade edildiği gibi;

$$\text{Puan} = 10 \cdot \left[\left| \text{TFGD} \cdot \frac{30}{100} \right| + \left| \text{HO} \cdot \frac{30}{100} \right| + \left| \text{HGS} \cdot \frac{40}{100} \right| \right] \tag{6.57}$$

şeklinde hesaplanır.

Sisteme verilecek frekans değerleri kendi içerisinde değerledirilecek olursa sistemin gevşekliği arttıkça puan değerinin de arttığı görülmektedir. Mesela, 100 Hz frekansda 1. YD ile 38 puan hesaplanırken, 2. YD'nde 71 ve son olarak 3. YD ile 115 puan hesaplanmıştır. Bu değerler Şekil 6.19'da grafik şeklinde verilmiştir. Hesaplanan puanlar incelendiğinde sistemin doğal frekansına yakın frekans değerlerinde (300 Hz) puanlar arasındaki fark çok fazladır. Doğal frekans değerini takip eden frekans değerlerinde ise bu fark çok azalmaktadır. Bu da puan hesaplaması için kullanılan formüllerden kaynaklanmaktadır. Genel olarak puanlama değerlerinde sistem stabilitesi azaldıkça elde edilen puan değerleri artmaktadır. Buna göre, sistemin stabilite durumu puanlama yöntemi ile tahmin edilebileceği görülmüştür. Bu yöntem ile, ameliyat sonrası hasta takibinde puanlar ölçülerek doktora stem durumu hakkında bilgi verilebilecektir.



Şekil 6.19. Deneyler ile elde edilen sonuçların frekans puan değerleri

Tablo 6.2.Deney sonuçlarına göre hesaplanan HO, TFGDO, HGS ve puan tablosu

	1. YD (115.000 çevrimde)				2. YD (120.000 çevrimde)				3. YD (125.000 çevrimde)			
Hz	**HO***	**TFGDO(%)**	**HGS**	**Puan**	**HO***	**TFGDO(%)**	**HGS**	**Puan**	**HO***	**TFGDO(%)**	**HGS**	**Puan**
100	0,153	11,2	1	**38**	0,178	20,9	2	**71**	0,250	34,0	3	**115**
150	0,055	3,3	1	**14**	0,080	9,4	2	**36**	0,125	17,0	3	**63**
200	0,072	1,8	1	**10**	0,204	9,8	2	**38**	0,340	17,0	3	**64**
250	0,161	-0,4	2	**7**	0,186	-7,5	3	**10**	0,152	-10,2	4	**14**
300	0,189	-21,4	2	**56**	0,214	-64,3	3	**180**	0,255	-109,5	4	**312**
350	0,217	15,6	2	**55**	0,242	10,0	3	**43**	0,214	13,4	4	**57**
400	0,096	1,5	1	**9**	0,121	5,1	2	**24**	0,135	10,4	4	**48**
450	0,111	10,0	1	**34**	0,136	17,7	2	**62**	0,201	40,4	3	**134**
500	0,158	19,7	1	**64**	0,183	32,9	2	**107**	0,210	43,4	3	**143**
550	0,075	11,3	1	**38**	0,100	28,0	2	**92**	0,154	43,5	3	**143**
600	0,150	6,4	1	**24**	0,175	15,6	2	**55**	0,184	22,9	3	**81**
650	0,186	1,8	1	**10**	0,211	6,3	2	**28**	0,247	7,4	3	**35**
700	0,200	22,5	2	**76**	0,225	38,5	3	**128**	0,284	46,5	4	**156**
750	0,191	26,4	1	**84**	0,216	49,8	2	**158**	0,301	60,2	3	**194**
800	0,124	35,3	1	**110**	0,149	57,5	2	**181**	0,197	75,2	3	**238**
850	0,131	23,6	1	**75**	0,156	46,4	2	**148**	0,241	74,5	3	**236**
900	0,080	45,0	1	**139**	0,105	63,1	2	**198**	0,144	76,6	3	**242**
950	0,045	27,9	1	**88**	0,070	58,4	2	**183**	0,185	69,4	3	**221**

Literatürde kalça protezi gevşemesini belirlemek için farklı çalışmalar yapılmış [6, 75, 94], fakat sistemin stabilite derece üzerinde durulmamıştır. Bu çalışma kapsamında kalça protezi gevşeme derecesini sayısal değer verecek şekilde belirlenmesi üzerinde çalışılmıştır.

Gevşeme tayini için bir çalışmada rezonans frekans analizi ile birlikte pik genliklerini sayma yöntemlerini kullanılmıştır [94]. Bu yöntem sistemin gevşek veya stabil olduğu hakkında bilgi verir, fakat ameliyat sonrası gevşeme takibi yapılamaz. Çünkü, rezonans frekans, sistemi oluşturan parçaların mekanik özelliklerine de bağlıdır. Ameliyat sonrası insan kemiği mekanik özellikleri değişebilir. İleriki dönemde ölçülen rezonans frekansındaki değişim sistemin gevşemesinden mi yoksa kemik malzeme özelliklerinin değişiminden mi kaynaklandığı belirlenemez.

Bir diğer çalışmada protez femura çakılırken ameliyat sırasında oluşabilecek kırılma ve çatlamaları önlemek için protez stabilitesindeki değişimi incelenmiştir [75]. Bunun için cevap fonksiyon analizi yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem sisteme verilen belirli bir değerdeki frekans ve genliğe karşı sistemin cevabıdır. Bu sebeple sistemin cevabı stabilitesi ile değişeceğinden bu yöntem ameliyat sonrası takipte kullanılabilineceği ön görülmüş ve bu çalışmada kullanılmıştır.

Titreşim yöntemi bir çok çalışmada güvenilir ve minimal invazif olduğu vurgulanmıştır [6, 75, 82, 94]. Bu sebeple halihazırda kullanılan ve aseptik gevşemede başarısı düşük olan radyolojik görüntüleme yönteminin alternatifi olarak geliştirilebilir bir yöntemdir [6].

Bu çalışma ile geliştirilen puanlama yöntemindeki puan değerleri 250 Hz ile 350 Hz arasında ve 700 Hz civarlarında diğer frekans değerlerine göre daha yüksek puanlar elde edilmiştir. Nümerik ve deneysel çalışmalarda [6, 94, 150] bu frekanslar rezonans frekansları olarak belirtilmiştir. Ayrıca bir önceki bölümde yapılan çalışmadan da bu frekans değerlerine yakın frekanslar sistemin doğal frekansı olarak bulunmuştur. Bu sebeple bu frekanslarda sistemdeki puanlar yüksek çıkmıştır. Ayrıca bu çalışmalarda 200 Hz frekansta stabil ile stabil olmayan sistemleri en iyi şekilde ayırt edildiği vurgulanmıştır. Bu projede de 200 Hz ve 250 Hz veri alma ve değerlendirme için en uygun frekanslar olarak ortaya çıkmıştır. Fakat buna karşılık Qi nümerik çalışma

sonucuna göre 2500 Hz ve üzeri frekanslarda rezonans frekans yönteminde daha hassas sonuçlar verdiği belirtilmiştir [147].

