

**T.C.  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**PROTEZLERDE KULLANILAN KEMİK – ÇİMENTO  
BAĞLANTILARININ MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN  
İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**SAİT KOÇAK**

**DENİZLİ, EKİM - 2019**

**T.C.**  
**PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**



**PROTEZLERDE KULLANILAN KEMİK – ÇİMENTO**  
**BAĞLANTILARININ MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN**  
**İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**SAİT KOÇAK**

**DENİZLİ, EKİM - 2019**

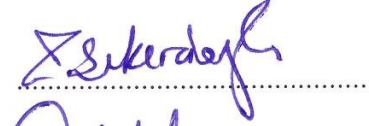
## KABUL VE ONAY SAYFASI

**Sait KOÇAK** tarafından hazırlanan “Protezlerde kullanılan kemik – çimento bağlantılarının mekanik özelliklerinin incelenmesi” adlı tez çalışmasının savunma sınavı 10.10.2019 tarihinde yapılmış olup aşağıda verilen jüri tarafından oy birliği ile Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

İmza

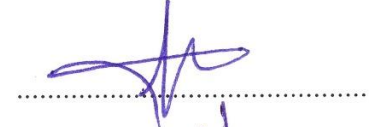
Danışman  
Prof. Dr. Tezcan ŞEKERCİOĞLU



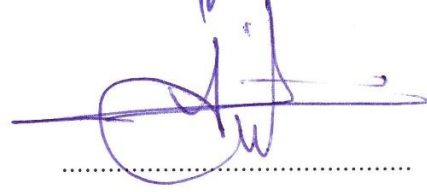
Üye  
Prof. Dr. Cemal MERAN  
Pamukkale Üniversitesi



Üye  
Dr. Öğr. Üyesi Arzum İŞİTAN  
Pamukkale Üniversitesi



Üye  
Prof. Dr. İsmet ÇELİK  
Kütahya Dumlupınar Üniversitesi



Üye  
Dr. Öğr. Üyesi Feridun KARAKOÇ  
Kütahya Dumlupınar Üniversitesi



Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 23.10.2019 tarih ve 4216 sayılı kararıyla onaylanmıştır.



Prof. Dr. Uğur YÜCEL

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

**Bu tez çalışması Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi (PAUBAP) tarafından 2017FEBE015 nolu proje ile desteklenmiştir.**

**Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırmalarının yapılması ve bulgularının analizlerinde bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini; bu çalışmanın doğrudan birincil ürünü olmayan bulguların, verilerin ve materyallerin bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini ve alıntı yapılan çalışmalara atfedildiğine beyan ederim.**



**Sait KOÇAK**

## ÖZET

### PROTEZLERDE KULLANILAN KEMİK – ÇİMENTO BAĞLANTILARININ MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

SAİT KOÇAK

PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

(TEZ DANIŞMANI: PROF. DR. TEZCAN ŞEKERCİOĞLU)

DENİZLİ, EKİM - 2019

Total kalça replasmanı, kalça eklemde rahatsızlık olan hastalarda uzun yıllardan beri sıklıkla kullanılan ortopedik bir tedavi yöntemidir. Kalça replasmanı tedavisinde implant, femur kemiği içine çimentolu ve çimentosuz olmak üzere iki şekilde sabitlenmektedir. Çimentolu implantlarda karşılaşılan en büyük problemlerden biri implantın femur kemiği içinde aseptik gevşemesidir. Aseptik gevşeme neticesinde hastanın revizyon ameliyatına girmesi ve implant bağlantısının yenilenmesi gerekmektedir. Bu çalışmada, çimentolu total kalça replasmanının mekaniği üzerinde önemli etkileri olan implant-çimento ve çimento-kemik ara yüzeylerinin mekanik dayanımları deneysel ve nümerik olarak araştırılmıştır. Deneysel çalışmalarda ara yüzeylerin darbe, çekme-kesme ve patlatma dayanımları ve bu dayanımlara etki edebilecek olan implant yüzey pürüzlülüğü, implant malzemesi ve çimento manto kalınlığı gibi parametreler in vitro olarak araştırılmıştır. Nümerik çalışmalarda çimentolu kalça replasmanı tedavisine maruz kalmış bir hastanın kalça eklemi sonlu elemanlar yöntemi ile modellenmiş ve yürüyüş döngüsündeki bir insanın tek ayak üzerinde olduğu durumda implant-çimento ve çimento-kemik ara yüzeylerinde ne tür gerilmeler meydana geldiği araştırılmıştır. Gerilmelerin büyüklük ve lokasyonları saptanarak farklı implant malzemelerinin bu gerilmelere etkileri saptanmıştır. Ayrıca deneysel çalışmalardan elde edilen dayanım değerleri sonlu elemanlar analizlerinde mukavemet sınırı kabul edilerek çimentolu kalça replasmanının hasar analizi gerçekleştirilmiştir. Deneysel çalışmalarda; aynı yüzey pürüzlülüğü değerinde çimento-kemik ara yüzeyinin implant-çimento ara yüzeyine göre daha mukavemetli olduğu, implant yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla ara yüzey dayanımının arttığı, çimento manto kalınlığının 1-3 mm arasında ideal olduğu ve implant malzemesinin ara yüzey dayanımında ciddi bir fark oluşturmadığı görülmektedir. Nümerik çalışmalarda; ara yüzeylerde baskın olan gerilmelerin çekme, basma ve kesme gerilmelerinin olduğu, implant malzemesinin elastikiyet modülünün çimento ve kemik elastisite modülüne yaklaşmasıyla ara yüzeylerde oluşan gerilmelerin azaldığı ve statik yükleme koşullarında bile ara yüzeylerde oluşan gerilmelerin maksimum dayanım değerlerini geçerek implant-çimento ve çimento-kemik ara yüzeylerini yer yer hasara uğrattığı görülmektedir.

#### ANAHTAR KELİMELELER:

Total kalça replasmanı, implant-çimento arayüzeyi, çimento-kemik arayüzeyi, sonlu elemanlar yöntemi, aseptik gevşeme

## **ABSTRACT**

### **INVESTIGATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF BONE - CEMENT JOINTS USED IN PROSTHESIS**

**PH.D THESIS**

**SAİT KOÇAK**

**PAMUKKALE UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE  
MECHANICAL ENGINEERING**

**(SUPERVISOR: PROF. DR. TEZCAN ŞEKERCİOĞLU)**

**DENİZLİ, OCTOBER 2019**

Total hip replacement is an orthopedic treatment that has been widely used in patients with hip joint disease for many years. In the hip joint replacement, the implant is fixed into the femoral bone in two ways as cemented and uncemented. One of the biggest problems encountered in cemented joint replacement is the aseptic loosening of the implant in the femoral bone. Due to aseptic loosening the patients must have a revision surgery to renew the implant connection. In this study, the mechanical strength of the implant-cement and cement-bone interfaces with significant effects on the mechanics of cemented total hip replacement were investigated experimentally and numerical. In the experimental studies, impact, tensile-shear and push-out strengths of the implant-cement and cement-bone interfaces and parameters such as implant surface roughness, implant material and cement mantle thickness which may affect these strengths were investigated in vitro. In the numerical study, the hip joint of a patient exposed to cement hip replacement was modeled by finite element method and it was investigated what kind of stresses occurred in the implant-cement and cement-bone interfaces in case of one foot on the walking cycle. The magnitude and location of the stresses and the effects of different implant materials on these stresses were determined. In addition, the strength values obtained from the experimental studies were evaluated in the finite element analysis and the failure analysis of the cemented hip replacement was performed. Experimental studies showed that; the cement-bone interface is more strength than the implant-cement interface with the same surface roughness, increased interfacial strength with increased implant surface roughness, the thickness of the cement mantle is ideal between 1-3 mm and implant material has no significant affect on the interfacial strength of implant-cement interface. Numerical studies showed that; the stresses which are predominant on the interfaces are tensile, compression and shear stresses, as the elasticity module of the implant material approaches the modulus of elasticity of the cement and bone, the stresses on the interfaces are reduced and even under static loading conditions, the stresses on the interfaces exceed the maximum strength values and cause damage to the both implant-cement and cement-bone interfaces.

#### **KEYWORDS:**

Total hip replacement, implant-cement interface, cement-bone interface, finite element method, aseptic loosening

# İÇİNDEKİLER

Sayfa

<b>ÖZET</b> .....	<b>i</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>ii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>iii</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>vi</b>
<b>TABLO LİSTESİ</b> .....	<b>ix</b>
<b>SEMBOL LİSTESİ</b> .....	<b>x</b>
<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>xi</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
1.1    Ön Bilgi .....	1
1.2    Literatür Özeti .....	2
1.2.1    Çimento-Kemik Arayüzeyi .....	2
1.2.2    İmplant-Çimento Arayüzeyi .....	8
1.2.3    Çimentonun Darbe Dayanımı .....	11
1.2.4    Sonlu Elemanlar Yöntemi.....	12
1.3    Tezin Amaç ve Kapsamı .....	14
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>16</b>
2.1    İnsan Kalça Eklemi .....	16
2.1.1    Kalça Ekleminin Anatomisi ve Kinematığı .....	16
2.1.2    Eklem Yükleri ve Yürüyüş Analizleri .....	19
2.2    Total Kalça Replasmanı (THR).....	21
2.2.1    Total Kalça Replasmanına Genel Bakış .....	21
2.2.2    İmplant Birleştirme Yöntemleri.....	23
2.2.2.1    Çimentolu Birleştirme Yöntemi .....	23
2.2.2.2    Çimentosuz Birleştirme Yöntemi.....	25
2.3    Kemik Çimentosu.....	26
2.3.1    Kemik Çimentosunun Özellikleri .....	28
2.3.2    Kemik Çimentosu Uygulama Teknikleri .....	29
2.4    Metalik Kalça İmplantı Malzemeleri.....	30
2.4.1    CoCrMo Alaşımları .....	30
2.4.2    Paslanmaz Çelikler .....	31
2.4.3    Titanyum Alaşımları .....	32
2.5    Kalça İmplantlarına Uygulanan Yüzey İşlemleri .....	33
2.5.1    Kumlama İşlemi.....	33
2.5.2    Kaplama .....	35
<b>3. MATERYAL METOD</b> .....	<b>37</b>
3.1    Deney Numunelerinin Malzemeleri .....	37
3.2    Deney Numunelerinin Boyutları .....	38
3.3    Deney Numunelerinin İmalatı .....	39
3.3.1    İmplant Malzemesi Numunelerin İmalatı .....	39
3.3.2    Kemik Numunelerin İmalatı .....	39
3.4    Deney Numunelerinin Yüzey İşlemleri.....	41
3.4.1    İmplant Malzemesi Numunelerin Yüzey İşlemleri.....	41
3.4.2    Kemik Numunelerin Yüzey İşlemleri.....	43
3.4.3    Yüzey İşlemlerinin İncelenmesi .....	44
3.5    Deney Numunelerinin Birleştirilmesi .....	44



3.5.1	Kemik Çimentosunun Hazırlanması.....	44
3.5.2	İmplant-Çimento Ara Yüzey Numunelerinin Hazırlanması.....	45
3.5.3	Çimento-Kemik Ara Yüzey Numunelerinin Hazırlanması .....	48
3.5.4	Farklı Manto Kalınlıklı Deneş Numunelerinin Hazırlanması .....	49
3.6	Darbe Deneyleri .....	51
3.6.1	Darbenin Tanımı .....	51
3.6.2	Darbe Deneylerinin Amacı .....	52
3.6.3	Deneş Düzenegİ.....	53
3.6.4	Yükleme Durumu .....	54
3.6.5	Deneş Kombinasyonları .....	55
3.6.6	Deneylerin Yapılışı .....	57
3.7	Çekme-Kesme Deneyleri .....	58
3.7.1	Çekmenin Tanımı .....	58
3.7.2	Çekme-Kesme Deneylerinin Amacı .....	59
3.7.3	Deneş Düzenegİ.....	59
3.7.4	Yükleme Durumu .....	60
3.7.5	Deneş Kombinasyonları .....	61
3.7.6	Deneylerin Yapılışı .....	61
3.8	Patlatma (Push-out) Deneyleri .....	63
3.8.1	Patlatmanın Tanımı.....	63
3.8.2	Patlatma Deneylerinin Amacı.....	63
3.8.3	Deneş Düzenegİ.....	63
3.8.4	Yükleme Durumu .....	63
3.8.5	Deneş Kombinasyonları .....	64
3.8.6	Deneylerin Yapılışı .....	66
3.9	Sonlu Elemanlar Yöntemi (FEA) Analizleri.....	67
3.9.1	Sonlu Elemanlar Yönteminin (FEA) Tanımı.....	67
3.9.2	Sonlu Elemanlar Analizlerinin Amacı.....	68
3.9.3	Cad Modeli .....	68
3.9.4	Sonlu Elemanlar Modeli .....	70
3.9.5	Malzeme Modeli .....	71
3.9.6	Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları .....	72
<b>4.</b>	<b>BULGULAR VE TARTIŞMA .....</b>	<b>74</b>
4.1	Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	74
4.1.1	Yüzey Pürüzlülük Değerleri .....	74
4.1.2	Kumlanmış Numunelerin Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi	76
4.2	Darbe Deneyi.....	78
4.2.1	İmplant – Çimento Ara Yüzey Darbe Deneyleri .....	78
4.2.2	Çimento – Kemik Ara Yüzey Darbe Deneyi Sonuçları.....	80
4.2.3	Farklı Manto Kalınlığındaki Numunelerin Darbe Deneyleri.....	81
4.2.4	Darbe Deneyi Sonrası Numunelerin Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi .....	83
4.3	Çekme – Kesme Deneyleri.....	85
4.3.1	İmplant – Çimento Ara Yüzeyi.....	85
4.3.2	Çimento-Kemik Ara Yüzeyi.....	91
4.3.3	Manto Kalınlığının Etkisi .....	93
4.4	Patlatma Deneyi .....	95
4.4.1	İmplant-Çimento Ara Yüzeyi .....	95
4.4.2	Manto Kalınlığının Etkisi .....	97
4.5	Sonlu Elemanlar Yöntemi Analizleri .....	98

<b>5. SONUÇ VE ÖNERİLER .....</b>	<b>106</b>
<b>6. KAYNAKLAR.....</b>	<b>111</b>
<b>7. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>118</b>

## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1: İnsan kalça eklemi detay görüntüsü.....	16
Şekil 2.2: Asetabulum bölgesinin bileşenleri (Url-2 2019) .....	17
Şekil 2.3: İnsan kemiğinin şematik görüntüsü (Varini 2007) .....	18
Şekil 2.4: İnsan vücudundaki anatomik düzlemler .....	19
Şekil 2.5: Yürüyüş döngüsü ile kalça eklemine etkiyen kuvvetler .....	20
Şekil 2.6: Çimentolu kalça replasmanı detay görünümü (Url-3 2019) .....	24
Şekil 2.7: Çimentosuz kalça replasmanı detay görünümü (Url-4 2019).....	25
Şekil 2.8: Kemik çimentosunun polimerizasyon reaksiyonu .....	28
Şekil 2.9: Polimerizasyon işleminin sıcaklık-zaman eğrisi .....	28
Şekil 2.10: Çubuk kısımları kumlanmış kalça implantları.....	34
Şekil 3.1: Kare prizma numunelerin teknik resmi .....	38
Şekil 3.2: Silindirik numunelerinin teknik resmi .....	38
Şekil 3.3: Talaşlı imalat ve hassas döküm yöntemi ile imal edilmiş kare prizma numuneler.....	39
Şekil 3.4: Deney numunesi çıkartılan femoral sığır kemikleri .....	40
Şekil 3.5: Frezede yüzeyi işlenmiş kemikler.....	40
Şekil 3.6: Kumlama prosesisin şematik olarak gösterimi .....	41
Şekil 3.7: Yüzeyleri kumlanmış kare prizma deney numuneleri .....	42
Şekil 3.8: Yüzeyleri kumlanmış silindirik deney numuneleri.....	42
Şekil 3.9: Mahr Perthometer M2 yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı .....	42
Şekil 3.10: Rockwell- Brinell Sertlik Ölçme Cihazı, MEBA MHT-150 .....	43
Şekil 3.11: Yüzeyi pürüzlü hale getirilen sığır kemiği deney numunesi .....	43
Şekil 3.12: ZEISS marka alan emisyon taramalı elektron mikroskobu (SEM) .....	44
Şekil 3.13: Biomet marka kemik çimentosunun hazırlanması.....	45
Şekil 3.14: Deney numuneleri birleştirme kalıbı .....	46
Şekil 3.15: Silindirik numuneleri merkezleme aparatı.....	46
Şekil 3.16: Kürleşmesi için beklenen deney numuneleri .....	47
Şekil 3.17: NÜVE TK-252 marka iklimik kabin.....	48
Şekil 3.18: Kemik - kemik çimentosu ara yüzey numuneleri .....	48
Şekil 3.19: Manto kalınlığı ayarlama mastarları .....	49
Şekil 3.20: Kalıplara sıkıştırılmış deney numuneleri.....	49
Şekil 3.21: Birleştirilmiş kemik ve titanyum numuneler .....	50
Şekil 3.22: Farklı çimento manto kalınlığındaki deney numuneleri .....	50
Şekil 3.23: Farklı mamto kalınlığına sahip patlatma numuneleri .....	51
Şekil 3.24: Darbe deneyinde yük-çökme eğrisi .....	52
Şekil 3.25: Deneylerde kullanılan Izod darbe cihazı .....	53
Şekil 3.26: Deney numunesinin izod darbe cihazına bağlanması .....	54
Şekil 3.27: Alt tutucu kalıp tasarım resmi.....	55
Şekil 3.28: Çimento manto kalınlığının etkisinin araştırıldığı numuneler .....	56
Şekil 3.29: İmplant malzemesi - kemik çimentosu birleşimi.....	56
Şekil 3.30: Kemik - kemik çimentosu birleşimi .....	57
Şekil 3.31: İmplant – kemik çimentosu ara yüzey deney numunesi .....	57
Şekil 3.32: Çimento-kemik ara yüzey numuneleri.....	58
Şekil 3.33: Deneylerde kullanılan Instron 8801 çekme cihazı.....	59
Şekil 3.34: Çekme-kesme deneyleri ara yüzey yükleme aparatı.....	60

Şekil 3.35: İmplant-çimento ara yüzey a) çekme, b) 45° çekme ve c) kesme durumu .....	61
Şekil 3.36: Çimento-kemik ara yüzey a) çekme, b) 45° çekme ve c) kesme durumu .....	62
Şekil 3.37: 2 mm manto kalınlığına sahip kesme numunesi.....	62
Şekil 3.38: Patlatma deneyi yükleme koşulları .....	64
Şekil 3.39: Yüzey pürüzlülüğü ile ilgili kombinasyon .....	65
Şekil 3.40: Manto kalınlığı ile ilgili kombinasyon.....	65
Şekil 3.41: Patlatma deneylerinin yapılışı.....	66
Şekil 3.42: 2, 3, 4, ve 5 mm manto kalınlığına sahip patlatma numuneleri.....	66
Şekil 3.43: Femoral bileşenler, a) Charnley kalça implantı, b) 3 mm çimento mantosu, c) femur kemiği, d) montaj edilmiş femoral bileşenlerin izometrik görüntüsü.....	69
Şekil 3.44: Total kalça replasmanının sonlu elemanlar modeli .....	70
Şekil 3.45: Total kalça replasmanına uygulanan kuvvetler .....	72
Şekil 4.1: Değişen kum boyutunun üç farklı malzemenin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin incelenmesi.....	75
Şekil 4.2: a) EKF 16, b) EKF 24, c) EKF 46, d) EKF 60 ile kumlanmış titanyum alaşımı numuneler .....	77
Şekil 4.3: a) EKF 16, b) EKF 24, c) EKF 46, d) EKF 60 ile kumlanmış paslanmaz çelik numuneler .....	77
Şekil 4.4: a) EKF 16, b) EKF 24, c) EKF 46, d) EKF 60 ile kumlanmış kobalt alaşımı numuneler .....	78
Şekil 4.5: Darbe dayanımının yüzey pürüzlülüğüne göre değişimi .....	80
Şekil 4.6: Çimento - kemik ara yüzey darbe dayanımları.....	81
Şekil 4.7: Çimento manto kalınlığının darbe dayanımına etkisi .....	82
Şekil 4.8: İmplant-çimento ayrılma yüzeyi.....	83
Şekil 4.9: Titanyum alaşımı, a) Kumlanmış temiz yüzey, b) Darbe sonrası ayrılma yüzeyi .....	84
Şekil 4.10: Paslanmaz çelik, a) Kumlanmış temiz yüzey, b) Darbe sonrası ayrılma yüzeyi.....	84
Şekil 4.11: Kobalt alaşımı, a) Kumlanmış temiz yüzey, b) Darbe sonrası ayrılma yüzeyi.....	84
Şekil 4.12: Yüzey pürüzlülük değerlerine göre çekme dayanımının değişimi .	86
Şekil 4.13: Farklı yüzey pürüzlülük değerlerine göre kesme dayanımının değişimi .....	87
Şekil 4.14: Yüzey pürüzlülük değerlerine göre 45 ° çekme dayanımının değişimi .....	88
Şekil 4.15: Yüzey pürüzlülük değerlerine göre çekme dayanımının değişimi .	89
Şekil 4.16: Farklı yüzey pürüzlülük değerlerine göre kesme dayanımının değişimi .....	90
Şekil 4.17: Titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik çekme dayanımı karşılaştırılması .....	90
Şekil 4.18: Titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik kesme dayanımı karşılaştırılması .....	91
Şekil 4.19: Kemik – kemik çimentosu ara yüzey dayanım değerleri.....	93
Şekil 4.20: Çimento manto kalınlığının çekme dayanımına etkisi .....	94
Şekil 4.21: Çimento manto kalınlığının kesme dayanımına etkisi.....	95
Şekil 4.22: Paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerin ara yüzey patlatma dayanımlarının karşılaştırılması .....	97

Şekil 4.23: Çimento manto kalınlığının kesme dayanımına etkisi.....	98
Şekil 4.24: Titanyum alaşımı malzeme için implant-çimento ara yüzeyinde oluşan, a) Çekme, b) Kesme gerilmeleri ve çimento-kemik ara yüzeyinde oluşan c) Çekme, d) Kesme gerilmeleri.....	99
Şekil 4.25: Paslanmaz çelik malzeme için implant-çimento ara yüzeyinde oluşan, a) Çekme, b) kesme gerilmeleri ve çimento-kemik ara yüzeyinde oluşan c) Çekme, d) Kesme gerilmeleri.....	100
Şekil 4.26: EKF 16 ile kumlanmış titanyum alaşımı numunenin ara yüzey çekme eğrisi .....	101
Şekil 4.27: EKF 16 ile kumlanmış titanyum alaşımı numunenin ara yüzey kesme eğrisi.....	102
Şekil 4.28: Titanyum implant kullanıldığında implant-çimento arayüzeyinde a) Çekme, b) Kesme gerilmelerinden ve çimento-kemik arayüzeyinde c) Çekme, d) Kesme gerilmelerinden kaynaklı arayüzey hasar bölgeleri.....	103
Şekil 4.29: Paslanmaz çelik implant kullanıldığında implant-çimento arayüzeyinde a) Çekme, b) Kesme gerilmelerinden ve çimento-kemik arayüzeyinde c) Çekme, d) Kesme gerilmelerinden kaynaklı arayüzey hasar bölgeleri.....	104

## TABLO LİSTESİ

### Sayfa

Tablo 2.1: Akrilik kemik çimentosunun bileşenleri (Marangoz 2011).....	27
Tablo 2.2: Kemik çimentolarının mekanik özellik aralıkları.....	29
Tablo 2.3: Kobalt-krom alaşımının bileşenleri (ASTM F75, ASTM F90).....	31
Tablo 2.4: Kobalt-krom alaşımının fiziksel özellikleri (ASTM F75).....	31
Tablo 2.5: 316 L paslanmaz çeliğin kimyasal bileşimi.....	32
Tablo 2.6: Paslanmaz çeliklerin fiziksel özellikleri.....	32
Tablo 2.7: Ti-6Al-4V alaşımının bileşenleri (ASTM F136).....	33
Tablo 2.8: Titanyum alaşımının (Ti6Al4V) fiziksel özellikleri.....	33
Tablo 2.9: Beyaz alüminyum oksitin fiziksel özellikleri.....	34
Tablo 2.10: Beyaz alüminyum oksit kimyasal bileşenleri.....	34
Tablo 2.11: Genel tane iriliği alanına göre ürün kodları.....	35
Tablo 3.1: İmplatlarda kullanılan malzemelerin farklı standartlarda gösterimi	37
Tablo 3.2: ASTM F 75 – 7 kimyasal bileşenleri (%).....	37
Tablo 3.3: ASTM F138 Grade 2 kimyasal bileşenleri (%).....	37
Tablo 3.4: ASTM Ti-Grade 23 6 Al-4V ELI kimyasal bileşenleri (%).....	37
Tablo 3.5: Kuşlama parametreleri.....	41
Tablo 3.6: Biomet kemik çimentosu bileşenleri.....	45
Tablo 3.7: Salin çözeltisinin içeriği.....	47
Tablo 3.8: Analizde kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri.....	71
Tablo 3.9: Total kalça replasmanına etkileyen kuvvetler.....	73
Tablo 4.1: Ti6Al-4V ELI (titanyum alaşımı) yüzey pürüzlülük değerleri.....	74
Tablo 4.2: F138 Grade 2 (paslanmaz çelik) yüzey pürüzlülük değerleri.....	74
Tablo 4.3: F 75 - 7 (kobalt alaşımı) yüzey pürüzlülük ölçüm değerleri.....	75
Tablo 4.4: Deney numunelerinin sertlik değerleri.....	76
Tablo 4.5: Kemik numunelerin pürüzlülük değerleri.....	76
Tablo 4.6: Titanyum - kemik çimentosu ara yüzey darbe dayanımları.....	79
Tablo 4.7: Paslanmaz çelik-kemik çimentosu ara yüzey darbe dayanımları....	79
Tablo 4.8: Kobalt alaşımı - kemik çimentosu ara yüzey darbe dayanımları....	79
Tablo 4.9: Çimento – kemik ara yüzey darbe dayanımları.....	80
Tablo 4.10: Çimento manto kalınlığının darbe dayanımına etkisi.....	82
Tablo 4.11: Titanyum-kemik çimentosu ara yüzey çekme dayanımları.....	85
Tablo 4.12: Titanyum - kemik çimentosu ara yüzey kesme dayanımları.....	86
Tablo 4.13: Titanyum - kemik çimentosu ara yüzey 45 ° çekme dayanımları..	87
Tablo 4.14: Paslanmaz çelik-kemik çimentosu ara yüzey çekme sonuçları....	88
Tablo 4.15: Paslanmaz çelik-kemik çimentosu ara yüzey kesme sonuçları....	89
Tablo 4.16: Çimento-kemik ara yüzey çekme dayanımları.....	92
Tablo 4.17: Çimento-kemik ara yüzey 45 ° çekme dayanımları.....	92
Tablo 4.18: Çimento-kemik ara yüzey kesme dayanımları.....	92
Tablo 4.19: Çimento manto kalınlığının ara yüzey çekme dayanımına etkisi..	94
Tablo 4.20: Çimento manto kalınlığının ara yüzey kesme dayanımına etkisi..	94
Tablo 4.21: Titanyum-kemik çimentosu ara yüzey patlatma deney sonuçları..	96
Tablo 4.22: Paslanmaz çelik-kemik çimentosu ara yüzey patlatma sonuçları..	96
Tablo 4.23: Farklı manto kalınlıklı numunelerinin patlatma sonuçları.....	97

## SEMBOL LİSTESİ

<b>R<sub>a</sub></b>	:	Yüzey pürüzlülük değeri
<b>μ</b>	:	Sürtünme katsayısı
<b>R</b>	:	Regrasyon
<b>THA</b>	:	Total kalça artroplastisi
<b>THR</b>	:	Total kalça replasmanı
<b>UHMWP:</b>	:	Çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen
<b>PMMA</b>	:	Polimetilmetakrilat
<b>J</b>	:	Absorbe edilen darbe enerjisi
<b>RE</b>	:	Darbe dayanımı
<b>σ</b>	:	Çekme gerilmesi
<b>τ</b>	:	Kesme gerilmesi

## ÖNSÖZ

Bu tezin konusunun ve kapsamının belirlenmesine öncülük eden ve çalışmalarım süresince benden bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen kıymetli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Tezcan ŞEKERCİOĞLU'na teşekkürü bir borç bilirim.

Yine tez izleme sürecinde değerli eleştirileri ile tezin olgunlaşmasında büyük katkıları olan Sayın Prof. Dr. Cemal MERAN hocam ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Arzum İŞİTAN hocama teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince sürekli dirsek temasında olduğum ve ihtiyaç duyduğum her an bir telefon kadar uzağımda olan kıymetli arkadaşım Sayın Arş. Gör. Ali Tekin GÜNER'e çok teşekkür ederim.

Bu tezle birlikte sonuna gelmiş olduğum resmi öğretim hayatımın her diliminde, hayatıma dokunan ve her zaman maddi-manevi desteklerini arkamda hissettiğim değerli ailem, akrabalarım, öğretmenlerim ve dostlarıma minnettarım.

Bu tezi tamamlayabilme feraset ve dirayetini bana bahşeden yüce Allah'a hamd ederim.

Tezin mühendislik ve tıp ilmi ile uğraşan bilim insanlarına faydalı olması dileğiyle...



# 1. GİRİŞ

## 1.1 Ön Bilgi

Total kalça implantı, kalça ekleminde rahatsızlık olan hastalara yaygın bir şekilde uygulanmaktadır. İmplantlar hastanın kemikleri içine çimentolu veya çimentosuz olmak üzere iki şekilde yerleştirilir. Daha genç yaşa sahip ve kemik yapısı bozulmamış hastalarda çimentosuz implantlar tercih edilirken yaşlı ilerlemiş ve kemik yapısı bozulmuş hastalarda çimentolu implantlar kullanılır. İmplantın ev sahibi kemik içindeki stabilitesi her iki proste de önemli rol oynar.

Çimentolu kalça implantlarının uzun süreli stabilitesi; kemik, çimento, implant ve bunların birleşmesinden oluşan iki ara yüzeye bağlı olduğu yaygın olarak kabul edilmektedir. Bu ara yüzeyler implant-çimento ve kemik-çimento ara yüzeyleridir. Hem implant-çimento ara yüzeyinde, hem de kemik-çimento ara yüzeyinde ne kadar güçlü bir kenetlenme sağlanırsa o denli dayanıklı bir cerrahi müdahale sağlanmış olur. Çimentolu eklem replastmanının dayanım değerlerinin saptanabilmesi için kullanılan malzemelerin (örn. kemik çimentosu, implant) yanı sıra bu ara yüzeylerin dayanım değerleri de bilinmelidir.

Çimentolu kalça eklemlerinin en büyük problemlerinden birisi implantın aseptik gevşemesidir. Bazı araştırmacılar gevşemenin kemik-çimento ara yüzeyinde meydana geldiğini savunurken birçok araştırmacı implant-çimento ara yüzeyinin daha problemlili olduğunu savunmaktadır. Bu sebeple hem implant-çimento hem de kemik-çimento ara yüzeylerinin mekanik dayanımları üzerine birçok çalışma yapılmıştır. Ancak şimdiye kadar yapılan çalışmalarda kalça implantlarındaki aseptik gevşemelerin önüne geçilememiştir ve ortalama 10 yıl gibi bir süre sonra revizyon ameliyatın gerekliliği devam etmektedir. İki den fazla revizyon ameliyatı yapılamamaktadır.

## 1.2 Literatür Özeti

### 1.2.1 Çimento-Kemik Arayüzeyi

Mann ve diğ. (1997) tarafından, genel olarak kemik-çimento ara yüzeyinin mekanik davranışlarını ve özellikle de çekme yükü altındaki kemik-çimento ara yüzeyinin akma sonrası davranışını, ara yüzey hasarının nerede meydana geldiğini ve eğer kemiğin ara yüzeydeki yoğunluğunun veya kemik-çimento kenetlenme miktarının ara yüzeyin mekanik özelliklerine etkisi varsa belirlemek için deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Deneylede altı tane insandan (ortalama yaş 58, aralık 25-77) elde edilen broşlanmış ve üçüncü kuşak çimentolama tekniği ile birleştirilmiş proksimal femoral kemikten elde edilmiş yetmiş bir tane numune kullanmışlardır. Numune boyutları çimento ve kemiğin birleştiği bölgelerden olmak üzere 10 mm genişliğinde 10-20 mm uzunluğunda ve 5 mm kalınlığındadır. Çimento ve kemiğin kenetlenmesini fotografik görüntülerle belirlemiş ve kemiğin mineral yoğunluğunu Kantitatif Bilgisayarlı Tomografi (QCT) ile ölçmüşlerdir. Numuneleri yer değiştirme kontrollü cihazda hasar meydana gelinceye kadar yüklemişlerdir. Elde edilen sonuçlara göre, akma sonrası davranışı kemik-çimento ara yüzeyinin hasara uğraması için gerekli olan enerjiye katkıda bulunduğu, fakat akma sonrası davranışı kemik yoğunluğu veya kenetlenmenin miktarı ile doğrudan ilişkilendirilemeyeceği ifade edilmiştir. Yapılan lineer regresyon analizi, kemik-çimento ara yüzeyinin çekme dayanımı ile kemik-çimento kenetlenmesinin miktarı arasında pozitif ilişki olduğunu göstermiştir.

Funk ve diğ. (1998) yapmış oldukları çalışmada in vitro olarak, standart polimetil metakrilat (PMMA) ve metil metakrilat matrisi içine ilave edilmiş poly boncuklar (butil metakrilat) ile indirgenmiş modüle sahip (PBMMMA) iki tip kemik çimentosu kullanarak kemik çimento ara yüzeyinin kayma testlerini yapmışlardır. Ayrıca kayma özellikleri testlerini süngerimsi kemik ve her bir çimento içinde ayrı ayrı hesaplamışlardır. Deneyleleri, numunenin sıfır-moment kesitinde saf bir kesme kuvveti oluşturan Losipescu kesme testi yöntemi kullanılarak yapmışlardır. Bu yöntem sayesinde test numunelerinin her kesitinde meydana gelen kesme özelliklerini belirleyebilmişlerdir. Deneyleleri, özellikle çimento-kemik interdigitasyonunun

ortasında ve o bölgenin kemik ve çimento uçlarında olmak üzere ara yüzey bölgesinin tamamında gerçekleştirmişlerdir. Maksimum kayma mukavemetini ve kayma modülünü hesaplamışlardır. PBMMA'nın kayma modülünü PMMA'ninkinden %3 daha az bulmuşlardır. Kemik-kompozit ara yüzün ve kompozit bölgenin mukavemeti ve modülü gibi, süngerimsi kemiğin mukavemeti ve modülü de kemiğin görünür yoğunluğuyla doğrudan ilişkili olarak bulmuşlardır. Kemik-kompozit ara yüzeyde mukavemet ve modül kemik tarafından belirlenirken, çimento-kompozit ara yüzeyinde çimento tarafından belirlenmiştir. Kompozit bölge boyunca, kompozit içindeki iki malzemenin sertliği kayma özelliklerini belirler.

Mann ve diğ. (1999) yaptıkları çalışmada çimento-kemik ara yüzeyinin çekme veya kesme yüküne bağlı olarak mekanik özelliklerini belirlemeyi amaçlamışlardır. Testlerden önce kemiğin çimento ile kenetlenme miktarını ölçmüşler ve bu değeri değişken olarak kullanmışlardır. Çimento-kemik ara yüzeyinin görünür dayanımını kayma yükü (2,25 MPa) ile yüklendiğinde çekme yüküne (1,35 MPa) kıyasla belirgin olarak daha yüksek bulmuşlardır. Özellikle kesme numunelerinde hasardan önce deplasman için daha çok enerjiye ihtiyaç duyulduğunu saptamışlardır. Çalışmada elde edilen veriler, eşit miktarda çekme ve kesme zorlamasına maruz kalan çimento-kemik ara yüzeylerinin çekme zorlaması altında başarısız olma olasılığının daha yüksek olduğunu önermektedir.

Ramaniraka ve diğ. (2000) yapmış oldukları çalışmada titanyum ve krom-kobalt malzemedan oluşan protezler için çimento-kemik ve çimento-protez ara yüzeylerindeki mikro hareket ve gerilmeleri sonlu elemanlar yöntemini kullanarak incelemişlerdir. Yaptıkları çalışma üç bölümden oluşmaktadır. İlk olarak, titanyum çubuk (Ti6Al4V, elastisite modülü 110 000 MPa; Poisson oranı 0,3) ve kobalt-krom çubuk (Young modülü 200 000 MPa; Poisson oranı 0,3) karşılaştırılmıştır. Çimentonun manto kalınlığı 4 mm için çimento-kemik ve çimento-implant ara yüzey sürtünme katsayıları sırasıyla 1,0 ve 0,4 olarak belirlemişlerdir. İkinci olarak çimento manto kalınlığı parametre olarak belirlenmiş ve birinci koşulların çimento manto kalınlığının değişmesine (2, 3, 4, 5 ve 7 mm) hassasiyetini araştırmışlardır. Sürtünme katsayısı çimento-kemik ara yüzeyinde 1,0; çimento-implant ara yüzeyinde 0,4 almışlardır. Üçüncü olarak çimento-kemik ara yüzey pürüzlülüğünün etkilerini

incelemişlerdir. Çimento-kemik ara yüzeyindeki sürtünme katsayısını sırasıyla 0,4; 0,6; 0,8 ve 1,0 ve çimento mantosunun kalınlığını da 4 mm olarak ayarlamışlardır.

Yapılan çalışmalar sonucunda her iki implantın davranışını da benzer bulmuşlar ve protez sertliğine göre her iki ara yüzeydeki mikro hareketin boyutu ve dağılımında önemli bir fark bulamamışlardır. Mikro hareket çimento manto kalınlığı 3-4 mm civarında iken asgari boyutta bulunurken kalınlığın artması ile mikro harekette artmıştır. Çimento kalınlığı 2 mm'den daha ince ve protez titanyumdan oluştuğunda mikro hareketi anormal derecede yüksek boyutta gözlemlemişlerdir. Yüzey pürüzlülüğündeki göreceli azalmanın, kayma oranını artırdığı, ancak çimento-kemik ara yüzeyinde bağ ayrılmasını azalttığını gözlemlemişlerdir. Çimento-kemik sürtünmesinin farklı katsayıları için, çimento içindeki basma ve çevresel gerilme hafifçe artarken bu sahadaki kayma gerilmesinde önemli ölçüde farklılık görülmemiştir.

Mann ve diğ. (2001) yapmış oldukları diğer bir çalışmada, karışık modlu (çekme ve kesme karışımı) yüklemeye bağlı olarak çimento-kemik ara yüzeyinin mekanik davranışlarını belirlemişler ve çimento-kemik ara yüzeyi için bir hasar modeli geliştirmişlerdir.

Çimento-kemik deney numunelerini, çağdaş (3. Kuşak çimentolama tekniği) çimentolama teknikleri kullanılarak broşlanmış, lavajlanmış ve çimentolanmış altı taze dondurulmuş insan proksimal femurundan (ortalama yaş 72, aralık 49-86) imal etmişlerdir.

İşlenmiş çimento-kemik test numunelerinin laboratuvar testleri, karışık modlu yüklenme koşulları (yükleme açısı 11,5"; 45"; ve 67,5") altında gerçekleştirilmiş ve akma öncesi ve sonrası durumlardaki mekanik yanıtı belirlenmiştir. Karışık mod verileri, kemiğin kenetlenme miktarı bir değişken olarak belirlendikten sonra, çimento-kemik ara yüzey hasar modeli geliştirmek için çekme (0") ve kesme verileri (90") birleştirilmiştir. Yapılan çalışmada ara yüzün dayanımı kemiğin kenetlenme miktarı ile pozitif olarak bağlantılı ( $r^2 = 0,70; 0,53; 0,49$ ; sırasıyla 21,5"; 45"; ve 67,5" için) bulunmuştur. Karma mod açısı arttıkça, hasar dayanımında önemli bir artış ( $P < 0,001$ ) gözlemlemişlerdir. Çalışmadaki tüm verileri eliptik bir hasar kriterine dâhil

ettiklerinde, gerçek ve öngörülen dayanım arasındaki ortalama hatayı %33 olarak bulmuşlardır.

Kim ve diğ. (2004) yapmış oldukları çalışmada, çimentolu total kalça artroplastisinde meydana gelen aseptik gevşemenin nedenini araştırmışlardır. Çimento-kemik numuneleri, in vivo koşulları simüle etmek için taze dondurulmuş insan kadavra dokusu kullanılarak hazırlamışlardır. Çekme yorulma testlerini çevre şartlarında gerçekleştirmişlerdir. Numunelerin sertlik kaybına (sertlik hasarı) ve boşaltma sonrası (yükün kaldırılması) kalıcı yer değiştirmeye (sürünme hasarı) tüm numunelerde rastlamışlardır. Hasarda, başarısızlık sırasındaki toplam gerilme hasar birikiminin çoğunluğunu ( $79,9 \pm \%10,6$ ) sürünme hasarı oluşturmuştur. Gerinim-hasar oranı ve başarısızlık zamanı arasındaki kuvvet yasası ilişkisi, gerinim-hasar oranının çimento-kemik ara yüzeyinin yorulma ömrünün mükemmel bir belirleyici olduğunu göstermiştir. Ara yüzeyin S-N tepkisini, uygulanan gerilme oranının ve başlangıçta görülen gerilmenin bir fonksiyonu olarak elde etmişlerdir.

Kim ve diğ. (2004) yapmış oldukları çalışmada, kesme yorulma yüklemesine tabi tutulan çimento-kemik yapıları için yorulma hasarı tepkisini belirlemişlerdir. Çimento, kemik ve çimento-kemik ara yüzey içeren küçük paralel test numuneleri, taze dondurulmuş kadavra femurları kullanılarak hazırlamışlardır.