Bu çalışmanın diğer çalışmalardan farkı, çevrimsel kuvvet uygulama deneyi de yapılarak gerçeğe daha uygun protez gevşeme süreci simüle edilmesi ve bu sürecin titreşim yöntemi ile takip edilmesidir. Kemik ile protez bütünleşmesi (osseointegrasyon) oluşmayan hastalarda zamanla hızlı bir şekilde gevşeme oluşur. Bu hastalarda gevşeme başlangıcından sonra gevşeme hızı daha da artar. Bu çalışmada, yaklaşık 115.000 çevrim sonunda sistemin stabilitesinin bozulmaya başlandığı tespit edilmiş ve bu süreçten sonra yaklaşık 10.000 ilave çevrim sonrası protez tamamen gevşemiştir. Bu sebeple gevşeme başlangıcı tespit edilen hastalara hemen müdahale edilmesi gerekir.

Bu çalışmada asetabuluma yerleştirilen kalça protezinin asetabulum kısmındaki gevşeme değerlendirilmemiştir. Farklı bir çalışma ile bu değerlendirme yapılabilir. Ayrıca ortopedi alanında gevşeme sorunu yaşanan diz protezi gibi diğer protezlerdeki gevşeme incelenebilir. Elde edilen değerlendirme yöntemine göre cihaz geliştirilmesi yapılarak hasta üzerinden gerçek denemelere geçilebilir.

Çalışma sonucunda şu sonuçlar elde edilmiştir;

- Titreşim yöntemi ile gevşeme ve gevşeme derecesi belirlenebilir. Bu da ameliyat sonrası stabilite azalmasına bağlı olarak gelişen aseptik gevşeme sorununun tespiti ve takibi yapılabilir.
- Sonuçları değerlendirme yöntemi olarak kullanılan HO yöntemi gevşeme tespitinde önemli bir gösterge iken, gevşeme derecesini ifade etmede yetersiz kalmaktadır. Çünkü, gevşemede oluşan harmonik frekans sayısı gevşeme derecesi arttıkça artmaktadır. Aynı zamanda HO ilk harmonik frekansı dikkate aldığı için diğer harmonikler göz ardı edilmektedir. Bu sebeple bu çalışmada HO belirlenirken en yüksek harmonik genlik değeri alınmıştır.
- TFGDO değişkeni için deneyler çok titiz yapılmalıdır. Bu değişkenin genel trendi stabilite düştükçe bu değişim oranı artar. Özellikle yüksek frekansta ve sistemin doğal frekanslarına yakın olan frekanslarda bu değişken dikkatli incelenmelidir.

- HGS değişkeni gevşeme derecesini en iyi gösteren değişkendir. Belirlenen bu üç değişken (HO, TFGDO ve HGS) ile en doğru gevşeme tahmini yapılabilir.
- 100 Hz ile 200 Hz frekans aralığında sisteme verilen titreşimin genliği diğer frekanslara göre yüksek olduğu için canlı üzerinde bu frekanslarda titreşim vermek hastayı rahatsız edebilir. Bu sebeple bu frekanslarda genlik seviyesi düşük tutulmalıdır.
- 250 Hz ve 500 Hz arası gevşeme tespiti ve durumu hakkında daha rahat değerlendirme yapılabilir. Fakat sistemin rezonans frekansı ile sisteme verilen frekansın çakışması farklı sorunlara yol açabilir.
- 550 Hz ve üstünde titreşim genliği giderek düştüğü için sistemde istenmeyen titreşimlerin etkisi daha da artmaktadır. Bu sebeple deneysel çalışmalarda bu frekans değerlerinde filtreleme iyi yapılmalıdır.
- Protez gevşemesi en iyi femur trokanter ve protez üzerinden alınan veriler ile elde edilmiştir. Diğer bölgelerde istenmeyen titreşim oluşumları, sistemi oluşturan diğer parçaların (pelvis, protezin asetabulum parçası) stabilitesi sonuçları etkilemektedir. Ayrıca, hastanın ameliyat sonrası takibi düşünüldüğünde en iyi veri femur trokanterden alınabilir. Diğer bölgeler deneysel çalışmalar için uygundur.
- Bu çalışmada zamanla femur protez arası osseointegrasyon oluşmadığı varsayılmıştır. Bu sebeple femur-protez modeli 125.000 çevrim sonunda tamamen gevşemiştir. Bu çevrim sayısına normal bir insan yaklaşık 21 günde normal hızda yürüme ile ulaşmaktadır. Buradan ameliyat sonrası osseointegrasyon oluşmazsa çok kısa sürede protez gevşemesi oluşur sonucu çıkarılabilir.
- Sisteme titreşim gerçek insanın ameliyat sonrası düşünülerek distal femurdan verilmiştir. Bu titreşimi proteze daha yakın bölgeden vererek yine aynı bölgeden titreşim alabilecek portatif bir cihaz geliştirilebilir. Bu cihaz sayesinde ameliyat sonrası gevşeme tespiti ve tayini yapılabilir. Erken gevşeme tespiti ile tekrar ameliyata gerek kalmadan gevşeme sürecinin yavaşlatılması ve durdurulması sağlanabilir. Bu olmazsa gevşeyen protezin kemiğe daha fazla zarar vermeden tekrar ameliyatı yapılabilir.

7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, kalça protezlerinde sık görülen aseptik gevşeme problemi üzerinde tespit, önleme ve öneri çalışmaları yapılmıştır. Gevşeme tespiti ve takibi için titreşim yönteminin kullanılabilirliği değerlendirilmiştir. Gevşeme riskini önleme çalışmasında yeni bir kalça protezi tasarımı sunulmuştur. Çünkü, geleneksel protez tasarımları uygulamalarında, femur kemiği yük aktarımının doğal akışını bozmaktadır. Bu sebeple, geleneksel tasarımlar ile aseptik gevşeme sorunu giderilemeyeceği bu çalışma ile gösterilmiştir. Çalışmanın öneri kısmında ise, mevcut çimentolu ve çimentosuz kalça protezi uygulamalarının mekanik açıdan aseptik gevşemeye etkileri kaşılaştırılıp literatüre katkı sağlanmıştır.

Kalça ekleminde oluşan deformasyonlar ve eklem özelliklerini kaybetmesi sebebi ile hasta ağrı hisseder ve bu ağrı kalça protezi ameliyatları ile giderilir. Günümüzde hem çimentolu hem de çimentosuz kalça protezi uygulaması yaygındır. Bu protezlerin her birinin birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları vardır. Çimentolu protezlerin çimento çatlağı riski, çimentosuz protezlerin ise stres kalkanı (stress shielding) bunlardan bazılarıdır. Derleme klinik makalelerde bu iki protez türünün kullanımında hangisinin uzun dönem iyi sonuçlar verdiği tartışmalıdır. Bu sebeple, iki tür protezin mekanik yönden değerlendirmesi yapılmıştır. İstenilen değişkenleri sabit tutmak mümkün olduğu için sonlu elemanlar yöntemi kullanılmıştır. Ayrıca, iki farklı protez malzeme türünün sonuçlara etkisi incelenmiştir. Sonuçta çimentosuz protezler için Ti6Al4V, çimentolu protezler için rijitliği daha yüksek olan CoCrMo malzemelerinin seçilmesi daha uygun olduğu belirlenmiştir.