Von Mises eşdeğer gerilme / deformasyon kavramı kullanarak, çatlak kemik ara yüzeyinin yırtılma sürünme tepkisini hem makaslama hem de çekme yorulması yükü altında tanımlamak için genel bir hasar modeli geliştirmişlerdir. Her iki yükleme rejimi için, hasar zamanını; eşdeğer sürünme gerinim oranı ile yüksek kolerasyonlu ( $r^2 = 0,971$ ) eşdeğer başlangıç gerinimi ile kısmen ilişkili ( $r^2 = 0,428$ ) bulmuşlardır. Hasardaki eşdeğer sürünme gerilmesini ( $0,052 \pm 0,018$ ) uygulanan eşdeğer gerilmeden bağımsız olarak bulmuşlardır.

Mann ve diğ. (2008) yapmış oldukları çalışmada, yarı-statik çekme ve basma yüklemesine tabi tutulan, laboratuvar ortamında hazırlanmış tahribatsız çimentolu toplam kalça replasmanlarının çimento-kemik ara yüzünün mikro mekaniklerini belirlemek için dijital görüntü korelasyon tekniklerinden yararlanmışlardır. Yük altında, yer değiştirme tepkisinin büyük kısmı çimento ve kemik arasındaki temas ara yüzey bölgelerinde oluştuğunu tespit etmişlerdir. Temas ara yüzeyi gerilim açısından

sıkıştırmaya ( $0,0051 \pm 0,0031$  mm/MPa) göre çekmede ( $0,0067 \pm 0,0039$  mm/MPa) daha uyumlu olduğunu ve çimento ile kemik arasındaki kaygan temas nedeniyle önemli histerezis oluştuğunu saptamışlardır. Kemik-çimento ara yüzünün çekme mukavemetinin ara yüzey temas alanı ile doğru orantılı olduğunu saptamışlardır. Çekme dayanımının üzerinde yük uygulanması sonucunda mikro çatlaklar kemik çimento ara yüzey temas noktaları üzerinden ilerleyerek tamamı hasara uğrayasıya kadar devam etmiştir. Daha genel hasar kemikten çok çimentoda meydana gelmiştir.

Mann ve diğ. (2009) yapmış oldukları çalışmada kayma yorulma yüklemesine tabi tutulan çimento-kemik örnekleri kullanılarak in vitro bir çalışma gerçekleştirmişler, ara yüzeyin rijitlik değişimi ve sürünme hasarını dijital görüntü korelasyon teknikleri kullanılarak ölçmüşlerdir. Sertlik değişikliklerini ve sürünme hasarını, çimento ve kemik arasındaki temas ara yüzüne lokalize etmişlerdir. Ara yüzeyin sürünme hasarının birbirini takip eden üç aşamada gerçekleştiğini saptamışlardır. Başlangıçta sürünmede hızlı bir artış, onu takip eden kararlı bir artış ve yine hızlı bir artışla devam ederek hasar gerçekleşmiştir. Güç kanunu modellerini, sürünme ve rijitlik hasar tepkisini açıklamakta makul derecede başarılı bulmuşlardır. Ayrıca yüklenme büyüklüğünü, yükleme döngüsü sayısı ve arabirimdeki temas alanının bir fonksiyonu olarak bulmuşlardır. Çimento ve kemiği kıyasladıklarında çimentoda daha çok mikro çatlağın meydana geldiğini, genel olarak da hasarın ara yüzeyde oluştuğunu saptamışlardır.

Wang ve diğ. (2010) yapmış oldukları çalışmada, kemik-çimento ara yüzey davranışlarını çekme, kesme ve karışık mod yükleme koşulları altında incelemişlerdir. Kemik – çimento ara yüzey numunelerini elde etmek için akrilik kemik çimentosu, kemik olarak da süngerimsi sığır kemiği kullanmışlar ve ara yüzeyi çekme, kesme ve karışık modda mekanik olarak test etmişlerdir. Yükleme açısı ve çimento penetrasyon miktarının ara yüzey davranışı üzerindeki etkisini incelemişlerdir.

Yükleme modundan kaynaklanan hasar mekanizmaları mikro odaklı bilgisayarlı tomografi ile incelemişlerdir. Ölçülen çekme ve kesilme tepkileri, karma mod yükleme koşulları altında akma öncesi lineer ve akma sonrası üstel gerinim yumuşatma davranışının öngörüldüğü kohezif bölge yapısal modu içinde kullanılmıştır.

Yang ve diğ. (2010) yapmış oldukları çalışmada çimento ile birleştirilmiş deney numunelerini dinamik yük altında test etmişler ve çimento kemik ara yüzeyinin yorulma dayanımını karakterize etmeye çalışmışlardır. Numunelere yorulma mukavemetini geliştirme potansiyeline sahip çimento interdigitasyonunun farklı derecelerine ulaşmak için cerrahi bir kemik yüzey hazırlığı uygulamışlardır. Hazırlanan tüm numuneleri  $10^6$  yük tekrarına kadar periyodik kesme yüklemesine tabi tutmuşlar ve kemik-çimento, çimento-protez ara yüzeylerinde meydana gelen gevşeme derecesini Sayısal Görüntü Korelasyonu (DIC) kullanılarak değerlendirmişlerdir.

Sonuçlar, yer değiştirme (gevşeme) öyküsünün üç farklı reaksiyon bölgesi sergilediğini ve hasar başlangıcının, kemik-çimento ara yüzü boyunca gevşemenin bir sonucu olarak ortaya çıktığını göstermiştir. Ayrıca yorulma mukavemetinin, kemik yüzey pürüzlülüğü ve çimento interdigitasyonunun derecesi ile birlikte arttığını göstermiştir. Kemik yüzeyi topografyasından bağımsız olarak, ara yüzlerin yorulma mukavemetinin ve makaslama (kesme) mukavemetinin oranını yaklaşık 0,2 olarak bulmuşlardır. Değerlendirme sonuçları çimentolu eklem replasmanlarındaki kemik-çimento ara yüzünün yorulma dayanımının basit yarı statik kesme testlerinden tahmin edilebileceğini göstermektedir.

Miller ve diğ. (2010) yapmış oldukları çalışmada, kadavradan alınan çimentolu kalça protezi birleştirmesinden küçük numuneler elde etmişler ve bu numunelerin çekme basma yükleri altında mekanik dayanımlarını incelemiştir. Çimento-kemik ara yüzünün morfolojisini, BT tabanlı bir stereoloji yaklaşımı (CT-based stereology approach) ile hesaplamışlardır. Laboratuvarda hazırlanmış deney numunelerini ameliyat sonrası basma koşulları altındaki davranışlarını belirlemek için test etmişlerdir. Kadavradan elde ettikleri çimento-kemik ara yüzünün sertlik ve dayanım değerlerini, laboratuvar ortamında hazırladıkları numunelerin değerlerinden çok daha düşük olarak elde etmişlerdir. Kadavradan elde ettikleri çimento-kemik ara yüzlerini (çekme ve basma altında) uyumlu ve çok düşük bir çekme mukavemetine ( $0,21 \pm 0,32$  MPa) sahip olarak elde etmişlerdir. Çimento ve kemik arasındaki ara yüzey temas bölümü ve kesişme bölümü de dahil olmak üzere doğrusal bir regrasyon modeli, deneysel sonuçtaki değişkenliğin % 71'ini ( $p < 0,0001$ ) açıklayabilmiştir.

Miller ve diğ. (2011) yapmış oldukları çalışmada laboratuvarda hazırlanan ( $n = 6$ ) ve ölmüş insandan elde edilen ( $n = 6$ ) çimentosu-kemik ara yüzleri üzerinde

tahribatsız, çok eksenli yükleme deneyleri gerçekleştirmişlerdir. Numuneleri, özel yükleme disklerine monte etmişler ve ara yüzeye göre 0, 30, 60 ve 90° 'de yüklemişlerdir. Çalışmada 0°, ara yüze normal yüklemeyi gösteriyorken 90°, boyuna eksenli boyunca kayma yükünü temsil etmektedir. Eksenel uyum, laboratuvarda hazırlanan ( $p = 0,96$ ) ya da postmortem (kadavradan alınan örnekler) örnekler ( $p = 0,62$ ) için yükleme açısına bağlı bulunmamıştır. Çimento-kemik ara yüzü sadece 0° yükleme açısındaki basma yüküne göre çekmede daha uyumlu ( $p = 0,024$ ) bulunmuştur. Birleştirilmiş hareketin ölçümü olan birleştirilmiş transvers eksensel uyumluluk oranı, laboratuvarda hazırlanmış ( $0,115 \pm 0,115$ ) ve postmortem numuneler ( $0,142 \pm 0,101$ ) için küçüktür. Ara yüz uyumluluğu ve temas indeksi arasında orta derecede kuvvetli bir ters ilişki ( $r^2 = 0,65$ ) saptanmıştır.

### 1.2.2 İmplant-Çimento Arayüzeyi

Wheeler ve diğ. (1997) yapmış oldukları çalışmada total kalça replasmanının femoral bileşeninin asimetrik modelleri üzerine deneysel ve sonlu elemanlar metodu ile araştırmalar gerçekleştirmişleridir. Sonlu elemanlarla yapılan çalışmada ilk önce protez çubuğu ve onu çevreleyen çimento ara yüzeyi tamamen rijit (bonded), ikinci olarak ara yüzeylerin birbiri üzerinde kaymasına müsaade edilmiş ve son olarak ara yüzeye deneysel olarak saptanan 0,2 sürtünme katsayısını tayin etmişlerdir.

Sonlu elemanlar modellerinin tahminleri, karşılaştırmaların yapıldığı tüm konumlardaki deneysel testlerin sonuçları ile mükemmel bir uyum göstermiş ve böylece bu modellerin doğrulanması sağlanmıştır. Çimento ile protez çubuğu arasında kayma ilişkisi tanımlanması sonucunda ara yüzeyde oluşan kayma gerilmesinin %30 oranında azaldığını saptamışlardır.

Chen ve diğ. (1999) yapmış oldukları çalışmada taklit kalça protezi çubuğunun yüzey topografyasının ara yüzey kesme dayanımı üzerine araştırmalar yapmışlardır. Altı farklı yüzey topografyası kullanmışlardır. Çalışmada ara yüzey bağlanma dayanımı ile doğrudan ilişkili olabilecek; ortalama yüzey pürüzlülüğü  $R_a$ , ortalama eğimin karekökü  $R_{\Delta q}$ , korelasyon uzunluğu  $\beta$ , ve sıvı tutma indeksi  $R_{fi}$  gibi yüzey karakterizasyon parametreleri tanımlamışlardır. Palacos E kemik çimentosu ile paslanmaz çelik çubuklar arasındaki kayma mukavemetlerini Instron malzeme test



makinesi kullanılarak ölçmüşlerdir. Çimentonun yüzey mikrotopografisine "akabileceğini" ve metal yüzeyi ile iyi temas kurabildiğini bulmuşlardır. Bulunan sonuçlar ara yüzün mukavemetinin  $R_a$  ile değil de  $R_{\Delta q}$  'nün artmasıyla arttığını göstermiştir. Ara yüzey mukavemeti ve yüzey parametreleri arasındaki ilişki, izotropik bir yüzey dokusu, daha yüksek  $R_{\Delta q}$  ve daha büyük  $R_{ri}$  ' ye sahip bir metal gövdenin, daha yüksek ara yüzey kuvveti sağladığını göstermiştir.

Paczocha ve diğ. (2005) yapmış oldukları çalışmada protezin ön ısıtmaya tabi tutulmasının çimento-protez ara yüzeyinin kesme dayanımı üzerine etkilerini araştırmışlardır. Polimetilmetakrilat (PMMA) kemik çimentosu ve bir kobalt krom metal alaşımı kullanmışlardır. Çimentoyu standart koşullarda vakum altında hazırladıktan sonra metal çubukları çimento mantosuna batırmadan önce farklı sıcaklıklarda ön ısıtmaya tabi tutmuşlardır. Numuneleri basma kesme testlerine tabi tutmuşlar ve hasara uğrayan numuneleri mikroskop altında incelemişlerdir.

Elde edilen grafikte ön ısıtma sıcaklığı yükseldikçe ara yüzey kayma direncinde düşüş saptanmıştır. Bunun sebebini ön ısıtma miktarı ile çimento içindeki boşlukların artmasına bağlamışlardır.

Messick ve diğ. (2007) yapmış oldukları çalışmada operasyon şartlarını taklit eden kadavra modelinde elle karıştırılmış ve vakumla karıştırılmış çimentolu birleştirmeleri kıyaslamışlardır. Çimento kürleştikten sonra çimento-protez ve çimento-kemik ara yüzeylerinin dayanımı yanı sıra çimento porozitesinin dağılımını belirlemişlerdir.

Bulunan değerler elle karıştırma ve vakum altında karıştırmanın toplam gözenek alanının fraksiyonunun (el 6 %, vakum %5,7 eşleştirilmiş t-testi,  $p = 0,187$ ) aynı olduğunu göstermiştir. Ara yüzeylerdeki doğrusal lineer gözenek fraksiyonları da aynı bulunmuştur. Çimento-kemik ara yüzeyinin mukavemeti karıştırma tekniğinin farklılığından etkilenmezken, çimento-protez ara yüzeyinin mukavemeti elle karıştırmada daha yüksek değerde bulunmuştur. Sonuç olarak vakum ile karıştırma gözenekliliğin miktarını değiştirmedeği, sadece gözenekliliğin dağılımını etkileyebileceği saptanmıştır.

Ramos ve diğ. (2009) yapmış oldukları çalışmanın amacı, iki tane çimentolu femoral protezin in vitro davranışını yorulma çatlama oluşumuna göre

doğrulamaktır. Yorulma çatlama hasarını, Lubinus SPII ve Charnley protezlerinin orta, yan, arka ve ön taraflarında değerlendirmişlerdir. Tüm protezleri 2 Hz frekansta ve  $10^6$  yük tekrarında yorulma yüklemesine merdiven tırmanma tipinde yüklemişler ve test etmişlerdir. Deneylemlerden sonra, implante edilen her sentetik femuru kesitlendirmiş ve analiz etmişlerdir. Lubinus SPII gövdesi için çimento mantonun proksimal kısmında daha fazla hasar (alan başına çatlaklar) gözlemlemişlerdir.

Mikro-çatlak oluşumunun protez-çimento ara yüzünde başlayıp ve femurun kortikal kemiğinin yönüne doğru büyüdüğünü görmüşlerdir. Dahası, Charnley protezi, çimento-kemik ara yüzünde daha fazla hasar meydana getirmiştir. Lubinus SPII protezinin çimento-protez ara yüzü için dikkate alınan bir başarısızlık endeksi (çatlamanın maksimum uzunluğu / maksimum çimento kalınlığı) daha yüksektir. 5 mm'den yüksek bir çimento manto kalınlığı için; çatlama, çimento-kemik ara yüzünde başlamış ve kanal açma prosedürüne bağlıdır. (kanal açma (genişletme) ve aletler). Yapılan analiz aynı zamanda çimento mantosunda meydana gelen yorulmaya bağlı hasarın proksimal de arttığını ve protez çubuğunun aksenal konumuna bağlı olduğunu göstermiştir. Çimento kalınlığı THR'nin başarısı için önemli bir faktördür ve yapılan çalışma çimento kalınlığının 2 mm'den kalın olduğu durumlarda görünüşte çimento mantosunun mekanik davranışını etkilemediğini ve çimento-kemik ara yüzünde daha fazla çatlak oluşumuna neden olduğunu kanıtlamıştır.

Zelle ve diğ. (2011) yapmış oldukları deneysel çalışmada implant-çimento ara yüzey dayanımını belirlemek adına farklı yüzey pürüzlülüğü değerleri için karışık modda çekme ve kesme yüklemesi altında deneyler gerçekleştirmişlerdir.

Yükleme açısının sade çekme ve kesme değerleri için değiştiği analizi, en küçük sürtünme katsayısı ( $R_a = 0,89 \mu\text{m}$ ) için gerçekleştirmişler ve ara yüzeyin dayanımını 0,40 – 1,95 MPa aralığında bulmuşlar. Bu değer en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri ( $R_a = 2,76 \mu\text{m}$ ) için 4,90 – 9,90 MPa aralığında bulunmuştur. Ara yüzey dayanımını sade kesmede (1,95 – 9,90 MPa) sade çekmeye (0,58 – 6,67 MPa) nazaran önemli ölçüde büyük bulmuşlardır. Ara yüzey dayanımının (S), ara yüzey yüklemesi açısı ( $\alpha^0$ ) ve yüzey pürüzlülüğü ( $R_a$ ) ile değişiminin interpolasyon fonksiyonunu ( $S(\alpha, R_a) = 0,891R_a^2 + 0,001\alpha^2 - 0,189R_a - 0,064\alpha - 0,060$ ) elde etmek için polinomial regresyon kullanmışlardır.

Cools ve diğ. (2016) yapmış oldukları çalışmada Ti-PMMA kemik çimentosu ara yüzey yapışmasını geliştirmek için metilmetakrilat esaslı kaplamaları atmosfer basıncı DBD plazması kullanılarak Ti üzerine çöktürmüşlerdir. Yüzey analizi (XPS, AFM, optik yansıma spektroskopisi), kalınlığa ve fonksiyonel grup tutma iyi uyum sağlayabilen, uzun süreli suya dayanıklı kaplamaların iyi kontrollü bir biriktirme sürecini göstermiştir. Çimento içine sabitlenmiş hem plazma aktive edilmiş hem de plazma kaplanmış farklı numune grupları çekme testine (pull-out test) tabi tutulmuşlardır. Sonuçlar yapışma kuvvetinde maksimum %50 artış göstermiştir. Yaşlanma testleri plazma ile muamele edilmiş numunelerin 14 gün içinde orijinal yapışma özelliklerine geri döndüğünü gösterirken, plazma kaplı numunelerin stabilite sağladığını göstermiştir.

### 1.2.3 Çimentonun Darbe Dayanımı

Lewis ve diğ. (2000) yapmış oldukları deneysel çalışmada PMMA esaslı kemik çimentolarının darbe mukavemeti ve kırılma tokluğu arasındaki korelasyonu incelemişlerdir. Her zaman çimentolu artroplastilerde çimento mantosunda gözenekler bulunmaktadır. Bu gözeneklerden in vivo dinamik yük altında nihai kırığa kadar olan çatlakların büyümesi, bu artroplastilerin in vivo ömrünü sınırlandıran etkenler olarak varsayılmıştır. Bu nedenle, tamamen polimerize çimentonun kırılma özellikleri çok önemlidir. Darbe dayanımı ve kırılma tokluğu, malzemelerin kırılma mekaniği açısından en önemli iki etken oldukları için bu çalışmanın yapılmasına ihtiyaç duyulmuştur.

Çalışmada cerrahi Simpleks P' nin ve Palacos R akrilik kemik çimentolarının üç değişik türünün darbe dayanımı ve kırılma tokluğunu belirlemişlerdir. Darbe dayanımı belirlenirken ASTM standartına uymayan ölçülerde Charpy tipi numuneler kullanılırken, kırılma tokluğunun belirlenmesinde ASTM standart ölçülerinde dikdörtgen compact çekme numuneleri kullanmışlardır. Sonuçlar arasındaki en iyi ilişki  $K_{Ic} = 0,795(IS)^{0,59}$  olarak bulmuşlardır.

#### 1.2.4 Sonlu Elemanlar Yöntemi

Kwak ve diğ. (1978) yapmış oldukları nümerik çalışmada çimento manto kalınlığının implant üzerindeki etkilerini iki boyutlu sonlu elemanlar yöntemini kullanarak araştırmışlardır. Çalışmada beş farklı çimento manto kalınlığı (1, 2, 3, 4 ve 5 mm) ve üç farklı yükleme açısı (femurun uzunlama eksenine göre 0 °, 22,5 ° ve 45 ° kullanmışlardır. Analiz sonuçlarında çimento manto kalınlığının artmasıyla çimento üzerindeki çekme gerilmesi azalırken implant üzerindeki gerilmeler artmıştır. Nihai olarak 3 – 4 mm manto kalınlığını önermişlerdir.

Mann ve diğ. (1997) implant çubuk geometrisinin çimentolu kalça protezlerinin mekaniğine etkisini, non-linear üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile araştırmışlardır. Çalışmalarında Charnley ve çubuk kısmının üçte ikisi enine silindirik kesite sahip olan modifiye edilmiş Charnley kalça implantı kullanmışlardır. Sonuç olarak modifiye edilmiş Charnley implantında daha yüksek kesme gerilmeleri meydana geldiği için ayrılma riskinin daha fazla olduğunu saptamışlardır.

Ramaniraka ve diğ. (2000) implant sertliğinin, çimento kalınlığının ve çimento-kemik yüzey pürüzlülüğünün femoral bileşenlerin dayanımına etkilerini araştırmışlardır. Titanyum ve krom-kobalt olmak üzere iki farklı implant malzemesi için implant-çimento ve çimento-kemik ara yüzeylerindeki gerilme ve mikro hareketi incelemişlerdir. Mikro hareket implant malzemesinden çok fazla etkilenmemekle birlikte 3-4 mm manto kalınlığında minimumken manto kalınlığının artmasıyla yükselmiştir. Çimento-kemik ara yüzeyindeki kesme gerilmesi, sürtünme kuvvetinin değişmesinden çok fazla etkilenmezken, yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla basma gerilmesi ve manto içindeki çember gerilmesinin arttığını gözlemlemişlerdir.

Norman ve diğ. (2001) yapmış oldukları çalışmada implant yüzey pürüzlülüğünün çimentolu kalça protezi hasarını hızlandırdığını iddia etmişlerdir. Yapmış oldukları sonlu elemanlar çalışmasında; iki farklı ara yüzey sürtünme katsayısı, ( $\mu=0$  ve  $\mu=0,2$ ) ve bir tane bonded kontak ilişkili olmak üzere üç farklı implant-çimento ara yüzey durumunu karşılaştırmışlardır. Sürtünmesiz implantlar konik geçmede olduğu gibi implant-çimento ara yüzeyinde normal basma gerilmesi oluşturmuştur. Normal gerilme, implant-çimento ara yüzey sürtünmesi azaldıkça artmış fakat zaman implantın çökmesiyle azalmıştır. İmplant çökmesi ara yüzey

sürtünmesinin azalmasıyla artmıştır. Tüm bu sebeplerden dolayı parlatılmış yüzeyli implantların pürüzlü İmplantlara nazaran daha iyi konik geçme potansiyeline sahip olduklarını belirtmişlerdir.

El-Sheikh ve diğ. (2002) çimentolu kalça protezlerinin femoral bileşenlerinin tasarımında malzeme seçimini sonlu elemanlar yöntemi ile belirlemişlerdir. İmplant ve çimento malzemesinin elastisite modülünün hem implant hem de çimento katmanlarındaki gerilme dağılımına etkilerini araştırmışlardır. Çalışmalarında farklı elastisite modülüne sahip malzemeleri kullanmışlar ve kullanılan malzeme kombinasyonuna göre oluşan maksimum gerilmeleri veren eşitlikler geliştirmeye çalışmışlardır.

Stolk ve diğ. (2002) yapmış oldukları çalışmada; deneysel ve numerik olarak tasarlanan total kalça protezi replasmanlarının kemik ve çimentoda benzer gerinim değerlerini göstereceğini iddia etmişlerdir. İki farklı protez için hem bilgisayar ortamında hem hemde laboratuvar koşullarında femur kemiği içine çimentolu kalça implantı montaj etmişler ve zorlamaya tabi tutmuşlardır. Sonlu elemanlar yöntemi ve deneysel yöntemlerden elde edilen gerinim değerlerinin oluşturduğu eğriler arasındaki lineer regresyon 0,82-1,03 aralığında ve  $R^2$  değeri 0,98'in üzerindedir.

Şenalp ve diğ. (2007) yeni tasarladıkları kalça implantının statik, dinamik ve yorulma davranışını sonlu elemanlar yöntemi ile test etmişlerdir. Statik analizleri vücut ağırlığı altında dinamik analizleri ise yürüme koşulları altında test etmişlerdir. Analizlerde implantın çubuk kısmı üzerine açılmış farklı eğrilere sahip dört farklı implantı test etmişler ve Charnley implantı ile kıyaslamışlardır.

Kayabaşı ve diğ. (2007) statik, dinamik ve yorulma durumları altındaki kalça implantının şekil optimizasyonunu sonlu elemanlar yöntemi aracılığı ile gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada kendileri tarafından tasarlanan kalça implantı üzerindeki formlara parametreler tanımlayarak minimum gerilme dağılımı için en uygun boyut faktörlerini belirlemişlerdir.

Meena ve diğ. (2016) total kalça replasmanı uygulanmış ve uygulanmamış iki farklı femur kemiğindeki gerilme dağılımını sonlu elemanlar yöntemini kullanarak araştırmışlardır. Çalışmalarının amacı gerilme oluşmaması sonucunda zayıflayan

femur kemiğine implantın etkisini ortaya koymaktır. Sonuç olarak implant takılmış bir femurda gerilme yığılmalarının implant üzerinde toplandığını ve femur dış yüzeylerinde implant takılmamış femur kemiğine nazaran daha düşük gerilmeler oluştuğunu saptamışlardır.

Bousname ve diğ. (2018) çimentolu ortopedik implantlarda kemik-çimento ara yüzeyinin hasar durumunu sonlu elemanlar yöntemiyle analiz etmişlerdir. Analizleri ABAQUS yazılımında gerçekleştirmişlerdir. Kemik ve çimento arasındaki kontak hasarlarını belirlemek için kohezyon çekme-ayırma kanununu kullanmışlardır. Sonuçlar kemik içine daha iyi çimento penetrasyonunun daha iyi yük transferi sağladığını göstermiştir.

Genel olarak bir değerlendirme yapıldığında; bu çalışma kapsamında daha önceki çalışmalarda göz ardı edilmiş olan darbe yüklemesinin arayüzey mukavemetine etkileri araştırılmıştır. Her ne kadar implant yüzeyinin kumlanmasının arayüzeylerin çekme-kesme dayanımları üzerine çalışmalar yapılmış olsada bu çalışmada kumlama parametrelerine daha sistematik bir şekilde yaklaşmıştır. Yüzey pürüzlülüğünün arayüzey çekme, kesme ve darbe dayanımlarına etkisi araştırılmıştır. Ayrıca klasik hasar analizi yaklaşımıyla deneysel çalışmalardan elde edilen dayanım değerleri, sonlu elemanlar yöntemiyle saptanan gerilmelerle karşılaştırılmış ve total kalça implantının statik yükler altında hasar analizi gerçekleştirilmiştir.

### **1.3 Tezin Amaç ve Kapsamı**

Yaşı ilerlemiş ve kemik yapısı bozulmuş hastalarda çimentolu implant kullanımı günümüzde yaygın bir şekilde devam etmektedir. Çimentolu implantlarda implant ve kemik arasındaki yük transferini çimento sağlamaktadır. Çimentolu implantların stabilitesinde; implant malzemesi, çimento ve kemiğin mukavemet değerleri önemli olduğu kadar bu bileşenlerin kenetlenme yüzeylerinin (implant-çimento ve çimento-kemik) dayanım değerleri de önemlidir.

Bu tez çalışmasının amacı, çimentolu kalça implantlarının dayanım değerlerinin hem deneysel hem de numerik olarak araştırılmasıdır. Tez kapsamında ara yüzeylerin çekme, kesme ve darbe dayanımları deneysel olarak incelenmiş ve elde

edilen bulgular sonlu elemanlar yönteminde dayanım değeri olarak kabul edilerek total kalça replasmanının hasar durumu saptanmaya çalışılmıştır. Çalışma neticesinde elde edilecek bilgiler ışığında klinik çalışmaları öncesinde total kalça replasmanının dayanımı hakkında fikir sahibi olunacaktır.

Tez kapsamında hem implant-çimento hem de çimento-kemik ara yüzeylerini simüle edecek deney konfigürasyonları hazırlanmış ve bu ara yüzeylerin mukavemetleri in vitro olarak test edilmiştir. İmplant-çimento ara yüzeyinin mekanik dayanımına etki edebilecek implant malzemesi, implant yüzey pürüzlülüğü gibi parametreler incelenmiştir. Ayrıca çimento manto kalınlığının total kalça replasmanının mukavemetine etkileri araştırılmıştır.

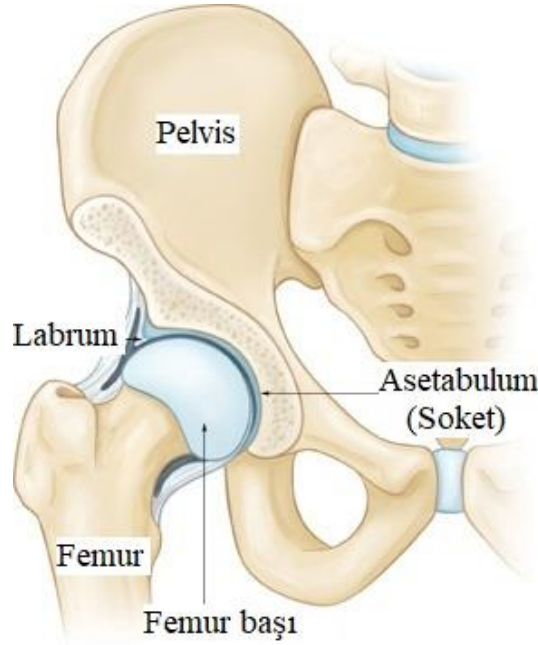
Sonlu elemanlar yöntemi çalışmalarında bir insanın yürüyüş döngüsü içinde tek ayak üzerinde olduğu durumda femur başına gelen yükler baz alınarak statik analizler gerçekleştirilmiş ve hem implant-çimento hem de çimento-kemik ara yüzeylerinde meydana gelen zorlamalar belirlenmeye çalışılmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 İnsan Kalça Eklemi

#### 2.1.1 Kalça Ekleminin Anatomisi ve Kinematığı

Kalça eklemi, femoral kafa ve asetabular soketten oluşan küresel bir mafsal gibidir. İnsan kalça ekleminin detaylı görüntüsü Şekil 2.1’de verilmektedir (Url-1 2019).



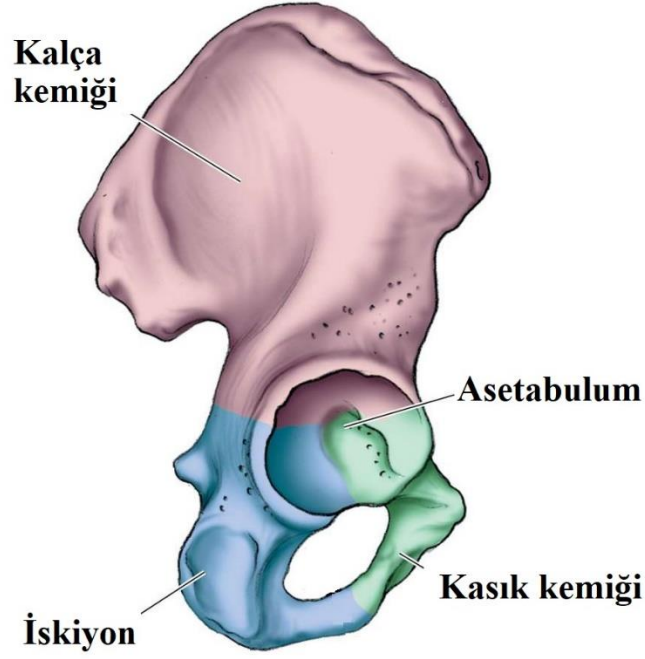
**Şekil 2.1:** İnsan kalça eklemi detay görüntüsü

Eklem kıkırdağının yumuşak yapısı femur başını ve asetabular soketi çevreleyerek, sinoviyal sıvı olarak bilinen viskoz sıvı ile eklemin yağlanmasını sağlar. Akışkan ortamın temel görevi, eklemin yağlanmasını ve beslenmesini sağlamaktır. Kıkırdağın kaygan ve yumuşak olması sebebiyle kemikler birbiri üzerinde ağrısız bir şekilde kolayca hareket eder. Kalça eklemi kapsülü, femurun taban intertrokanterik bölgesinden asetabular çerçeveye uzanan yoğun, lifli bir yapıdır. Eklem kapsülü etrafındaki büyük ve güçlü bağlar, tendonlar ve kaslar, eklem hareketlerine yardımcı



olmak ve stabiliteyi desteklemek için kemikleri yerinde tutar (Nordin ve Frankel 2001).

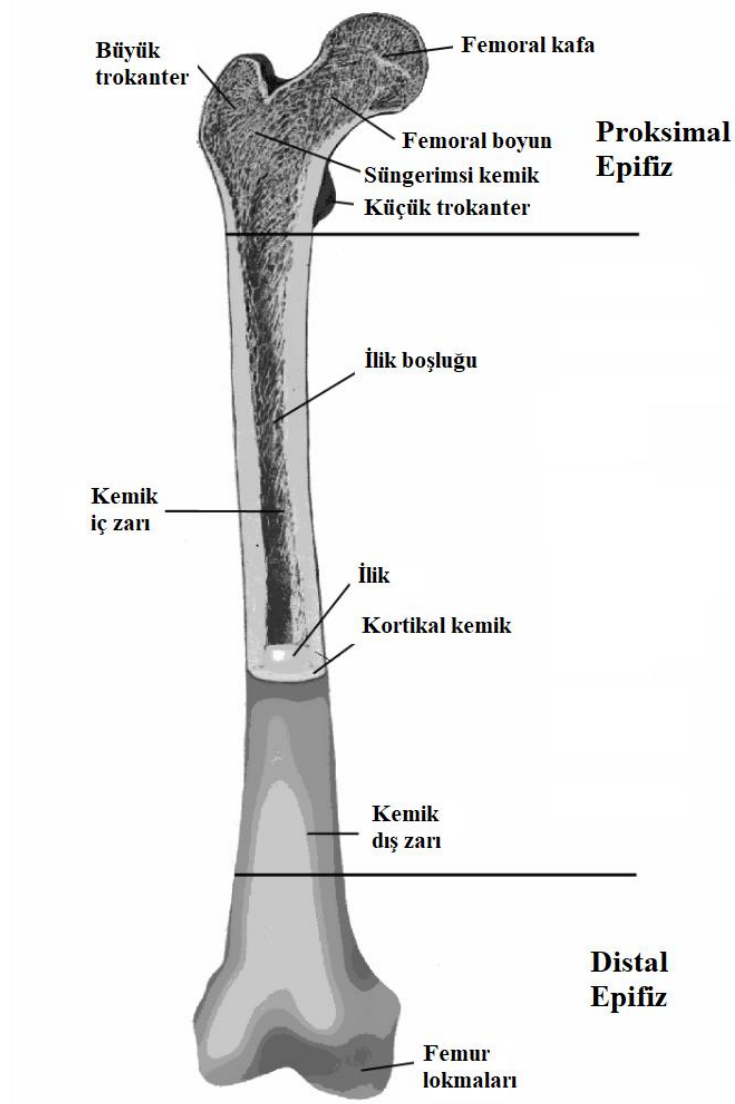
Asetabulum, Şekil 2.2 'de gösterildiği gibi kalça kemiği, iskiyon ve kasık kemiğinden oluşmaktadır.



**Şekil 2.2:** Asetabulum bölgesinin bileşenleri (Url-2 2019)

Kalça kemiği, arkaya doğru uzanan ve asetabulumun üstün kubbesini oluşturan, kas bağlanması için geniş yüzeyler sağlayan büyük bir yassı kemiktir. Karın duvarı kas sisteminin yerleşme bölgesi ve uyluğun abdüktör kasları için başlangıç yeri olarak hizmet veren kasık kemiği, ön asetabulumu oluşturur. İskiyon kasık ve kalça kemiğine bağlıdır ve asetabulumun arka kısmını oluşturur. Asetabulumun yanal açıklığı, açık ucu aşağı doğru yönlendirilmiş şekilde dairesel bir at nalı oluşturur. Asetabulum, asetabuler çukur olarak bilinen küresel boşluğun dibinde dairesel eklemsiz bir çöküntü ile sürekli olan asetabuler çentikte derin bir dişe sahiptir (Wiesel ve Delahay 2001). Asetabular çukur, daha iyi bir eklem teması ve stres dağılımına olanak tanır. Dolayısıyla pik geriliminde bir düşüşe katkıda bulunur ve bu da kalça eklemindeki temas gerilmesinin dağılımını optimize eder (Daniel ve diğ. 2005). Asetabulumun geri kalanı, femur başı ile mafsallanacak şekilde yarım ay kavisli bir eklem yüzeyinden oluşur.

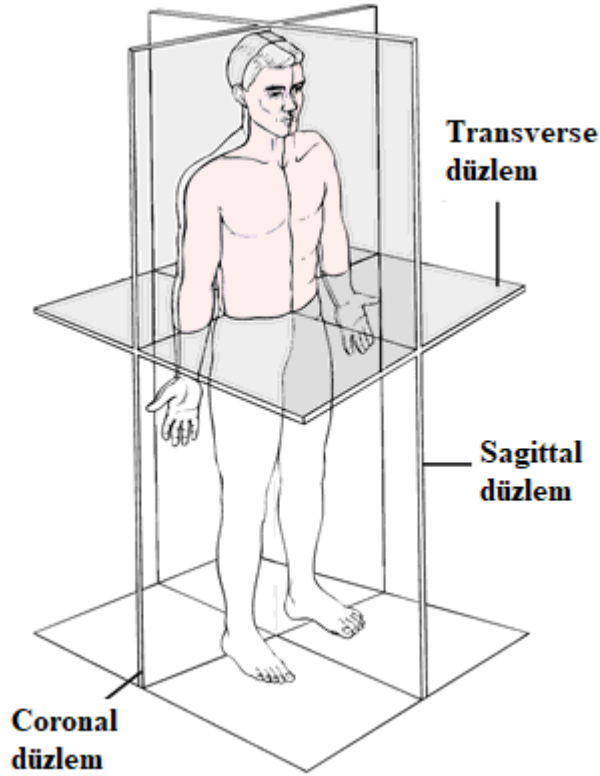
Femur vücuttaki en uzun, en ağır ve en güçlü kemiktir. Femur kemiğinin görüntüsü Şekil 2.3’de verilmektedir.



**Şekil 2.3:** İnsan kemiğinin şematik görüntüsü (Varini 2007)

Femur kemiğinin proksimal kısmı femoral kafa, femoral boyun, büyük ve küçük trokanterden oluşmaktadır. Femoral kafa küçük bir göçüntü haricinde neredeyse küresel ve pürüzsüzdür. Bu göçüntü ligamentum bağlarının bağlanma bölgesidir ve femoral kafaya kan sağlayan bir kan damarı barındırır. Femoral boyun femoral başı ana gövdeye bağlar (Wiesel ve Delahay 2001). Trokanterlerin her ikisi de kasların bağlanma bölgesi olarak hareket eder. Büyük trokanter femur başına, küçük trokanter femur boynuna yanal olarak yerleşmişlerdir.

Kalçanın hareketi üç düzlemde de gerçekleşir. Bu düzlemler sagittal, coronal ve transverse düzlemlerdir. Anatomik düzlemler Şekil 2.4’de gösterilmektedir.



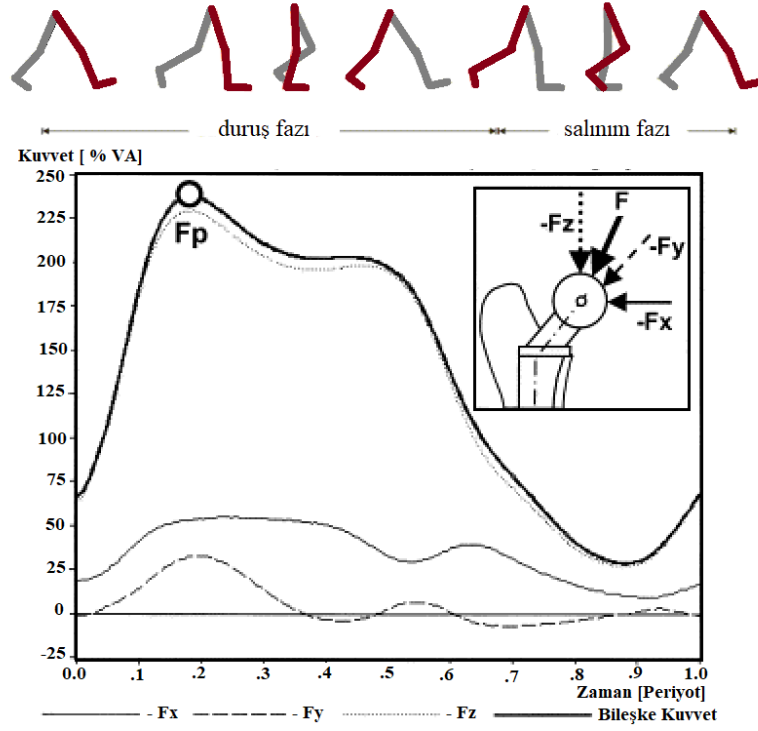
**Şekil 2.4:** İnsan vücudundaki anatomik düzlemler

Uzama normal olarak transverse düzleminde 0-120 ° aralığında meydana gelirken, esneme 0-20 ° aralığında meydana gelir. Medial (iç) ve lateral (dış) rotasyonlar sagittal düzlemde femurun mekanik eksenini etrafında maksimum 90 ° ye kadar meydana gelir.

### 2.1.2 Eklem Yükleri ve Yürüyüş Analizleri

Total kalça replasmanının mekaniğinin tam olarak anlaşılabilmesi için öncelikle femur kemiğinin statik ve dinamik koşullarda maruz kaldığı kuvvetlerin iyi saptanması gerekir. Anatomik sınır koşulları dâhilinde, kalça eklemi ve bileşenleri, büyük kuvvetleri taşıyabilecek kadar verimli bir yapıya sahiptirler. Kendi başına bu denli yüksek yükleri taşıyamayacak süngerimsi kemik daha sert bir yapıya sahip olan kortikal kemik ile sarılmıştır. Böylelikle femur kemiği daha az ağırlıkla daha yüksek kuvvetleri taşıyabilecek bir yapıya sahip olmuştur.

İnsan yürüyüşü, vücuttaki ana eklemlerin çoğu arasında etkileşim ve koordinasyon gerektiren, kalça ve diz eklemlerinin büyük rol oynadığı döngüsel iki ayaklı hareketlilik olarak tanımlanabilir. Bergman ve diğ. (2001) yapmış oldukları çalışmalarda elde ettikleri yürüyüş döngüsünde kalça eklemine etkiyen kuvvetler Şekil 2.5’de verilmektedir



**Şekil 2.5:** Yürüyüş döngüsü ile kalça eklemine etkiyen kuvvetler

İlk temas topuk toprağa temas ettiği zaman başlar. Daha sonra ayak tüm vücut ağırlığını taşıyan zemine düz konumdadır. Daha sonra parmaklar duruş fazının sonunu işaretler ve dönme fazına girerek zemini terk eder. Dönüş aşamasında, diğer ayak tamamen vücudu destekler. Dönme topuk temasıyla sona erer ve diğer döngü başlar.

Yürüyüş verilerinin analizi, “topuk teması” ve “parmakların ayrılması” gibi yürüme sırasında meydana gelen olayların kesin olarak belirlenmesine dayanır. Yürüyüş analizini bu şekilde adım adım incelemek, yürüyüş kinematiğinin yada kinematiğinin tüm evreleri hakkında bilgi vermektedir (Hansen ve diğ. 2002).

İnsan yürüyüşünü normal ve patolojik koşullar altında incelemek için çok sayıda çalışma yapılmıştır. Konuyla ilgili en kapsamlı çalışmalar, Bergmann ve diğ. tarafından THR ameliyatı geçiren hastalara implante edilmiş kalça implantları ile

gerçekleştirilmiştir (Bergmann ve diğ. 2001; Heller ve diğ. 2001, Morlock ve diğ. 2001). Yürüme analizini; normal yürüme, merdiven çıkma, merdivenden inme ve sandalyeden kalkma gibi günlük aktiviteler için ayrı ayrı değerlendirmişlerdir. Kalça eklemünde oluşan temas basıncı verilerini ve eşdeğer eklem reaksiyon kuvvetlerini eklem kinematiğine paralel olarak herbir hasta için incelemişlerdir. En yüksek eklem reaksiyon kuvveti sendeleme esnasında vücut ağırlığının (VA) % 870 olarak bulmuşlardır. Bununla birlikte yürüme, merdiven çıkma ve inme esnasında vücut ağırlığının % 238 – 260 aralığında bulmuşlardır.

## **2.2 Total Kalça Replasmanı (THR)**

### **2.2.1 Total Kalça Replasmanına Genel Bakış**

Total kalça artroplastisi (THA) olarak da adlandırılan total kalça replasmanı (THR), kırık femur boynu tedavisinde, kireçlenme, tümörler, avasküler nekroz, başarısız internal fiksasyon, gelişimsel displazi (kalça çıkığı) ve romatoid artrit (eklem iltihabı) gibi kalça eklemünde meydana gelen hastalıkların tedavisinde en başarılı ortopedik cerrahi operasyon haline gelmiştir. Total kalça replasmanı yılda 2 milyondan fazla insana uygulanmaktadır. ABD’de 2000 yılında hastaların % 11’i kırklı yaşlarında olmak üzere yaklaşık 500.000 insan total kalça replasmanına maruz kalmıştır (Buford ve Goswami 2004). İmplant hasarı nedeniyle her yıl yapılan çok sayıda revizyon operasyonu, doğru tanı ihtiyacını, implant-femur sisteminin biyomekanik olarak daha iyi anlaşılmasını ve ayrıca implantın durumunu in vivo değerlendirebilmek için yeni teknikler gerektiğini vurgulamaktadır.

Total kalça replasmanı, ömür boyunca süren faaliyetlerden veya hastalık ve yaralanmalardan kaynaklanan aşınma ve yıpranma nedeniyle ortaya çıkan çeşitli kalça problemlerinden müzdarip olan bireylere faydalı olabilir. Yaygın kalça problemlerinden bazıları aşağıda açıklanmıştır. Bu problemler osteoartrit, travmatik artrit, romatoid artrit ve diğer sebeplerdir.

Osteoartrit, halka arasında bilinen ismi ile kireçlenme, aşırı kullanımdan veya yaşlanmadan kaynaklanan aşınma ve yıpranmanın neden olduğu spesifik bir

dejeneratif artrit türüdür. Normalde femurun uçlarını ve asetabulumun astarını kaplayan kıkırdak dokunun yıpranmasıyla başlar. Kıkırdak dokunun yıpranmasıyla eklem yapısı bozulur ve kemikler birbirine sürtmeye başlar. Böylelikle kemiklerde hasar ve ağrı meydana gelir.

Travmatik artrit, bir darbe veya zorlamayla zarar gören bir eklem yaralanması ve bu yaraların iltihaplanmasıdır. Travmatik artrit durumunun ilerlemesiyle kıkırdak, kemik ve eklem yapıları zarar görebilir.

Romatoid artrit çok sık görülen bir eklem iltihabıdır. Eklemdeki zarda (sinoviyumda) ve/veya diğer iç organlarda iltihap meydana gelir. Eklem hattı kalınlaşır ve eklemde ısı artışı, şişme ve ağrıya yol açabilir. Romatoid artrit yıllarca devam eden kronik bir hastalıktır ve kıkırdak, kemik ve eklem yapılarına zarar verir.

Diğer sebepler tümörler olabilir. Tümörler eklem şeklini ve uyumunu değiştirebilir ve ayrıca eklem kıkırdağını etkileyerek eklem kan kaynağını bozabilir.

Yukarıda sayılan hastalıkların kalça eklemde meydana gelmesi sonucu eklem yapısında bozulma meydana gelirse total kalça replasmanı kaçınılmaz olur. İlk modern cerrahi total kalça replasmanı Sir John Charnley tarafından gerçekleştirilmiştir (Charnley 1960). Charnley kemik ve implantın sabitlenmesinde kendi kendine polimerize olan akrilik kemik çimentosu kullanmıştır (Charnley 1964). Charnley aynı zamanda çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWP) ile metal çiftini eşleştirerek daha düşük sürtünmeli artroplasti elde etme fikrini geliştirmiştir (Charnley 1979).

Cerrahi tekniklerin, implant malzemelerinin ve implant tasarımlarının gelişmesi daha uzun ömürlü cerrahi tedavilere olanak tanımaktadır. Günümüzde, asetabulum üzerine sabitlenen yarım küre şeklindeki soket için UHMWP kullanımından, metalik femoral sap üzerine presleme ilkesi kullanılarak monte edilmiş metalik veya seramik başlığa kadar çok çeşitli çözümler mevcuttur.

## 2.2.2 İmplant Birleştirme Yöntemleri

Günümüzde eklem replasmanı cerrahisinde, implantların başarısındaki kritik nokta implant ve kemik arasındaki stabilize edildir. İmplant ve kemik arasında ne kadar güçlü bir kenetlenme sağlanırsa o denli dayanıklı bir cerrahi müdahale sağlanmış olur. Bu sebeple farklı tasarımsal özelliklere sahip implantlar farklı birleştirme yöntemleri ile kemik içine yerleştirilmektedir.

İmplantların kemiğe tutunması “teknik uygulama” ve “implant tutunma mekanizması” olarak iki farklı kategoride sınıflandırılabilir. Her iki tekniğin de kendisine özgü gevşeme süreci ve yük transfer düzeneği vardır (Kaufman ve An 2000).

İmplantların kemiğe tutunması teknik olarak çimentolu ve çimentosuz uygulama olmak üzere iki alt başlıkta incelenir. İmplant tutunma mekanizmaları implantın çimento ya da kemik ile oluşturduğu kenetlenmenin şekline göre üç farklı başlıkta incelenebilir. Bunlar; mekanik bağlanma, biyolojik bağlanma ve kimyasal bağlanmadır.

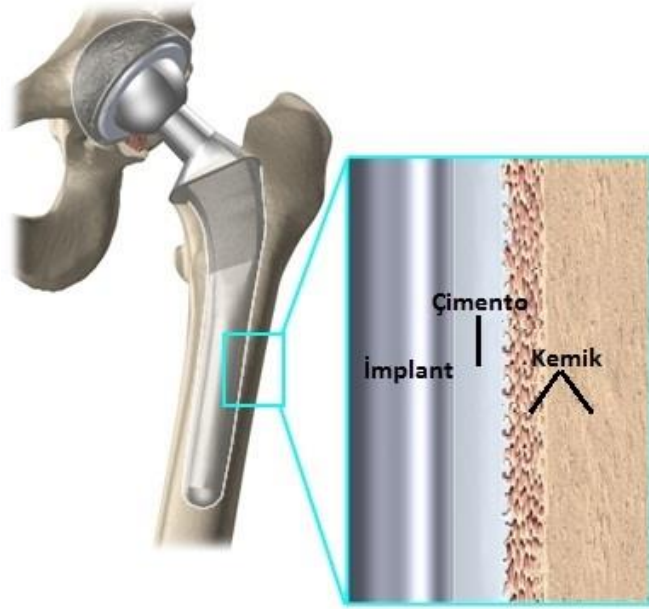
Mekanik bağlanma çimentolu uygulamalarda meydana gelirken, biyolojik ve kimyasal bağlanma çimentosuz uygulamalarda meydana gelmektedir. Mekanik bağlanmada implant ile kemik arasındaki yük transferini kemik çimentosu sağlamaktadır. Biyolojik bağlanmada implant üzerinde kemik oluşumuna müsaade edecek ve zamanla kenetlenmeyi sağlayacak poroziteli yüzeyler oluşturulur. Kimyasal bağlanmada implant-kemik yapışmasını sağlayan biyoaktif seramik kaplı yüzeyler kullanılmaktadır.

Tez çalışmasında teknik uygulama sınıfından çimento ile uygulama, implant tutunma mekanizmalarından ise mekanik bağlanma mekanizmasının mekanik dayanımları üzerinde durulacaktır.

### 2.2.2.1 Çimentolu Birleştirme Yöntemi

Çimentolu birleştirmede polimetilmetakrilat çimento (PMMA) dolgu maddesi olarak kullanılır ve implantın kemiğe sabitlenmesini sağlar. Bu birleştirme yöntemi hem implant-çimento hem de çimento kemik ara yüzeyinde birincil mekanik

yapışmayı sağlar. Çimentolu birleştirme tekniği ilk olarak 1960’larda Charnley tarafından ortaya atılmıştır ve halen güncelliğini korumaktadır. Çimentolu kalça implantının detay görünümü Şekil 2.6’da verilmektedir.



**Şekil 2.6:** Çimentolu kalça replasmanı detay görünümü (Url-3 2019)

Çimentolu birleştirmenin avantajları;

- Çimentolu kalça replasmanı hassas operasyon tekniklerinden küçük sapmaları tolere edebilir. Femur kemiğinde implant için kesilen yatağın çok kesin olması gerekmez. Çünkü kemik çimentosu dolgusu uyumsuzlukları ortadan kaldırır.
- Operasyonun hemen sonunda çimentolu kalça replasmanının dayanımı daha iyidir ve hastanın çabuk ayağa kalkmasına olanak tanır.
- Çimento katmanı elastisite modülü çok yüksek olan implant malzemesi ile elastisite modülü çok düşük olan kemik arasında dengeleyici tampon görevi görür ve yürüyüş döngüsünde kalça implantı etrafındaki iskelete gelen maksimum yükleri dengeler.

Çimentolu birleştirmenin dezavantajları;

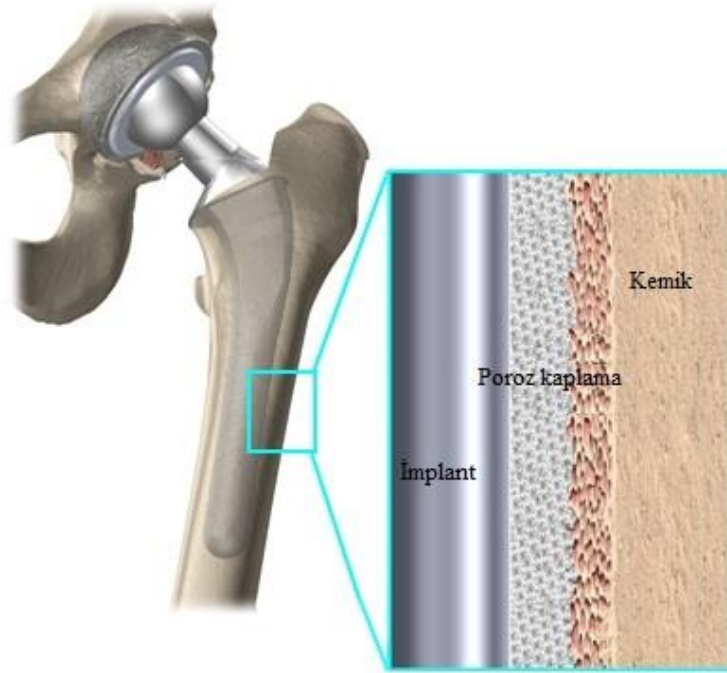
- Ameliyat sırasında hamur halindeki kemik çimentosunun kemik iliği boşluğuna bastırılması dolaşım bozukluklarına neden olabilir.



- Kemik çimentosu yaşlanıp çatlayabilir ve bir süre sonra implant ve kemik arasındaki bağ kaybolabilir.

### 2.2.2.2 Çimentosuz Birleştirme Yöntemi

Kemik yapısı bozulmamış ve daha genç yaştaki hastalarda çimentosuz kalça implantı tekniği kullanılır. Çimentosuz kalça implantı replasmanında implant femur içinde hazırlanan yatağa doğrudan yerleştirilir. Çimentosuz fiksasyon 1980'lerde genç yaşlardaki hastalarda daha iyi sonuçlar vereceği inancıyla yaygın hale gelmiştir. Bu durum çimentolu implantların bazı genç hastalarda kötü sonuçlar verdiği raporlarına dayandırılmaktadır (Chandler ve diğ. 1981; Carlsson ve Gentz 1980). Çimentosuz kalça implantının detay görünümü Şekil 2.7'de verilmektedir.



**Şekil 2.7:** Çimentosuz kalça replasmanı detay görünümü (Url-4 2019)

Çimentosuz birleştirmenin avantajları;

- Cerrah ameliyat esnasında çimento kullanmanın doğurabileceği; çimentonun karıştırılması, hamur gibi olan çimentonun sertleşmesinin beklenmesi, çimento hamur halindeyken implantın pozisyonunun değişmesi, kan basıncının

düşmesi ve çimentolama esnasında kalp yetmezliği gibi problemlerden kaçınılmış olur.

- Kemik çimentosu tabakasının çatlaması ve bu çatlamların ameliyat sonrası yıllarda devam etmesinden kaçınılmış olur.

Çimentosuz birleştirmenin dezavantajları;

- İmplantın kemik içine çakılması esnasında kemik iliğinin iç kısımlara doğru yığılması riski vardır.
- 6-12 hafta boyunca belirli ağırlıkların üzerinde ağırlık taşınmaması gerekir.
- Kalçada bazen 1 yılı aşan sürelerde ağrı meydana gelebilmektedir.
- Cerrahın zayıf kemikli hastalarda implantı güçlü bir şekilde kanala yerleştirmesi sebebiyle iskelet sisteminde çatlamlar meydana gelebilir.
- Poroz kaplı yüzeylerden metalik bilyelerin ayrılma riski vardır. Bu metalik bilyeler daha sonra ara yüzeyde aşınmayı hızlandırabilir.

### 2.3 Kemik Çimentosu

Akrilik kemik çimentosu olarak adlandırılan polimetilmetakrilat (PMMA), 50 yıldan beri ortopedik bileşenlerde kullanılmaktadır ve ilk olarak Charnley tarafından tanıtılmıştır. Kemik çimentosunun temel işlevi, implanttan kemiğe yük aktarmak ve cerrahi konstrüksiyonun yük taşıma kapasitesini arttırmaktır. Bu maksatla kemik çimentosu hem vücut hem de hareket döngülerinden doğan yükleri emniyetli bir şekilde taşıyabilmeli ve aynı zamanda implant-çimento, çimento-kemik ara yüzeylerinde sağlam bir kenetlenme sağlayabilmelidir.

Kemik çimentoları, akrilik kemik çimentosu (Polimetilmetakrilat (PMMA)) antibiyotikli kemik çimentoları ve biyoaktif kemik çimentoları olmak üzere üç gruba ayrılır (Marangoz 2011). Biyoaktif kemik çimentolarında; kalsiyum fosfat çimentoları (KFC), kalsiyum sülfat çimentoları ve yağ asidi içeren kemik çimentoları olmak üzere kendi içinde üç gruba ayrılır.

Hazır kemik çimentosu, % 90 polimetilmetakrilattan oluşan bir bileşiktir, geri kalan kısım, esas olarak elde edilen ürünü radyo-opak yapan baryum sülfat veya zirkonyum oksit kristalleridir. Kemik çimentoları arasında en yaygın kullanılan akrilik

kemik çimentosudur. Akrilik kemik çimentosu sıvı halde olan monomer ve toz halde olan polimer olmak üzere iki ana bileşenden meydana gelir. Tablo 2.1’de akrilik kemik çimentosunun bileşenleri verilmiştir.

**Tablo 2.1:** Akrilik kemik çimentosunun bileşenleri (Marangoz 2011)

<b>Toz Bileşenler</b>	
Polimer	Polimetilmetakrilat
Kopolimer	Metakrilat-metilmetakrilat, Metilmetakrilat-stiren
Radyoopaklaştırıcı	Baryum sülfat, Zirkonyum dioksit
Başlatıcı	Benzoyl peroksit
Antibiyotik	Gentamisin, Tobramisin vb.
Boya	Klorofil
<b>Sıvı Bileşenler</b>	
Monomer	Metilmetakrilat, Bumetilmetakrilat
Etkinleştirici	Dimetil-para-toluidin, Dimetilaminofenil etanol
Kararlılık sağlayıcı	Hidrokinon
Boya	Klorofil

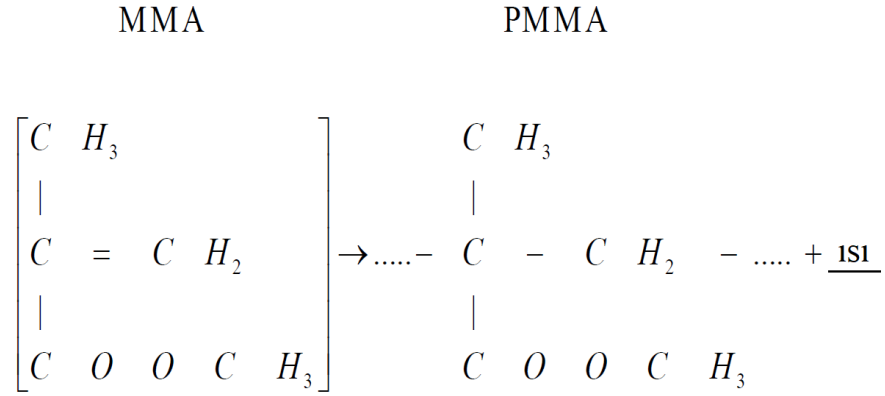
Kemik çimentolarını oluşturan farklı özellikteki maddelerin değişik oranlarda birleştirilmesi sonucunda farklı özellikte çimentolar elde edilmektedir. Düşük, orta ve yüksek viskozitede olmak üzere üç farklı kemik çimentosu üretilmektedir.

Antibiyotikli kemik çimentoları sayesinde enfeksiyonlu total kalça replasmanlarında bölgesel olarak antibiyotik salınımı elde edilmektedir. Antibiyotikli kemik çimentoları Avrupa’da uzun yıllardan beri kullanılmasına rağmen ABD’de FDA (Food and Drug Administration) kurumunun onay vermesiyle 2003 yılından beri kullanılmaktadır.

Lautenschlager ve diğ. (1976) yapmış oldukları çalışmalarda 40 g kemik çimentosuna [(Simplex™ P, Stryker) ve Palacos R (Heraeus)] 2 g antibiyotik (gentamisin, kloksasilin veya sefazolin) eklenmesinin çimentonun kısa dönem mekanik özelliklerinde hiçbir değişiklik oluşturmadığını görmüşlerdir. Webb ve Spencer (2007) kemik çimentosu içine ilave edilecek optimum antibiyotik miktarının %5 oranında olması gerektiğini saptamışlardır.

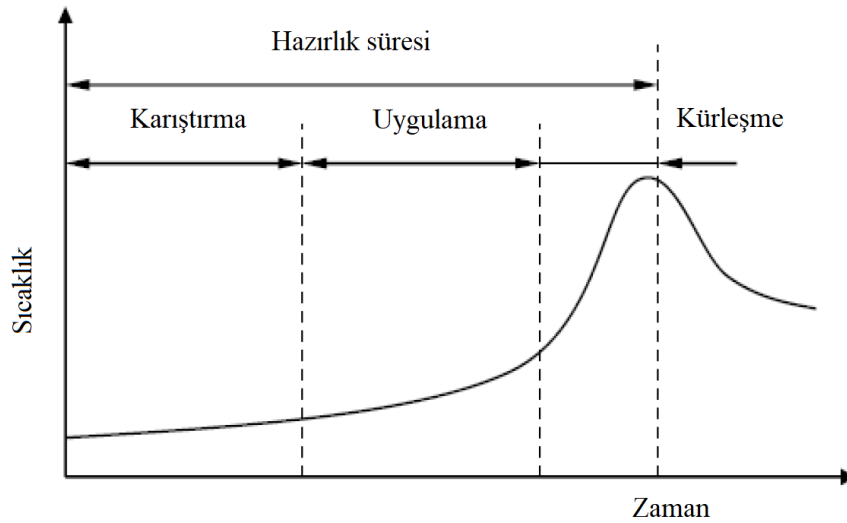
### 2.3.1 Kemik Çimentosunun Özellikleri

Kemik çimentosu, prepolimerize katı parçacıklar ve sıvı monomerlerin kombine edilmesi ile tetiklenen metilmetakrilat polimerizasyonu sonucunda oluşur ve boşluk doldurucu bir madde olarak rol oynar. İki bileşenin karıştırılmasından sonra, başlatıcı, polimerizasyonu tetikleyen radikal denilen moleküllerdeki hızlandırıcı tarafından ayrıştırılır. Reaksiyonunun denklemi Şekil 2.8’de gösterilmektedir.



Şekil 2.8: Kemik çimentosunun polimerizasyon reaksiyonu

Üretici firmaların kullanım kılavuzu uygulamadan önce okunarak çimentonun hamurlaşma ve donma süreleri belirlenmelidir. Polimerizasyon işleminin özellikleri, Şekil 2.9’da gösterildiği gibi bir sıcaklık-zaman eğrisi ile tanımlanabilir (Huiskes 1980).



Şekil 2.9: Polimerizasyon işleminin sıcaklık-zaman eğrisi

Kemik çimentosunun mekanik özellikleri, temel bileşenler, antibiyotik varlığı, depolama sıcaklığı ve ıslanma koşulları gibi bir dizi faktöre bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Ortopedik uygulamalar için geliştirilmiş 6 farklı kemik çimentosunun mekanik özelliklerinin aralığı Tablo 2.2’de verilmektedir (Lewis 1997).

**Tablo 2.2:** Kemik çimentolarının mekanik özellik aralıkları

Özellikler	Değer Aralığı
Çekme dayanımı (MPa)	23,6 – 47
Basma dayanımı (MPa)	72,6 – 117
Kesme dayanımı (MPa)	32 – 69

### 2.3.2 Kemik Çimentosu Uygulama Teknikleri

Çimento uygulama teknikleri zaman içinde kazanılan yeniliklere göre 3 farklı kuşakta ele alınabilir. Bunlar;

- a) 1. Kuşak Çimentolama Tekniği,
- b) 2. Kuşak Çimentolama Tekniği,
- c) 3. Kuşak Çimentolama Tekniği,
- d) 4. Kuşak Çimentolama Tekniği (Henüz kesinleşmemiş) dir.

Ameliyat için femoral kanal en kolay birinci kuşak çimentolama tekniğinde hazırlanmaktadır. Birinci kuşak çimentolama tekniğinde çimento el ile karıştırılmaktadır. Hamur fazındaki çimento femoral kanala parmak ile doldurulmaktadır. Daha iyi kuvvet transferi için keskin köşeli kalça implantları kullanılmaktadır.

İkinci kuşak çimentolama tekniğinde, çimento el ile karıştırılır ve çimento tabancasına koyularak femoral kanala doldurulur. Medüller kanal endosteal yüzeye kadar spongiöz kemikten temizlenir. Daha sonra fırçalanarak yıkama yapılır ve kurulanır. Distaline çimento kaçmasını önlemek için tabana tıkaç yerleştirilir. Çimento femoral kanala tabanca ile doldurulur. Kalça implantının çimento mantosunda hasar oluşturmaması için keskin köşelerden kaçınılır.

Üçüncü kuşak çimentolama tekniğinde, çimento vakum altında ya da santrifüj ile karıştırılarak hazırlanır ve femoral kanala tabanca ile doldurulur. Medüller kanal endosteal yüzeye kadar spongiöz kemikten temizlenir ve fırçalanarak yıkanır. Daha sonra adrenalin emdirilmiş tampon medullaya konularak bir süre beklenir. Çimentolama alanı tamamen kuruduktan sonra çimento femoral kanala tabanca ile doldurulur. Femoral kanal ve asetabuler boşluk çimento ile doldurulduktan sonra özel bir alet yardımı ile basınçlama işlemi yapılır. Çimento mantosuna daha iyi yük aktarımı elde etmek için implantın proksimal ve distal yüzeyi kaplanmış ve işlenmiştir (Akman ve diğ. 2005).

Dördüncü kuşak çimentolama tekniği henüz kesin olarak tanımlanamasa da yüzeyler arası biyoaktif çimento uygulaması yeni bir kuşağın kapısını aralamaktadır.

## **2.4 Metalik Kalça İmplantı Malzemeleri**

Metaller sahip oldukları sertlik ve dayanım değerleri sayesinde birçok yük taşıma uygulamasında yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Ancak metallerin vücutta kullanıldığında ortaya çıkan problem korozyon ve biyouyumluluktur. Çok az metal in vivo şartlarda pasifleştirilmiş halde ve biyouyumludur. Metalik implant malzemeleri in vivo şartlarda birkaç çeşit korozyona ve gerilme/yorulma zorlamalarına maruz kalmaktadırlar. Birçok yapay eklem imalatçısı bu şartlara dayanabilecek kapasitede metal alaşımları geliştirmişlerdir. Kalça implantlarında yaygın olarak kullanılan metalik malzemeler kobalt-krom alaşımları, paslanmaz çelik ve titanyum alaşımlarıdır.

### **2.4.1 CoCrMo Alaşımları**

Cerrahi kobalt-krom alaşımları ASTM F-75 ve F-90 standartları ile tanımlanmıştır. F-75 döküm alaşımı tanımlanırken F-90 ile dövme alaşımı tanımlanmıştır. ASTM F-90 dövülebilirliği artırmak için içeriğinde tungsten ve nikel içerir. Kobalt-krom alaşımları paslanmaz çeliklere nazaran daha iyi korozyon direncine ve daha büyük yorulma dayanımına sahiptirler (ASM 1990). Kobalt-krom alaşımının bileşenleri Tablo 2.3'de verilmektedir.

**Tablo 2.3:** Kobalt-krom alaşımının bileşenleri (ASTM F75, ASTM F90)

Element	% (F75-92) Döküm	% (F90-92) Dövme
Krom	27,00-30,00	19,00-21,00
Nikel	1,00 maks.	9,00-11,00
Molibden	5,00-7,00	-
Tungsten	-	14,00-16,00
Mangan	1,00 maks.	1,00-2,00
Silikon	1,00 maks.	0,40 maks.
Demir	0,75 maks.	3,00 maks.
Karbon	0,35 maks.	0,05-0,15
Fosfor	-	0,040 maks.
Sülfür	-	0,030 maks.
Kobalt	Geri kalan	Geri kalan

Kobalt-krom alaşımının fiziksel özellikleri Tablo 2.4’de verilmektedir.

**Tablo 2.4:** Kobalt-krom alaşımının fiziksel özellikleri (ASTM F75)

Özellikler	Dökülmüş	Tavlanmış
Yoğunluk (g/cm <sup>3</sup> )	7,8	7,8
Ortalama Elastisite Modülü (GPa)	200	230

### 2.4.2 Paslanmaz Çelikler

Cerrahi paslanmaz çelikler ASTM F138 ve F139 (Grade 316 ve 316L) ile tanımlanmıştır. Bu malzemelerden yapılan implantların yüzeylerinde krom oksit (Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) tabakası oluşur ve bu sayede korozyona karşı direnç kazanırlar. İçeriğinde bulunan Nikel korozyon dayanımını daha da artırır ve metalin yüzey merkezli kristal kübik yapısını dengeleyerek imalat açısından şekillendirilebilirliğini artırır. Molibden yüksek pitting korozyon direnci sebebiyle yapıya eklenirken diğer elementler üretim problemlerinin üstesinden gelebilmek için eklenir (ASM 1990).

Düşük karbon içeriği sayesinde tane sınırlarındaki krom içeriğinin krom-karbit oluşarak tükenmesi ve dolayısıyla taneler arası korozyon riski önlenir. Paslanmaz

çeliğin dezavantajı korozyon hızının yavaş fakat sonsuz olmayışıdır. Ayrıca iki tane paslanmaz çelik bileşen temas ederse çatlak korozyonu meydana gelebilir. 316 L çeliğinin bileşenleri Tablo 2.5’ de verilmektedir (ASM 1990).

**Tablo 2.5:** 316 L paslanmaz çeliğin kimyasal bileşimi

Element	%
Krom	16,00 – 18,00
Nikel	10,00 – 14,00
Molibden	2,00 – 3,00
Mangan	2,00 maks.
Demir	Geri kalan
Karbon	0,03
Silikon	1,00 maks.
Fosfor	0,045 maks.
Sülfür	0,03 maks.

Korozyon olasılığı paslanmaz çeliğin genel olarak geçici implantlar için kullanılabilmesi anlamına gelmektedir. 316 L paslanmaz çeliğin fiziksel özellikleri Tablo 2.6’da gösterilmektedir.

**Tablo 2.6:** Paslanmaz çeliklerin fiziksel özellikleri

Özellikler	AISI 316	AISI 316L
Yoğunluk (g/cm <sup>3</sup> )	8.0	8.0
Elastikiyet modülü (GPa)	193	193

### 2.4.3 Titanyum Alaşımları

Titanyum alaşımlarının biyomedikal uygulamalardaki kullanım sıklığı, titanyumun vücut sıvıları içinde sergilemiş olduğu korozyon direncinde yatmaktadır. Titanyum ve alaşımları paslanmaz çelik ya da krom-kobalt alaşımlarına nazaran daha iyi korozyon direncine sahiptir. Bu özellik yüzeydeki TiO<sub>2</sub> tabakası sayesinde. Biyolojik ortamda titanyumda pitting ya da taneler arası korozyon oluştuğuna dair hiçbir kanıt yoktur. Titanyum alaşımları implante edilebilir yapay kalp pompa ve bileşenlerinden kalça diz



implantlarına kadar birçok yerde kullanılmaktadır. Titanyum alaşımları akma ve çekme dayanımları 316L ve kobalt-krom alaşımları kadar yüksek olduğu için günden güne popüler hale gelmektedir. Ancak sertlikleri diğer bu iki malzemeye nazaran biraz düşüktür. İmplant malzemesi ve kemik arasındaki büyük elastisite modülü uyumsuzlukları gerilme yığılmalarına neden olur ve bazen kemikten ayrılmalara sebebiyet verir. Titanyum alaşımları paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımlarına nazaran daha avantajlı olsa da elastisite modülü kemikten birkaç kat daha büyüktür. Alaşımsız ticari saf titanyum bazen yüzeylerin sinterlenmesinde kullanılır. Yaygın olarak kullanılan alaşım Ti-6Al-4V alfa-beta alaşımıdır. ASTM F136 standartındaki titanyum alaşımının bileşenleri Tablo 2.7’de verilmektedir.

**Tablo 2.7:** Ti-6Al-4V alaşımının bileşenleri (ASTM F136)

Element	%
Alüminyum	5,5 – 6,5
Vanadyum	3,5 – 4,5
Demir	0,25 maks.
Titanyum	Geri kalan
H, C, O, N,	Ticari miktar

Titanyum alaşımının fiziksel özellikleri Tablo 2.8’de verilmektedir (ASM 1990)

**Tablo 2.8:** Titanyum alaşımının (Ti6Al4V) fiziksel özellikleri

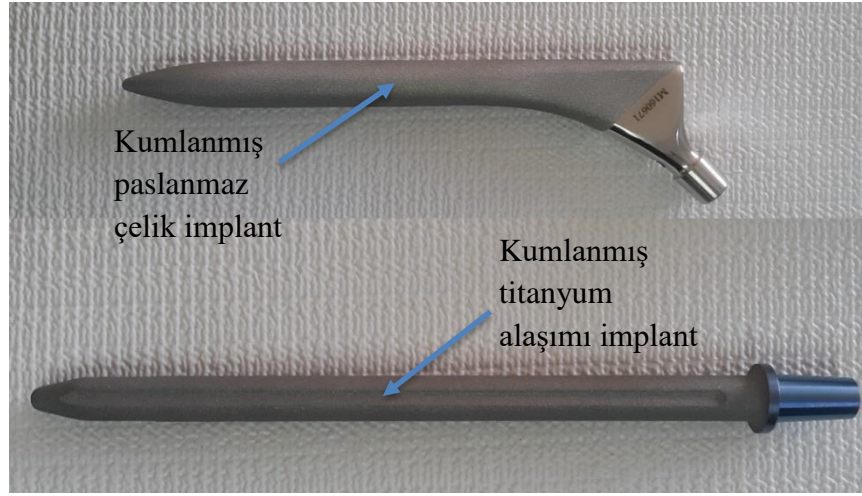
Özellikler	ASTM F136
Yoğunluk (g/cm <sup>3</sup> )	4,43
Ortalama Elastisite Modülü (GPa)	113,8

## 2.5 Kalça İmplantlarına Uygulanan Yüzey İşlemleri

### 2.5.1 Kumlama İşlemi

Yapılan literatür ve piyasa araştırmaları sonucunda çimentolu kalça protezlerinin yüzeylerine kumlama işlemi uygulandığı saptanmıştır. Çimentolu kalça protezleri talaşlı imalattan çıktıktan sonra çimentonun içinde kalacak olan kısmı

Alüminyum oksit (Alumina) parçacıklar kullanılarak kumlanmaktadır. Çubuk kısımları kumlanmış iki farklı kalça implantı Şekil 2.10’da verilmektedir.



**Şekil 2.10:** Çubuk kısımları kumlanmış kalça implantları

Kumlama işleminde biyoyumlu olması sebebiyle beyaz alüminyum oksit parçacıklar kullanılmaktadır. Deney numunelerinin kumlanmasında kullanılan beyaz alüminyum oksit fiziksel özellikleri Tablo 2.9’da verilmektedir.

**Tablo 2.9:** Beyaz alüminyum oksidin fiziksel özellikleri

Sertlik (Mohs)	9
Tane yapısı (şekil)	Köşeli
Erime noktası (°C)	2050
Özgül ağırlık (g/cm <sup>3</sup> )	3,9 – 4,1
Tane iriliğine göre dökme ağırlığı (g/cm <sup>3</sup> )	1,4 – 2,1

Beyaz alüminyum oksitinin karışımında bulunan diğer bileşiklerin kimyasal analizi Tablo 2.10’da verilmektedir.

**Tablo 2.10:** Beyaz alüminyum oksit kimyasal bileşenleri

Bileşen	%
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	99,73
Na <sub>2</sub> O	0,14
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,03
SiO <sub>2</sub>	0,01
CaO	0,02
TiO <sub>2</sub>	0,02
MgO	0,01

Alüminyum oksit kumlar tane büyüklüklerine göre sınıflandırılmışlardır. Genel tane iriliği alanına göre standartlaştırılmış ürünler Tablo 2.11’de gösterilmiştir.

**Tablo 2.11:** Genel tane iriliği alanına göre ürün kodları

Ürün Kodu	Genel tane iriliği alanı (µm)	Ürün Kodu	Genel tane iriliği alanı (µm)
F 008	2000 – 2800	F 046	300 – 425
F 010	1700 – 2360	F 054	250 – 355
F 012	1400 – 2000	F 060	212 – 300
F 014	1180 – 1700	F 070	180 – 250
F 016	1000 – 1400	F 080	150 – 212
F 020	850 – 1180	F 090	125 – 180
F 022	710 – 1000	F 100	106 – 150
F 024	600 – 850	F 120	90 – 125
F 030	500 – 710	F 150	63 – 106
F 036	425 – 600	F 180	63 – 90
F 040	355 – 500	F 220	53 – 75

Alüminyum oksit kumlar beyaz ve kahverengi olmaz üzere iki çeşittir. Beyaz alüminyum oksitler EK ürün kodu ile kahverengi alüminyum oksitler ise EN ürün kodu ile isimlendirilmektedirler. Genel tane iriliği 2000 – 2800 µm aralığında olan beyaz alüminyum oksidin gösterilişi EKF 008, kahverengi alüminyum oksidin gösterilişi ise ENF 008’dir.

### 2.5.2 Kaplama

İmplant yüzeyinde yapılan morfolofik değişiklikler implantların kemik ya da çimento ile daha iyi kenetleme sağlaması amacıyla yapılmaktadır. İmplant yüzeyleri kaplama açısından iki farklı grupta değerlendirilebilir. Bunlar titanyum plazma sprej kaplı yüzeyler (TPS) ve hidroksiapatit kaplı yüzeylerdir.

Titanyum plazma sprej kaplı yüzeyler 1974’ten sonra kullanılmaya başlanmıştır. Bu yöntemde 40 µm büyüklüğündeki titanyum partiküller plazma alevi yardımı ile yüksek sıcaklık ve yüksek hızda implant yüzeyine sıvanırlar. Böylelikle implant yüzeyinde hem pürüz hem de implant kaplama elde edilir.

Seramiklerin doku uyumu metallere nazaran daha iyidir ancak biyomekanik özellikleri kötüdür. Bu yüzden seramikler metalik malzemelerle beraber kullanılırlar. Hidroksiapatit kaplamanın implant yüzeyinde kemik büyümesini artıracakı gösterilmiştir (Cook ve diğ. 1987). Hidroksiapatit kaplamanın farklı yöntemleri vardır. Bunlar; daldırarak kaplama, sıcak izostatik baskılama, iyon-ışık demeti püskürtme, plazma sprej ve elektro-mıknatıs püskürtme yöntemleridir (Jansen ve diğ. 1993). Bu yöntemler sayesinde birkaç mikron ile milimetre arasında değışen kalınlıklarda kaplamalar elde edilebilir. Tüm yöntemlerde kaplamanın metale tutunması ve homojen bir kaplama kalınlığı elde edilmesi problemi vardır. Plazma sprej ve püskürtme yaygın kullanılan kaplama yöntemleridir (Koeneman ve diğ. 1990).

### 3. MATERYAL METOD

#### 3.1 Deney Numunelerinin Malzemeleri

Deneysel çalışmalarda implant imalatında sıklıkla kullanılan üç farklı malzeme kullanılmıştır. Bu malzemeler, kobalt-krom alaşımları (ASTM F 75 – 7), ostenitik paslanmaz çelik (ASTM F138 Grade 2) ve titanyum alaşımları (ASTM Ti-Grade 23 6 Al-4V ELI) dir. Bu malzemelerin farklı standartlarda gösterimi Tablo 3.1’de verilmektedir.

**Tablo 3.1:** İmplantlarda kullanılan malzemelerin farklı standartlarda gösterimi

Ticari İsim	EN	DIN	ASTM	UNS
Ti 6Al-4V (ELI)	Titan Grade 23 (6Al-4V-ELI)	-	Ti-Grade 23 6 Al-4V ELI	R56401
316LVM Ost. Pas. Çelik	-	X2CrNiMo18-14-3	F138 Grade 2	-
Co - Cr - Mo	-	-	F 75	R30075

ASTM F 75 – 7 Kobalt – krom – molibden alaşımının kimyasal bileşenleri Tablo 3.2’de verilmektedir.

**Tablo 3.2:** ASTM F 75 – 7 kimyasal bileşenleri (%)

Cr	Mo	Ni	Fe	C	Si	Mn	Tu	P	N	Al	Ti
27 - 30	5 - 7	0,5	0,75	0,35	1	1	0,2	0,02	0,25	0,1	0,1

ASTM F138 Grade 2 ostenitik paslanmaz çeliğin kimyasal bileşenleri Tablo 3.3’de verilmektedir.

**Tablo 3.3:** ASTM F138 Grade 2 kimyasal bileşenleri (%)

C	Mn	P	S	Si	Cr	Ni	Mo	N	Cu
0.03	2.0	0.025	0.010	1.0	17-19	13-15,5	2,5-3,2	0.1	0.5

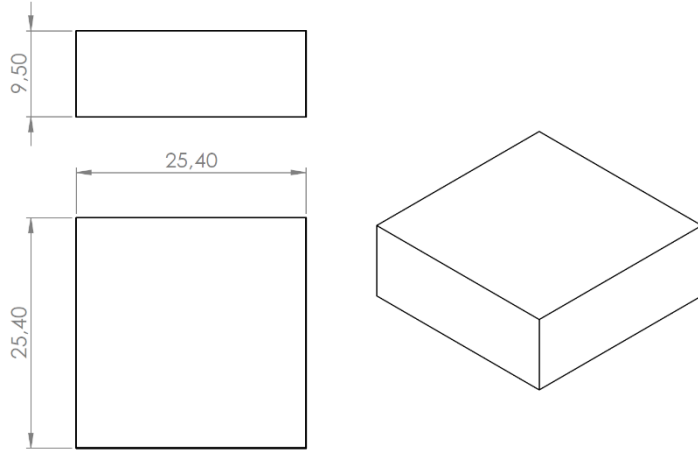
ASTM Ti-Grade 23 6 Al-4V ELI titanyum alaşımının kimyasal bileşenleri Tablo 3.4’de verilmektedir.