Çimentolu protez kullanımında, çimento çatlağı oluşma riski sebebiyle ameliyat sonrası iyileşme sürecinde, iyileşme sonrası döneme göre yüksektir. Ancak, kemik çimentosu kemik ile hızlı bir şekilde bütünleştiği için bu risk kısa bir süre için geçerlidir. Ayrıca, çimento kullanımı stres kalkanı riskini azalttığı için çimentolu protez kullanımı uzun dönem başarılı sonuç verir.

Çimentosuz protez uygulaması ameliyat sonrası dönemde kemik üzerinde daha az gerilme oluşturduğundan kısa dönem başalı sonuç verir. Fakat uzun dönemde kemik kontak yüzeylerinde gerilme değerleri arttığı için aseptik gevşeme riski de artar.

Üçüncü bölümdeki çalışma ile elde edilen en önemli sonuç geleneksel kalça protezi tasarımları ile aseptik gevşeme ve stres kalkanı gibi mekanik sorunları önlemek çok zordur. Bu sebeple, tezin dördüncü bölümünde yeni tip kalça protezi tasarımı geliştirilmiş ve geleneksel protez tasarımı uygulaması ile karşılaştırılmıştır. Yeni geliştirilen tasarım ile sağlam femurdaki yük aktarımına benzer bir yük aktarım sonucu elde edilmiştir. Bu sebeple, geliştirilen protez ile mekanik problemlere yol açan yük aktarım sorunu büyük ölçüde giderilmiştir. Diğer yandan, geleneksel protezlerde karşılaşılan dislokasyon (protezin yerinden çıkması) sorunu yeni tasarım ile ortadan kaldırılmıştır. Yeni tasarımın diğer bir avantajı ise kemik kaybını azaltmasıdır. Bu sayede kalça protezi ameliyatı gereken hastalarda çok fazla kemik kaybı yaşanmayacak ve revizyon ameliyat gerektiğinde daha kolay ve sağlam bir şekilde femura yeni protez yerleştirilmesi sağlanacaktır.

Yukarıda açıklanan önemli avantajların yanında yeni geliştirilen tasarımın birkaç dezavantajı vardır. Bunlardan biri, çok fazla sayıda parçadan oluşmasıdır. Her ne kadar çok parçalı olması cerrahın işini kolaylaştırsa da parçalar arası sürtünmeden dolayı oluşacak partiküllerin osteolize sebep olma ihtimali vardır. Fakat bu durum sürtünmeye daha dirençli kaplama yapılarak giderilebilinir. Diğer bir dezavantajı ise ameliyat sırasında yeni protezin kemiğe yerleştirilmesi için iki farklı yerden kesi yapılması gerekecektir. Bu da ameliyat süresini uzatacak ve hasta iyileşme sürecinin etkileyecektir. Yeni geliştirilen protezin sağladığı faydalar dikkate alınırsa bu durum çok önem arz etmemektedir. Ayrıca, yeni geliştirilen tasarımda geleneksel tasarıma göre proksimal femura daha çok yük binmektedir. Bu sebeple proksimal femur bölgesi çok zayıf olan yaşlı hastalarda bu protez kullanılamayabilir. Fakat bunu söylemek için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Tezin beşinci bölümünde ise mevcut protezlerin ameliyat sonrası takibinde titreşim yönteminin kullanılabilirliği araştırılmıştır. Tireşim yöntemi gevşeme tespitinde iki farklı şekilde kullanılabilir. Birincisi ameliyat sonrasında sistemin doğal frekansları

belirlenerek kayıt altına alınır. Sonraki süreçte ölçülen doğal frekans değerleri ile karşılaştırma yapılarak aradaki değişim gözlenir. Doğal frekans değeri stabil sistemlerde daha yüksek olacağından ameliyat sonrası dönemde ölçülen doğal frekans değeri ilk ölçülen değerden küçük olmamalıdır. Fakat buradaki sorun doğal frekans değerlerinin protez ile femur arasındaki bağa ve ayrıca femurun yoğunluğuna bağlı olmasıdır. Ameliyat sonrası dönemde femurun yoğunluğunun değişmesi doğal frekans analizi ile gevşeme tespitini zorlaştırmaktadır. Bu sebeple titreşim yönteminin diğer kullanımı olan distal femurdan belirli frekans ve genlikte titreşim oluşturulup, proksimal femurdan alınması yöntemi daha makul olmaktadır. Harmonik cevap analizi ile bu durum değerlendirilmiştir. Femur ile protez arasındaki kontak durumundaki değişimleri bu yöntem ile takip etmek mümkün olduğu görülmüştür. Böylece altıncı bölümde deneysel olarak kalça protezinin gevşeme tespiti ve takibi çalışması yapılmıştır.

Protezler kemiğe yerleştirildikten sonra zamanla gevşeyerek yerinden çıkabilmektedir. Bunun en önemli nedeni protezin mekanik ve biyolojik stabilitesidir. Biyolojik olarak kemik protez bütünlüğünün sağlanması mekanik stabiliteye bağlıdır. Bu sebeple, protezlerin stabilitesini belirlemek çok önemlidir. Bu amaçla altıncı bölümde protez stabilitesindeki değişiminin titreşim yöntemi ile tespiti çalışması yapılmıştır. Altıncı bölümde elde edilen sonuçlara göre titreşim yöntemi ile gevşeme tespit ve takibi yapılabilir. Bunun için geliştirilen puanlama yöntemi kullanılarak doktorun rakamsal değerlendirme yapması sağlanabilir. Bu sayede, gevşeme oluşmadan tedavi yöntemleri uygulanabilir. Ayrıca, hastanın halihazırda kullanılan ve gevşeme tespitindeki başarı oranı düşük olan radyolojik görüntüleme tekniklerindeki zararlı x-ışınlarından korunması sağlanabilir.

Bu çalışmada, deneysel ve SEA yöntemleri ile kalça protezindeki sık görülen mekanik sorunları belirleme ve bu sorunları giderme amaçlı çalışmalar yapılmıştır. Bir sonraki aşamada hastalar üzerinde uygulanabilecek çalışmalar yapılacaktır. Özellikle mekanik sorunları ortadan büyük ölçüde kaldırdığı mekanik açıdan kanıtlanan yeni protezin deneysel çalışmalar ile de güçlendirilmelidir. Ayrıca, hayvan deneyleri yapılarak insanda uygulanabilmesi için gerekli çalışmalar yapılmalıdır. Diğer yandan titreşim yöntemi ile gevşeme tespiti ve takibi için deneysel olarak yapılan çalışma sonuçlarına

kalça protezi asetabulum kısmında aseptik gevşeme çalışması da eklenebilir. Bu çalışmalara göre, yeni cihaz geliştirilip hasta üzerinde testleri yapılabilir. Bu cihaz, diş hekimliği alanında geliştirilip kullanılan cihazlar gibi kullanımı kolay, portatif ve sonucu sayısal olarak ifade edebilen bir cihaz olmalıdır. Ayrıca, titreşim yöntemi gibi gevşeme tespitinde ultrasonik yöntemin uygulanabilirliği çalışılabilir. Mevcut titreşim yönteminde distal femurdan titreşim verilmektedir. Total diz protezi yerleştirilen hastalarda distalden titreşim verilemeyeceğinden bu tür hastalarda bu yöntem ile değerlendirme yapılamayabilir. Bu sebeple kalça protezi bölgesine daha yakın bölgelerde değerlendirme yapılabilecek farklı bir yöntem üzerine çalışma yapılabilir.