**Tablo 3.4:** ASTM Ti-Grade 23 6 Al-4V ELI kimyasal bileşenleri (%)

C	V	N	Ti	Al	Fe	O	H
≤0,08	3,50 – 4,50	≤0,05	Ger. Kal.	5,50 – 6,50	≤0,25	≤0,13	≤0,015

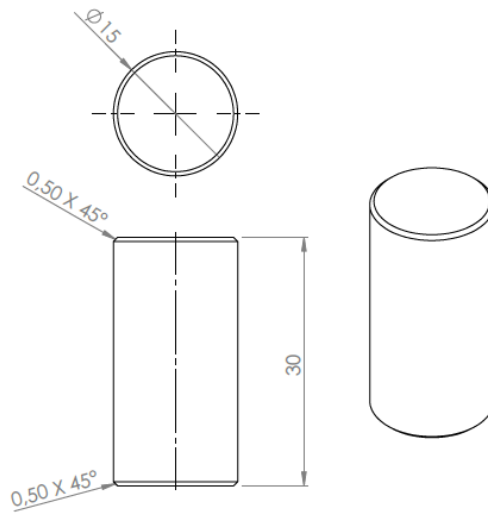
### 3.2 Deney Numunelerinin Boyutları

Ara yüzey deney numunelerinin şekil ve boyutlarının belirlenmesinde yapıştırma bağlantılarının ara yüzey dayanımının belirlenmesinde kullanılan ASTM D 950-3 standardından faydalanılmıştır. İmplant malzemesi ve kemikten imal edilecek kare prizma şeklindeki deney numunelerinin boyutları Şekil 3.1’de verilmektedir. Bu numuneler darbe ve çekme-kesme deneylerinde kullanılacaktır.



Şekil 3.1: Kare prizma numunelerin teknik resmi

Patlatma deneylerinde kullanılacak silindirik deney numunelerinin boyutları Şekil 3.2’de verilmektedir.

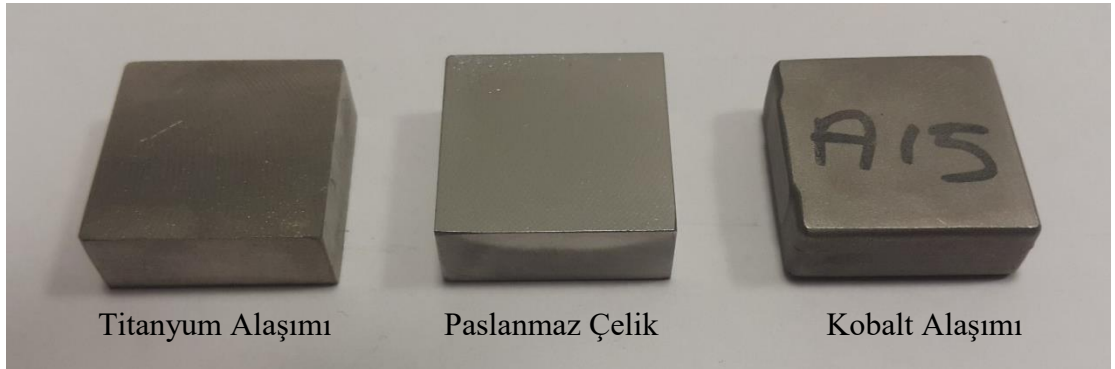


Şekil 3.2: Silindirik numunelerinin teknik resmi

### 3.3 Deney Numunelerinin İmalatı

#### 3.3.1 İmplant Malzemesi Numunelerin İmalatı

Deneylerde kullanılacak implant malzemesi numunelerin imalatında; talaşlı imalat ve hassas döküm yöntemleri kullanılmıştır. 30x30x10 mm boyutunda levha malzemedan kesilen titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeler 24,5x24,5x9,5 mm ölçülerine talaşlı imalat yöntemi ile getirilmiştir. Kobalt-krom alaşımı numuneler sert olmaları sebebiyle istenilen ölçülerde direk hassas döküm yöntemi ile imal edilmişlerdir. Talaşlı imalat ve hassas döküm yöntemi ile imal edilmiş kare prizma deney numuneleri Şekil 3.3'de gösterilmektedir. Kare prizma numuneler darbe ve çekme-kesme testlerinde kullanılmıştır.



**Şekil 3.3:** Talaşlı imalat ve hassas döküm yöntemi ile imal edilmiş kare prizma numuneler

Silindirik numuneler paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerden talaşlı imalat yöntemi ile imal edilmiştir. Silindirik numuneler 15 mm çapında taşlanmış millerden tornalama yöntemi ile imal edilmişlerdir. Silindirik numuneler patlatma testinde kullanılmıştır.

#### 3.3.2 Kemik Numunelerin İmalatı

Kemikten yapılacak deney numuneleri, mekanik özellikleri insan kemiklerine benzer olan sığırların femoral kemiklerinden elde edilmiştir. Sığır kemikleri insan kemiğine nazaran benzer elastikiyet modülüne sahiptir (Guo 2001) ve nispeten daha

düşük mukavemetlidirler (Currey 2002). Deney numuneleri 2 – 3 yaşını geçmemiş sığırlardan testerede kesme ve frezeleme yöntemi ile elde edilmiştir. Mezbahadan toplanan kemikler ve numune çıkartılacak orta kısımlarının ayrılması Şekil 3.4’de gösterilmektedir.



**Şekil 3.4:** Deney numunesi çıkartılan femoral sığır kemikleri

Kemiklerin orta kısmı dikey testere ile ayrıldıktan sonra, yatay testere ile 25,4 mm x 25,4 mm ölçülerinde parçalar elde edilmiştir. Bu parçalar daha sonra freze tezgâhına bağlanarak yüzeyleri temizlenmiştir. Frezede yüzeyleri işlenmiş numuneler Şekil 3.5’de gösterilmektedir.



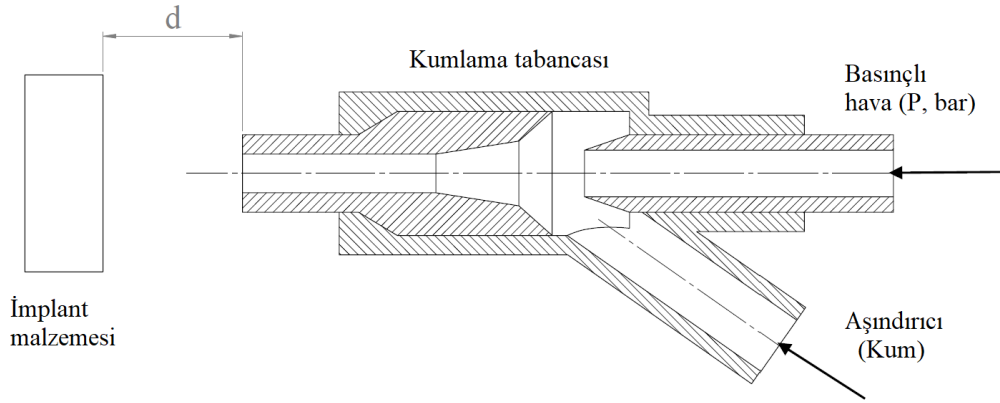
**Şekil 3.5:** Frezede yüzeyi işlenmiş kemikler



### 3.4 Deney Numunelerinin Yüzey İşlemleri

#### 3.4.1 İmplant Malzemesi Numunelerinin Yüzey İşlemleri

İmplant malzemesinden imal edilen deney numunelerinin yüzeylerinde kumlama işlemi ile farklı yüzey pürüzlülüğü değerleri oluşturulmuştur. Deney numunelerinin kumlanması piyasa şartlarında yaygın kullanılan EKF 016, EKF 024, EKF 046 ve EKF 060 ürün kodlu beyaz alüminyum oksit kumlar kullanılmıştır. Kumlama prosesi Şekil 3.6'da şematik olarak gösterilmektedir.



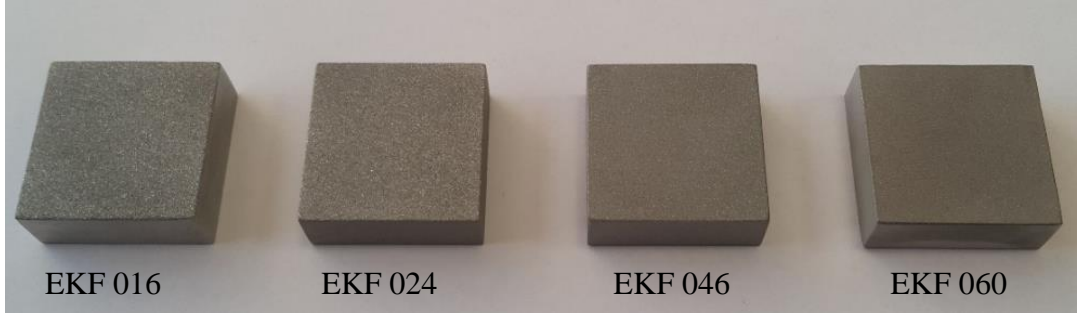
**Şekil 3.6:** Kumlama prosesisinin şematik olarak gösterimi

Kumlama prosesi sabit kumlama parametreleri altında farklı kum boyutları ile gerçekleştirilmiştir. Kumlama parametreleri Tablo 3.5'de verilmektedir.

**Tablo 3.5:** Kumlama parametreleri

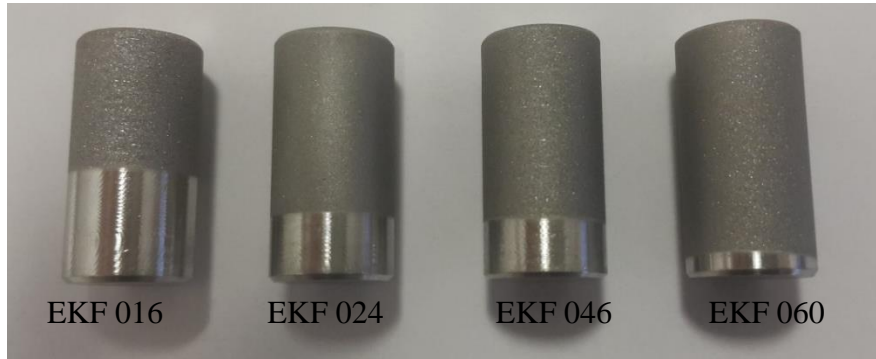
Kum Tipi	Alüminyum oksit (EKF 16, EKF 24, EKF46, EKF60)
Kumlama basıncı, P	6 bar
Kumlama mesafesi, d	50 mm

Farklı boyuttaki alüminyum oksitlerle kumlanmış kare prizma deney numuneleri Şekil 3.7'de gösterilmektedir.



**Şekil 3.7:** Yüzeyleri kumlanmış kare prizma deney numuneleri

Deneylerde kullanılacak olan her üç malzemenin yüzeyleri dört farklı alüminyum oksit kumla kumlanmıştır. Farklı alüminyum oksit kumlarla kumlanmış silindirik numuneler Şekil 3.8’de gösterilmektedir.



**Şekil 3.8:** Yüzeyleri kumlanmış silindirik deney numuneleri

Yüzeyleri kumlanan paslanmaz çelik, titanyum alaşımı ve kobalt-krom alaşımı deney numunelerinin yüzey pürüzlülükleri Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Makine Elemanları Laboratuvarı’nda bulunan Şekil 3.9’da görülen Mahr Perthometer M2 marka yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı ile ölçülmüştür.



**Şekil 3.9:** Mahr Perthometer M2 yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı

Deney numunelerinin sertlikleri Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Tahribatlı Malzeme Muayene Laboratuvarı'nda bulunan Şekil 3.10'da görülen MEBA MHT-150 marka Rockwell-Brinell Sertlik Ölçme Cihazı ile ölçülmüştür.



**Şekil 3.10:** Rockwell- Brinell Sertlik Ölçme Cihazı, MEBA MHT-150

### 3.4.2 Kemik Numunelerin Yüzey İşlemleri

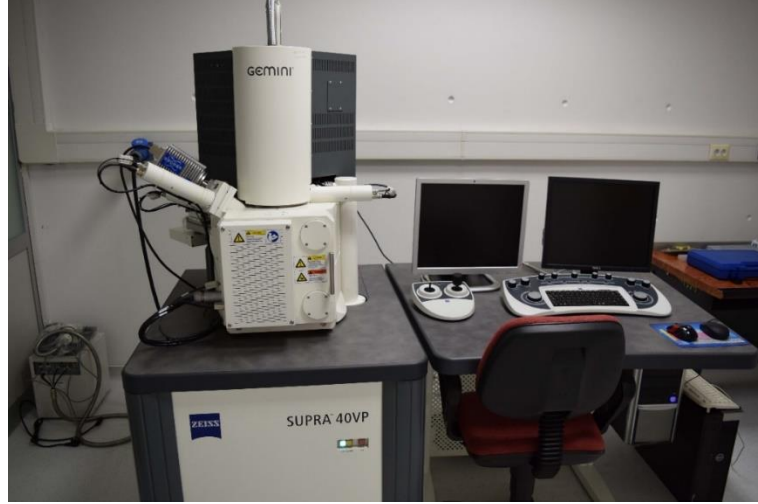
Deneylerde kullanılacak kemik numunelerinin kemik çimentosu ile temas edecek yüzeyleri frezeleme işleminden sonra gerçeğe uygun olmayacak biçimde pürüzsüz (ort.  $R_a = 0,8 \mu\text{m vb.}$ ) çıkmıştır. Bu durumu ortadan kaldırmak için kemik yüzeyleri mekanik aşındırma yöntemleri ile pürüzlü hale getirilmiştir. Yüzeyleri pürüzlü hale getirilen kemik numuneler Şekil 3.11'de gösterilmektedir.



**Şekil 3.11:** Yüzeyi pürüzlü hale getirilen sığır kemiği deney numunesi

### 3.4.3 Yüzey İşlemlerinin İncelenmesi

Deney numunelerinin yüzeylerine yapılan işlemler hem çıplak gözle hem de elektron mikroskobu altında incelemeye tabi tutulmuşlardır. İncelemeler Pamukkale Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (İLTAM) bünyesinde bulunan Zeiss marka Supra 40VP model Alan Emisyon Taramalı Elektron Mikroskobu ile gerçekleştirilmiştir. Cihazın resmi Şekil 3.12’de verilmektedir.



Şekil 3.12: ZEISS marka alan emisyon taramalı elektron mikroskobu (SEM)

## 3.5 Deney Numunelerinin Birleştirilmesi

### 3.5.1 Kemik Çimentosunun Hazırlanması

Kemik çimentosu olarak Biomet marka 40 g polimer toz ve 20 ml monomer sıvıdan oluşan malzeme kullanılmış ve oda koşullarında elle karıştırılmıştır. Şekil 3.13 çimento malzemesini ve karıştırılma şartlarını göstermektedir.



**Şekil 3.13:** Biomet marka kemik çimentosunun hazırlanması

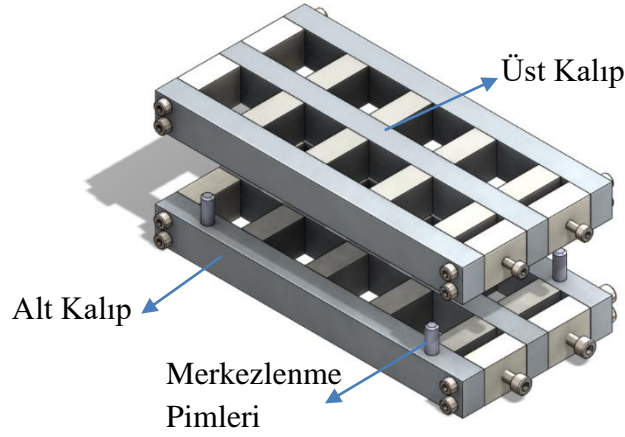
Biomet kemik çimentosunun bileşenleri Tablo 3.6’da verilmektedir.

**Tablo 3.6:** Biomet kemik çimentosu bileşenleri

40 g Toz (Sterile)	
Poli [(Metil Metakrilat) – Co- Stiren] Kopolimer	87,5 % W/W
Baryum sülfat	10 % W/W
Benzoil Peroksit	1,20 % - 2,50 % W/W
20 cc Sıvı (Sterile)	
Metil Metakrilat	99,25 % V/V
N, N -Dimetil-p-Toluidin	0,75 % V/V
Hidrokinon	75 ± 10 PPM

### 3.5.2 İmplant-Çimento Ara Yüzey Numunelerinin Hazırlanması

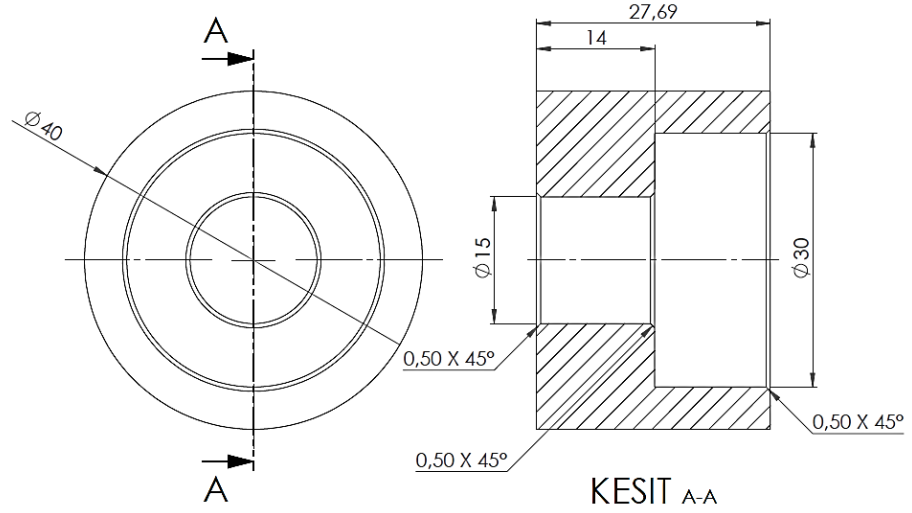
Çekme-kesme ve darbe deneylerinde kullanılacak implant-çimento ara yüzey deney numunelerini birleştirebilmek için özel bir kalıp tasarlanmıştır. Bu kalıp aracılığı ile implant malzemesinden yapılan deney numuneleri üzerine 9,5 mm kalınlığındaki çimento doldurulmuş ve kürleşme için beklenilmiştir. Deney numunelerini birleştirmek için tasarlanan kalıp Şekil 3.14’de verilmiştir.



**Şekil 3.14:** Deney numuneleri birleştirme kalıbı

Deney numunelerinin hazırlanması aşamasında önce implant malzemesi numuneler kalıbın alt kısmına yerleştirilmiş ve kalıbın etrafındaki vidalar sıkılmıştır. Daha sonra numunelerin üzerine Şekil 3.18'deki gibi hazırlanan kemik çimentosu dökülmüştür.

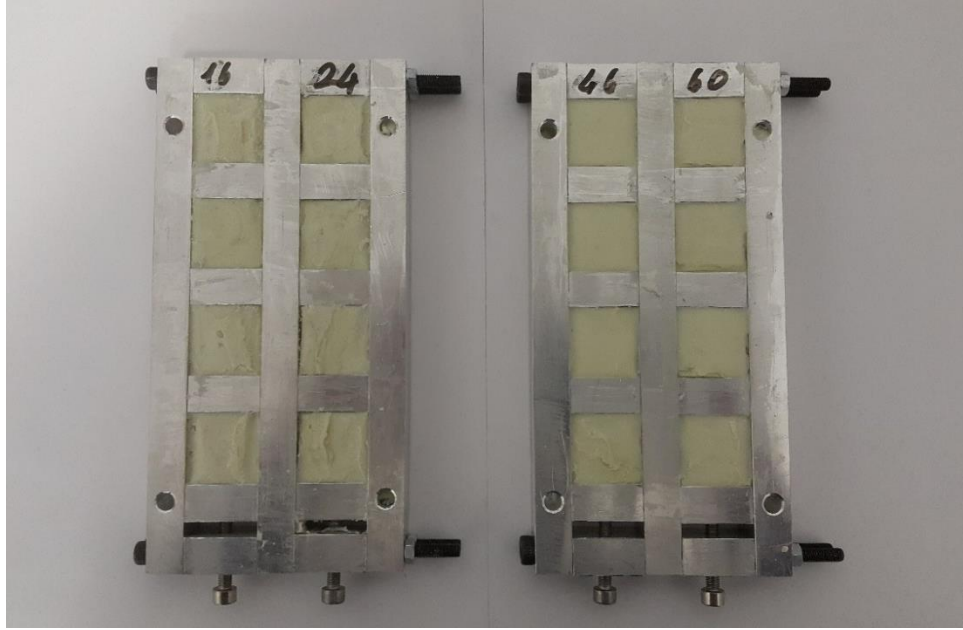
Patlatma testlerinde kullanılacak numuneleri kemik çimentosunu çevreleyen silindirik burçlara merkezleyebilmek için Şekil 3.15'deki gibi bir aparat kullanılmıştır.



**Şekil 3.15:** Silindirik numuneleri merkezleme aparatı

Patlatma numunelerinin birleştirilmesi aşamasında önce silindirik burçlar Şekil 3.20' deki aparatın içine yerleştirilmiştir. Ardından burçların içine hazırlanan çimento doldurulmuş ve orta kısmına paslanmaz çelik ve titanyumdan yapılan silindirik numuneler bastırılmıştır.

Tüm deney kombinasyonlarında deney numuneleri kürleşmeleri için 20 dakika bekletilmiştir. Kürleşen numuneler in vivo şartları simüle edebilmek adına 37 °C’de 48 saat saklanmış ve zorlamalara tabi tutulmuştur (Messick 2007). Birleştirme işleminden sonra kürleşmesi için bekleyen çekme-kesme ve darbe deney numuneleri Şekil 3.16’de gösterilmektedir.



**Şekil 3.16:** Kürleşmesi için beklenen deney numuneleri

Kürleşme işlemi tamamlandıktan sonra numuneler 16 bölmeli plastik kaplar içine yerleştirilmiştir. Daha sonra kaplar salin (serum fizyolojik) çözeltisi ile doldurulmuştur. Salin çözeltisi vücut sıvıları ile benzer kimyasal etki göstermektedir. Salin çözeltisinin içeriği Tablo 3.7’ de verilmektedir.

**Tablo 3.7:** Salin çözeltisinin içeriği

Her 100 ml’de	Elektrolit Yoğunlukları (mEq/l)	Total Osmolar Konsantrasyonu
Sodyum Klorür: 0,9 g	Sodyum :154	308 mOsm/L
Enjeksiyonluk Su k.m.: 100 ml	Klorür :154	

Numuneleri 37 °C’ de 48 saat bekletmek için Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Makine Elemanları Laboratuvarı’nda bulunan Şekil 3.17’de görülen NÜVE TK–252 marka iklimikabin kullanılmıştır.





**Şekil 3.17:** NÜVE TK-252 marka iklimatik kabin

### **3.5.3 Çimento-Kemik Ara Yüzey Numunelerinin Hazırlanması**

Çimento-kemik ara yüzey deney numunelerini birleştirebilmek için Şekil 3.19'daki kalıp kullanılmıştır. Bu kalıp aracılığı ile kemikten yapılan deney numuneleri üzerine 9,5 mm kalınlığındaki çimento doldurulmuş ve kürleşmesi için bekletilmiştir. Kürleştikten sonra kalıptan çıkartılan çimento-kemik ara yüzey numuneleri Şekil 3.18'de gösterilmektedir.



**Şekil 3.18:** Kemik - kemik çimentosu ara yüzey numuneleri



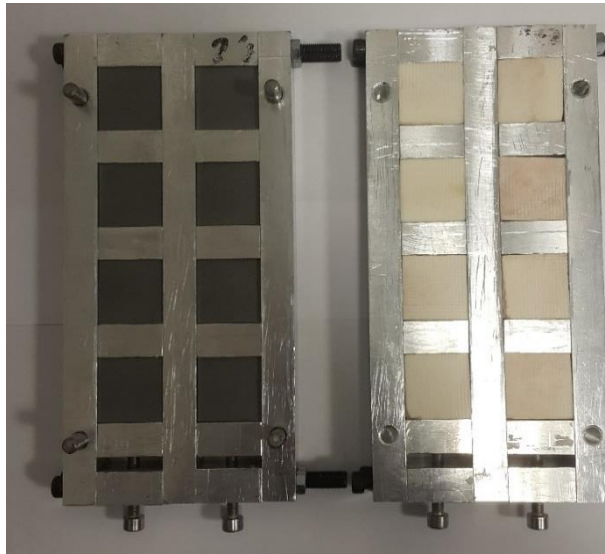
### 3.5.4 Farklı Manto Kalınlıklı Deney Numunelerinin Hazırlanması

Çekme-kesme ve darbe deneyleri için farklı çimento manto kalınlığına sahip deney numunelerinin hazırlanmasında Şekil 3.19’da gösterilen özel kalıptan iki adet kullanılmıştır. Çimento manto kalınlığı olarak 1, 2, 3 ve 4 mm kalınlıklar elde edilmiştir. Manto kalınlığının ara yüzey dayanımına etkisinin araştırdığı deneylerde, yüzey pürüzlülüğü kemik numunelerin yüzey pürüzlülüğüne yakın olan EKF 046 ile kumlanmış titanyum alaşımı numuneler kullanılmıştır. Titanyum alaşımı numuneler kalıplardan birine üst kısmında 1, 2, 3 ve 4 mm boşluk kalacak şekilde yerleştirilmiş ve kalıpların vidaları sıkılmıştır. Üst boşlukları ayarlayabilmek için Şekil 3.19’da gösterilen mesafe masterlarından faydalanılmıştır.



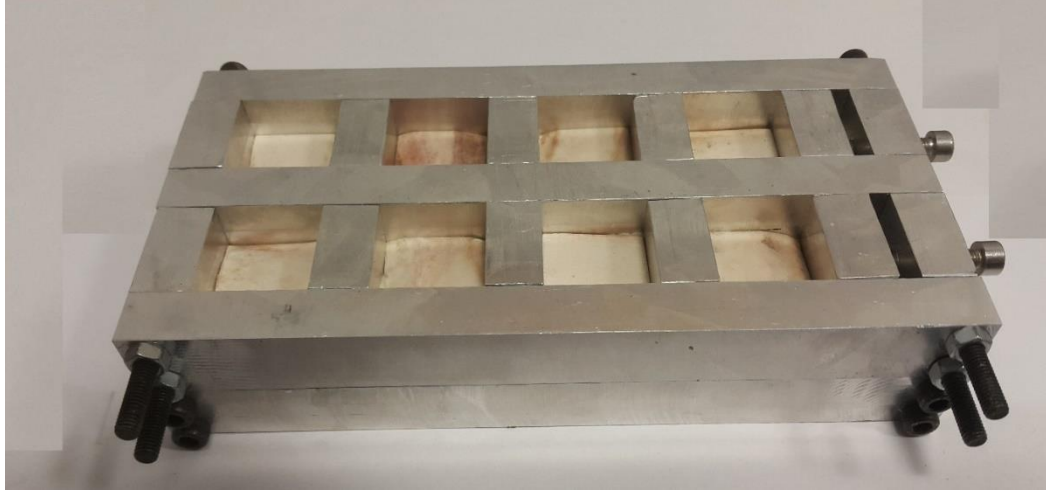
Şekil 3.19: Manto kalınlığı ayarlama masterları

Kemik deney numuneleri ise diğer kalıba yerleştirilmiş ve kalıbın vidaları sıkılmıştır. Her iki kalıba yerleştirilmiş deney numuneleri Şekil 3.20’de gösterilmektedir.



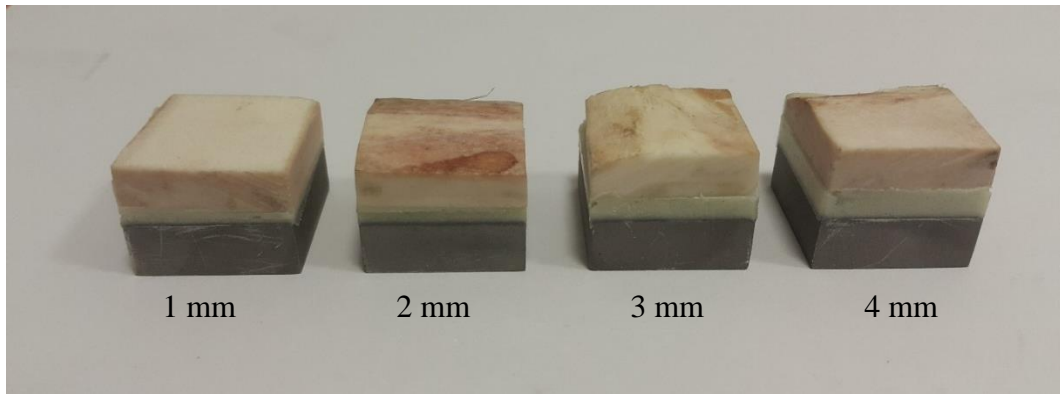
Şekil 3.20: Kalıplara sıkıştırılmış deney numuneleri

Deney numuneleri kalıplara sıkıştırıldıktan sonra çimento hazırlanmış ve titanyum numunelerin üst boşluklarına doldurulmuştur. Daha sonra kemik numunelerin sıkıştırıldığı kalıp merkezlenme pimleri aracılığı ile diğer kalıbın üzerine yerleştirilmiştir. Üst üste yerleştirilen kalıplar Şekil 3.21’de gösterilmektedir.



**Şekil 3.21:** Birleştirilmiş kemik ve titanyum numuneler

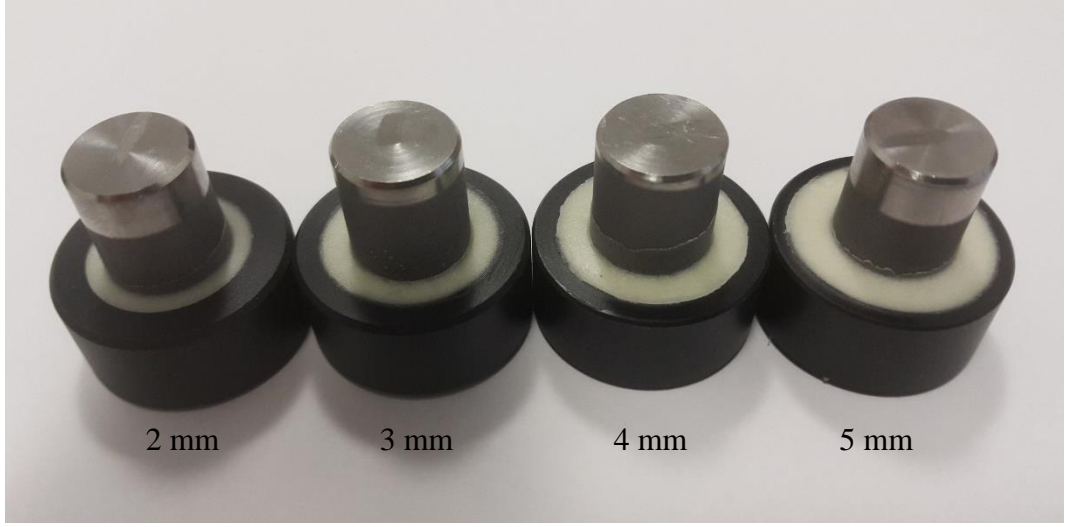
Kalıp içinde 20 dakika kürleşmesi beklenen numuneler kalıplardan çıkarılmış ve salin solüsyonu içinde 37 °C’ de 48 saat bekletilmek üzere iklimik kabine yerleştirilmiştir. Kalıplardan çıkarılmış deney numuneleri Şekil 3.22’de gösterilmektedir.



**Şekil 3.22:** Farklı çimento manto kalınlığındaki deney numuneleri

Patlatma deneyleri için farklı çimento manto kalınlığına sahip deney numunelerinin hazırlanmasında Şekil 3.20’de gösterilen aparat ve farklı iç çap ölçülerine sahip burçlar kullanılmıştır. Çimento manto kalınlığı olarak 2, 3,4 ve 5mm

kalınlıklar elde edilmiştir. Farklı manto kalınlığına sahip patlatma deney numuneleri Şekil 3.23’de gösterilmektedir.



**Şekil 3.23:** Farklı manto kalınlığına sahip patlatma numuneleri

Protez malzemesi olarak, yüzey pürüzlülüğü kemik numunelerin yüzey pürüzlülüğüne yakın olan EKF 046 ile kumlanmış titanyum alaşımı deney numuneleri kullanılmıştır.

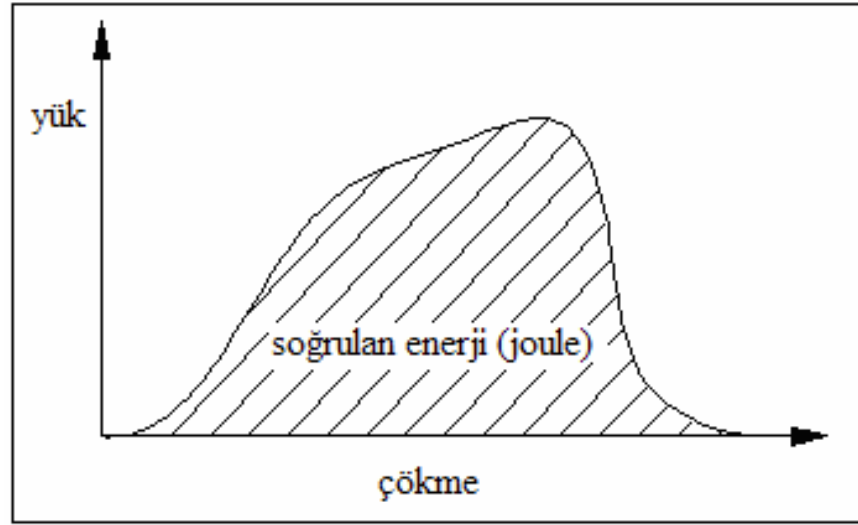
### **3.6 Darbe Deneyleri**

#### **3.6.1 Darbenin Tanımı**

Düşük, orta ve yüksek hızlarda malzeme üzerine çok kısa bir sürede çok büyük kuvvetlerin uygulanması şekline darbe denir. Mühendislik malzemelerinin darbelere karşı davranışları elastik ve/veya plastik deformasyon olarak görülmektedir. Darbe yüklemesine maruz kalan bir malzemenin darbe sürecince depolamış olduğu enerji, bu malzemenin mukavemetinin ve tokluğunun bir ölçüsü olarak ifade edilmektedir. Darbe deneylerinin en önemli amaçlarından biri düşük ve yüksek hızlarda deney parçasının kırılmasında soğurulan enerji miktarını ölçmektir (Özenç 2007).

Malzemelerin yüksek oranda ve ani yüklemelere karşı göstermiş olduğu dirence darbe direnci denilmektedir. Malzemelerin darbe yüklerine karşı davranışları

darbenin uygulama hızının yüksek ya da düşük olmasına göre değişiklik göstermektedir. Yüksek hızlarda uygulanan darbe malzeme üzerinde gözle görülür hasarlar meydana getirirken orta ve düşük hızlarda uygulanan darbe malzemenin içerisinde mikro çatlaklara neden olabilir. Önceden görülemeyen bu mikro çatlaklar potansiyel tehlike arz eder ve büyük felakete neden olabilir. Darbe esnasında oluşan yük-çökme eğrisi Şekil 3.24'de verilmektedir (Özenç 2007). Eğrinin altında kalan alan darbe esnasında soğrulan enerjiyi vermektedir.



**Şekil 3.24:** Darbe deneyinde yük-çökme eğrisi

Malzemelerin darbe dayanımının tespit edilmesi çalışma ömürlerinin belirlenmesi bakımından oldukça önem arz etmektedir. Darbe yükleri malzeme içinde darbe enerjisine dönüşerek hasara meydana gelinceye kadar absorbe edilmektedir.

### 3.6.2 Darbe Deneylerinin Amacı

Bu tez çalışması kapsamında çimentolu protezlerin kemik ile birleşmesinde dolgu malzemesi olarak rol oynayan kemik çimentosunun temasta olduğu yüzeylerle kenetlenmesinin darbe dayanımları incelenmiştir. Böylelikle implant-çimento ve çimento-kemik ara yüzeylerinin darbe dayanımları hakkında bilgi sahibi olunmaya çalışılmıştır ve farklı parametrelerin ara yüzey darbe dayanımına etkileri üzerinde durulmuştur.

Elde edilecek bilgiler ışığında klinik çalışmaları öncesinde tüm bir implantın darbe dayanımı hakkında fikir sahibi olunacaktır. Öbür taraftan çalışmanın ara yüzey darbe dayanımını artırmaya yönelik yeni nesil implant tasarımlarında ara yüzey darbe dayanımını artıracak yeni yüzey uygulamalarına kadar birçok çalışmaya öncülük etmesi beklenilmektedir.

### 3.6.3 Deney Düzenegi

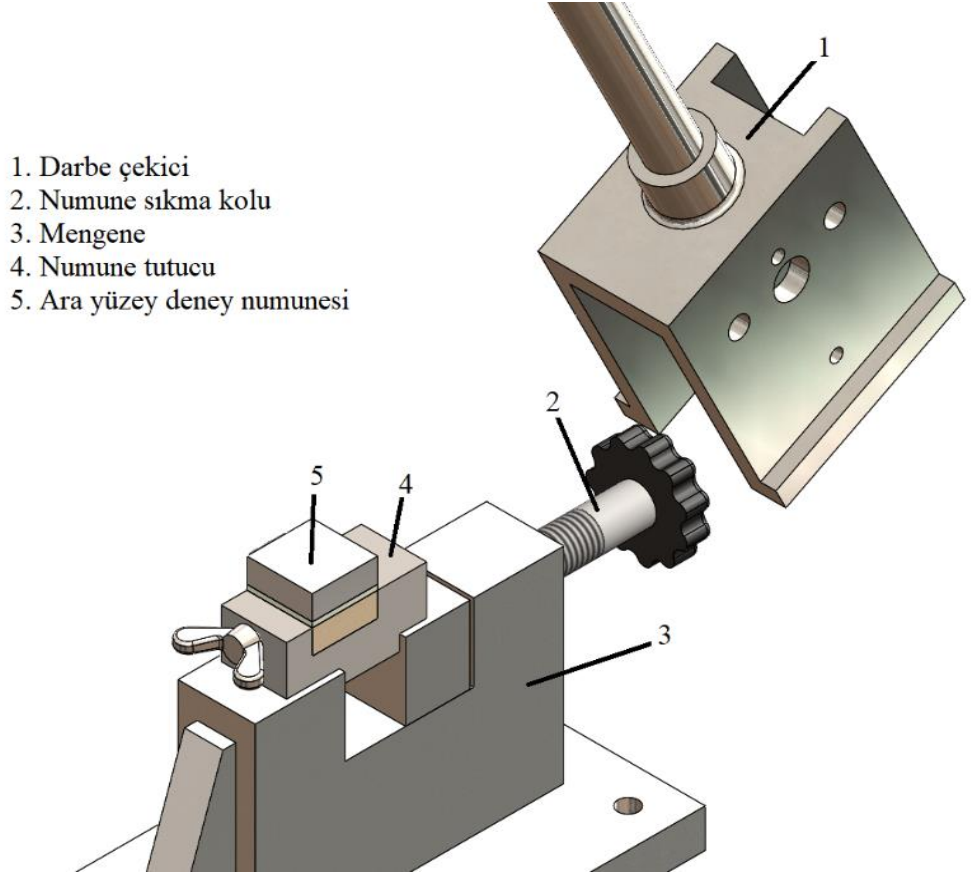
Deneylede, Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliğı Bölümü Malzeme Laboratuvarı'nda bulunan CEAST P/N 6958.000 marka Izod darbe cihazı kullanılmıştır. Test cihazı, maksimum 25 J'lük potansiyel enerjiye sahip olup farklı enerji kapasitelerinde çekiçler kullanılabilir. Cihaz termoplastik malzemelerin, esneklik davranışlarını standart gerilme durumlarında, darbe kırılma güçlerine bakarak değerlendirmektedir. Deney cihazı Şekil 3.25'de gösterilmektedir.



Şekil 3.25: Deneylede kullanılan Izod darbe cihazı

### 3.6.4 Yükleme Durumu

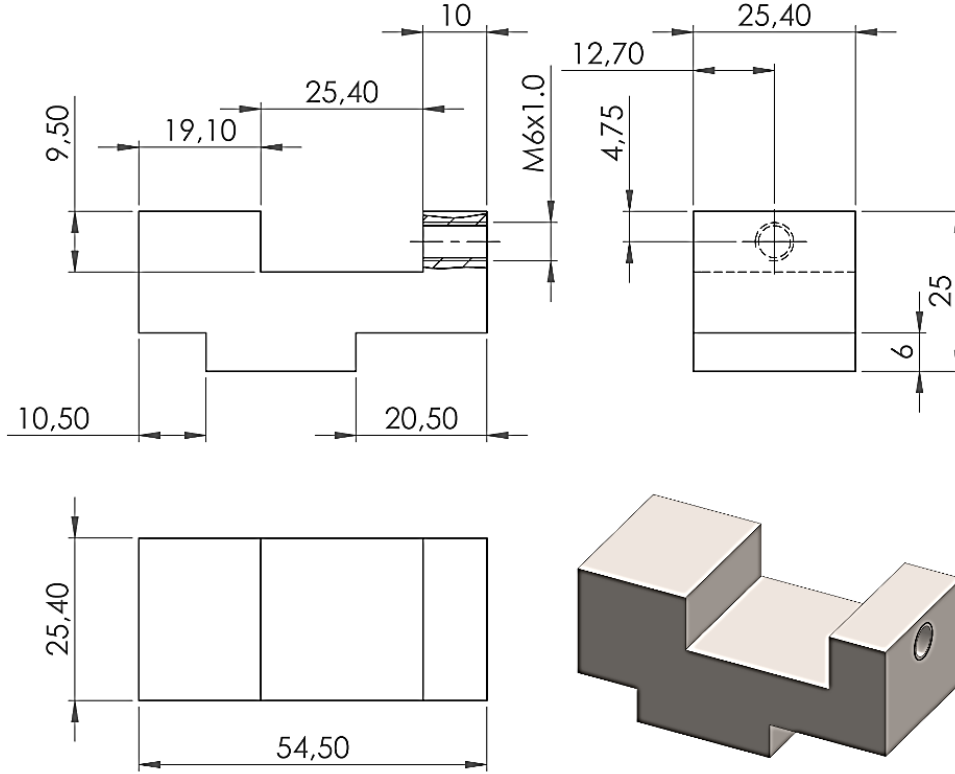
Deneyleerde, ASTM D 950-3 standardındaki ölçülere göre hazırlanıp, birleştirilmiş numunelerinin darbe dayanımlarının tespit edilmesine çalışılmıştır. Sağlıklı sonuçlar elde edebilmek için deney sonuçlarında absorbe edilen enerji, kullanılan çekicin sahip olduğu potansiyel enerjinin %20'si ile % 80'i arasında olmalıdır. Deney öncesinde, ortam sıcaklığı, kullanılan çekicin potansiyel enerjisi, kullanılmak istenen standart, deney numunesinin eni, boyu, test hızı vb. değerler cihaz üzerindeki kontrol panelinden girilebilmektedir. Deney sonunda absorbe edilen enerji (J), darbe direnci ( $\text{kJ/m}^2$ ), darbe test hızı (m/s) ve darbe sonrası çekicin yükselme açısı cihazın ekranından okunabilmektedir. Ayrıca elde edilen veriler bilgisayara aktarılabilmektedir. Şekil 3.26'da numune üzerine darbe yükünün nasıl uygulandığı gösterilmiştir.



Şekil 3.26: Deney numunesinin izod darbe cihazına bağlanması

### 3.6.5 Deney Kombinasyonları

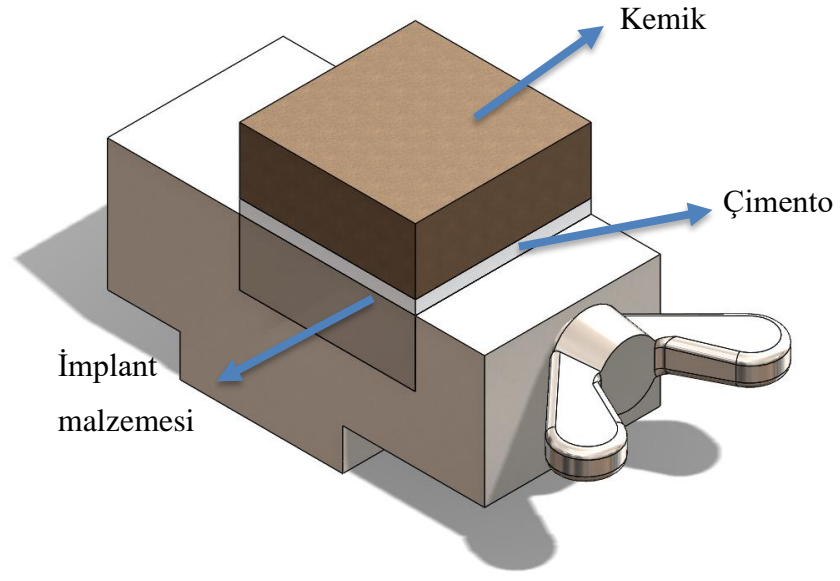
Darbe deneylerinde implant-çimento, çimento-kemik ara yüzlerini ayrı ayrı test edebileceğimiz deney kombinasyonları oluşturulmuştur. Bunlara ilaveten çimento manto kalınlığının ara yüzey darbe dayanımına etkisini test edebileceğimiz farklı bir kombinasyon daha olmak üzere toplamda üç farklı kombinasyon test edilmiştir. Deneylerde kullanılan numuneler, yapıştırma bağlantılarına benzediği için yapıştırma bağlantılarının darbe dayanımları ile ilgili olan ASTM D 950-3 standardı referans alınmıştır. Standartta verilen ölçülerde kemik imal edilemeyeceği için ASTM D 950-3 standardındaki ölçülere bağlı olarak alt tutucu bir kalıp tasarlanmıştır. Alt tutucu kalıp tasarımını Şekil 3.27’de gösterilmektedir.



Şekil 3.27: Alt tutucu kalıp tasarım resmi

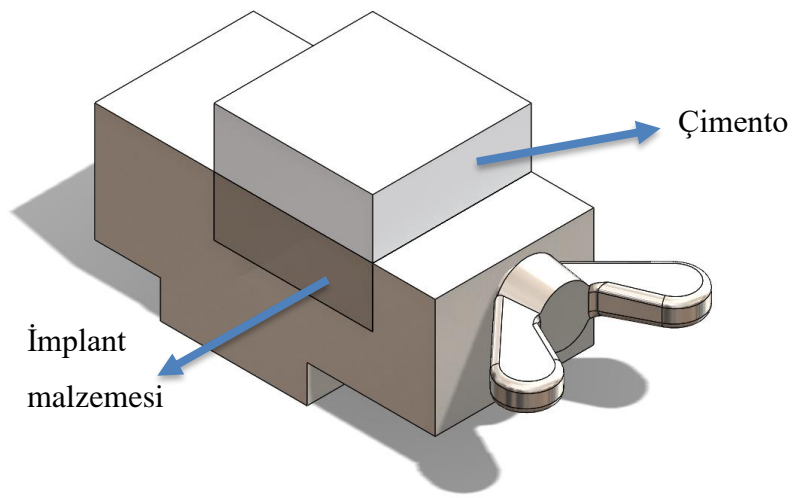
Çimento manto kalınlığının ara yüzey darbe dayanımına etkisinin araştırıldığı deney numunelerinin kombinasyonu Şekil 3.28’de verilmektedir. Çimento manto kalınlığının test edildiği deney numuneleri kemik, kemik çimentosu ve implanttan oluşmaktadır.





**Şekil 3.28:** Çimento manto kalınlığının etkisinin araştırıldığı numuneler

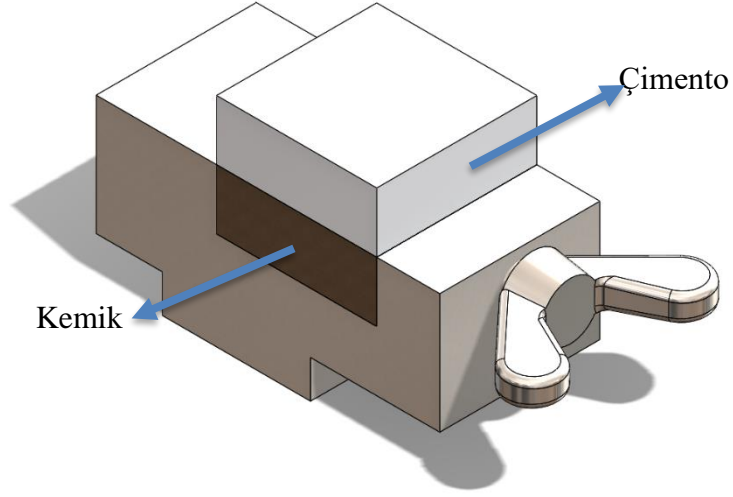
İmplant-çimento ara yüzey darbe dayanımının araştırıldığı deney numunelerinin kombinasyonu Şekil 3.29’da gösterilmektedir. İmplant-çimento ara yüzey darbe dayanımının araştırıldığı deney numuneleri implant ve kemik çimentosundan oluşmaktadır.



**Şekil 3.29:** İmplant malzemesi-kemik çimentosu birleşimi



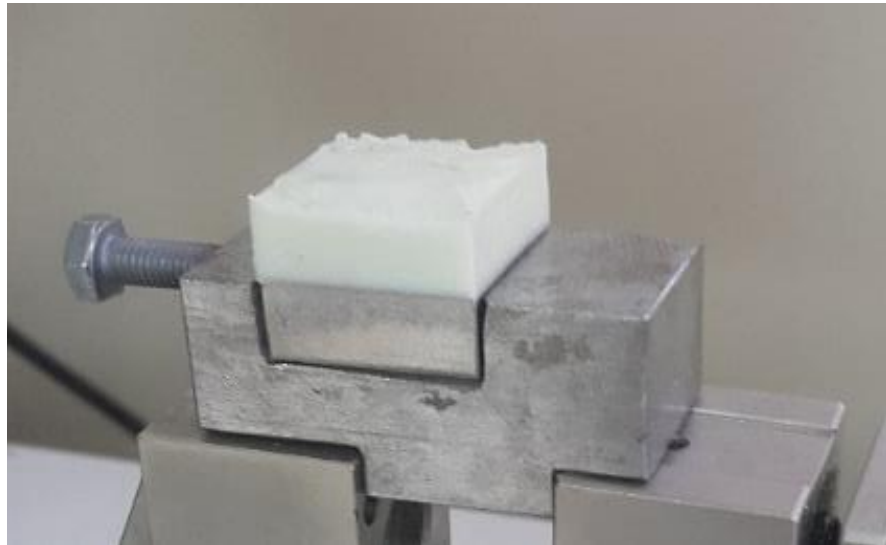
Çimento-kemik ara yüzey darbe dayanımının araştırıldığı deney numunelerinin kombinasyonu Şekil 3.30’da gösterilmektedir. Çimento-kemik ara yüzey darbe dayanımının araştırıldığı deney numuneleri sığır kemiği ve kemik çimentosundan oluşmaktadır.



**Şekil 3.30:** Kemik-kemik çimentosu birleşimi

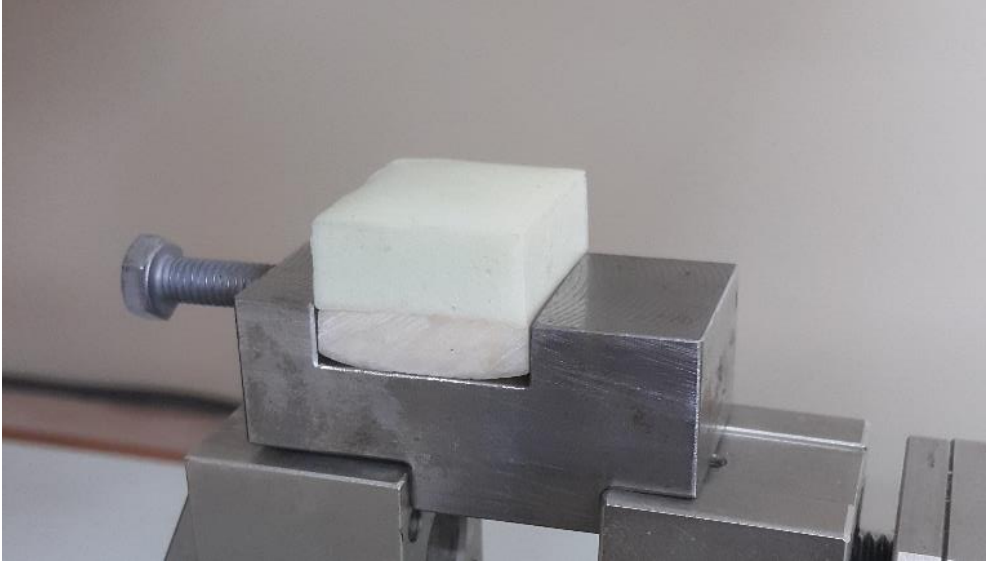
### 3.6.6 Deneylerin Yapılışı

Darbe cihazına bağlanmış implant-çimentosu ara yüzey deney numunesi Şekil 3.31’de gösterilmektedir.



**Şekil 3.31:** İmplant-kemik çimentosu ara yüzey deney numunesi

Darbe cihazına bağlanmış çimento-kemik ara yüzey deney numunesi Şekil 3.32'de gösterilmektedir.



**Şekil 3.32:** Çimento-kemik ara yüzey numuneleri

### **3.7 Çekme-Kesme Deneyleri**

#### **3.7.1 Çekmenin Tanımı**

Çekme deneyi, metal alaşımlarından polimerlere, seramiklerden kompozit malzemelere kadar geniş bir yelpazede kullanılan çok eski bir mekanik testtir. Çekme deneyi sayesinde tasarım aşamasında ihtiyaç duyulan malzemelerin mekanik özellikleri hakkında bilgi sahibi olunur. Bu sebeple çeşitli mühendislik uygulamalarında malzeme seçiminde, farklı tekniklerle malzeme kalitesinin iyileştirilmesi çalışmalarında, malzemelerin kıyaslanmasında, ilgili standartların sağlanıp sağlanmadığının kontrolünde çekme deneyi yaygın olarak kullanılmaktadır. Çekme deneylerinin yapılabilmesi için farklı malzeme grupları için standart ölçülerde deney numuneleri hazırlanmaktadır. Hazırlanmış deney numunelerine tek eksenli ve sabit hızlı çekme kuvveti uygulanmaktadır.

### 3.7.2 Çekme-Kesme DeneYlerinin Amacı

Çekme-kesme deneYlerinin amacı hem implant-çimento hem de çimento-kemik arayüzeylerinin çekme ve kesme dayanımlarını ve bu dayanım değerlerine yüzey pürüzlülüğünün ve implant malzemesinin etkisinin belirlenmesidir. Ayrıca çimento manto kalınlığının arayüzey çekme kesme dayanımına etkisi de araştırılmıştır. Elde edilen bulgular total kalça protezinin dayanım sınırları hakkında bilgi verecektir.

### 3.7.3 DeneY Düzenegi

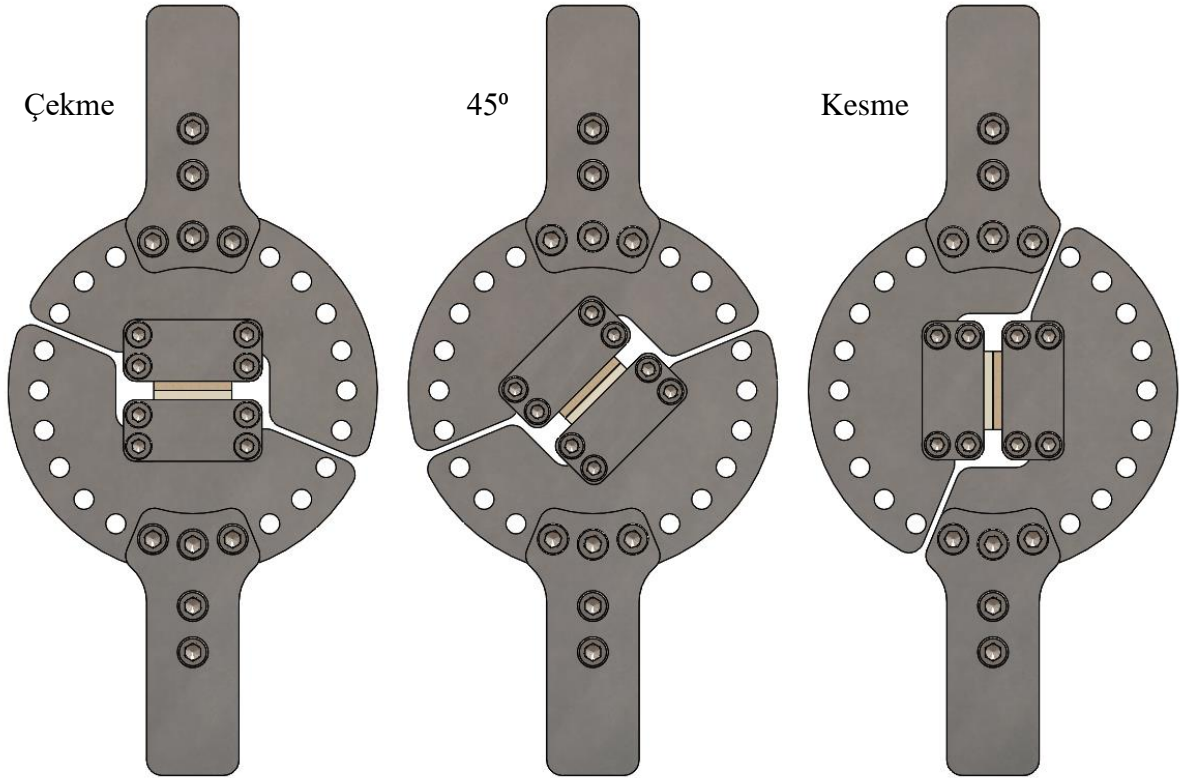
DeneYlerde Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Mekanik Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Instron 8801 dinamik çekme-basma cihazı kullanılmıştır. Test cihazı,  $\pm 100$  kN (22,500 lbf)'e kadar aksel yük kapasitesine sahip olup farklı tipteki numuneler için farklı bağlantı çenelerine sahiptir. Cihaz servo hidrolik olarak tahrik edilmektedir ve değışken dinamik ve statik testlerin gereksinimlerini karşılamaktadır. DeneY cihazı Şekil 3.33'de gösterilmektedir.



Şekil 3.33: DeneYlerde kullanılan Instron 8801 çekme cihazı

### 3.7.4 Yükleme Durumu

Çekme-kesme deneylerinde ASTM D 950-3 standardındaki ölçülere göre hazırlanıp, birleştirilmiş numunelerinin ara yüzey çekme, 45° çekme ve kesme dayanımlarının tespit edilmesine çalışılmıştır. Ara yüzeylerde çekme ve kesme zorlamaları gerçekleştirebilmek için Zelle ve diğ. (2011) kullandığı aparata benzer bir aparat tasarlanmıştır. Tasarlanan aparat ve yükleme durumları Şekil 3.34'de gösterilmektedir.



Şekil 3.34: Çekme-kesme deneyleri ara yüzey yükleme aparatı

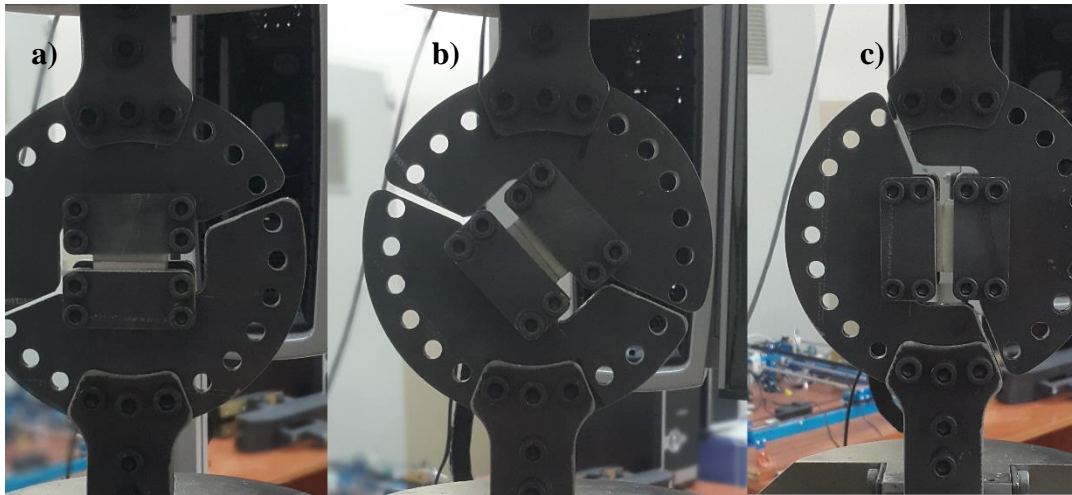
Deney öncesinde, numunelerin en, boy ve yükseklik değerleri cihaz üzerindeki kontrol panelinden girilebilmektedir. Yükleme hızı olarak 0,5 mm/min tercih edilmiştir (Chen ve diğ. 1999). Deney sonunda maksimum gerilme değeri, elastikiyet modülü ve gerilme-birim şekil değişimi grafikleri cihaz tarafından otomatik olarak sağlanmaktadır. Ayrıca elde edilen verilerin bilgisayara aktarılması mümkündür.

### 3.7.5 Deney Kombinasyonları

Çekme-kesme deneylerinde implant-çimento ve çimento-kemik ara yüzeylerini ayrı ayrı test edebileceğimiz deney kombinasyonları oluşturulmuştur. Bunlara ilaveten çimento manto kalınlığının ara yüzey çekme-kesme dayanımına etkisini test edebileceğimiz farklı bir kombinasyon daha olmak üzere toplamda üç farklı kombinasyon test edilmiştir. Çekme-kesme deneylerinde kullanılacak numunelerin boyutları ve birleştirme kombinasyonları darbe deneylerinde kullanılan numunelerle aynıdır.

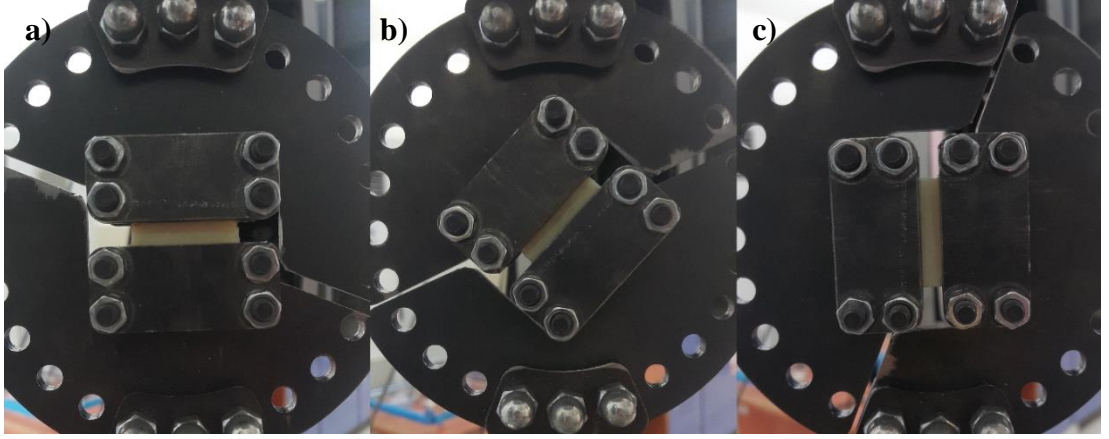
### 3.7.6 Deneylerin Yapılışı

Deney numuneleri 48 saat iklimatik kabinde bekletildikten sonra instron çekme cihazına bağlanmış ve ara yüzeyler çekme, 45° çekme ve kesme zorlanmalarına tabi tutulmuştur. Çekme cihazına bağlanmış implant – çimento ara yüzey deney numuneleri Şekil 3.35’de gösterilmektedir.



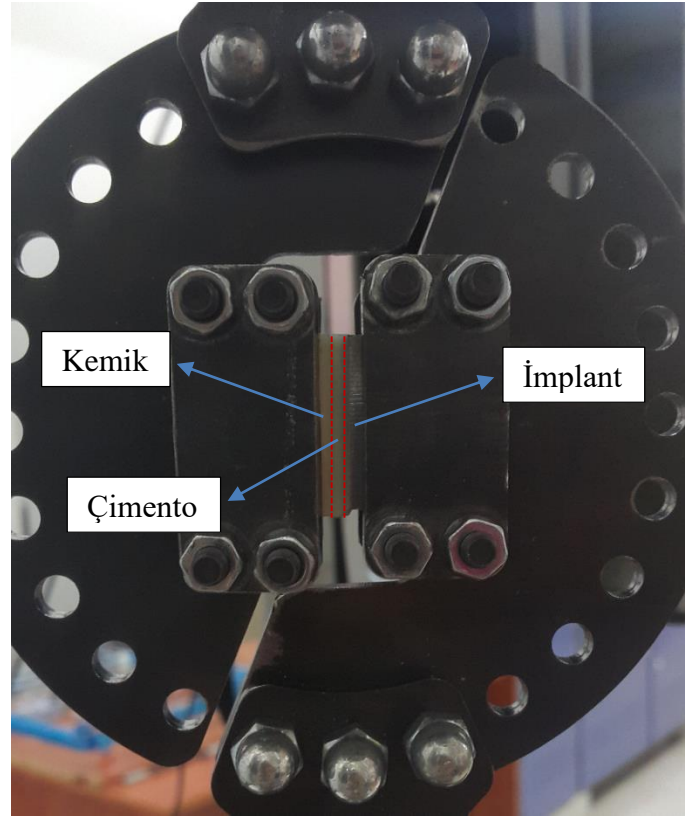
**Şekil 3.35:** İmplant-çimento ara yüzey a) çekme, b) 45° çekme ve c) kesme durumu

Çekme cihazına bağlanmış çimento-kemik ara yüzey çekme, 45° çekme ve kesme numuneleri Şekil 3.36’da gösterilmektedir.



**Şekil 3.36:** Çimento-kemik ara yüzey **a)** çekme, **b)** 45° çekme ve **c)** kesme durumu

Çimento manto kalınlığının ara yüzey çekme-kesme dayanımlarına etkisinin araştırıldığı deney numunelerinin cihaza bağlanmış haldeki görüntüsü Şekil 3.37’de verilmektedir.



**Şekil 3.37:** 2 mm manto kalınlığına sahip kesme numunesi

### **3.8 Patlatma (Push-out) Deneyleri**

#### **3.8.1 Patlatmanın Tanımı**

Patlatma testi, silindirik malzemelerin ara yüzey yapışma kuvvetini ölçmek için yaygın olarak kullanılan mekanik bir test yöntemidir. Patlatma testinde yapışma bölgesine kesme kuvveti uygulanabilmektedir.

#### **3.8.2 Patlatma Deneylerinin Amacı**

Patlatma deneylerinin amacı implant-çimento arayüzeyinin kesme dayanımını belirlemektir. Total kalça replasmanının yapısında silindirik birleşmelerin olduğu bölgeler görülmektedir. Femur başına yük geldiğinde silindirik bölgelerde patlatma testine benzer durum meydana gelmektedir. Deneylerde, ara yüzey kesme dayanımına implant malzemesinin, yüzey pürüzlülüğünün ve manto kalınlığının etkileri araştırılmıştır. Ayrıca patlatma deneylerinden elde edilen verilerle normal çekme-kesme deneylerinden elde edilen verilerin karşılaştırılabilmesi mümkündür.

#### **3.8.3 Deney Düzenegi**

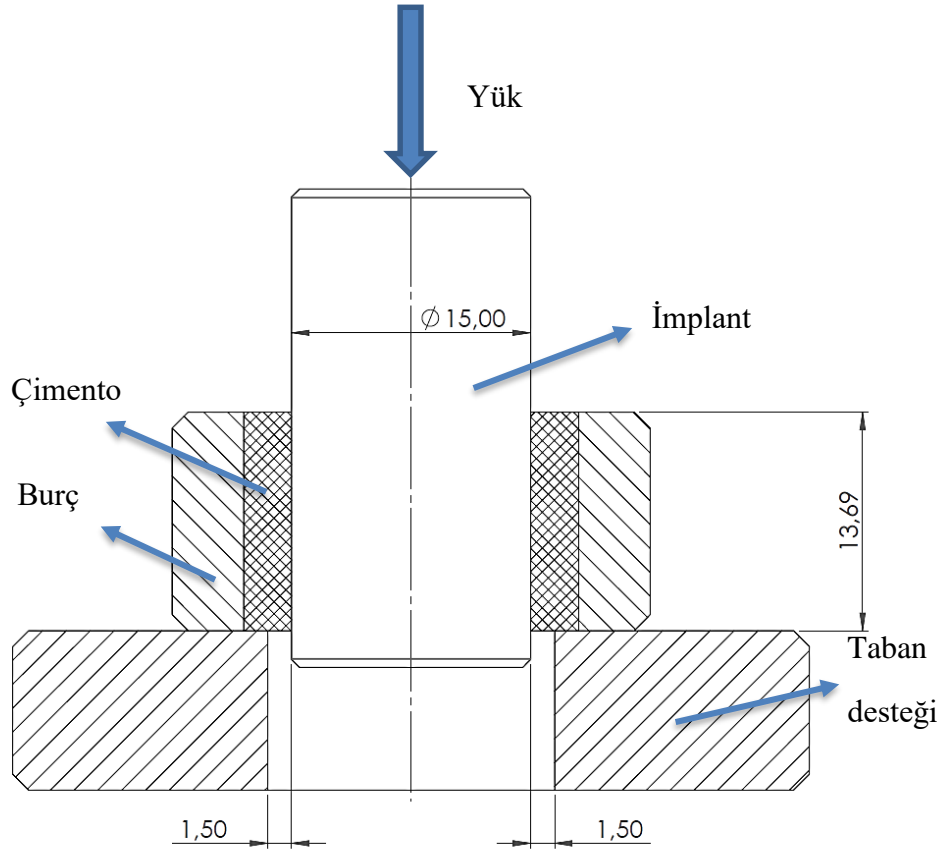
Patlatma deneylerinde çekme-kesme deneylerinde olduğu gibi Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Mekanik Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Instron 8801 dinamik çekme-basma cihazı kullanılmıştır. Deney cihazı Şekil 3.39'da gösterilmiştir. Cihaz hakkında detaylı bilgi çekme-kesme deneyleri bölümünde verilmiştir.

#### **3.8.4 Yükleme Durumu**

Patlatma deneylerinde çekme-kesme ve darbe deneylerinde zorlamaya tabi tutulan yüzey alanları ile aynı büyüklüğe sahip yüzey alanını zorlamak için 15 mm çapındaki silindir numunelerin 13,69 mm'lik kısımları çimento ile yapıştırılmıştır.



Deneysel Messick ve diğ. (2007) kullanmış oldukları aparata benzer bir aparat kullanılmıştır. Bu aparat ve yükleme koşulları Şekil 3.38’de gösterilmektedir.



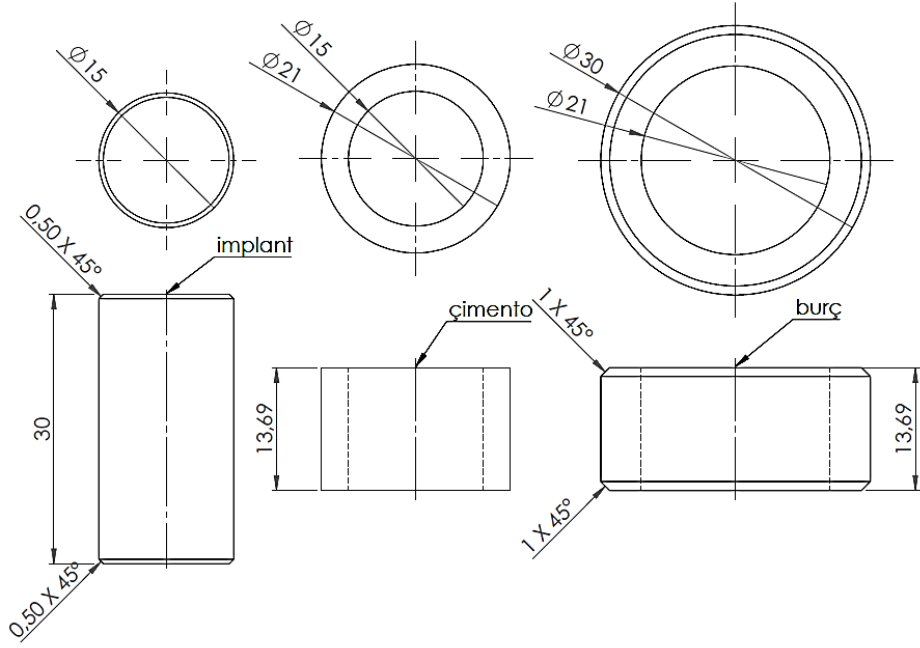
**Şekil 3.38:** Patlatma deneyi yükleme koşulları

Deney öncesinde, numunelerin çap ve yapıştırma boyları cihaza girilmiştir. Yükleme hızı olarak 0,5 mm/min tercih edilmiştir (Chen ve diğ. 1999). Deney sonunda maksimum yük ve deplasman cihazdan elde edilmiştir.

### 3.8.5 Deney Kombinasyonları

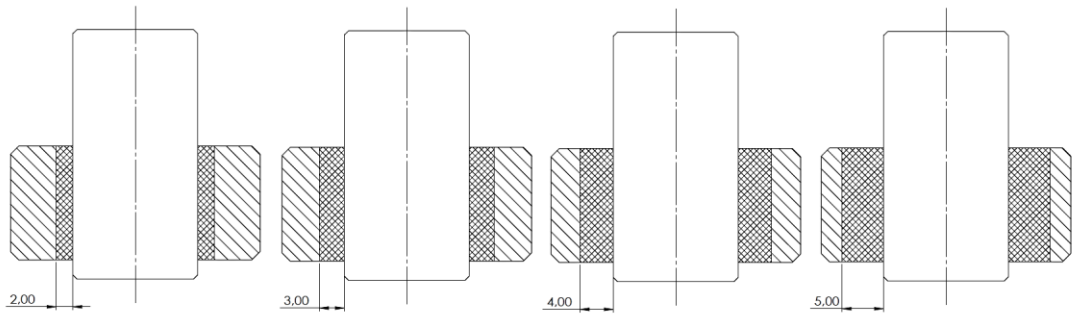
Patlatma deneylerinde implant-çimento ara yüzey dayanım değerleri test edilmiştir. İmplant malzemesinin, yüzey pürüzlülüğünün ve çimento manto kalınlığının ara yüzey dayanımına etkileri araştırılmıştır. İmplant malzemesi olarak Titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik kullanılmıştır. Yüzey pürüzlülüğünün implant-çimento ara yüzey dayanımına etkisinin araştırıldığı deney kombinasyonu Şekil 3.39’de verilmektedir.





**Şekil 3.39:** Yüzey pürüzlülüğü ile ilgili kombinasyon

Yüzey pürüzlülüğünün patlatma deneylerine etkisinin araştırıldığı numunelerde çimento manto kalınlığı sabit tutulmuş ve 3 mm alınmıştır. Her bir parametre için 4 farklı numune teste tabi tutulmuştur. Manto kalınlığının implant-çimento ara yüzey dayanımına etkisinin araştırıldığı deney kombinasyonları Şekil 3.40'da verilmektedir.

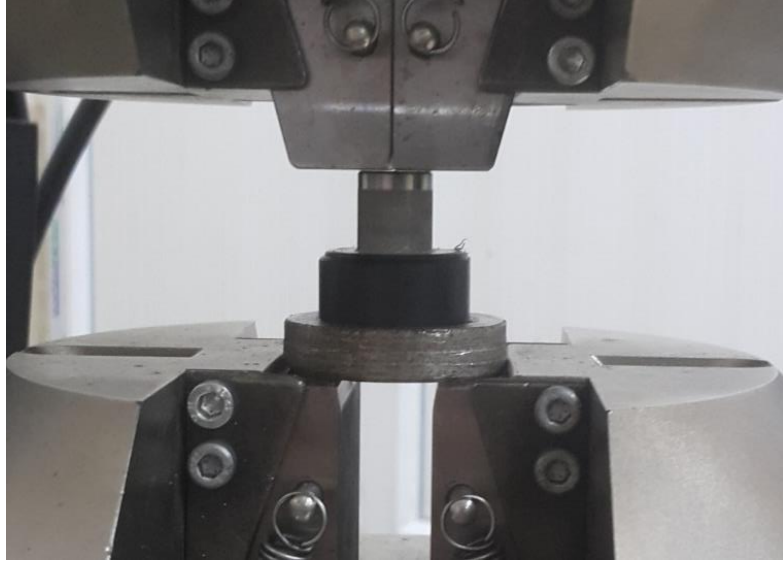


**Şekil 3.40:** Manto kalınlığı ile ilgili kombinasyon

Manto kalınlığının etkisinin araştırıldığı deneylerde implant malzemesi ve yüzey pürüzlülüğü değeri sabit tutulmuştur. İmplant malzemesi olarak titanyum alaşımı yüzey pürüzlülüğü için de EKF 46 ile kumlanmış deney numuneleri kullanılmıştır. Her bir manto kalınlığı için 4 farklı deney numunesi test edilmiştir. Hem yüzey pürüzlülüğünün hem de manto kalınlığının etkilerinin araştırıldığı deneylerde burç malzemesi olarak derlin malzeme kullanılmıştır.

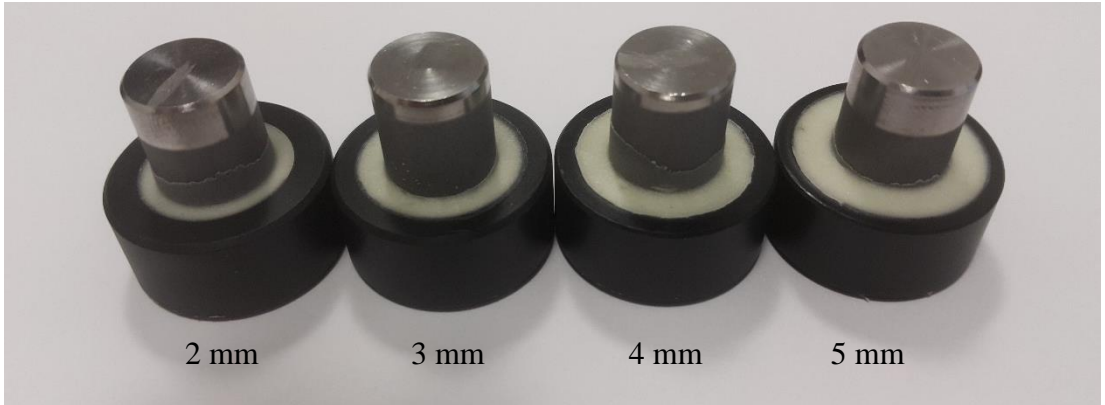
### 3.8.6 DeneYlerin Yapılışı

Patlatma numuneleri 48 saat klimatik kabinde bekletildikten sonra Instron çekme cihazına bağlanmış ve basma kuvveti uygulanmıştır. Çekme cihazının alt çenesine taban desteği plaka yerleştirilmiştir. Üst çene tamamen kapatılarak implantın üst yüzeyinden kuvvet uygulanmıştır. Cihaza bağlanmış implant-çimento ara yüzey deney numuneleri Şekil 3.41’de gösterilmektedir.



Şekil 3.41: Patlatma deneylerinin yapıları

Tüm patlatma deneylerinde Messick ve diğ. (2007) yaptığı gibi implant-çimento ara yüzeyinden 3 mm daha büyük iç çapa sahip alt destek plakası kullanılmıştır. Farklı manto kalınlığına sahip olarak hazırlanmış patlatma numuneleri Şekil 3.42’de gösterilmektedir.



Şekil 3.42: 2, 3, 4, ve 5 mm manto kalınlığına sahip patlatma numuneleri

### 3.9 Sonlu Elemanlar Yöntemi (FEA) Analizleri

#### 3.9.1 Sonlu Elemanlar Yönteminin (FEA) Tanımı

Sonlu elemanlar yöntemi kompleks problemleri çözmek için kullanılan ve 1960 ların ortalarında geliştirilen bir analiz aracıdır. Geleneksel yöntemler basit geometriler için veya problemin teoriye uygun hale getirilebildiği durumlarda kullanılırken daha karmaşık geometrilerde ve yüksek doğruluk istenen durumlarda bilgisayar destekli yöntemler kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi, insan uzuvlarının karmaşık yapılarından dolayı biyomekanik uygulamalarda yaygın bir şekilde kullanım alanı bulmuştur (Cetin ve Sofuoğlu 2018; Sofuoğlu ve Cetin 2015).

Sonlu elemanlar yöntemi ile ilgili bir çok detaylı kaynak bulunduğu için burada sadece temel tanımlara değinilmiştir. Sonlu elemanlar metodu, mühendisler, bilim adamları ve matematikçiler tarafından, çok çeşitli fiziksel sorunları tanımlayan ya da yaklaşık olarak tanımlayan diferansiyel denklemlere çözümler üretmek için kullanılan bir sayısal analiz tekniğidir. Fiziksel problemler katı sıvı mekaniğinden elektromanyetizma ve dinamiğe kadar çok çeşitlidirler. Sonlu elemanlar yönteminin mantığı, kompleks bir alanın diferansiyel denklemlerin yaklaşık olarak çözüldüğü bir dizi küçük bölgeye ayrılmasına dayanır. Her bölge için bir denklem dizisi toplanarak problem alanının tamamının davranışı belirlenir. Her bir bölge “eleman” olarak adlandırılır ve bir alanı sonlu sayıda alt elemana bölme işlemine “ayrıklaştırma” denilmektedir. Elemanlar “düğüm” adı verilen belirli noktalarda birbirine bağlanır.

Sonlu elemanlar metodunun konsepti belli bir alanı k adet basit ve normal şekilli ayrık elemana ayrıştırmaktır. Alan n serbestlik derecesinden oluşur (DOF). Yapısal mekanikte DOF elemanların inşa edildiği düğümler üzerindeki sanal yer değiştirmeleri temsil eder. Sonlu elemanlar yönteminde başarı lineer bir sistemin n tane denkleminin çözümü ile sağlanır. Lineer problemlerdeki çözüm:

$$[K].u = F \quad (3.2)$$

Bu denklemde u yer değiştirme vektörü,  $u = [u_1, u_2, \dots, u_n]$ , F yük vektörü  $F = [F_1, F_2, \dots, F_n]$  ve K, nxn boyutunda [K] bir sertlik matrisidir. Sertlik matrisi belirli bir yük vektörü

için alanın tepkisini temsil eder. Lineer analizde sertlik matrisi,  $[K]$  sabittir ve gerilme durumundan bağımsız olarak  $u$ 'nun lineer faktörüdür. Gerilme durumu gerilme tensörü  $\sigma$ ,  $\sigma = \sigma(u)$  ile tanımlanır. Malzemedeki ya da geometriden kaynaklı nonlineerlik durumunda sertlik matrisi sabit değildir ve gerilme tensörünün fonksiyonu olarak  $[K]=[K(\sigma)]$  tanımlanır. Nonlineerlik durumunda Denklem 3.2 geçerli değildir. Denklem 3.1 nonlineerlik durumunda denklem 3.3'e dönüşür.

$$[K_{ep}].\delta u = \delta F + R_i - 0 \quad (3.3)$$

$$\sigma_i = \sigma_{i-1} + \sigma(\delta u) \quad (3.4)$$

$[K_{ep}]$  lineer bir faktördür ve mevcut artışın gerilmesine,  $\sigma$  (gerilme tensörü) bağlı olan  $[K(\sigma)]$ 'ya bağlıdır.  $\delta u$ ,  $\delta F$ 'in atmasıyla etkilenen yerdeğiştirir.  $R_i$ , (denge boşluğu) kalıntısıdır.