KAYNAKLAR

[1] Malchau H., Herberts P., Eisler T., Garellick G., Soderman P., The Swedish Total Hip Replacement Register *J. Bone Joint Surg. Am.*, 2002, **86-A**(2), 2-20.

[2] Dreinhofer K. E., Indications for total hip replacement: comparison of assessments of orthopaedic surgeons and referring physicians, *Ann. Rheum. Dis.*, 2006, **65**(10), 1346-1350.

[3] Sennerby L., Roos J., Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: A review of the literature, *Int. J. Prosthodont.*, 1998, **11**(5), 408-420.

[4] Harris W. H., Barrack R. L., Developments in diagnosisof the painful total hip replacement, *Orthop. Rev.*, 1993, **22**(4), 439-447.

[5] Hendrix R. W., Wixson R. L., Rana N. A., Rogers L. F., Arthrography after total hip arthroplasty: a modified technique used in the diagnosis of pain, *Radiology*, 1983, **148**(3), 647-652.

[6] Georgiou A. P., Cunningham J. L., Accurate diagnosis of hip prosthesis loosening using a vibrational technique, *Clinical Biomechanics*, 2001, **16**(4), 315-323.

[7] Hongyu Z., The Influence of Stem Design and Fixation Methods on the Lifetime of Total Hip Replacement, Doctoral thesis, University of Huddersfield, School of Computing and Engineering, UK, 2009.

[8] Alturfan A., Tözün R., Yazıcıoğlu Ö., Berkman M., Türkmen M., Temelli Y., Kalça ekleminin biyomekaniği, *Acta Orthop Traum Turc.*, 1984, **18**(4), 214.

[9] Wroblewski B. M., Siney P. D., Fleming P. A., Charnley low frictional torque arthroplasty: clinical developments, *Orthop. Clin. North Am.*, 2005, **36**(1), 11-16.

[10] Makela K. T., Eskelinen A., Pulkkinen P., Paavolainen P., Remes V., Total hip arthroplasty for primary osteoarthritis in patients fifty-five years of age or older. An analysis of the Finnish arthroplasty registry, *J Bone Joint Surg Am*, 2008, **90**(10), 2160-2170.

[11] Hailer N. P., Garellick G., Karrholm J., Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register Evaluation of 170,413 operations, *Acta Orthop.*, 2010, **81**(1), 34-41.

[12] Bawaneh M. K., Total Kalça Protezi, http://motasimbawaneh.com/total-kalca-protezi/, (Ziyaret Tarihi: 11 Mayıs 2017).

[13] Jasty M., Bragdon C., Burke D., OConnor D., Lowenstein J., Harris W. H., In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions, *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 1997, **79a**(5), 707-714.

[14] Engh C. A., O'Connor D., Jasty M., McGovern T. F., Bobyn J. D., Harris W. H., Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses, *Clin Orthop Relat Res.*, 1992, **285**(Dec), 13-29.

[15] Haddad R. J., Cook S. D., Thomas K. A., Current Concepts Review - Biological Fixation of Porous-Coated Implants, *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 1987, **69A**(9), 1459-1466.

[16] Healy W. L., Tilzey J. F., Iorio R., Specht L. M., Sharma S., Prospective, Randomized Comparison of Cobalt-Chrome and Titanium Trilock Femoral Stems, *J. Arthroplasty*, 2009, **24**(6), 831-836.

[17] Khanuja H. S., Vakil J. J., Goddard M. S., Mont M. A., Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty, *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 2011, **93a**(5), 500-509.

[18] Luites J. W. H., Spruit M., Hellemondt G. G. v., Horstmann W. G., Valstar E. R., Failure of the Uncoated Titanium ProxiLock Femoral Hip Prosthesis, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 2006, **448**, 79-86.

[19] Sharkey P. F., Albert T. J., Hume E. L., Rothman R. H., Initial stability of a collarless wedge-shaped prosthesis in the femoral canal, *Semin Arthroplasty.*, 1990, **1**(1), 87-90.

[20] Ohl M. D., Whiteside L. A., Mccarthy D. S., White S. E., Torsional Fixation of a Modular Femoral Hip Component, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1993, **2**(287), 135-141.

[21] Mont M. A., Yoon T. R., Krackow K. A., Hungerford D. S., Clinical experience with a proximally porous-coated second-generation cementless total hip prosthesis - Minimum 5-year follow-up, *J. Arthroplasty*, 1999, **14**(8), 930-939.

[22] Bilgen Ö. F., Bilgen S., Ermutlu C., Kalça protezlerinde malzeme ve tasarım özellikleri, *TOTBİD*, 2011, **10**(2), 147-157.

[23] Carrington N. C., Sierra R. J., Gie G. A., Hubble M. J. W., Timperley A. J., Howell J. R., The Exeter Universal cemented femoral component at 15 to 17 years: AN UPDATE ON THE FIRST 325 HIPS, *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*, 2009, **91-B**(6), 730-737.

[24] Brunski J. B., Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface, *Clin. Mater.*, 1992, **10**(3), 153-201.

[25] Parr G. R., Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry, *J. Prosthet. Dent.*, 1985, **54**(4), 611-612.

[26] Albrektsson T., Wennerberg A., The Impact of Oral ımplants - Past and Future, 1966-2042, *J. Can. Dent. Assoc.*, 2005, **71**(5), 327.

[27] Aoki H., The mobility of healthy teeth as measured with the impact hammer method, *Kanagawa Shigaku*, 1987, **22**, 13-31.

[28] Hirakawa K., An attempt to measure tooth mobility in terms of time domain wave forms, *Kanagawa Shigaku*, 1987, **21**, 529-549.

[29] Capek L., Simunek A., Slezak R., Dzan L., Influence of the orientation of the Osstell (R) transducer during measurement of dental implant stability using resonance frequency analysis: A numerical approach, *Med. Eng. Phys.*, 2009, **31**(7), 764-769.

[30] Huwiler M. A., Pjetursson B. E., Bosshardt D. D., Salvi G. E., Lang N. P., Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation, *Clin. Oral Implants Res.*, 2007, **18**(3), 275-280.

[31] Zix J., Hug S., Kessler-Liechti G., Mericske-Stern R., Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: Comparison of both techniques in a clinical trial, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2008, **23**(3), 525-530.

[32] Oh J. S., Kim S. G., Lim S. C., Ong J. L., A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor, *Oral Surg Oral Med O*, 2009, **107**(4), 513-518.

[33] Snijders R. S., van Wijk A. J., Lindeboom J. A., A comparative study of the Osstell (TM) versus the Osstell Mentor (TM) to evaluate implant stability in human cadaver mandibles, *J. Oral Rehabil.*, 2013, **40**(10), 774-779.

[34] Atsumi M., Park S. H., Wang H. L., Methods used to assess implant stability: Current status, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2007, **22**(5), 743-754.

[35] Öncü E., Büyükerkmen E. B., Dental implantlarda stabilite ölçüm yöntemleri, *EÜ Dişhek Fak Derg*, 2015, **36**(3), 115-120.

[36] Harirforoush R., Dental Implant Stability Analysis By Using Resonance Frequency Method, Master of Applied Science, Simon Fraser University, Faculty of Applied Science, Burnaby, British Columbia, Canada, 2012.