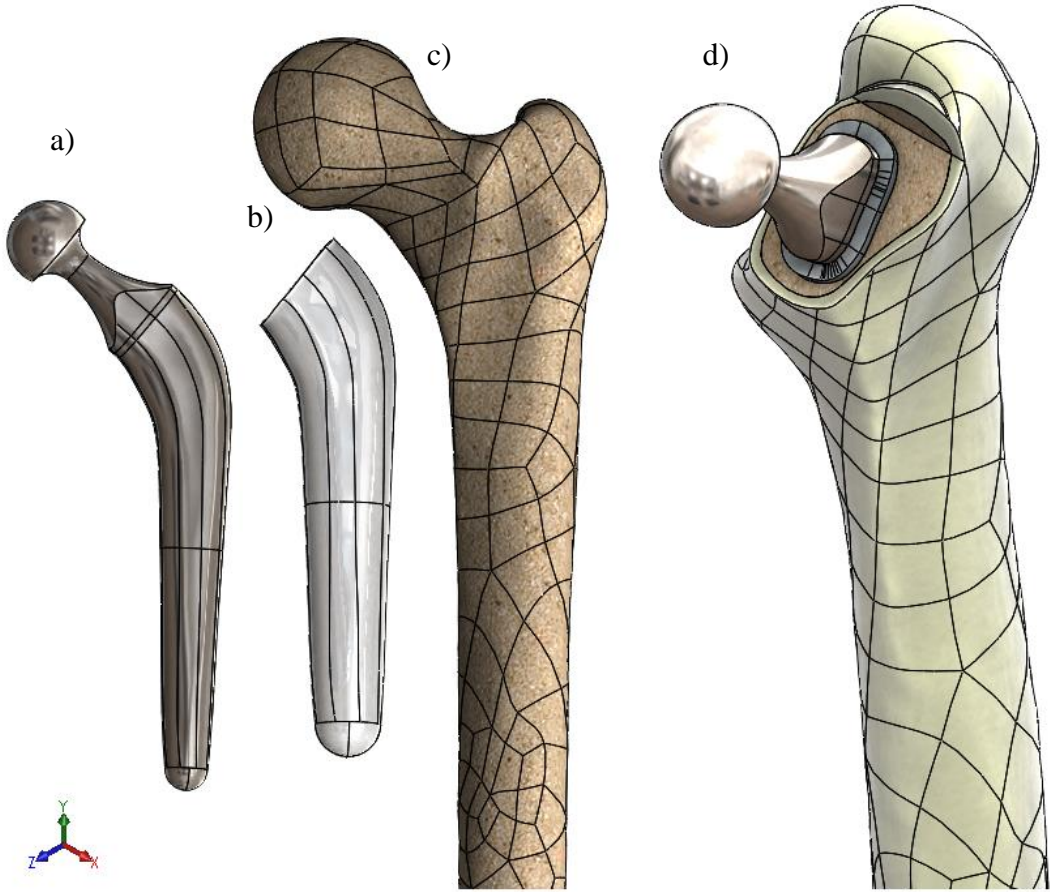
### 3.9.2 Sonlu Elemanlar Analizlerinin Amacı

Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizlerde, yürüyüş döngüsündeki bir insanın tek ayak üzerinde olduğu pozisyonda hem implant-çimento hem de çimento-kemik ara yüzlerinde ne tarz gerilmeler meydana geldiğinin ve bu gerilmelerin konum ve büyüklüklerinin saptanması amaçlanmıştır. Sonlu elemanlar analizlerinden elde edilen gerilmeler deneysel çalışmalardan elde edilen dayanım değerleri ile karşılaştırılacak ve total kalça replasmanının hasar analizleri gerçekleştirilecektir.

### 3.9.3 Cad Modeli

İmplant tasarımının hem implant-çimento hem de çimento-kemik arayüzlerindeki gerilme dağılımı üzerinde önemli bir etkisi vardır. Nümerik çalışmalarda klinik sonuçlarının iyi olması ve yaygın olarak kullanılması sebebiyle Charnley tipi kalça implantı kullanılmıştır. Charnley kalça implantının katı modeli "Biomedtown" web sitesinden indirilmiştir (<http://www.biomedtown.org>). Araştırmacılar kayma ve ayrılma açısından çimento manto kalınlığının 2 - 4 mm arası optimum olduğunu belirttiklerinden analizlerde çimento manto kalınlığı 3 mm olarak alınmıştır (Ebramzadeh et al. 1994, Huiskes 1990, Kwak et al. 1978, Ramaniraka et

al. 2000). Çimento mantosu bilgisayar destekli tasarım (CAD) programı olan SOLIDWORKS ile tasarlanmıştır. Mantonun tasarımı implant dış kabuğunun 3 mm dışa doğru doldurulması ile elde edilmiştir. Femur için Pasifik Araştırma Laboratuvarı'nın ürettiği standart femur modeli kullanılmıştır. Femur kemiği süngerimsi ve kortikal kemik bölgelerinden oluşmaktadır. Bu model sonlu elemanlar yöntemi ile femur kemiğinin biyomekaniğini çalışan araştırmacılar tarafından yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Papini ve diğ. 2007; Viceconti ve diğ. 2003). Femurun IGES verileri SolidWorks yazılımına aktarılmış ve femur başı cerrahi prosedürlerde olduğu gibi kesilmiştir. Femur kemiğinin gerekli kısımlarının boşaltılması ve boşaltılan kısımlara çimento mantosu ve kalça implantının montajı yine bu program aracılığı ile gerçekleştirilmiştir. Femur içine diğer bileşenlerin montaj edildiği montaj resmi Şekil 3.43'de gösterilmektedir.



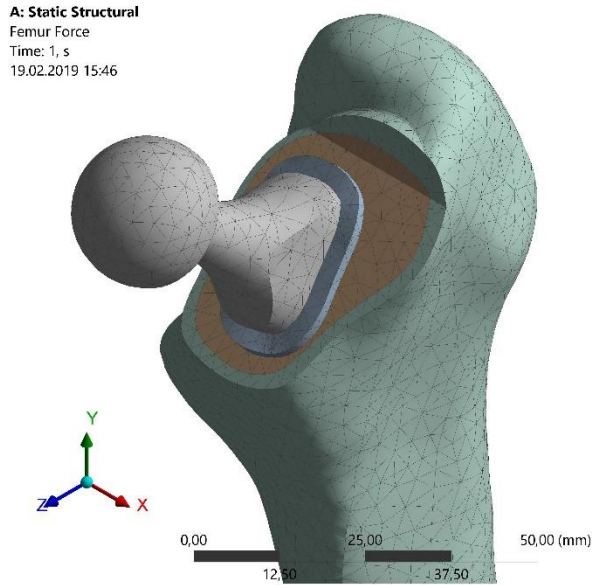
**Şekil 3.43:** Femoral bileşenler, **a)** Charnley kalça implantı, **b)** 3 mm çimento mantosu, **c)** femur kemiği, **d)** montaj edilmiş femoral bileşenlerin izometrik görüntüsü

### 3.9.4 Sonlu Elemanlar Modeli

SolidWorks'te birleştirilmiş femur, kemik çimentosu ve kalça implantının üç boyutlu katı modelleri, sonlu elemanlar modelini oluşturmak için bir STEP dosyası olarak ANSYS Workbench'e aktarılmıştır. Sonlu elemanlar modeli için gerekli olan geometri ANSYS Design Modeller uygulamasında geometri ve topoloji basitleştirilmesi ile oluşturulmuştur.

ANSYS Workbench, birbirine karşılık gelen temas yüzeyleri için kontak koşullarını otomatik olarak tanımaktadır. Hem implant-çimento hem de çimento-kemik arayüzleri için “bonded” kontak ilişkileri kuruldu.

Tüm bileşenler için 3D tetrahedral ağ modeli tercih edilmiştir (Cetin ve Sofuoglu 2018). Eleman boyutu için 2 mm belirlenmiş ve tüm bileşenlere “fine mesh” uygulanmıştır. Tüm model 48729 eleman ve 89552 düğümden oluşmaktadır. Femur, kemik çimentosu ve implant sırasıyla 39489, 5075 ve 4165 elemandan oluşmaktadır. Femur, çimento mantosu ve implantın sonlu elemanlar modeli Şekil 3.44'de gösterilmektedir.



Şekil 3.44: Total kalça replasmanının sonlu elemanlar modeli

Femur, çimento mantosu ve implantın sonlu elemanlar modelinin oluşturulmasında kuadratik deplasman davranışına sahip olan ve düzensiz yapıların

modellenmesi için çok uygun olan Solid187 tipi daha yüksek dereceli üç boyutlu katı eleman kullanılmıştır. Solid187, her bir düğümde üç dereceli (x, y ve z yönleri) serbestliğe sahip 10 düğüm tarafından tanımlanmaktadır.

### 3.9.5 Malzeme Modeli

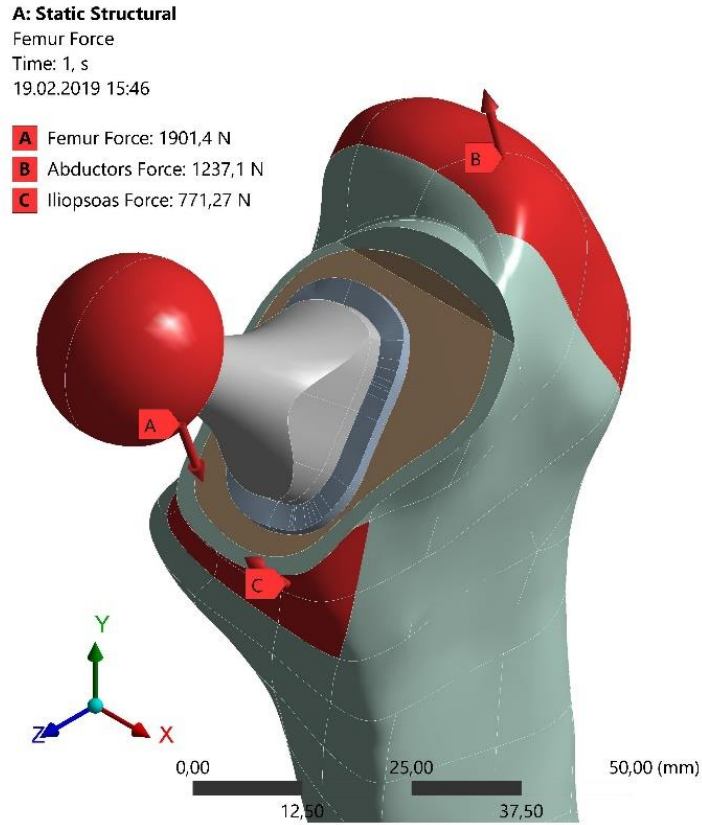
Sonlu elemanlar modelinde beş farklı malzeme kullanılmıştır. Titanium alaşımı (Ti6Al4V) ve paslanmaz çelik (316 LVM) malzemelerin mekanik özellikleri kalça implantı için, polimetil metakrilat (PMMA) malzemenin mekanik özellikleri çimento mantosu için, süngerimsi ve kortikal kemiğin mekanik özellikleri ise femoral kemik için kullanılmıştır. Titanyum alaşımı, paslanmaz çelik, kemik çimentosu ve kortikal kemik izotropik kabul edilirken süngerimsi kemik enine izotropik kabul edilmiştir. Malzemelerin mekanik özellikleri daha önce yayınlanan çalışmalardan alınmıştır (Kayabasi ve Ekici 2007; Norman ve diğ. 2001; Oshkour ve diğ. 2013; Senalp ve diğ. 2007). Malzemelerin mekanik özellikleri Tablo 3.8’de verilmektedir.

**Tablo 3.8:** Analizde kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri

Malzemeler	Düzlem	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı	Akma Sınırı (MPa)
Ti6Al4V	-	110	0,32	800
316LVM	-	200	0,35	210
PMMA	-	2,7	0,35	-
Kortikal kemik	-	2,13	0,31	-
Süngerimsi kemik	xx	11,5	0,51	-
	yy	11,5	0,31	-
	zz	17,0	0,31	-

### 3.9.6 Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları

Nümerik analizde yürüyüş döngüsündeki bir insanın tek ayak üzerinde olduğu pozisyonda femur başına gelen yükler baz alınmıştır. Bergman ve diğ. (2001) Yapmış oldukları çalışmada implant kafasına gelen maksimum kuvveti insan vucut ağırlığının üç katı olarak saptamışlardır. Bu sebeple femur başına (60 yaşında 600 N ağırlığında) bir insanın ağırlığının üç katı yük uygulanmıştır (Ramaniraka ve diğ. 2000). Ayrıca abductor ve iliopsoas kas kuvvetleri de hesaba katılmıştır. İmplant kafasına uygulanan yük ve femura uygulanan kas kuvvetlerinin büyüklük ve doğrultusunun saptanmasında Ramaniraka ve diğ. (2000) verilerinden faydalanılmıştır. Kuvvetlerin uygulanma noktalarının belirlenmesinde Singh ve Harsha (2016) nın verilerinden faydalanılmıştır. Femurun alt kısmı yatayda ve dikeyde hareket edemeyecek şekilde tamamen sabitlenmiştir (El-Sheikh ve diğ. 2002; Sakai ve diğ. 2009). İmplant kafasına ve femura uygulanan kuvvetler Şekil 3.45’de gösterilmektedir.



**Şekil 3.45:** Total kalça replasmanına uygulanan kuvvetler

Analizde kullanılan kuvvetlerin büyüklük ve doğrultusu Tablo 3.9’de verilmektedir.



**Tablo 3.9:** Total kalça replasmanına etkiyen kuvvetler

	$F_x, N$	$F_y, N$	$F_z, N$
Femur Kuvveti	320	-1820	-448
Abductors Kuvveti	-430	1160	0
İliopsoas Kuvveti	-75	560	525

## 4. BULGULAR VE TARTIŞMA

### 4.1 Uygulanan Yüzey İşlemleri

#### 4.1.1 Yüzey Pürüzlülük Değerleri

Kumlama ve mekanik aşındırma yöntemi ile yüzeyleri pürüzlü hale getirilen implant malzemelerinin ve kemik numunelerin pürüzlülük değerleri yüzey pürüzlülüğü ölçme cihazı ile ölçülmüştür. Titanyum alaşımı deney numunelerinin yüzey pürüzlülüğü değerleri Tablo 4.1’de verilmektedir.

**Tablo 4.1:** Ti6Al-4V ELI (titanyum alaşımı) yüzey pürüzlülük değerleri

Kum Tipi	1. Numune (R <sub>a</sub> , µm)	2. Numune (R <sub>a</sub> , µm)	3. Numune (R <sub>a</sub> , µm)	4. Numune (R <sub>a</sub> , µm)	Ortalama (R <sub>a</sub> , µm)
EKF 16	7,5	7,6	7,6	7,5	7,6
EKF 24	6,6	6,6	6,7	6,7	6,6
EKF 46	3,6	3,8	3,8	3,7	3,7
EKF 60	2,6	2,7	2,6	2,7	2,7

Paslanmaz çelik deney numunelerinin yüzey pürüzlülük değerleri Tablo 4.2’de verilmektedir.

**Tablo 4.2:** F138 Grade 2 (paslanmaz çelik) yüzey pürüzlülük değerleri

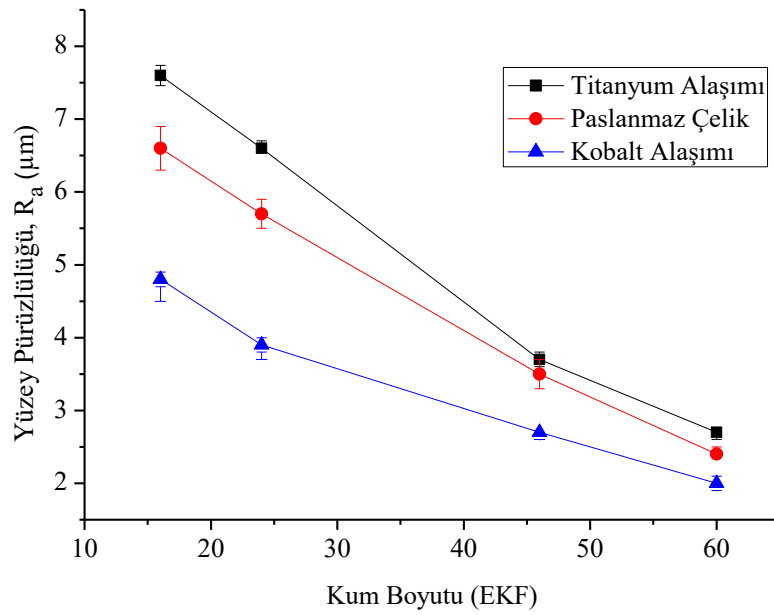
Kum Tipi	1. Numune (R <sub>a</sub> , µm)	2. Numune (R <sub>a</sub> , µm)	3. Numune (R <sub>a</sub> , µm)	4. Numune (R <sub>a</sub> , µm)	Ortalama (R <sub>a</sub> , µm)
EKF16	6,3	6,9	6,4	6,7	6,6
EKF24	5,5	5,6	5,9	5,7	5,7
EKF46	3,4	3,3	3,5	3,7	3,5
EKF60	2,4	2,4	2,4	2,5	2,4

Kobalt alaşımı deney numunelerinin yüzey pürüzlülük değerleri Tablo 4.3’de verilmektedir.

**Tablo 4.3:** F 75 - 7 (kobalt alaşımı) yüzey pürüzlük ölçüm değerleri

Kum Tipi	1. Numune ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	2. Numune ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	3. Numune ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	4. Numune ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	Ortalama ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )
EKF 16	4,5	4,9	4,8	4,9	4,8
EKF 24	3,9	3,8	4,0	4,0	3,9
EKF 46	2,6	2,7	2,7	2,7	2,7
EKF 60	2,0	2,0	2,0	2,1	2,0

Kum tane boyutunun her üç malzemenin yüzey pürüzlülüklerine etkisinin incelendiği grafik Şekil 4.1’de verilmektedir.



**Şekil 4.1:** Değişen kum boyutunun üç farklı malzemenin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin incelenmesi

Şekil 4.1’deki grafikten görüldüğü üzere kum tane boyutunun küçülmesi ile her üç malzemenin de yüzey pürüzlülük değerleri küçülmüştür. Ayrıca aynı kum boyutu ve sabit kuşlama parametreleri altında malzemeler farklı yüzey pürüzlülük değerlerine sahiptirler. Sabit kuşlama parametreleri ve aynı kum boyutlarında titanyum malzemenin yüzey pürüzlülüğü en yüksek bulunurken, kobalt-krom malzemenin yüzey pürüzlülüğü en düşük bulunmuştur. Bu durum malzemelerin sertlik değerleri ile açıklanabilir. Deney numunelerinin sertlik değerleri Tablo 4.4’de verilmektedir.

**Tablo 4.4:** Deney numunelerinin sertlik değerleri

Malzeme	Sertlik Değerleri, (HRA)			
	1. Ölçüm	2. Ölçüm	3. Ölçüm	Ortalama
Titanyum Alaşımı	40,5	43,9	41,4	41,9
Paslanmaz Çelik	51	51,1	51,1	51,1
Kobalt-krom Alaşımı	66,2	64,8	66,3	65,8

Tablo 4.4’de görüldüğü üzere titanyum alaşımı numunelerin ortalama sertliği 41,9 HRA, paslanmaz çelik numunelerin sertliği 51,9 HRA ve kobalt alaşımı numunelerin ortalama sertliği ise 65,8 HRA dır. Sertliği en fazla olan kobalt alaşımı numunelerin yüzey pürüzlülük değerleri en küçük, sertliği en az olan titanyum alaşımı numunelerin yüzey pürüzlülük değerleri ise en büyük çıkmıştır.

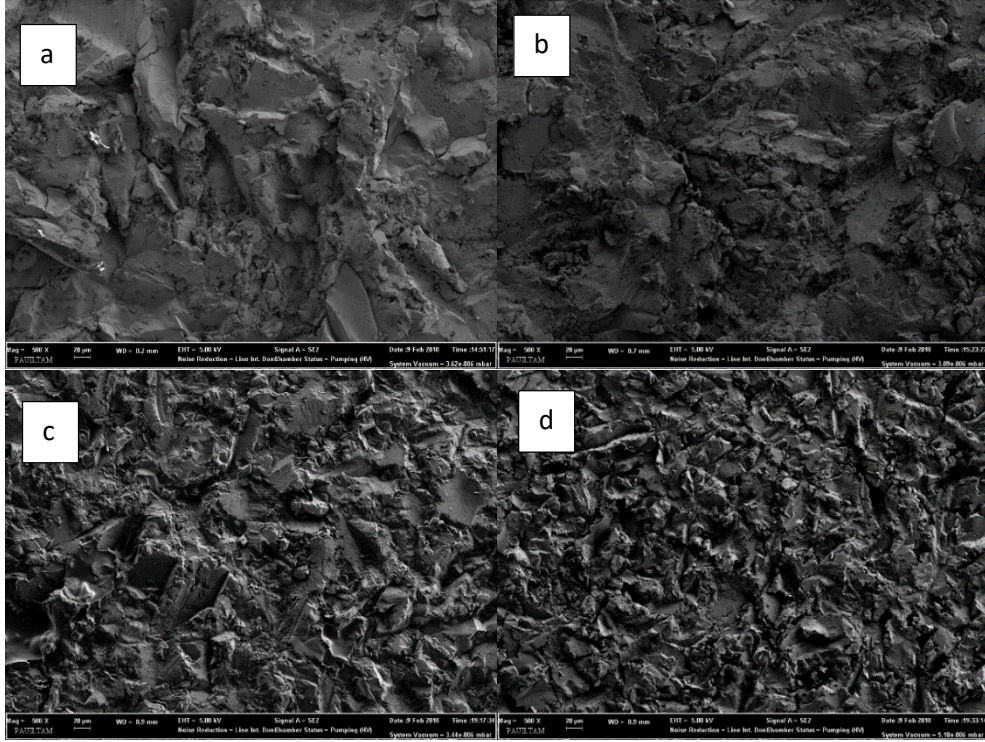
Mekanik aşındırma yöntemi ile yüzeyleri pürüzlendirilen kemik numunelerin pürüzlülük değerleri Tablo 4.5’de verilmektedir.

**Tablo 4.5:** Kemik numunelerin pürüzlülük değerleri

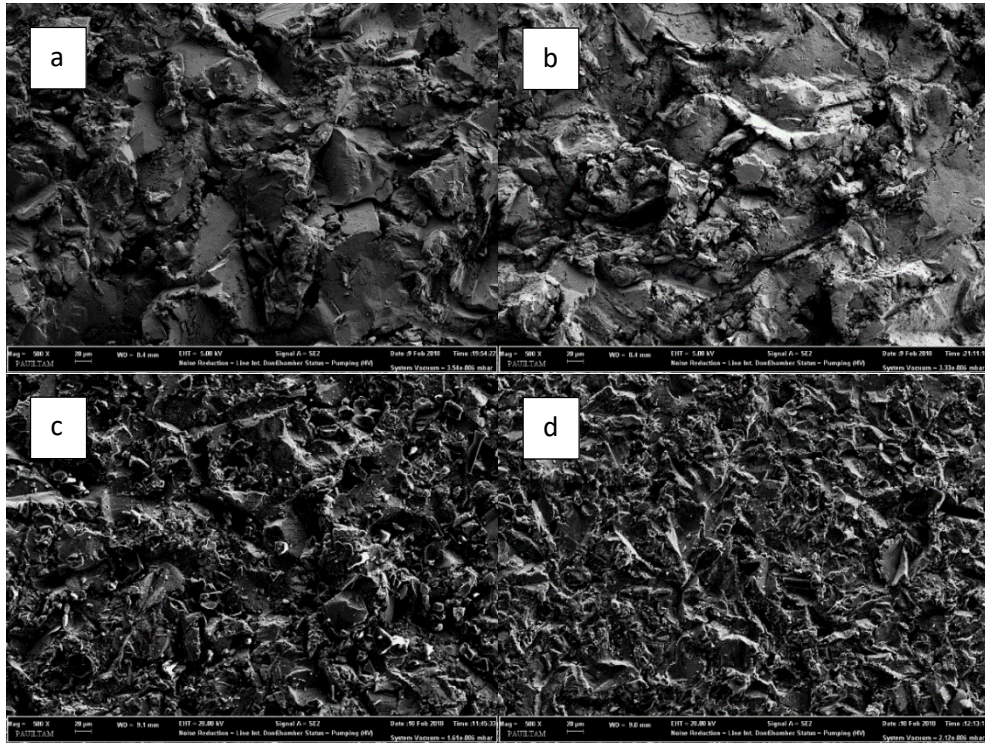
1. Numune ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	2. Numune ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	3. Numune ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	4. Numune ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	Ortalama ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )
3,4	3,6	3,0	3,7	3,4

#### 4.1.2 Kumlanmış Numunelerin Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi

Yüzeyi kumlanmış numuneler görsel olarak incelendiğinde EKF16 ile kumlanmış numunelerden EKF 60 ile kumlanmış numunelere doğru gidildikçe yüzey pürüzlülüğünün gözle görülür biçimde azalmaktadır. Kumlanmış numuneleri deneyler sonucunda elde edilecek hasarlı numunelerle kıyas yapabilmek için elektron mikroskobu (SEM) altında farklı büyütmelerde incelemeye tabi tutulmuşlardır. EKF 16, EKF 24, EKF 46 ve EKF 60 ile kumlanmış titanyum alaşımı numunelerin elektron mikroskobu altında 500 kat büyütülmüş görüntüleri Şekil 4.2’de, paslanmaz çelik numunelerin Şekil 4.3’de ve kobalt alaşımı numunelerinki ise Şekil 4.4’de verilmektedir.

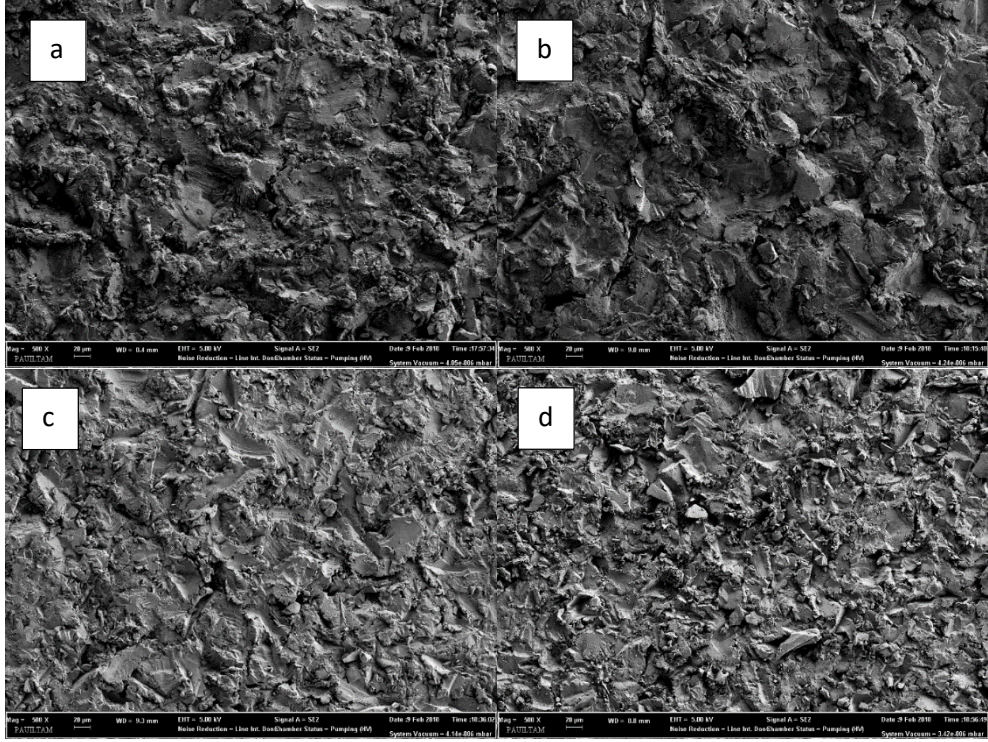


**Şekil 4.2:** a) EKF 16, b) EKF 24, c) EKF 46, d) EKF 60 ile kumlanmış titanyum alaşımı numuneler



**Şekil 4.3:** a) EKF 16, b) EKF 24, c) EKF 46, d) EKF 60 ile kumlanmış paslanmaz çelik numuneler





**Şekil 4.4:** a) EKF 16, b) EKF 24, c) EKF 46, d) EKF 60 ile kumlanmış kobalt alaşımı numuneler

Şekil 4.2-4.4'deki görüntüler incelendiğinde EKF 16 ile kumlanan numunelerden EKF 60 ile kumlanan numunelere doğru gidildikçe yüzeyde oluşan çukurların çap ve derinliklerin azaldığı saptanmıştır. Ayrıca her üç malzemenin yüzeyinde oluşan porozlu yapı yüzey karakteristiği açısından birbirine benzerlik göstermektedir.

## 4.2 Darbe Deneyi

### 4.2.1 İmplant – Çimento Ara Yüzey Darbe Deneyleri

Titanyum-kemik çimentosu ara yüzey darbe deneylerinde her bir parametrede dört numune kullanmak üzere dört farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip numuneler Izod darbe cihazında teste tabi tutulmuştur. Deneylerden elde edilen sonuçlar Tablo 4.6'da verilmektedir.

**Tablo 4.6:** Titanyum-kemik çimentosu ara yüzey darbe dayanımları

Kum Tipi (EKF)	Ort. Yüzey Pürüzlülüğü (R <sub>a</sub> , µm)	Darbe Dayanımı, RE (kJ/m <sup>2</sup> )			
		1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
EKF 16	7,60	4,88	5,83	6,12	5,61
EKF 24	6,60	3,49	4,47	4,10	4,02
EKF 46	3,70	1,33	1,23	1,19	1,25
EKF 60	2,70	0,86	0,67	0,95	0,83

Paslanmaz çelik-kemik çimentosu ara yüzey darbe deneylerinde her bir parametrede dört numune kullanmak üzere dört farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip numuneler izod darbe cihazında teste tabi tutulmuştur. Deneylerden elde edilen sonuçlar Tablo 4.7’de verilmektedir.

**Tablo 4.7:** Paslanmaz çelik-kemik çimentosu ara yüzey darbe dayanımları

Kum Tipi (EKF)	Ort. Yüzey Pürüzlülüğü (R <sub>a</sub> , µm)	Darbe Dayanımı, RE (kJ/m <sup>2</sup> )			
		1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
EKF 16	6,60	2,86	3,05	2,73	2,88
EKF 24	5,70	1,73	1,71	1,46	1,63
EKF 46	3,50	0,92	0,87	1,03	0,94
EKF 60	2,40	0,70	0,70	0,71	0,71

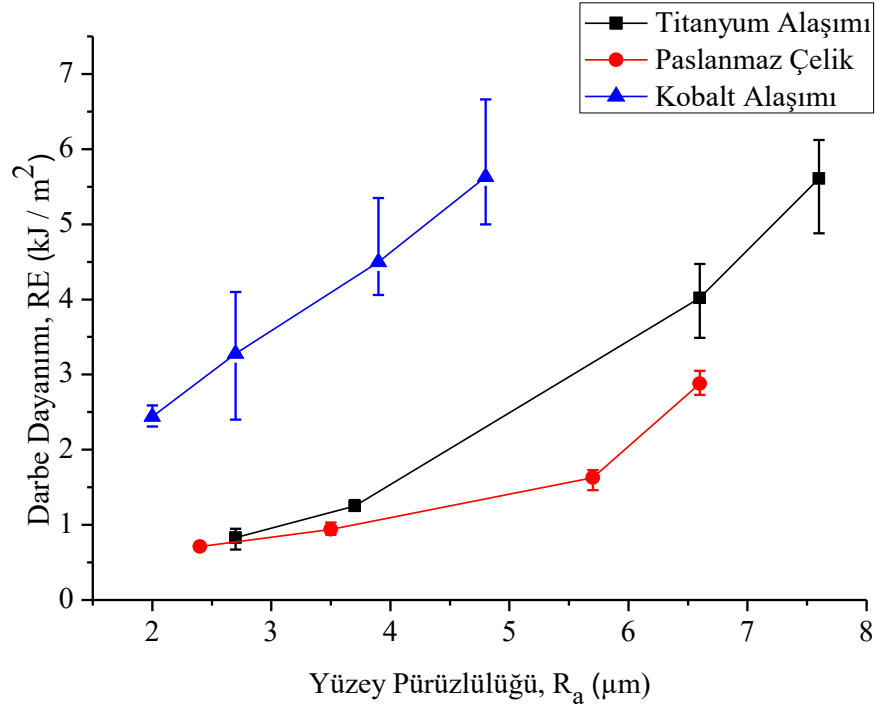
Kobalt alaşımı-kemik çimentosu ara yüzey darbe deneylerinde her bir parametrede dört numune kullanmak üzere dört farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip numuneler izod darbe cihazında teste tabi tutulmuştur. Deneylerden elde edilen sonuçlar Tablo 4.8’de verilmektedir.

**Tablo 4.8:** Kobalt alaşımı - kemik çimentosu ara yüzey darbe dayanımları

Kum Tipi (EKF)	Ort. Yüzey Pürüzlülüğü (R <sub>a</sub> , µm)	Darbe Dayanımı, RE (kJ/m <sup>2</sup> )			
		1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
EKF 16	4,80	5,00	5,22	6,66	5,63
EKF 24	3,90	4,09	4,06	5,35	4,50
EKF 46	2,70	2,04	4,10	3,70	3,28
EKF 60	2,00	2,59	2,41	2,31	2,44

Elde edilen deney sonuçlarından ortalama değere en uzak olan deney sonucu iptal edilerek ortalama darbe dayanımı değerleri hesaplanmıştır. Her üç malzeme için

değişen yüzey pürüzlülüğüne göre ara yüzey darbe dayanımındaki değişimi gösteren grafik Şekil 4.5’de verilmektedir.



**Şekil 4.5:** Darbe dayanımının yüzey pürüzlülüğüne göre değişimi

Grafikte görüldüğü üzere her üç malzemenin ara yüzey darbe dayanımı yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla artmıştır. Aynı yüzey pürüzlülüğü değerinde ara yüzey darbe dayanımını en yüksek kobalt-krom, en düşük paslanmaz çelik sergilemiştir.

#### 4.2.2 Çimento – Kemik Ara Yüzey Darbe Deneyi Sonuçları

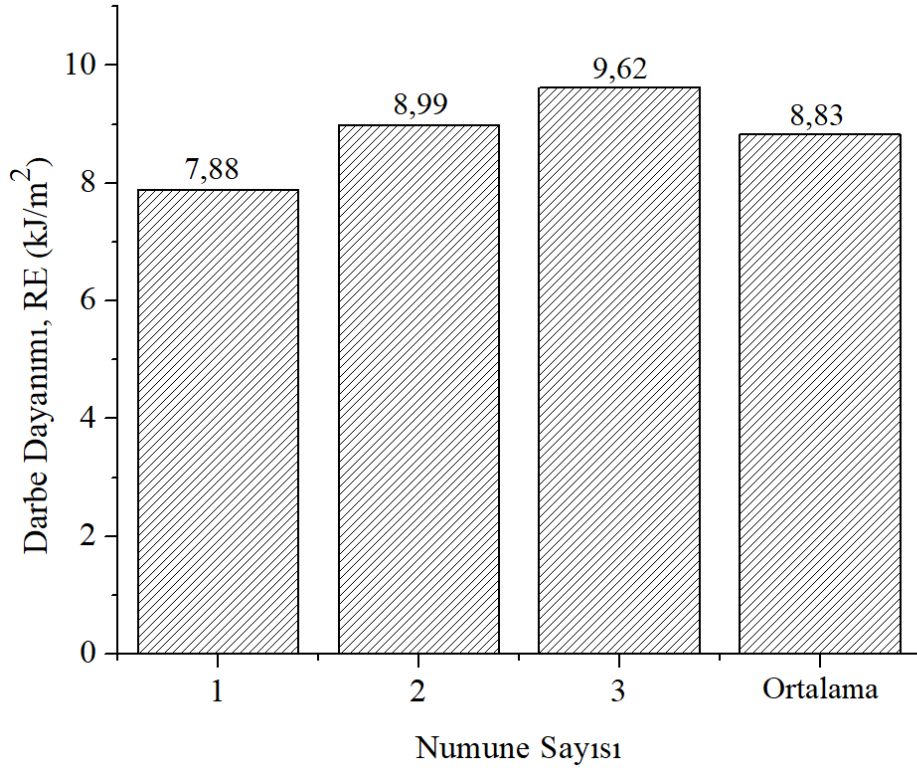
Çimento – kemik ara yüzey darbe deneylerinde yaklaşık olarak aynı yüzey pürüzlülüğüne sahip dört farklı numune izod darbe cihazında teste tabi tutulmuştur. Deneylerden elde edilen sonuçlar Tablo 4.9’da verilmektedir.

**Tablo 4.9:** Çimento – kemik ara yüzey darbe dayanımları

Ort. Yüzey Pürüzlülüğü ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	Darbe Dayanımı, RE ( $\text{kJ/m}^2$ )			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
3,40	7,88	8,99	9,62	8,83



Çimento-kemik ara yüzey numunelerinin darbe dayanımındaki dağılımını gösteren grafik Şekil 4.6'de verilmektedir.



**Şekil 4.6:** Çimento-kemik ara yüzey darbe dayanımları

Sabit yüzey pürüzlülüğü değerinde çimento-kemik ara yüzey numuneleri birbirine yakın darbe dayanımı sergilemişlerdir.

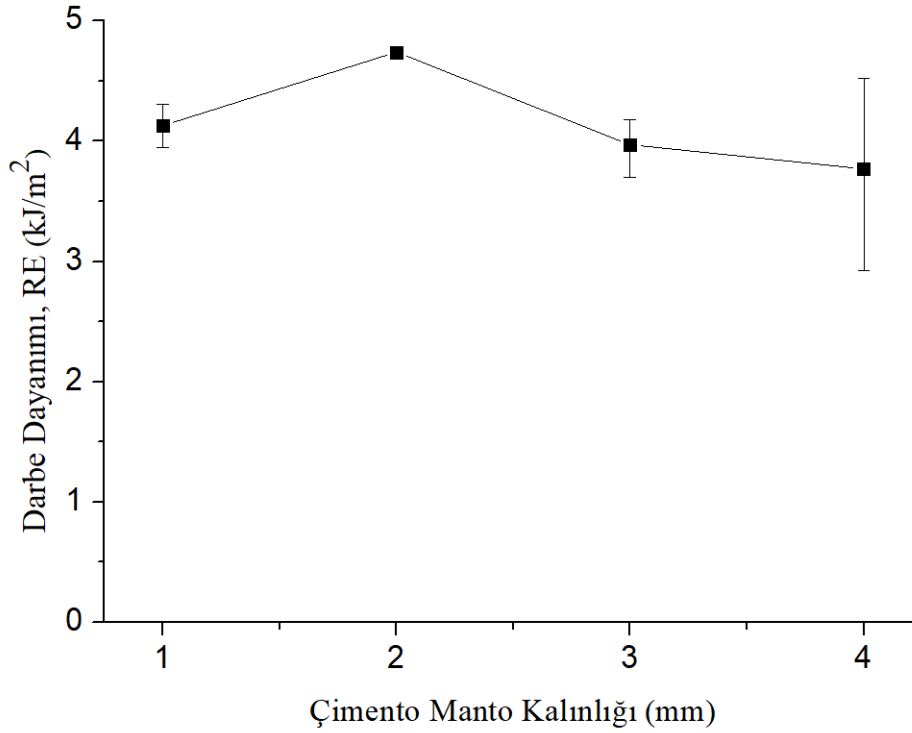
### 4.2.3 Farklı Manto Kalınlığındaki Numunelerin Darbe Deneyleri

Çimento manto kalınlığının ara yüzey darbe dayanımına etkisinin araştırıldığı deneylerde dört farklı manto kalınlığı için her biri dörder adet olmak üzere toplamda 16 numune darbe testine tabi tutulmuştur. Deneylerden elde edilen sonuçlar Tablo 4.10'da verilmektedir.

**Tablo 4.10:** Çimento manto kalınlığının darbe dayanımına etkisi

Çimento Manto Kalınlığı (mm)	Darbe Dayanımı, RE (kJ/m <sup>2</sup> )			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
1	4,31	4,12	3,95	4,13
2	4,68	4,74	4,78	4,74
3	4,18	4,04	3,70	3,97
4	4,52	3,88	2,92	3,77

Elde edilen deneysel sonuçlardan ortalama değere en uzak olan deney sonucu iptal edilerek ortalama darbe dayanımı değerleri hesaplanmıştır. Çimento manto kalınlığının değişimine göre ortalama darbe dayanımının değişimini gösteren grafik Şekil 4.7’de verilmektedir.

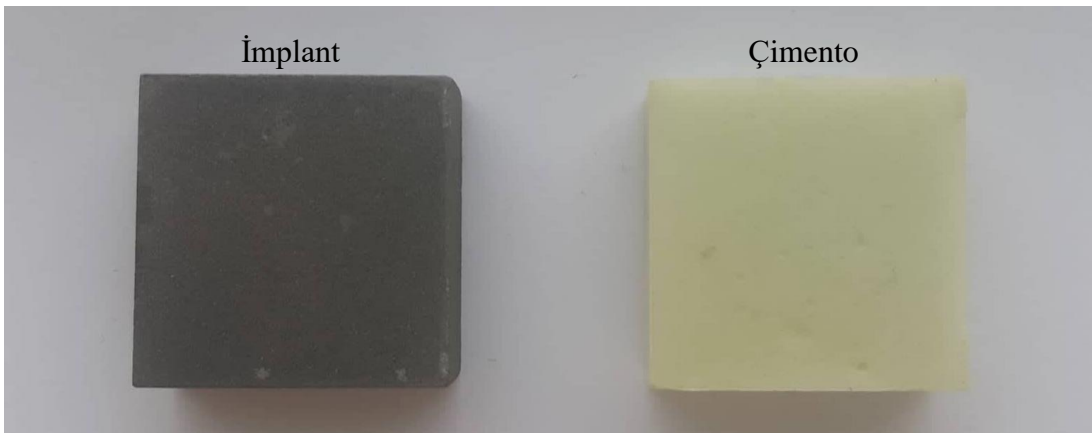


**Şekil 4.7:** Çimento manto kalınlığının darbe dayanımına etkisi

Şekil 4,7’deki grafikte görüldüğü üzere çimento manto kalınlığının 1 mm’den 2 mm’ye artmasıyla ara yüzey darbe dayanımında bir miktar artış gerçekleşmiştir. Manto kalınlığının 2 mm kalınlığı geçmesiyle birlikte ara yüzey darbe dayanımında düşüş gözlenmiştir.

#### 4.2.4 Darbe Deneyi Sonrası Numunelerin Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi

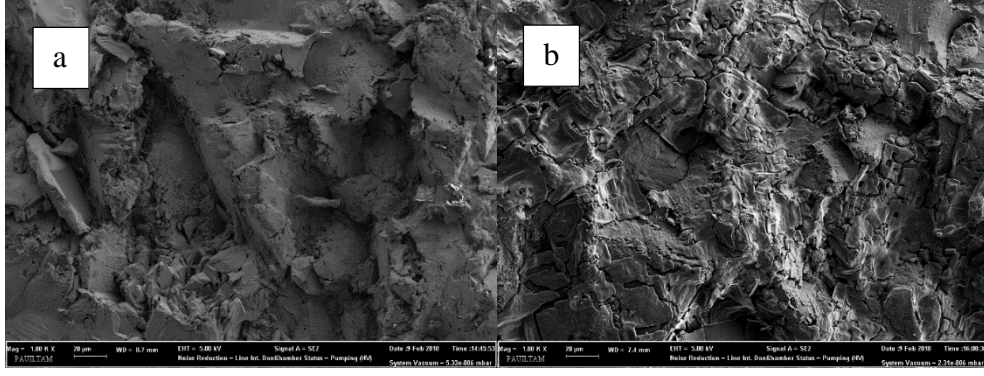
Darbe zorlamasına tabi tutulan deney kombinasyonları çıplak gözle incelendiğinde; hem implant-çimento ara yüzeylerinde, hem çimento-kemik ara yüzeylerinde hem de çimento manto kalınlığının darbe dayanımına etkisinin araştırıldığı deney numunelerinde ayrılmalar tam ara yüzeylerden gerçekleşmiştir. Darbe deneyi sonrası hasara uğramış implant-çimento ara yüzey numunesi Şekil 4.4'de gösterilmektedir.



Şekil 4.8: İmplant-çimento ayrılma yüzeyi

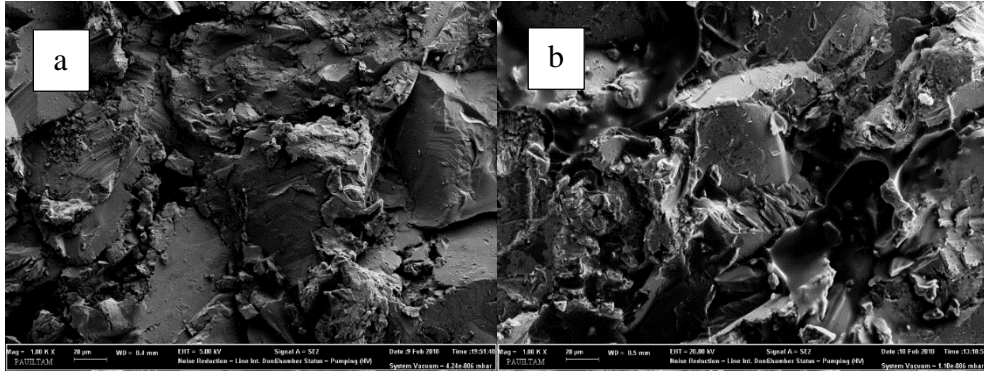
İmplant-çimento ayrılma yüzeyi incelendiğinde implant yüzeyinde bariz miktarda çimento kalıntıları gözükmesine de yer yer parlaklıklar görülmektedir. Bu parlaklıkların kalıntı çimentolardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Çimento üzerinde herhangi bir implant kalıntısına rastlanılmamıştır. Bu durum tüm malzeme (titanyum alaşımı, paslanmaz çelik, kobalt alaşımı) kombinasyonlar için geçerlidir.

Darbe zorlamasına tabi tutulan deney numunelerinin ayrılma yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında incelenmiş yüzeylerdeki kalıntı çimentolar araştırılmıştır. EKF 16 ile kumlanmış titanyum alaşımı deney numunelerinin yapıştırmadan önce ve darbe deneyi sonrası ayrılma yüzeyleri Şekil 4.9'da kıyaslanmıştır.



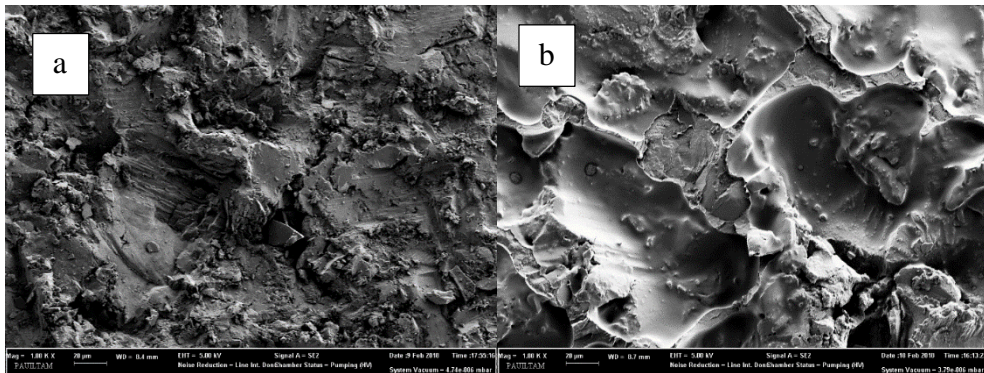
**Şekil 4.9:** Titanyum alaşımı, a) Kumlanmış temiz yüzey, b) Darbe sonrası ayrılma yüzeyi

EKF 16 ile kumlanmış paslanmaz çelik deney numunelerinin yapıştırılmadan önce ve darbe deneyi sonrası ayrılma yüzeyleri Şekil 4.10’da kıyaslanmıştır.



**Şekil 4.10:** Paslanmaz çelik, a) Kumlanmış temiz yüzey, b) Darbe sonrası ayrılma yüzeyi

EKF 16 ile kumlanmış kobalt alaşımı deney numunelerinin yapıştırılmadan önce ve darbe deneyi sonrası ayrılma yüzeyleri Şekil 4.11’de kıyaslanmıştır.



**Şekil 4.11:** Kobalt alaşımı, a) Kumlanmış temiz yüzey, b) Darbe sonrası ayrılma yüzeyi

Şekil 4.9 - 4.11'deki görüntüler incelendiğinde çimento kalıntıları her ne kadar çıplak gözle görülemezse de elektron mikroskobu altında yüzeylerde ciddi manada kalıntılar olduğu tespit edilmiştir. Elektron mikroskobu altında 1000 kat büyütmede titanyum alaşımı üzerindeki kalıntı çimentolar daha toplu ve küresel şekilde yayılmış iken paslanmaz çelik ve kobalt alaşımı üzerindeki çimento kalıntıları yüzeye daha iyi sıvanmış şekildedir. Bu durum kobalt alaşımı numunelerde daha belirgindir. Ara yüzey darbe deneylerinde de aynı yüzey pürüzlülüğü değerinde çok ciddi bir fark olmasa da kobalt alaşımı numunelerde en yüksek dayanım değeri elde edilmiştir. Bu durumun hassas döküm yöntemi ile imal edilen kobalt alaşımı numunelerin daha yüksek yüzey enerjisine sahip olduklarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

### 4.3 Çekme – Kesme Deneyleri

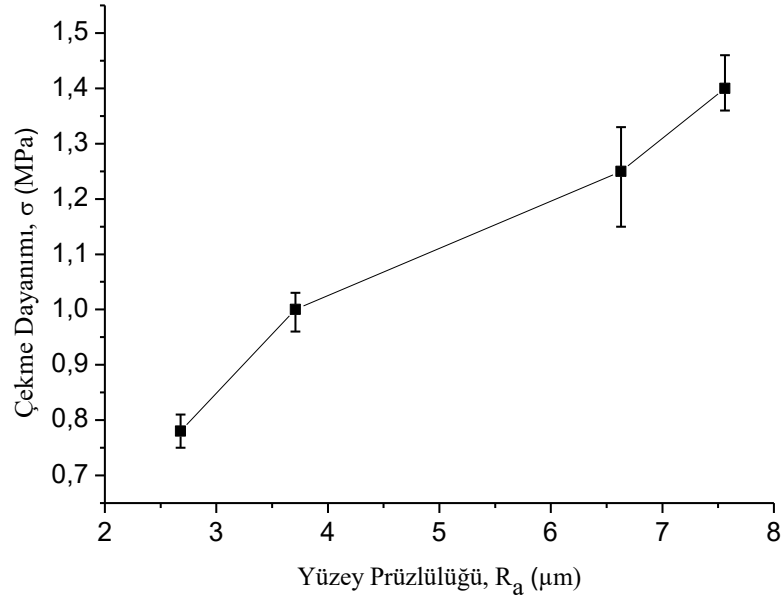
#### 4.3.1 İmplant – Çimento Ara Yüzeyi

Titanyum-kemik çimentosu ara yüzey çekme, 45 ° çekme ve kesme deneylerinde her bir parametrede dört numune kullanılmak üzere dört farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip numuneler Instron çekme cihazında teste tabi tutulmuştur. Titanyum-kemik çimentosu ara yüzey çekme deney sonuçları Tablo 4.6'da verilmektedir.

Tablo 4.11: Titanyum-kemik çimentosu ara yüzey çekme dayanımları

Yüzey Pürüzlülüğü ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	Çekme Dayanımı, $\sigma$ (MPa)			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
2,68	0,81	0,78	0,75	0,78
3,71	1,03	0,96	1,02	1,00
6,63	1,15	1,28	1,33	1,25
7,56	1,38	1,36	1,46	1,40

Titanyum alaşımı malzeme için farklı yüzey pürüzlülük değerlerine göre ara yüzeyin çekme değerindeki değişimi gösteren grafik Şekil 4.12'de verilmektedir.



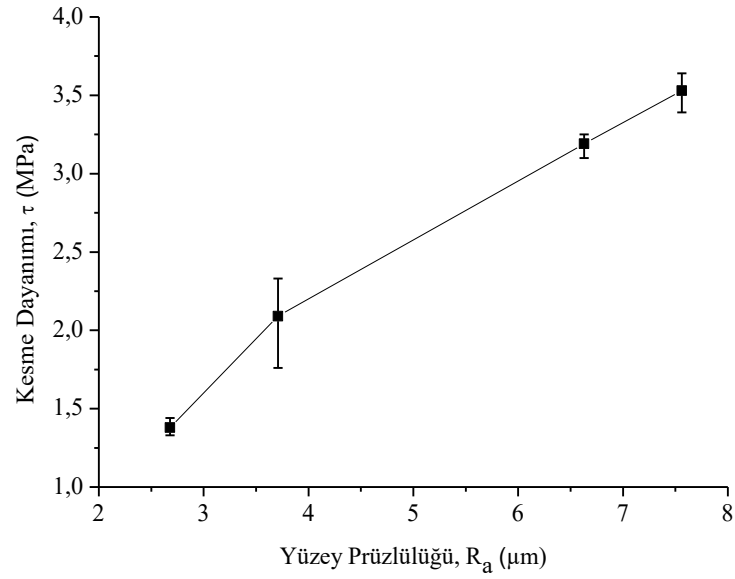
**Şekil 4.12:** Yüzey pürüzlülük değerlerine göre çekme dayanımının değişimi

Titanyum-kemik çimentosu ara yüzey kesme deney sonuçları Tablo 4.12’de verilmektedir.

**Tablo 4.12:** Titanyum-kemik çimentosu ara yüzey kesme dayanımları

Yüzey Pürüzlülüğü ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	Kesme Dayanımı, $\tau$ (MPa)			Ortalama
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	
2,68	1,37	1,33	1,44	1,38
3,71	2,33	2,17	1,76	2,09
6,63	3,25	3,10	3,23	3,19
7,56	3,64	3,39	3,55	3,53

Titanyum alaşımı malzeme için farklı yüzey pürüzlülük değerlerine göre ara yüzeyin kesme dayanımındaki değişimi gösteren grafik Şekil 4.13’de verilmektedir.



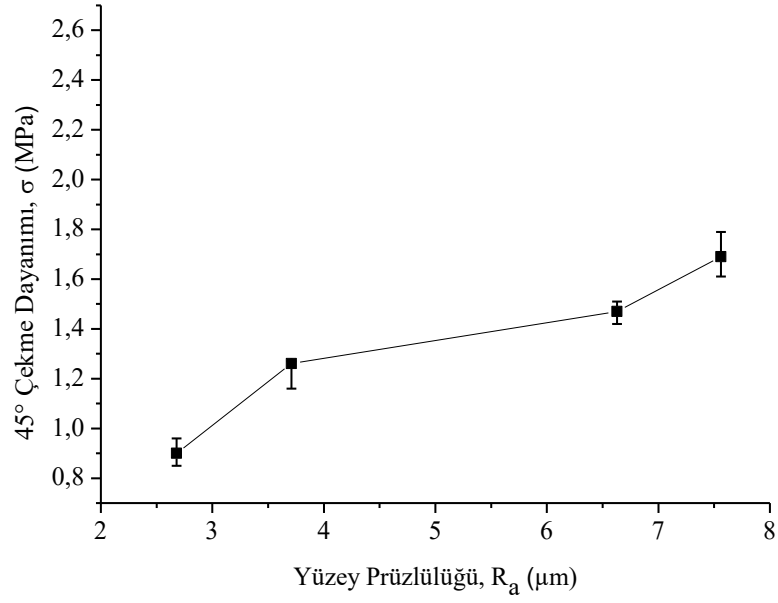
**Şekil 4.13:** Farklı yüzey pürüzlülük değerlerine göre kesme dayanımının değişimi

Titanyum-kemik çimentosu ara yüzey  $45^\circ$  çekme sonuçları Tablo 4.13’de verilmektedir.

**Tablo 4.13:** Titanyum-kemik çimentosu ara yüzey  $45^\circ$  çekme dayanımları

Yüzey Pürüzlülüğü ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	Çekme Dayanımı, $\sigma$ (MPa)			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
2,68	0,85	0,89	0,96	0,90
3,71	1,27	1,34	1,16	1,26
6,63	1,51	1,50	1,42	1,47
7,56	1,79	1,61	1,66	1,69

Titanyum alaşımı malzeme için farklı yüzey pürüzlülük değerlerine göre ara yüzeyin  $45^\circ$  çekme değerindeki değişimi gösteren grafik Şekil 4.14’de verilmektedir.



**Şekil 4.14:** Yüzey pürüzlülük değerlerine göre 45 ° çekme dayanımının değişimi

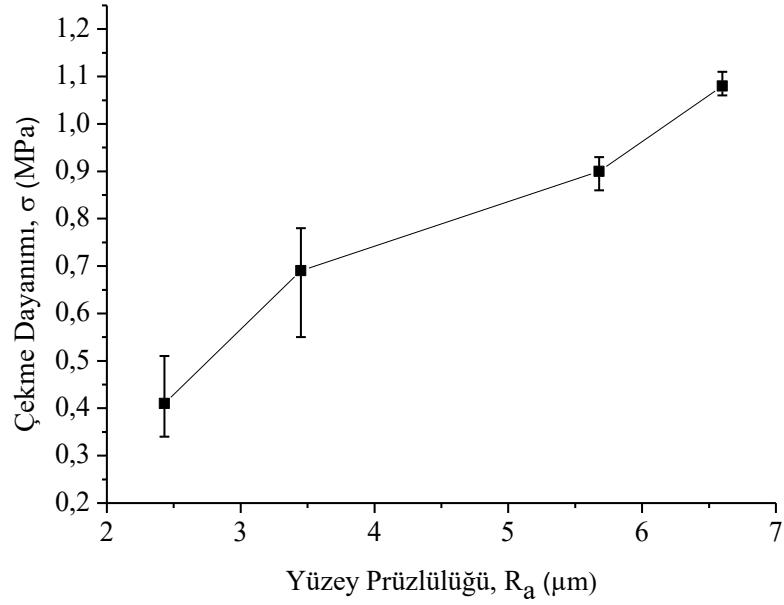
Paslanmaz çelik-kemik çimentosu ara yüzey çekme ve kesme deneylerinde her bir parametrede dört numune kullanmak üzere dört farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip numuneler çekme cihazında teste tabi tutulmuştur. Paslanmaz çelik-kemik çimentosu ara yüzey çekme deney sonuçları Tablo 4.14’de verilmektedir.

**Tablo 4.14:** Paslanmaz çelik-kemik çimentosu ara yüzey çekme dayanımları

Yüzey Pürüzlülüğü ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	Çekme Dayanımı, $\sigma$ (MPa)			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
2,43	0,51	0,34	0,39	0,41
3,45	0,78	0,75	0,54	0,69
5,68	0,93	0,91	0,86	0,90
6,60	1,11	1,06	1,08	1,08

Elde edilen deney sonuçlarından ortalama değere en uzak olan deney sonucu iptal edilerek ortalama ara yüzey çekme dayanımı değerleri hesaplanmıştır. Paslanmaz çelik malzeme için farklı yüzey pürüzlülük değerlerine göre ara yüzeyin çekme dayanımındaki değişimi gösteren grafik Şekil 4.15’de verilmektedir.





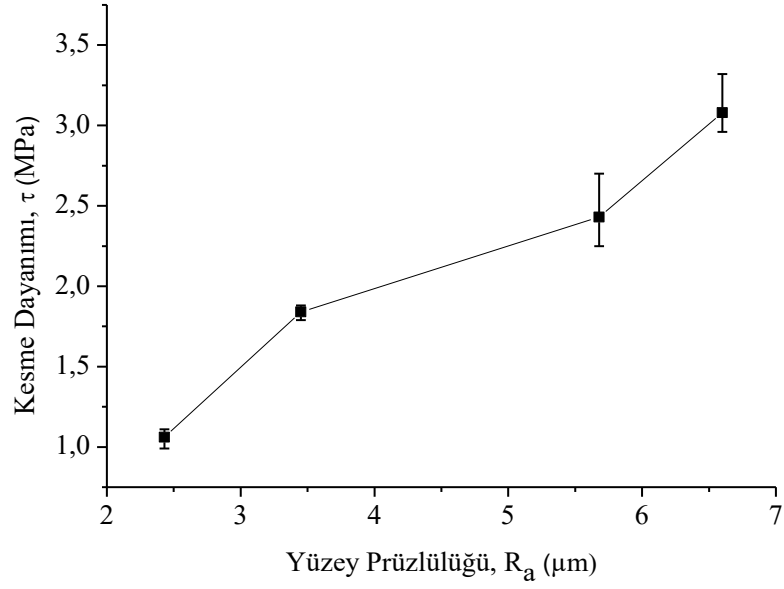
**Şekil 4.15:** Yüzey pürüzlülük değerlerine göre çekme dayanımının değişimi

Paslanmaz çelik-kemik çimentosu ara yüzey kesme deney sonuçları Tablo 4.15’de verilmektedir.

**Tablo 4.15:** Paslanmaz çelik-kemik çimentosu ara yüzey kesme dayanımları

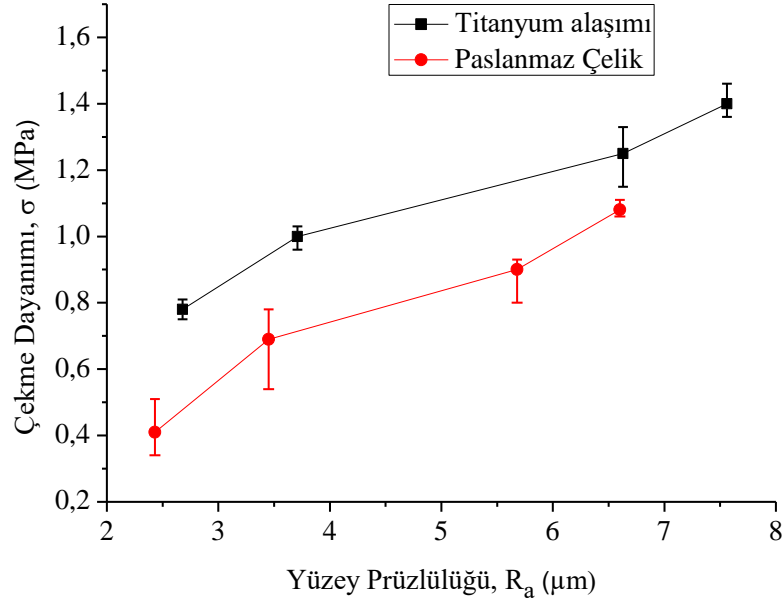
Yüzey Pürüzlülüğü ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	Kesme Dayanımı, $\tau$ (MPa)			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
2,43	1,13	1,01	1,03	1,06
3,45	1,82	1,89	1,80	1,84
5,68	2,65	2,50	2,15	2,43
6,60	3,20	3,21	2,84	3,08

Paslanmaz çelik malzeme için farklı yüzey pürüzlülük değerlerine göre ara yüzeyin kesme dayanımındaki değişimi gösteren grafik Şekil 4.16’da verilmektedir.



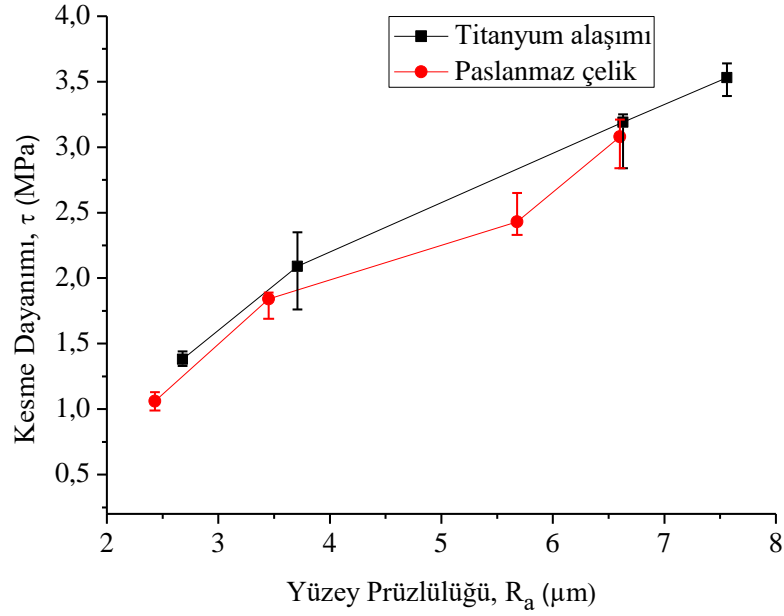
**Şekil 4.16:** Farklı yüzey pürüzlülük değerlerine göre kesme dayanımının değişimi

Paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerin farklı yüzey pürüzlülük değerlerine göre ara yüzey çekme dayanımındaki değişimi gösteren grafik Şekil 4.17'de verilmektedir.



**Şekil 4.17:** Titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik çekme dayanımı karşılaştırılması

Paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerin farklı yüzey pürüzlülük değerlerine göre ara yüzey kesme dayanımındaki değişimi gösteren grafik Şekil 4.18'de verilmektedir.



**Şekil 4.18:** Titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik kesme dayanımı karşılaştırılması

Hem titanyum alaşımı hem de paslanmaz çelik ile yapılan çekme-kesme deneylerinde yüzey pürüzlülüğünün artması ile ara yüzey çekme ve kesme dayanımları her iki malzeme için de artmıştır. Aynı yüzey pürüzlülüğü değerlerinde titanyum alaşımı malzeme çekme deneylerinde paslanmaz çelik malzemeye nazaran daha yüksek ara yüzey çekme dayanımı gösterirken kesme deneylerinde birbirine yakın sonuçlar sergilemiştir. Sadece titanyum alaşımı malzeme için test edilen ara yüzey  $45^\circ$  çekme deneylerinde elde edilen sonuçlar çekme ve kesme deneylerinde elde edilen sonuçların ortasındadır.  $45^\circ$  çekme deneylerinde ara yüzeylerde çekme ve kesme gerilmeleri birlikte meydana geldiği için, bulunan değer çekme ve kesme gerilmelerinin ortasında olması beklendiği bir durumdur.

### 4.3.2 Çimento-Kemik Ara Yüzeyi

Kemik-kemik çimentosu ara yüzey deneylerinde yaklaşık olarak aynı yüzey pürüzlülüğüne sahip dört farklı numune çekme cihazında teste tabi tutulmuştur.

Kemik-kemik çimentosu ara yüzey çekme deney sonuçları Tablo 4.16’da verilmektedir.

**Tablo 4.16:** Çimento-kemik ara yüzey çekme dayanımları

Yüzey Pürüzlülüğü ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	Çekme Dayanımı, $\sigma$ (MPa)			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
3,40	0,81	0,92	1,01	0,91

Kemik-kemik çimentosu ara yüzey 45 ° çekme deney sonuçları Tablo 4.17’de verilmektedir.

**Tablo 4.17:** Çimento-kemik ara yüzey 45 ° çekme dayanımları

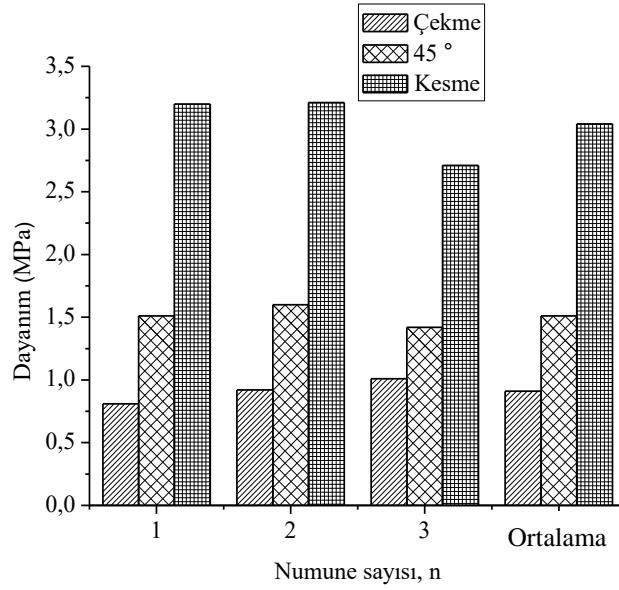
Yüzey Pürüzlülüğü ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	Çekme Dayanımı, $\sigma$ (MPa)			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
3,40	1,51	1,60	1,42	1,51

Kemik-kemik çimentosu ara yüzey kesme deney sonuçları Tablo 4.18’de verilmektedir.

**Tablo 4.18:** Çimento-kemik ara yüzey kesme dayanımları

Yüzey Pürüzlülüğü ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	Kesme Dayanımı, $\tau$ (MPa)			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
3,40	3,20	3,21	2,71	3,04

Sabit yüzey pürüzlülüğü değeri için 4’er farklı numune ile yapılan kemik-çimento ara yüzey deney numunelerinin çekme, 45 ° çekme ve kesme dayanımları Şekil 4.19’da verilmektedir.



Şekil 4.19: Kemik – kemik çimentosu ara yüzey dayanım değerleri

Şekil 4.19'daki grafikten görüldüğü üzere çimento-kemik arayüzey deney numunelerinin çekme dayanımları en düşük kesme dayanımları en yüksek çıkmıştır. 45° de çekme dayanımı çekme ve kesme dayanımının ortasında bir değer çıkmıştır. 45° çekme deneylerinde ara yüzeyler hem çekme hem de kesme gerilmelerine maruz kaldığı için elde edilen değerlerin çekme ve kesme dayanım değerlerinin ortasında olması beklendik bir durumdur. Ara yüzey çekme dayanımının kesme dayanımından düşük olması beklendik bir durumdur. Mann ve diğ. (1999) yapmış oldukları çalışmada çimento-kemik ara yüzeyinden kesme dayanımının çekme dayanımından yüksek olduğunu bulmuşlardır.

### 4.3.3 Manto Kalınlığının Etkisi

Çimento manto kalınlığının arayüzey çekme ve kesme dayanımına etkisinin araştırıldığı deneylerde dört farklı manto kalınlığı için her biri dörder adet olmak üzere toplamda 16 numune çekme-kesme testine tabi tutulmuştur. Çimento manto kalınlığının ara yüzey çekme dayanımına etkisini gösteren deney sonuçları Tablo 4.19'de verilmektedir.

**Tablo 4.19:** Çimento manto kalınlığının ara yüzey çekme dayanımına etkisi

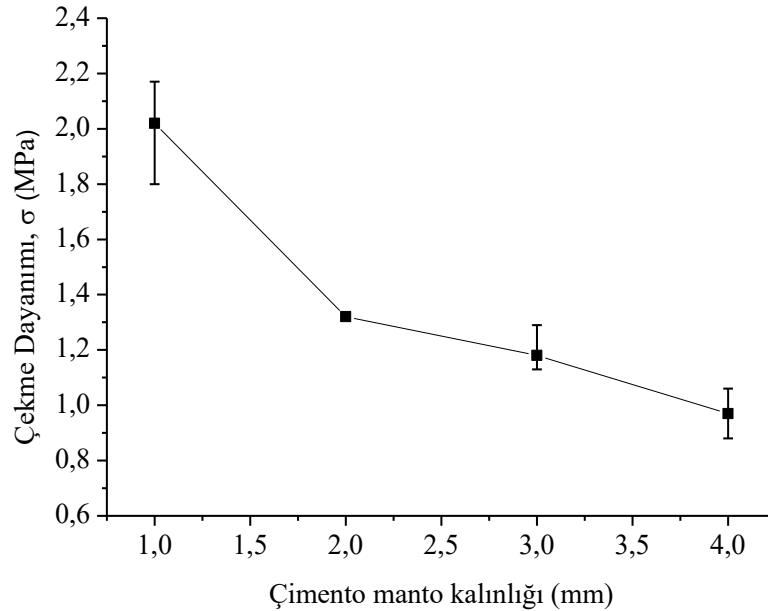
Manto Kalınlığı (t, mm)	Çekme Dayanımı, $\sigma$ (MPa)			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
1,00	2,09	2,17	1,80	2,02
2,00	1,33	1,32	1,32	1,32
3,00	1,13	1,29	1,13	1,18
4,00	1,05	0,80	1,06	0,97

Çimento manto kalınlığının ara yüzey kesme dayanımına etkisini gösteren deney sonuçları Tablo 4.20’de verilmektedir.

**Tablo 4.20:** Çimento manto kalınlığının ara yüzey kesme dayanımına etkisi

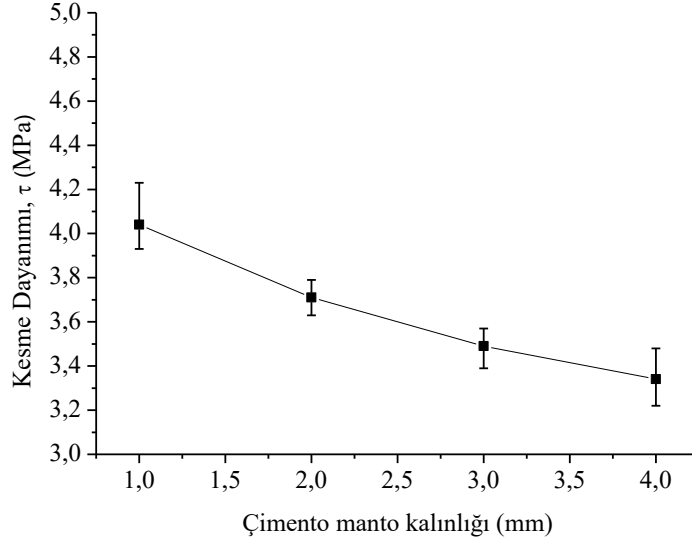
Manto Kalınlığı (t, mm)	Kesme Dayanımı, $\tau$ (MPa)			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
1,00	4,23	3,93	3,98	4,04
2,00	3,79	3,72	3,63	3,71
3,00	3,51	3,39	3,57	3,49
4,00	3,48	3,33	3,22	3,34

Çimento manto kalınlığının değişmesi ile ara yüzey çekme dayanımındaki değişimini gösteren grafik Şekil 4.20’de verilmektedir.



**Şekil 4.20:** Çimento manto kalınlığının çekme dayanımına etkisi

Çimento manto kalınlığının değişmesi ile ara yüzey kesme dayanımının değişimini gösteren grafik Şekil 4.21’de verilmektedir.



**Şekil 4.21:** Çimento manto kalınlığının kesme dayanımına etkisi

Şekil 4.20 ve 4.21’deki grafikler incelendiğinde çimento manto kalınlığının artmasıyla hem çekme hem de kesme dayanımı bir miktar düşmüştür. Ara yüzey çekme ve kesme dayanımları 1 mm manto kalınlığında en yüksek değerde bulunmuştur. Manto kalınlığı 1 mm’den 2 mm’ye düştüğünde ciddi bir azalma meydana gelmiş ve daha sonra azalma yavaş yavaş devam etmiştir. Manto kalınlığının artmasıyla çekme dayanımının düşmesi çimentodaki büzölmeler, kesme dayanımının azalması ilave eğilme gerilmelerinin meydana gelmesine bağlanabilir. Sadece çekme ve kesme testleri dikkate alınarak optimum bir manto kalınlığından söz etmek mümkün gözükmemektedir. Ancak yapılan diğer darbe ve patlatma testleri beraber değerlendirilerek ideal bir çimento manto kalınlığı önerilebilir.

#### 4.4 Patlatma Deneyi

##### 4.4.1 İmplant-Çimento Ara Yüzeyi

Titanyum-kemik çimentosu ara yüzey patlatma deneylerinde her bir parametrede dört numune kullanmak üzere dört farklı yüzey pürüzlölüğüne sahip

numuneler instron çekme-basma cihazında teste tabi tutulmuştur. Titanyum-kemik çimentosu ara yüzey patlatma deney sonuçları Tablo 4.21’de verilmektedir.

**Tablo 4.21:** Farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip titanyum-kemik çimentosu arayüzey kesme dayanımları

Yüzey Pürüzlülüğü ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	Kesme Dayanımı, $\tau$ (MPa)			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
2,68	6,20	5,43	6,36	5,99
3,71	6,98	6,74	7,36	7,03
6,63	8,91	8,99	9,92	9,27
7,56	11,16	10,23	10,00	10,46

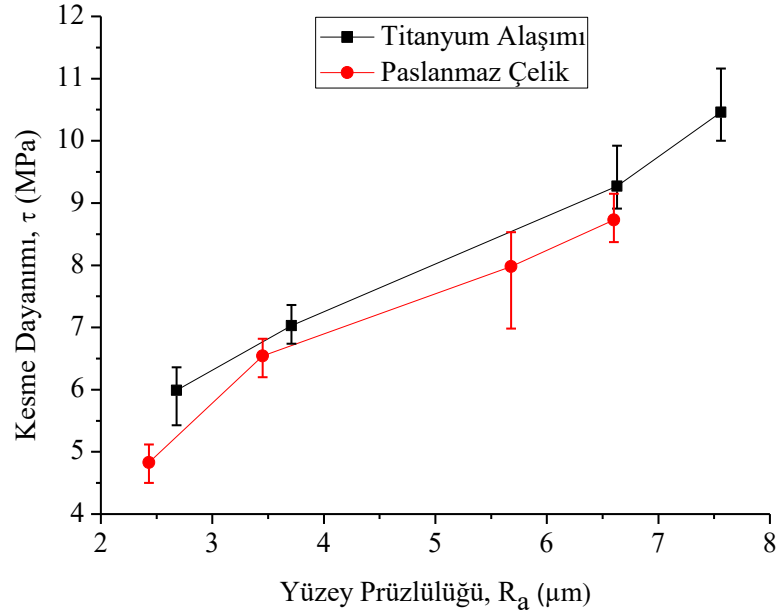
Paslanmaz çelik-kemik çimentosu ara yüzey patlatma deneylerinde her bir parametrede dört numune kullanmak üzere dört farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip numuneler instron çekme-basma cihazında teste tabi tutulmuştur. Paslanmaz çelik-kemik çimentosu ara yüzey patlatma deney sonuçları Tablo 4.22’de verilmektedir.

**Tablo 4.22:** Farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip paslanmaz çelik-kemik çimentosu arayüzey kesme dayanımları

Yüzey Pürüzlülüğü ( $R_a$ , $\mu\text{m}$ )	Kesme Dayanımı, $\tau$ (MPa)			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
2,43	4,50	4,88	5,12	4,83
3,45	6,20	6,82	6,59	6,54
5,68	8,45	8,53	6,98	7,98
6,60	8,37	9,15	8,68	8,73

Paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerin farklı yüzey pürüzlülük değerlerine göre ara yüzey patlatma dayanımındaki değişimi gösteren grafik Şekil 4.22’de verilmektedir.





**Şekil 4.22:** Paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemelerin ara yüzey patlatma dayanımlarının karşılaştırılması

Yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla her iki malzemenin de ara yüzey kesme dayanımı artmıştır. Aynı yüzey pürüzlülüğü değerlerinde titanyum alaşımı malzeme paslanmaz çelik malzemeye nazaran daha yüksek kesme mukavemeti sergilemiştir.

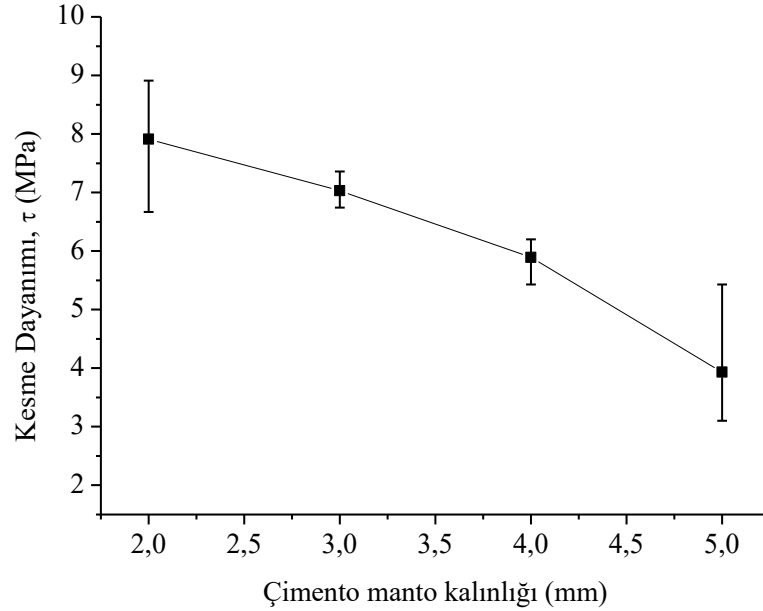
#### 4.4.2 Manto Kalınlığının Etkisi

Deneylerde her bir parametrede dört numune kullanmak üzere dört farklı manto kalınlığına sahip numuneler çekme-basma cihazında teste tabi tutulmuştur. Farklı manto kalınlığına sahip deney numunelerinin ara yüzey patlatma deney sonuçları Tablo 4.23'de verilmektedir.

**Tablo 4.23:** Farklı manto kalınlıklı numunelerinin kesme dayanım sonuçları

Manto Kalınlığı (t, mm)	Kesme Dayanımı, $\tau$ (MPa)			
	1. Numune	2. Numune	3. Numune	Ortalama
2,00	8,14	6,67	8,91	7,91
3,00	7,36	6,74	6,98	7,03
4,00	5,43	6,05	6,20	5,89
5,00	3,10	3,26	5,43	3,93

Çimento manto kalınlığının değişmesi ile implant-çimento ara yüzey kesme dayanımının değişimini gösteren grafik Şekil 4.23’de verilmektedir.



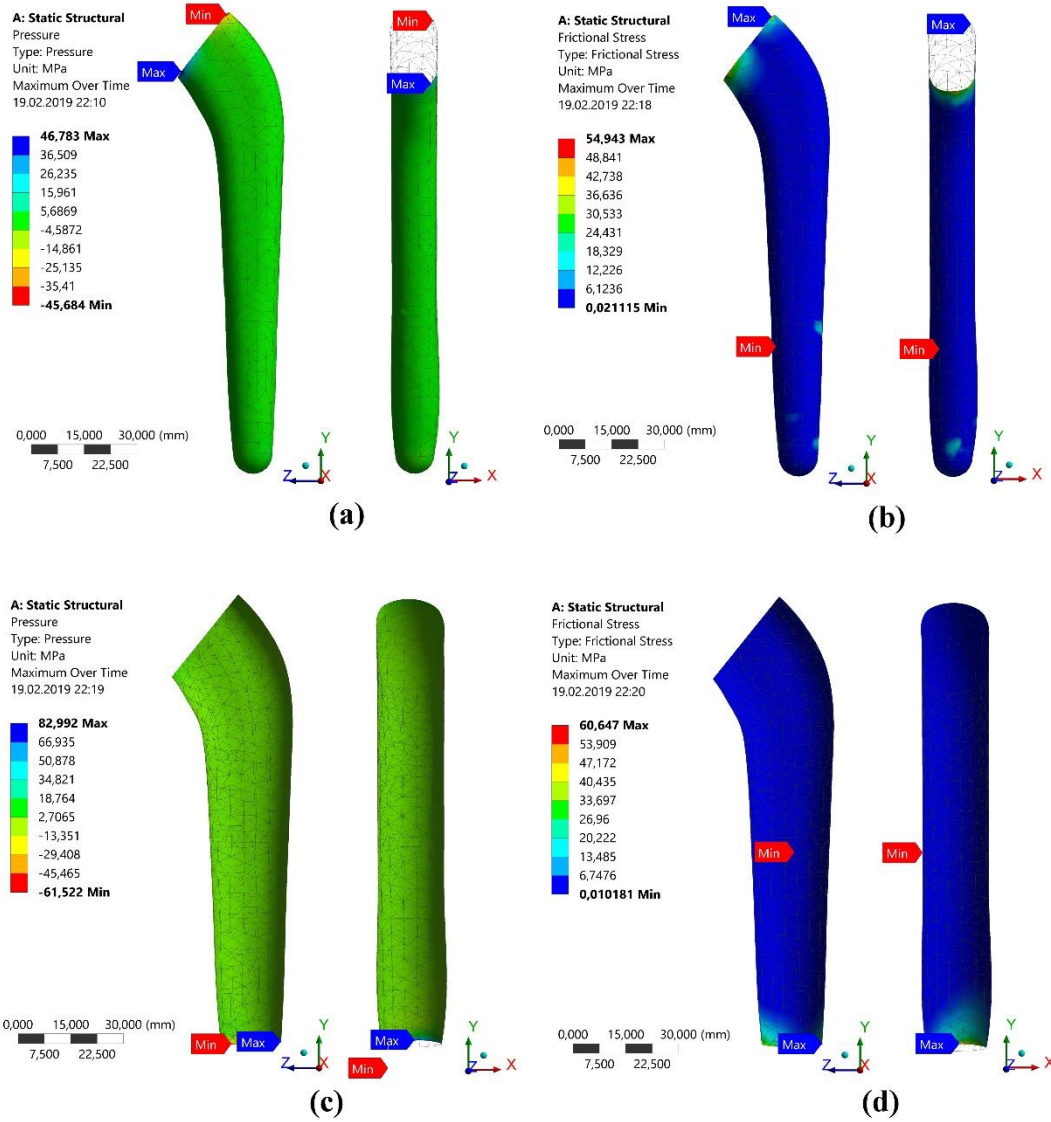
**Şekil 4.23:** Çimento manto kalınlığının kesme dayanımına etkisi

Çimento manto kalınlığının artması ile ara yüzey kesme dayanımında ciddi miktarda düşüş meydana gelmiştir. En yüksek kesme dayanımı 2 mm manto kalınlığında elde edilirken en düşük kesme dayanımı 5 mm manto kalınlığında elde edilmiştir. Çimento manto kalınlığının artması ile çimento mantosunda ilave eğilme gerilmelerinin meydana geldiği ve bu gerilmelerin ara yüzeyde çekme gerilmeleri doğurarak kesme dayanımını azalttığı düşünülmektedir.