[37] Hermann J. S., Schoolfiled J. D., Nummikoski P. V., Buser D., Schenk R. K., Cichran D. L., Crestal bone changes around titanium implants: a methodology

study comparing linear radiographic with histometric measurements, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2001, **16**(4), 475-485.

[38] Johansson P., Strid K., Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1994, **9**(1), 279-288.

[39] Friberg B., Sennerby L., Roos J., Johansson P., Strid C. G., Lekholm U., Evaluation of Bone-Density Using Cutting Resistance Measurements and Microradiography - an in-Vitro Study in Pig Ribs, *Clin. Oral Implants Res.*, 1995, **6**(3), 164-171.

[40] Roberts W. E., Smith R. K., Zilberman Y., Mozsary P. G., Smith R. S., Osseous adaption to continuous loading of rigid endosseous implants, *Am J Orthod.*, 1984, **86**(2), 95-111.

[41] Lim S. A., Cha J. Y., Hwang C. J., Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length, *Angle Orthod.*, 2008, **78**(2), 234-240.

[42] Turkyilmaz U., Tumer C., Ozbek E. N., Tozum T. F., Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants, *J. Clin. Periodontol.*, 2007, **34**(8), 716-722.

[43] Kaneko T., Pulsed Oscillation Technique for Assessing the Mechanical State of the Dental Implant-Bone Interface, *Biomaterials*, 1991, **12**(6), 555-560.

[44] Matsuo E., Hirakawa K., Hamada S., Tooth mobility measurement techniques using ECM impact hammer method, *Bull Kanagawa Dent Coll.* , 1989, **17**(1), 9-19.

[45] Meredith N., Alleyne D., Cawley P., Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis, *Clin. Oral Implants Res.*, 1996, **7**(3), 261-267.

[46] Tözüm T. F., Turkyilmaz I., Yamalik N., Karabulut E., Eratalay K., Analysis of the Potential Association of Implant Stability, Laboratory, and Image-Based Measures Used to Assess Osteotomy Sites: Early Versus Delayed Loading, *J. Periodontol.*, 2007, **78**(9), 1675-1682.

[47] Lee S. Y., Lin C. T., Ou K. L., Chen C. F., Cheng K. Y., Huang H. M., Design of a stability-detecting device for dental implants, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2005, **219**(3), 203-211.

[48] Williams K. R., Williams A. D. C., Impulse response of a dental implant in bone by numerical analysis, *Biomaterials*, 1997, **18**(10), 715-719.

[49] Wang S., Liu G. R., Hoang K. C., Guo Y., Identifiable range of osseointegration of dental implants through resonance frequency analysis, *Med. Eng. Phys.*, 2010, **32**(10), 1094-1106.

[50] Abdul-Kadir M. R., Hansen U., Klabunde R., Lucas D., Amis A., Finite element modelling of primary hip stem stability: The effect of interference fit, *J. Biomech.*, 2008, **41**(3), 587-594.

[51] Reggiani B., Cristofolini L., Varini E., Viceconti M., Predicting the subject-specific primary stability of cementless implants during pre-operative planning: Preliminary validation of subject-specific finite-element models, *J. Biomech.*, 2007, **40**(11), 2552-2558.

[52] de Almeida M. S., Maciel C. D., Pereira J. C., Proposal for an ultrasonic tool to monitor the osseointegration of dental implants, *Sensors-Basel*, 2007, **7**(7), 1224-1237.

[53] Mathieu V., Anagnostou F., Soffer E., Haïat G., Ultrasonic Evaluation of Dental Implant Biomechanical Stability: An In Vitro Study, *Ultrasound Med. Biol.*, 2011, **37**(2), 262-270.

[54] Anonymous, National joint registry for England and Wales, *The National Joint Centre HH,* 10th annual report, 60-80, 2013.

[55] Schmalzried T. P., Shepherd E. F., Dorey F. J., Jackson W. O., M M. d. R., Fa'vae F., McKellop H. A., McClung C. D., Martell J., Moreland J. R., Amstutz H. C., Wear is a function of use, not time., *Clin Orthop Relat Res.*, 2000, **381**, 36-46.

[56] Wilkinson J. M., Hamer A. J., Stockley I., Eastell R., Polyethylene wear rate and osteolysis: Critical threshold versus continuous dose-response relationship, *J. Orthop. Res.*, 2005, **23**(3), 520-525.

[57] Wilkinson J. M., Wilson A. G., Stockley I., Scott I. R., Macdonald D. A., Hamer A. J., Duff G. W., Eastell R., Variation in the TNF Gene Promoter and Risk of Osteolysis After Total Hip Arthroplasty, *J. Bone Miner. Res.*, 2003, **18**(11), 1995-2001.

[58] Scott J., Andrew G., Mark J., *Risk Factors for Aseptic Loosening Following Total Hip Arthroplasty.* IntechOpen, London, UK, 2012.

[59] Sueyoshi T., Berend M. E., Meding J. B., Malinzak R. A., Lackey W. G., Ritter M. A., Changes in Femoral Stem Geometry Reduce Intraoperative Femoral Fracture Rates in Total Hip Replacement, *Open Journal of Orthopedics*, 2015, **05**(05), 115-119.

[60] Havelin L. I., Engesaeter L. B., Espehaug B., Furnes O., Lie S. A., Vollset S. E., The Norwegian Arthroplasty Register - 11 years and 73,000 arthroplasties, *Acta Orthop. Scand.*, 2000, **71**(4), 337-353.

[61] Soballe K., Hansen E. S., Brockstedtrasmussen H., Bunger C., Hydroxyapatite Coating Converts Fibrous Tissue to Bone around Loaded Implants, *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*, 1993, **75**(2), 270-278.

[62] Lewis J. L., Askew M. J., Wixson R. L., Kramer G. M., Tarr R. R., The Influence of Prosthetic Stem Stiffness and of a Calcar Collar on Stresses in the Proximal End of the Femur with a Cemented Femoral Component, *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 1984, **66A**(2), 280-286.

[63] Varini E., Primary stability in cementless total hip replacement: measurement techniques and aided-surgery, Dissertation, Bologna University, Department of Electronics, Computer Science and Systems, Bologna, Marzo, 2007.

[64] Giori N. J., Ryd L., Carter D. R., Mechanical Influences on Tissue Differentiation at Bone-Cement Interfaces, *J. Arthroplasty*, 1995, **10**(4), 514-522.

[65] Pilliar R. M., Lee J. M., Maniatopoulos C., Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants, *Clin Orthop Relat Res.*, 1986, **208**, 108-113.

[66] Shen Z., Crotti T. N., McHugh K. P., Matsuzaki K., Gravallese E. M., Bierbaum B. E., Goldring S. R., *Arthritis Res. Ther.*, 2006, **8**(3), R70.

[67] Malchau H., Herberts P., Ahnfelt L., Prognosis of Total Hip-Replacement in Sweden - Follow-up of 92,675 Operations Performed 1978-1990, *Acta Orthop. Scand.*, 1993, **64**(5), 497-506.

[68] Mesnil P., Vasseur L., Wavreille G., Fontaine C., Duquennoy A., Migaud H., Is cemented metal-polyethylene 22.2mm hip arthroplasty a gold standard? Results of a series of 105 primary arthroplasties at a minimum of ten years follow-up, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 2014, **100**(4), 369-373.

[69] Dihlmann W., Dihlmann S. W., Hering L., Alloarthroplasty of the hip joint. Radiologic diagnosis of loosening and infection in cemented total endoprostheses, *Radiologe*, 1991, **31**(10), 495-505.

[70] Yamada H., Yoshihara Y., Henmi O., Morita M., Shiromoto Y., Kawano T., Kanaji A., Ando K., Nakagawa M., Kosaki N., Fukaya E., Cementless total hip replacement: past, present, and future, *J. Orthop. Sci.*, 2009, **14**(2), 228-241.

[71] Jaecques S. V. N., Pastrav C., Zahariuc A., Perre G. V. D., Analysis of the fixation quality of cementless hip prostheses using a vibrational technique, *ISMA*, Leuven, Belgium, 20-22 September 2004.

[72] Kassi J.-P., Heller M. O., Stoeckle U., Perka C., Duda G. N., Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro, *J. Biomech.*, 2005, **38**(5), 1143-1154.

[73] Cristofolini L., Varini E., Pelgreffi I., Cappello A., Toni A., Device to measure intra-operatively the primary stability of cementless hip stems, *Med. Eng. Phys.*, 2006, **28**(5), 475-482.

[74] Varini E., Vandi M., Cristofolini L., Cappello A., Toni A., Intra-Operative Tests on Cementless Hip Stem Mechanical Stability, *J. Mech. Med. Biol.*, 2006, **06**(01), 25-34.

[75] Pastrav L. C., Jaecques S. V. N., Jonkers I., Perre G., Mulier M., In vivo evaluation of a vibration analysis technique for the per-operative monitoring of the fixation of hip prostheses, *J. Orthop. Surg. Res.*, 2009, **4**(1), 10.

[76] Davies J. P., Tse M. K., Harris W. H., Monitoring the integrity of the cement—metal interface of total joint components in vitro using acoustic emission and ultrasound, *The Journal of Arthroplasty*, 1996, **11**(5), 594-601.

[77] Sugiyama H., Whiteside L. A., Kaiser A. D., Examination of rotational fixation of the femoral component in total hip arthroplasty: a mechanical study of micromovement and acoustic emission, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1989, **4**(249), 122-128.

[78] Mavrogordato M., Taylor M., Taylor A., Browne M., Real time monitoring of progressive damage during loading of a simplified total hip stem construct using embedded acoustic emission sensors, *Med. Eng. Phys.*, 2011, **33**(4), 395-406.

[79] Akkus O., Rimnac C. M., Fracture resistance of gamma radiation sterilized cortical bone allografts, *J. Orthop. Res.*, 2001, **19**(5), 927-934.

[80] Watanabe Y., Takai S., Arai Y., Yoshino N., Hirasawa Y., Prediction of mechanical properties of healing fractures using acoustic emission, *J. Orthop. Res.*, 2001, **19**(4), 548-553.

[81] Yasusuke H., Shinro T., Wook-Cheol K., Nobuyuki T., Nobuyuki Y., Yoshinobu W., Biomechanical monitoring of healing bone based on acoustic emission technology, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 2002, **402**, 236-244.

[82] Alshuhri A. A., Holsgrove T. P., Miles A. W., Cunningham J. L., Development of a non-invasive diagnostic technique for acetabular component loosening in total hip replacements, *Med. Eng. Phys.*, 2015, **37**(8), 739-745.

[83] Davis A. M., Schemitsch E. H., Gollish J. D., Saleh K. J., Davey R., Kreder H. J., Mahomed N. N., Waddell J. P., Szalai J. P., Gross A. E., Classifying Failed Hip Arthroplasty: Generalizability of Reliability and Validity, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 2003, **415**, 171-179.

[84] Harris W. H., Barrack R. L., Contemporary algorithms for evaluation of the painful total hip replacement, *Orthop. Rev.*, 1993, **22**(5), 531-539.

[85] Koster G., Munz D. L., Kohler H. P., Clinical value of combined contrast and radionuclide arthrography in suspected loosening of hip prostheses, *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 1993, **112**(5), 247-254.

[86] Miniaci A., Bailey W. H., Bourne R. B., Maclaren A. C., Rorabeck C. H., Analysis of radionuclide arthrograms, radiographic arthrograms, and sequential plain radiographs in the assessment of painful hip arthroplasty, *J. Arthroplasty*, 1990, **5**(2), 143-149.

[87] Oyen W. J. G., Lemmens A. M., Claessens R. A. M. J., Horn J. R. v., Slooff T. J. J. H., Nuclear arthrography:combined scintigraphic and radiographic procedure for diagnosis of total hip prosthesis loosening, *J. Nucl. Med.*, 1996, **37**(1), 62-70.

[88] Temmerman, Raijmakers P. G. H. M., David E. F. L., Pijpers R., Molenaar M. A., Hoeksra O. S., Berkhof J., Manoliu R. A., Teule G. J. J., Heyligers I. C., A Comparison of Radiographic and Scintigraphic Techniques to Assess Aseptic Loosening of the Acetabular Component in a Total Hip Replacement, *J. Bone Joint Surg.*, 2004, **86**(11), 2456-2463.

[89] Temmerman O. P. P., Heyligers I. C., Teule G. J. J., Hoekstra O. S., Raijmakers P. G. H. M., The value of contrast and subtraction arthrography in the assessment of aseptic loosening of total hip prostheses: A meta-analysis, *Eur. J. Radiol.*, 2005, **56**(1), 113-119.

[90] Zhang Y. D., Putnam A. W., Heiner A. D., Callaghan J. J., Brown T. D., Reliability of detecting prosthesis/cement interface radiolucencies in total hip arthroplasty, *J. Orthop. Res.*, 2002, **20**(4), 683-687.

[91] Temmerman O. P. P., Accuracy of diagnostic imaging techniques in the diagnosis of aseptic loosening of the femoral component of a hip prosthesis: A META-ANALYSIS, *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*, 2005, **87-B**(6), 781-785.

[92] Temmerman, Raijmakers P. G. H. M., Berkhof J., David E. F. L., Pijpers R., Molenaar M. A., Hoekstra O. S., Teule G. J. J., Heyligers I. C., Diagnostic accuracy and interobserver variability of plain radiography, subtraction arthrography, nuclear arthrography, and bone scintigraphy in the assessment of aseptic femoral component loosening, *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 2006, **126**(5), 316-323.

[93] McCaskie A. W., Brown A. R., Thompson J. R., Gregg P. J., Radiological evaluation of the interfaces after cemented total hip replacement. Interobserver and intraobserver agreement, *J. Bone Surg. Br.*, 1996, **78**(2), 191-194.

[94] Rieger J. S., Jaeger S., Schuld C., Kretzer J. P., Bitsch R. G., A vibrational technique for diagnosing loosened total hip endoprostheses: An experimental sawbone study, *Med. Eng. Phys.*, 2013, **35**(3), 329-337.

[95] Marschner U., Grätz H., Jettkant B., Ruwisch D., Woldt G., Fischer W. J., Clasbrummel B., Integration of a wireless lock-in measurement of hip prosthesis vibrations for loosening detection, *Sensors and Actuators A: Physical*, 2009, **156**(1), 145-154.

[96] Rowlands A., Duck F. A., Cunningham J. L., Bone vibration measurement using ultrasound: Application to detection of hip prosthesis loosening, *Med. Eng. Phys.*, 2008, **30**(3), 278-284.

[97] Lowet G., VanderPerre G., Ultrasound velocity measurement in long bones: Measurement method and simulation of ultrasound wave propagation, *J. Biomech.*, 1996, **29**(10), 1255-1262.

[98] Rosenstein A. D., Bulstrode C. J., Smith P. D. M., Cunningham J. L., Turner-Smith A. R., The differentiation of loose and secure femoral implants in total hip replacement using a vibrational technique: an anatomical and pilot clinical study, *Proc. Inst. Mech. Eng. H.*, 1989, **203**(28), 77-81.

[99] Li P. L., Jones N. B., Gregg P. J., Loosening of total hip arthroplasty. Diagnosis by vibration analysis, *J. Bone Joint Surg. Br.*, 1995, **77**(4), 640-644.

[100] Puers R., Catrysse M., Vandevoorde G., Collier R. J., Louridas E., Burny F., Donkerwolcke M., Moulart F., A telemetry system for the detection of hip prosthesis loosening by vibration analysis, *Sensors and Actuators A: Physical*, 2000, **85**(1-3), 42-47.

[101] Virulsri C., Tangpornprasert P., Romtrairat P., Femoral hip prosthesis design for Thais using multi-objective shape optimization, *Materials & Design*, 2015, **68**, 1-7.

[102] Senalp A. Z., Kayabasi O., Kurtaran H., Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis, *Materials & Design*, 2007, **28**(5), 1577-1583.

[103] Kayabasi O., Ekici B., The effects of static, dynamic and fatigue behavior on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method, *Materials & Design*, 2007, **28**(8), 2269-2277.

[104] Jeffers J. R. T., Browne M., Lennon A. B., Prendergast P. J., Taylor M., Cement mantle fatigue failure in total hip replacement: Experimental and computational testing, *J. Biomech.*, 2007, **40**(7), 1525-1533.

[105] Li P. L. S., Jones N. B., Gregg P. J., Vibration analysis in the detection of total hip prosthetic loosening, *Med. Eng. Phys.*, 1996, **18**(7), 596-600.

[106] Selesnick I. W., Schuller G., *The Transform and Data Compression Handbook "The Discrete Fourier Transform"*. First Edition, CRC Press, Boca Raton, London, 2001.

[107] Özkan A., İnsan Diz Mekanizmasının Bilgisayar Destekli Üç Boyutlu Modellenmesi ve Kinematik Analizi, Doktora Tezi, Kocaeli Üniversitesi, Kocaeli üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli, 2010, 275765.

[108] Keyak J. H., Falkinstein Y., Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load, *Med. Eng. Phys.*, 2003, **25**(9), 781-787.

[109] Marom S. A., Linden M. J., Computer aided stress analysis of long bones utilizing computed tomography, *J. Biomech.*, 1990, **23**(5), 399-404.

[110] Rho J. Y., Hobatho M. C., Ashman R. B., Relations of Mechanical-Properties to Density and Ct Numbers in Human Bone, *Med. Eng. Phys.*, 1995, **17**(5), 347-355.

[111] Huddleston H. D., Femoral lysis after cemented hip arthroplasty, *J. Arthroplasty*, 1988, **3**(4), 285-297.

[112] Harris W. H., Mcgann W. A., Loosening of the Femoral Component after Use of the Medullary-Plug Cementing Technique - Follow-up Note with a Minimum 5-Year Follow-Up, *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 1986, **68a**(7), 1064-1066.

[113] Unnanuntana A., Dimitroulias A., Bolognesi M. P., Hwang K. L., Goodman S. B., Marcus R. E., Cementless Femoral Prostheses Cost More to Implant than Cemented Femoral Prostheses, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 2009, **467**(6), 1546-1551.

[114] Bordini B., Stea S., De Clerico M., Strazzari S., Sasdelli A., Toni A., Factors affecting aseptic loosening of 4750 total hip arthroplasties: multivariate survival analysis, *BMC Musculoskelet. Disord.*, 2007, **8**(69), 1-8.

[115] Weiss R. J., Hailer N. P., Stark A., Karrholm J., Survival of uncemented acetabular monoblock cups Evaluation of 210 hips in the Swedish Hip Arthroplasty Register, *Acta Orthop.*, 2012, **83**(3), 214-219.

[116] Smith A. J., Dieppe P., Howard P. W., Blom A. W., National Joint Registry for E., Wales, Failure rates of metal-on-metal hip resurfacings: analysis of data from the National Joint Registry for England and Wales, *Lancet*, 2012, **380**(9855), 1759-1766.

[117] Lucht U., The Danish Hip Arthroplasty Register, *Acta Orthop. Scand.*, 2000, **71**(5), 433-439.

[118] Eskelinen A., Remes V., Helenius I., Pulkkinen P., Nevalainen J., Paavolainen P., Total hip arthroplasty for primary osteoarthrosis in younger patients in the Finnish arthroplasty register - 4661 primary replacements followed for 0-22 years, *Acta Orthop.*, 2005, **76**(1), 28-41.

[119] Makela K. T., Matilainen M., Pulkkinen P., Fenstad A. M., Havelin L., Engesaeter L., Furnes O., Pedersen A. B., Overgaard S., Karrholm J., Malchau H., Garellick G., Ranstam J., Eskelinen A., Failure rate of cemented and uncemented total hip replacements: register study of combined Nordic database of four nations, *Bmj-British Medical Journal*, 2014, **348**(1), 1-10.

[120] Hooper G. J., Rothwell A. G., Stringer M., Frampton C., Revision following cemented and uncemented primary total hip replacement: a seven-year analysis from the New Zealand Joint Registry, *J Bone Joint Surg Br*, 2009, **91**(4), 451-458.

[121] Abdulkarim A., Ellanti P., Motterlini N., Fahey T., O'Byrne J. M., Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials, *Orthop. Rev. (Pavia)*, 2013, **5**(1), e8.

[122] Meding J. B., Ritter M. A., Davis K. E., Hillery M., Cemented and uncemented total hip arthroplasty using the same femoral component, *Hip Int.*, 2016, **26**(1), 62-66.

[123] Ramos A., Completo A., Relvas C., Simoes J. A., Design process of a novel cemented hip femoral stem concept, *Materials & Design*, 2012, **33**, 313-321.

[124] Higa M., Tanino H., Nishimura I., Mitamura Y., Matsuno T., Ito H., Three-dimensional shape optimization of a cemented hip stem and experimental validations, *Journal of Artificial Organs*, 2015, **18**(1), 79-85.

[125] Norman T. L., Shultz T., Noble G., Gruen T. A., Blaha J. D., Bone creep and short and long term subsidence after cemented stem total hip arthroplasty (THA), *J. Biomech.*, 2013, **46**(5), 949-955.

[126] Oshkour A. A., Davoodi M. M., Abu Osman N. A., Yau Y. H., Tarlochan F., Abas W. A. B. W., Finite element analysis of circumferential crack behavior in cement-femoral prosthesis interface, *Materials & Design*, 2013, **49**, 96-102.

[127] Ramaniraka N. A., Rakotomanana L. R., Leyvraz P. F., The fixation of the cemented femoral component - Effects of stem stiffness, cement thickness and roughness of the cement-bone surface, *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*, 2000, **82b**(2), 297-303.

[128] Oshkour A. A., Abu Osman N. A., Bayat M., Afshar R., Berto F., Three-dimensional finite element analyses of functionally graded femoral prostheses with different geometrical configurations, *Materials & Design*, 2014, **56**, 998-1008.

[129] Rancourt D., Shirazi-Adl A., Drouin G., Paiement G., Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone, *J. Biomed. Mater. Res.*, 1990, **24**(11), 1503-1519.

[130] Goshulak P., Samiezadeh S., Aziz M. S. R., Bougherara H., Zdero R., Schemitsch E. H., The biomechanical effect of anteversion and modular neck offset on stress shielding for short-stem versus conventional long-stem hip implants, *Med. Eng. Phys.*, 2016, **38**(3), 232-240.

[131] Weng-Pin Chen C.-L. T., Mel S. Lee, Po-Chen Lee, Chun-Ping Liu, Chun-Hsiung Shih, Comparison of Stress Shielding among Different Cement Fixation Modes of Femoral Stem in Total Hip Arthroplasty – A Three-Dimensional Finite Element Analysis, *Journal of Medical and Biological Engineering*, 2004, **24**(4), 183-187.

[132] Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G. N., Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *J. Biomech.*, 2001, **34**(7), 859-871.

[133] Duda G. N., Schneider E., Chao E. Y. S., Internal forces and moments in the femur during walking, *J. Biomech.*, 1997, **30**(9), 933-941.

[134] Bitsakos C., Kerner J., Fisher I., Amis A. A., The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur, *J. Biomech.*, 2005, **38**(1), 133-139.

[135] Ridzwan M. I. Z., Shuib S., Hassan A. Y., Shokri A. A., Ibrahim M. N. M., Problem of Stress Shielding and Improvement to the Hip Implant Designs: A Review, *Journal of Medical Sciences(Faisalabad)*, 2007, **7**(3), 460-467.

[136] Crowninshield R. D., Pedersen D. R., Brand R. A., Johnston R. C., Analytical support for acetabular component metal backing, *Hip*, 1983, **1**(1), 207-215.

[137] Friedman R. J., Black J., Galante J. O., Jacobs J. J., Skinner H. B., Current concepts in orthopaedic biomaterials and implant fixation, *Instr. Course Lect.*, 1994, **43**, 233-255.

[138] Morshed S., Bozic K. J., Ries M. D., Malchau H., Colford J. M., Jr., Comparison of cemented and uncemented fixation in total hip replacement: a meta-analysis, *Acta Orthop.*, 2007, **78**(3), 315-326.

[139] Wroblewski B. M., Fractured stem in total hip replacement. A clinical review of 120 cases, *Acta Orthop. Scand.*, 1982, **53**(2), 279-284.

[140] Pellicci P. M., Wilson P. D., Sledge C. B., Salvati E. A., Ranawat C. S., Poss R., Revision Total Hip-Arthroplasty, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1982, **4**(170), 34-41.

[141] Wirtz D. C., Schiffers N., Pandorf T., Radermacher K., Weichert D., Forst R., Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur, *J. Biomech.*, 2000, **33**(10), 1325-1330.

[142] Peng L., Bai J., Zeng X. L., Zhou Y. X., Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions, *Med. Eng. Phys.*, 2006, **28**(3), 227-233.

[143] Huggler A. H., The Thrust Plate Prosthesis: A New Experience in Hip Surgery, Editörler: Jacob H. A. C., *The Thrust Plate Prosthesis,* 1, Springer, Berlin, Hidelberg, 1-24, 1997.

[144] Jacob H. A. C., Biomechanical Principles and Design Details of the Thrust Plate Prosthesis, Editörler: Huggler A. H., *The Thrust Plate Prosthesis*, 1, Springer, Berlin, Hidelberg, 25-47, 1997.

[145] Rasquinha V. J., Ranawat C. S., Durability of the cemented femoral stem in patients 60 to 80 years old, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 2004, **2**(419), 115-123.

[146] Ike H., Inaba Y., Kobayashi N., Hirata Y., Yukizawa Y., Aoki C., Choe H., Saito T., Comparison between mechanical stress and bone mineral density in the femur after total hip arthroplasty by using subject-specific finite element analyses, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2014, **18**(10), 1056-1065.

[147] Qi G., Paul Mouchon W., Tan T. E., How much can a vibrational diagnostic tool reveal in total hip arthroplasty loosening?, *Clinical Biomechanics*, 2003, **18**(5), 444-458.

[148] Pérez M. A., Seral-García B., A finite element analysis of the vibration behaviour of a cementless hip system, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2013, **16**(9), 1022-1031.

[149] Moreo P., Pérez M. A., García-Aznar J. M., Doblaré M., Modelling the mixed-mode failure of cement–bone interfaces, *Engineering Fracture Mechanics*, 2006, **73**(10), 1379-1395.

[150] Pastrav L. C., Devos J., Van der Perre G., Jaecques S. V. N., A finite element analysis of the vibrational behaviour of the intra-operatively manufactured prosthesis–femur system, *Med. Eng. Phys.*, 2009, **31**(4), 489-494.

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

Celik T., Kisioglu Y., Determination of the Hip Stem Loosening Using Vibration Method, *4th International Conference on Engineering and Natural Science*, Kiev, Ukraine, 2-6 Mayıs 2018.

Celik T., Mutlu I., Ozkan A., Kisioglu Y., The Effect of Cement on Hip Stem Fixation: a Biomechanical Study, *Australas Phys Eng Sci Med*, 2017, **40**(2), 349-357.

Celik T., Mutlu I., Ozkan A., Kisioglu Y., The Effect of Cement on Hip Stem Fixation: a Biomechanical Study, *Uluslararası Katılımlı 8. Ulusal Biyomekanik Kongresi,* Hacettepe Üniversitesi Kongre Merkezi, Ankara, 19-23 Ekim 2016.

ÖZGEÇMİŞ

Talip Çelik, 1987 yılında İzmir ilinin Kiraz ilçesinde doğdu. İlköğretimini İzmir'in Kiraz ilçesinde, Orta Öğretimini Ödemiş ilçesinde tamamladı. Lise öğrenimini Manisa ilinin Demirci ilçesinde bulunan Demirci Lisesi'nde tamamladı. 2004 yılında başladığı Kocaeli Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümünden 2009 yılında mezun oldu. Aynı sene Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Eğitimi Anabilim Dalı'nda yüksek lisansa başladı. "Femur Kırıklarında Dinamik Kalça Çivisinin Yerleşim Konumuna göre Gerilme Dağılımı" başlıklı yüksek lisans tezini 2012 yılında tamamladı. 2012 yılında başlamış olduğu Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı'nda doktora çalışmasını "Ortopedik İmplantlarda Mekanik Kararlılığın Analizi" başlığı altında sürdürmektedir. Ayrıca 2010 yılında Kocaeli Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Otomotiv Öğretmenliği Bölümü'nde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaya başladı. Halen Kocaeli Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Biyomedikal Mühendiliği Bölümü'nde Araştırma Görevlisi olarak görev yapmaktadır.