#### 4.5 Sonlu Elemanlar Yöntemi Analizleri

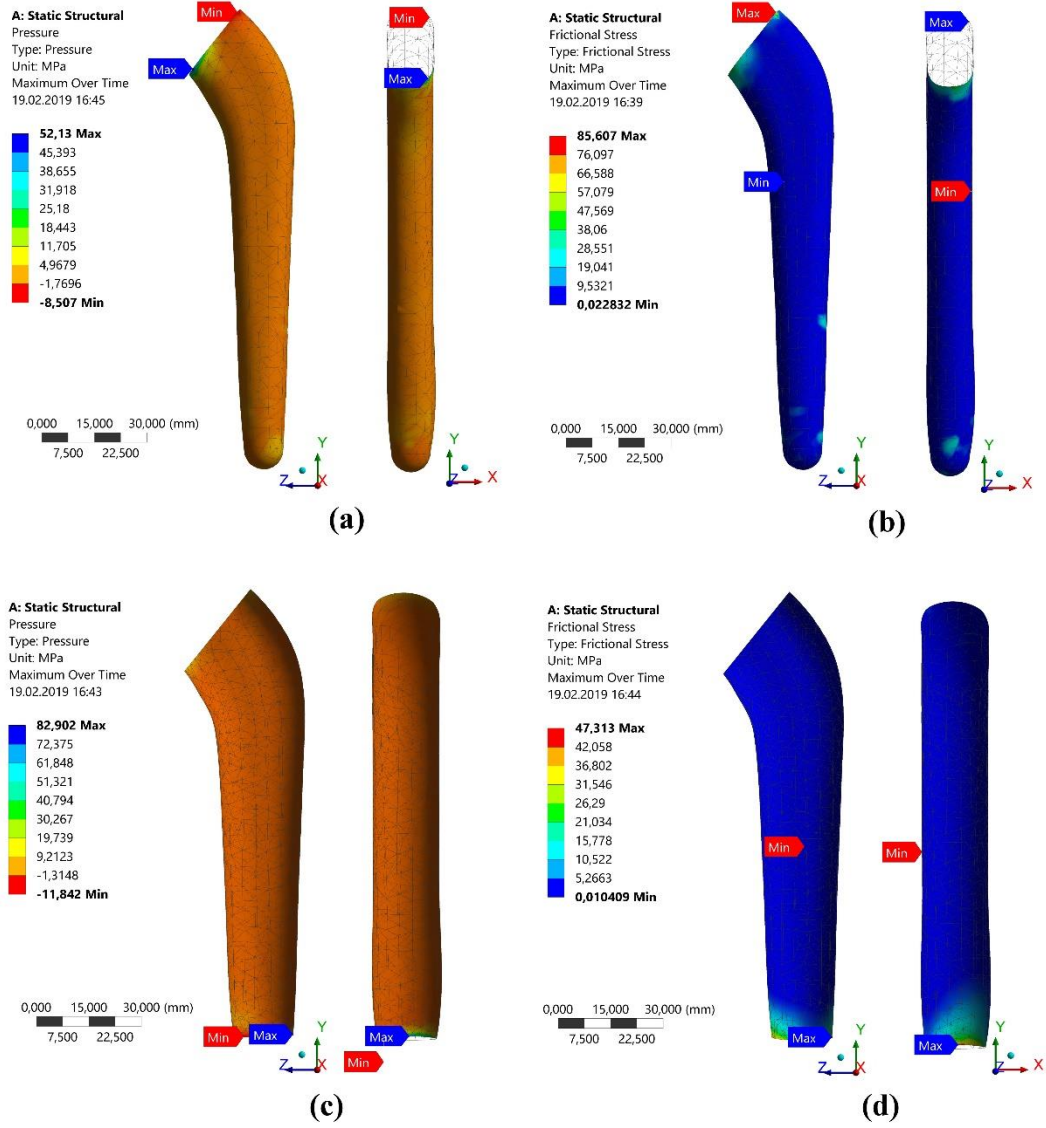
Nümerik bulgular kısmında Şekil 3.54’deki yük ve sınır koşulları altında hem implant-çimento hem de çimento-kemik kontak bölgelerinde meydana gelen çekme ve kesme gerilmeleri incelenmiştir. Ansys Workbench’in “Contact Tool” modülü altındaki “Pressure” komutu kontak bölgesindeki çekme ve basma gerilmelerini, “Frictional Stress” komutu ise kontak bölgesindeki yüzey normaline dik doğrultudaki kesme gerilmesini vermektedir.

Titanyumdan yapılmış implant için implant-çimento ara yüzeyinde ve çimento-kemik ara yüzeyinde oluşan gerilmeler Şekil 4.24'de verilmektedir.



**Şekil 4.24:** Titanyum alaşımı malzeme için implant-çimento ara yüzeyinde oluşan, **a)** Çekme, **b)** Kesme gerilmeleri ve çimento-kemik ara yüzeyinde oluşan **c)** Çekme, **d)** Kesme gerilmeleri

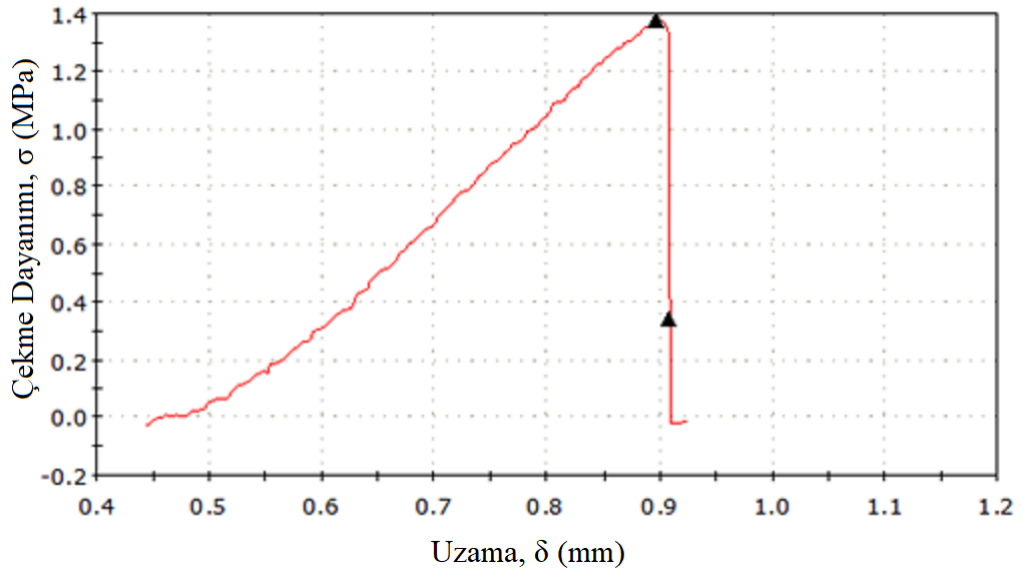
Aynı yükleme ve sınır koşulları altında paslanmaz çelikten yapılmış implant için implant-çimento ve çimento-kemik ara yüzeyinde oluşan çekme ve kesme gerilmeleri Şekil 4.25'de verilmektedir.



**Şekil 4.25:** Paslanmaz çelik malzeme için implant-çimento ara yüzeyinde oluşan, **a)** Çekme, **b)** kesme gerilmeleri ve çimento-kemik ara yüzeyinde oluşan **c)** Çekme, **d)** Kesme gerilmeleri

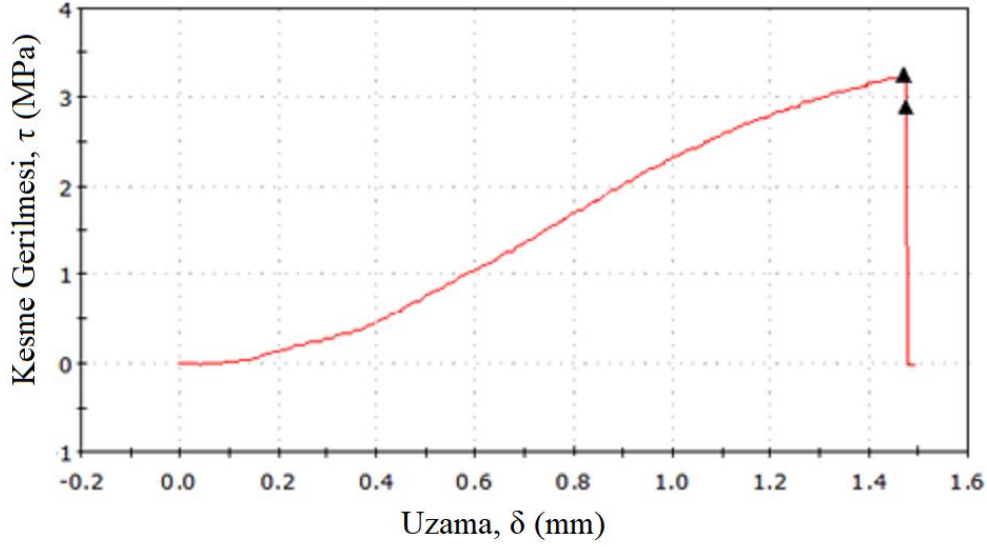
Şekil 4.24 ve 4.25 incelendiğinde femur başına gelen yüklerin hem implant-çimento hem de çimento-kemik ara yüzeylerinde çekme, kesme ve basma gerilmeleri oluştuğu görülmüştür. Maksimum gerilmeler implant-çimento ara yüzeylerinde implantın üst kısımlarında meydana gelirken, çimento-kemik ara yüzeylerinde temas yüzeylerinin alt kısımlarında meydana gelmiştir.

Deneysel çalışmalardan elde edilen veriler dayanım değeri olarak belirlenmiş ve ara yüzeylerin hasar durumları saptanmaya çalışılmıştır. Hem implant-çimento hem de çimento-kemik ara yüzeyleri ile yapılan çekme-kesme deneylerinde elde edilen gerilme-gerinme eğrisi lineerdir. Çekme ve kesme deneylerinde gerilme-gerinme eğrisi lineer olarak yükselmiş ve pik noktasında numunelerin ara yüzeyden ayrılması gerçekleşmiştir. Bu nedenle yapılan sonlu elemanlar analizi lineer bölgede gerçekleştirilmiş ve numunelerin ayrılma noktası dayanım değeri olarak kabul edilmiştir. EKF 16 ile kumlanmış titanyum alaşımı numunenin ara yüzey çekme eğrisi Şekil 4.26'da gösterilmektedir.



**Şekil 4.26:** EKF 16 ile kumlanmış titanyum alaşımı numunenin ara yüzey çekme eğrisi

EKF 16 ile kumlanmış titanyum alaşımı numunenin ara yüzey kesme eğrisi Şekil 4.27'de gösterilmektedir.

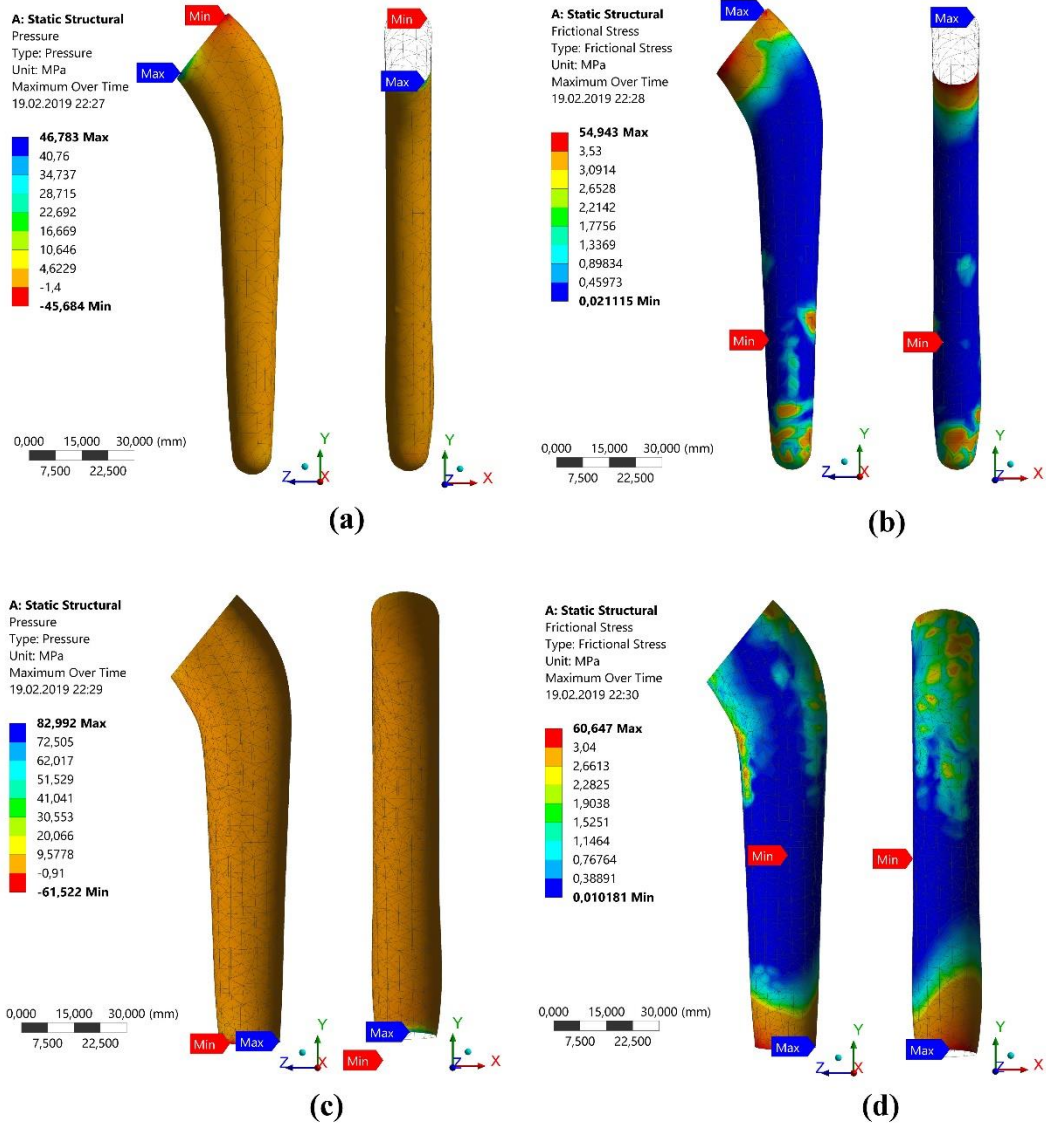


**Şekil 4.27:** EKF 16 ile kumlanmış titanyum alaşımının numunenin ara yüzey kesme eğrisi

Çekme-kesme deneylerinde titanyum alaşımından yapılmış implant kullanıldığında elde edilen en yüksek çekme dayanımı (1,4 MPa) ve en yüksek kesme dayanımı (3,53 MPa) değerleri implant-çimento ara yüzey dayanım değeri olarak kabul edildiğinde hasarlı bölgeler Şekil 4.28 a ve b’de görülmektedir.

“Pressure” komutunda negatif değerler çekme, pozitif değerler basma gerilmesini göstermektedir. Şekil 4.28 a’ daki görselde 1,4 MPa gerilmeden daha fazla çekmeye zorlanan ve Şekil 4.28 b’de 3,53 MPa kayma gerilmesinde daha fazla kesmeye zorlanan bölgeler kırmızı renkle gösterilmektedir.

Titanyum, implant malzemesi olarak kullanıldığında ve çekme-kesme deneylerinden elde edilen çimento-kemik ara yüzey dayanım değerleri (çekme 0,91 MPa ve kesme 3,04 MPa) sonlu elemanlar analizinde ara yüzey güvenlik sınırı olarak kabul edildiğinde oluşan hasar bölgeleri Şekil 4.28 c ve d’de verilmektedir. Şekil 4.28 c’deki görselde 0,91 MPa gerilmeden daha fazla çekmeye zorlanan ve Şekil 4.28 d’de 3,04 MPa kayma gerilmesinde daha fazla kesmeye zorlanan bölgeler kırmızı renkle gösterilmektedir.

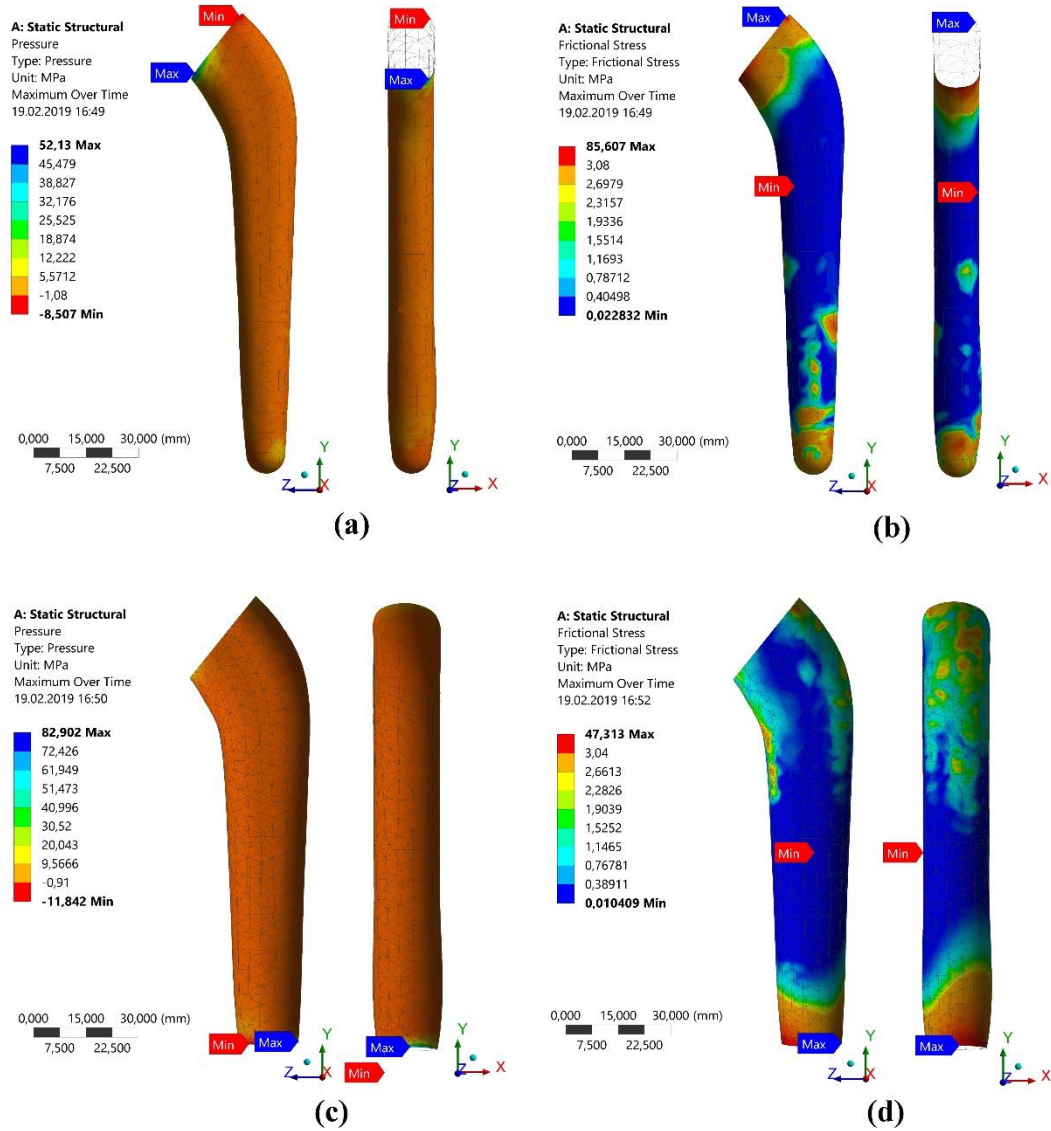


**Şekil 4.28:** Titanyum implant kullanıldığında implant-çimento arayüzeyinde **a)** Çekme, **b)** Kesme gerilmelerinden ve çimento-kemik arayüzeyinde **c)** Çekme, **d)** Kesme gerilmelerinden kaynaklı arayüzey hasar bölgeleri

Çekme-kesme deneylerinde paslanmaz çelikten yapılmış implant kullanıldığında elde edilen en yüksek çekme dayanımı (1,08 MPa) ve en yüksek kesme dayanımı (3,08 MPa) değerleri sonlu elemanlar analizinde implant-çimento arayüzey dayanım değeri olarak kabul edildiğinde hasarlı bölgeler Şekil 4.29 a ve b'de görülmektedir. Şekil 4.28 a'daki görselde 1,08 MPa gerilmeden daha fazla çekmeye ve Şekil 4.28 b'de 3,08 MPa kayma gerilmesinde daha fazla kesmeye zorlanan bölgeler kırmızı renkle gösterilmektedir.



Paslanmaz çelik, implant malzemesi olarak kullanıldığında ve çekme-kesme deneylerinden elde edilen çimento-kemik ara yüzey dayanım değerleri (çekme 0,91 MPa ve kesme 3,04 MPa) sonlu elemanlar analizinde ara yüzey güvenlik sınırı olarak kabul edildiğinde oluşan hasar bölgeleri Şekil 4.29 c ve d’de verilmektedir. Şekil 4.29 c’deki görselde 0,91 MPa gerilmeden daha fazla çekmeye ve Şekil 4.29 d’de 3,04 MPa kayma gerilmesinde daha fazla kesmeye zorlanan bölgeler kırmızı renkle gösterilmektedir.



**Şekil 4.29:** Paslanmaz çelik implant kullanıldığında implant-çimento arayüzeyinde a) Çekme, b) Kesme gerilmelerinden ve çimento-kemik arayüzeyinde c) Çekme, d) Kesme gerilmelerinden kaynaklı arayüzey hasar bölgeleri



Şekil 4.28 ve 4.29'daki grafikler incelendiğinde, her iki implant malzemesinde de statik yükleme koşullarında hem implant-çimento hem de çimento-kemik ara yüzeylerinde hasar meydana gelmiştir. Hasar bölgeleri implat-çimento ara yüzeylerinde üst kısımlarda meydana gelirken çimento-kemik ara yüzeylerinde hem üst hem de alt kısımlarda meydana gelmiştir. Burada hasar ile kast edilen hem implant-çimento hem de çimento-kemik arayüzeylerinde meydana gelen kenetlenmenin mikro olarak kırılması ve yüzeylerin birbirini üzerinde kaymaya başlamasıdır. Total kalça eklemi implantın konik yapısından dolayı kenetlenme kırılrsa da yük aktarmaya devam edecektir.

Kalça implantının tasarımından dolayı implant kafasına binen yükler implant sapının orta ekseninden uzakta olduğu için implant genelinde ve femur kemiğinde eğilme etkisi meydana getirmektedir. Eğilme gerilmesi nominal eksenden uzaklaştıkça arttığı için çimento-kemik ara yüzeyinde oluşan gerilmeler implant-çimento arayüzeyinde oluşan gerilmelerden daha fazladır. Çimento-kemik ara yüzeyinde daha yüksek gerilmeler meydana geldiği için bu ara yüzeyle hasarlı bölgeler daha fazladır.

Titanyum implanta nazaran paslanmaz çelik implant kullanıldığında implant-çimento arayüzeyinde daha yüksek kesme gerilmeleri meydana gelirken çimento-kemik arayüzeyinde daha düşük kesme gerilmeleri oluşmuştur. Titanyum implantın elastisite modülünün çimentonun elastisite modülüne daha yakın olmasının implant-çimento ara yüzeyinde oluşan kesme gerilmesinin düşük olmasına, elastisite modülü yüksek olan paslanmaz çelik implantın daha az deformasyona uğrayacağı içinde çimento-kemik ara yüzeyinde daha az kesme gerilmesine sebep olduğu düşünülmektedir.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışması kapsamında, çimentolu kalça implatlarının femur kemiğine sabitlenmesiyle meydana gelen implant-çimento ve çimento-kemik ara yüzeylerinin mekanik dayanımları araştırılmıştır. Tez çalışması, deneysel ve nümerik olmak üzere iki kısımdan meydana gelmektedir. Deneysel çalışmalarda statik ve darbeli yükleme koşulları altında implant-çimento ve çimento-kemik ara yüzeylerinin dayanım değerleri ve bu ara yüzeylerin dayanım değerlerine etki edebilecek implat malzemesi, implant yüzey topografyası, çimento manto kalınlığı gibi parametreler incelenmiştir. Bu amaçla;

- İmplant imalatında sıklıkla kullanılan üç farklı malzemenin yüzeyleri piyasa şartlarında yaygın bir şekilde kullanılan dört farklı kumla kumlanmış ve farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip numuneler elde edilmiştir.
- Kemik numuneler 3 yaşını geçmemiş sığırların femoral kemiklerinden üretilmiştir.
- İmplant malzemesi, çimento ve kemik kullanılarak implant-çimento, çimento-kemik arayüzeyleri ve çimento manto kalınlığının etkilerinin araştırılacağı üç farklı deney kombinasyonları tasarlanmıştır.
- Ara yüzey deney numuneleri in vivo şartları simule etmek amacıyla salin çözeltisi içerisinde 37 °C'de 48 h bekletilmiştir.
- Deney numuneleri daha sonra darbe, çekme-kesme ve patlatma testlerine tabi tutulmuşlardır.

Nümerik çalışmalarda ise yürüyüş döngüsündeki bir insanın kalça eklemine maruz kaldığı femur başı ve kas kuvvetleri neticesinde implant-çimento ve çimento-kemik arayüzeylerinde ne tarz gerilmeler meydana geldiği, bu gerilmelerin büyüklük ve lokasyonları araştırılmıştır. Bu amaçla;

- Çimentolu total kalça replasmanı ameliyatına maruz kalmış bir insanın kalça eklemi bilgisayar destekli tasarım programları aracılığı ile modellenmiştir.
- Tasarlanan 3D model sonlu elemanlar analiz programına alınarak sonlu elemanlar modeli oluşturularak malzeme, yük ve sınır şartları belirlenmiştir.

- Deneysel çalışmalardan elde edilen dayanım değerleri sonlu elemanlar modelinde mukavemet sınırı kabul edilerek hem implant-çimento hem de çimento-kemik arayüzeylerinin hasar durumları incelenmiştir.

Deneysel çalışmalardan elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibidir;

- ✓ Sabit kuşlama parametreleri altında dört farklı kuşla kuşlanan implant malzemelerinin yüzey pürüzlülük değerleri kuş tane boyutunun küçülmesi ile küçülmüştür. Aynı kuşlama şartları altında titanyum alaşımı malzeme en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerine ( $R_a=7,6 \mu\text{m}$ ) sahipken kobalt-krom alaşımı malzeme en düşük ( $R_a=4,8 \mu\text{m}$ ), paslanmaz çelik ise ikisinin ortasında bir değer ( $R_a=6,6 \mu\text{m}$ ) bulunmuştur. Bu durumun malzemelerin sertlik değerlerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Yapılan ölçümlerde en yüksek sertlik değeri kobalt-krom alaşımı malzemede (65,8 HRC) daha sonra paslanmaz çelik (51,1 HRC) ve en düşük olarak da titanyum alaşımı malzemede (41,9 HRC) elde edilmiştir. Aynı kuşlama şartlarında en sert malzemede en düşük en yumuşak malzemede en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri elde edilmiştir.
- ✓ İmplant-çimento ve çimento-kemik ara yüzey darbe dayanımlarının araştırıldığı deneylerde hasar her iki ara yüzeyde de tam birleşme noktalarında meydana gelmiştir. Gözle yapılan incelemede ne çimento üzerinde implant malzemesi ne de implant malzemesi üzerinde çimento kalıntıları görülmemiştir. Bu durum ara yüzeyde adhezyon hasarının meydana geldiğini göstermektedir. Çimento-kemik ara yüzey darbe dayanımı ( $RE=8,83 \text{ kJ/m}^2$ ) aynı yüzey pürüzlülüğüne sahip her üç malzemenin de ara yüzey darbe dayanımından yüksek bulunmuştur. İmplant-çimento ara yüzey darbe dayanımı yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla artmıştır. Aynı yüzey pürüzlülüğü değerinde ara yüzey darbe dayanımı en yüksek kobalt-krom alaşımı malzemede elde edilirken en düşük paslanmaz çelik malzemede elde edilmiştir. Paslanmaz çelik ve titanyum alaşımı malzemeler arasında bariz bir fark görülmezken kobalt alaşımının daha yüksek ara yüzey darbe dayanımı sergilediği görülmüştür. Elektron mikroskobu altında kuşlama sonrası ve darbe deneyleri sonrası yapılan incelemelerde implant malzemeleri üzerinde çimento kalıntılarına rastlanılmıştır. Titanyum alaşımının üzerindeki kalıntılar

küresel formda iken kobalt-krom alaşımı ve paslanmaz çelik üzerindeki kalıntılar yüzeye sıvanmış durumdadır. Sıvanma kobalt-krom alaşımı üzerinde daha belirgindir. Kobalt-krom alaşımının yüzeyinde çimentonun daha iyi yayılması ve dolayısıyla darbe dayanımının yüksek çıkması malzemenin yüzey enerjisinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Çimento manto kalınlığının ara yüzey darbe dayanımına etkisinin araştırıldığı deneylerde, manto kalınlığının değişmesiyle ciddi bir değişiklik saptanmazken 2 mm manto kalınlığında darbe dayanımında bir miktar artış gözlenmiştir.

- ✓ İmplant-çimento ve çimento-kemik ara yüzey çekme-kesme dayanımlarının araştırıldığı deneylerde hasar her iki ara yüzeyde de darbe deneylerinde olduğu gibi tam birleşme noktalarında meydana gelmiştir. Çekme-kesme deneylerinde de adhezyon hasarı meydana gelmiştir. Çimento-kemik ara yüzey çekme ( $\sigma=0,91$  MPa) ve kesme ( $\tau=3,04$  MPa) dayanımı aynı yüzey pürüzlülüğüne sahip her iki malzemenin de ara yüzey çekme-kesme dayanımlarından yüksek bulunmuştur. İmplant-çimento ara yüzey çekme, 45° çekme ve kesme dayanımları yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla artmıştır. En yüksek kesme dayanımı sonra 45° çekme dayanımı ve en küçük çekme dayanımları elde edilmiştir. 45° çekme dayanımı çekme ve saj kesme dayanımlarının ortasında bulunmuştur. Aynı yüzey pürüzlülüğü değerinde çok ciddi bir fark olmasa da titanyum alaşımı paslanmaz çeliğe nazaran daha yüksek dayanım sergilemiştir. Çimento manto kalınlığının artmasıyla hem çekme dayanımı hem de kesme dayanımında ciddi miktarda düşüş görülmüştür.
- ✓ Patlatma deneylerinde sadece implant-çimento ara yüzeyleri test edilmiş ve implant yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla arayüzey dayanım değerleri artmıştır. Patlatma deneylerinde implant malzemesinin önemli bir farklılığı görülme de aynı yüzey pürüzlülüğü değerlerinde titanyum alaşımı numuneler biraz daha yüksek dayanım sergilemişlerdir. Çimento manto kalınlığının 2 mm'den 5 mm yükselmesiyle ara yüzey dayanım değerinde % 50 düşüş gözlenmiştir. Patlatma deneyleri ile normal çekme-kesme deneyleri karşılaştırıldığında aynı yüzey pürüzlülüğü değerinde patlatma deneylerinde yaklaşık % 300 daha yüksek kesme dayanımı elde edilmiştir.

Nümerik çalışmalardan elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibidir;

- ✓ Charnley tipi kalça implantı kullanıldığında hem implant-çimento hem de çimento-kemik ara yüzeylerinde baskın olan gerilme kesme ve basma gerilmesidir. Femur başının implant çubuk kısmının ekseninden kaçık olması sebebiyle ara yüzeylerde yer yer eğilmeden kaynaklı çekme gerilmeleri meydana gelebilmektedir.
- ✓ Maksimum çekme, basma ve kesme gerilmeleri implant-çimento ara yüzeyinin proksimal yönünde meydana gelmiştir. Maksimum basma gerilmesi medial yönünde meydana gelirken maksimum çekme gerilmesi ve kesme gerilmesi lateral yönde meydana gelmiştir. Bu durum implant-çimento ara yüzeyinin proksimal kısmındaki lateral yönünün çekme ve kesme gerilmesi açısından kritik olduğunu göstermektedir. İmplant-çimento ara yüzeyinin aksine, maksimum çekme, basma ve kesme gerilmeleri çimento-kemik arayüzeyinin distal kısmında meydana gelmiştir. Maksimum çekme gerilmesi medial yönde meydana gelirken maksimum basma ve kesme gerilmesi lateral yönde meydana gelmiştir.
- ✓ Nümerik çalışmalarda implant malzemesi olarak titanyum alaşımı kullanıldığında oluşan maksimum ara yüzey çekme-kesme gerilmeleri ( $\sigma_{maks} = 46,783$  MPa,  $\tau_{maks} = 54,943$  MPa) paslanmaz çelik kullanıldığında oluşan gerilmelerden ( $\sigma_{maks} = 52,130$  MPa,  $\tau_{maks} = 85,607$  MPa) daha düşüktür. Bu durumun titanyum alaşımı malzemenin ( $E = 110$  GPa) paslanmaz çelik ( $E = 200$  GPa) malzemeye nazaran daha düşük elastikiyet modülüne sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Titanyum alaşımı malzemenin elastikiyet modülü, yapıda bulunan diğer malzemelerin (kemik çimentosu, sert kemik, süngerimsi kemik) elastikiyet modülüne daha yakındır. Bu sebeple ara yüzeylerde daha az gerilme meydana geldiği düşünülmektedir.
- ✓ Deneysel çalışmalardan elde edilen maksimum çekme ve kesme gerilmeleri nümerik çalışmalarda ara yüzey mukavemet sınırı olarak kabul edildiğinde ve yürüyüş döngüsündeki bir insanın tek ayak üzerinde olduğu durumda hem implant-çimento hem de çimento-kemik ara yüzeyinde oluşan gerilmeler yer yer mukavemet sınırlarını geçmiştir. Bu durum hem implant-çimento hem de çimento-kemik ara yüzeyindeki kenetlenmenin hasara uğrayacağını göstermektedir.

Hasar analizi çalışmasından elde edilen sonuçlar çimentolu implantların yüzeylerine uygulanan kumlama işleminin yeterli ara yüzey kenetlenmesini sağlayamadığını göstermektedir. İmplant-çimento arayüzeyinde kumlama yöntemiyle elde edilen kenetlenme (interdigstasyon) daha statik yükler altında hasara uğramakta ve implantın çimento üzerinde mikro hareketler yapmasına neden olmaktadır. Üstelik bu mikro hareketler süresince implant üzerindeki pürüzlülüklerin olumsuz bir şekilde törpü gibi davranarak ve çimento mantosunu iç kısımdan aşındırdığı düşünülmektedir. Bu durum uzun yıllardır araştırılan aseptik gevşeme sürecini açıklayabilir.

Tez çalışmasından elde edilen bulgular ışığında; çimentolu kalça implantlarında yüzey kumlama işleminden ziyade çimento ile implant arasında şekil bağı oluşturabilecek yeni tasarımlar kullanılması önerilebilir. İmplant malzemesi olarak hem deneysel çalışmalarda malzemelerin ciddi anlamda bir fark oluşturmaması hem de sonlu elemanlar çalışmalarında kemik ve çimentonun elastisite modülüne daha yakın olan malzemelerin daha az arayüzey gerilmesi oluşturması sebebiyle titanyum alaşımı önerilebilir.

Bu tez kapsamında yapılan sonlu elemanlar çalışması piyasa şartlarında yaygın bir şekilde kullanılan Chanrley kalça implantı ile sadece statik yükleme koşulları altında gerçekleştirilmiştir. İleride yapılacak olan çalışmalarda, farklı implant tasarımları ve farklı malzeme kombinasyonları ile statik ve dinamik yükleme koşulları altında daha kapsamlı analizler yapılabilir.

## 6. KAYNAKLAR

Akman, Ş., Seçkin, F., Öztürk, İ., "Kemik çimentosu, özellikleri ve antibiyotikli kemik çimentosu", *TOTD Yayınları*, 35–43, (2005).

ASTM D950-3, Standard Test Method for Impact Strength of Adhesive Bonds, (2003).

ASTM F75-18, Standard Specification for Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants, (2018).

ASTM F90-14, Standard Specification for Wrought Cobalt-20Chromium-15Tungsten-10Nickel Alloy for Surgical Implant Applications, (2014).

ASTM F136-13, Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications, (2013).

ASTM F138-13, Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants, (2013).

ASTM F138-12, Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Sheet and Strip for Surgical Implants, (2012).

ASTM F86-13, Standard Practice for Surface Preparation and Marking of Metallic Surgical Implants, (2013).

Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., Duda, G.N., "Hip contact and gait patterns from routine activities", *Journal of Biomechanics*, 34, 859–871 (2001).

Bousnane, T., Benbarek, S., Sahli, A., Serier, B., Bouiadjra, B.A.B., "Damage of the Bone-Cement Interface in Finite Element Analyses of Cemented Orthopaedic Implants", *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*, 62 (2), 173–178, (2018).

Buford, A., Goswami, T., "Review of wear mechanisms in hip implants: Paper I – General", *Materials & Design*, 25 (5), 385–393, (2004).

Carlsson, A., Gentz, C.F., "Mechanical Loosening of the Femoral Head Prosthesis in the Charnley Total Hip Arthroplasty", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, NA(147), 262-270, (1980).

Cetin, M.E., Sofuoglu, H., "A statistical approach to explore cemented total hip reconstruction performance", *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 41 (1), 177–188, (2018).

Chandler, H.P., Reineck, T., Wixson, R.L., McCarthy, J., "Total hip replacement in patients younger than thirty years old", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 63A (9), 1426–1434, (1981).

Charnley, J., "Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 42B (1), 28–30, (1960).

Charnley, J., "The bonding of prostheses to bone by cement", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 46, 518–529, (1964).

Charnley, J., Introduction. Low Friction Arthroplasty of the Hip: Low Friction Arthroplasty of the Hip, Berlin Heidelberg: Springer, 1–2, (1979).

Chen, C.Q.L., Scott, W., Barker, T.M., "Effect of metal surface topography on mechanical bonding at simulated total hip stem-cement interfaces", *Journal of Biomedical Materials Research*, 48 (4), 440–446, (1999).

Cook, S.D., Kay, J.F., Thomas, K.A., Jarcho, M., "Interface mechanics and histology of titanium and hydroxylapatite-coated titanium for dental implant applications", *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2 (1), 15–22, (1987).

Cools, P., Geyter, N., Vanderleyden, E., Barberis, F., Dubruel, P., Morent, R., "Adhesion improvement at the PMMA bone cement-titanium implant interface using methyl methacrylate atmospheric pressure plasma polymerization", *Surface and Coatings Technology*, 294 (2016), 201–209. (2016)

Crook, P., Cobalt and Cobalt Alloys. Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials, ASM Handbook vol. 2, ASM International, USA, 446–454, (1990).

Currey, J. D., *Bones : Structure and Mechanics*, Princeton University Press, (2002).

Daniel, M., Igljic, A., Kralj-Igljic, V., "The shape of acetabular cartilage optimizes hip contact stress distribution", *Journal Of Anatomy*, 207 (1), 85–91, (2005).

Ebramzadeh, E., Sarmiento, A., McKellop, H.A., Llinas, A., Gogan, W., " The Cement Mantle In Total Hip Arthroplasty", *The Journal of Bone and Joint*



*Surgery*, 76 (1), 77–87, (1994).

El-Sheikh, H.F., MacDonald, B.J., Hashmi, M.S.J., "Material selection in the design of the femoral component of cemented total hip replacement", *Journal of Materials Processing Technology*, 122 (2–3), 309–317, (2002).

Funk, M.J., Litsky, A.S., "Effect of cement modulus on the shear properties of the bone-cement interface", *Biomaterials*, 19 (17), 1561–1567, (1998).

Guo, X.E., Mechanical properties of cortical bone and cancellous bone tissue, *Bone mechanics handbook : Bone mechanics handbook*, 1–15, (2001).

Hansen, A.H., Childress, D.S., Meier, M.R., "A simple method for determination of gait events", *Journal of Biomechanics*, 35 (1), 135-138, (2002).

Heller, M., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Dürselen, L., Pohl, M., Claes, L., Haas, N.P., Duda, G.N., "Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing", *Journal of Biomechanics*, 34 (7), 883-893, (2001).

Huiskes, R., Some Fundamental Aspects of Human Joint Replacement: Analyses of Stresses and Heat Conduction in Bone-Prosthesis Structures, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 51 (185), 3–208, (1980).

Huiskes, R., "The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems", *Clinical orthopaedics and related research*, 261, 27–38, (1990).

Jansen, J.A., Wolke, J.G., Swann, S., Van der Waerden J. P., Groot, K., "Application of magnetron sputtering for producing ceramic coatings on implant materials", *Clinical oral implants research*, 4 (1), 28–34, (1993)

Kaufman, K.R., An, K.N., "Joint articulating surface motion", (eds: J. Bronzino, Boca Raton), *The biomedical engineering handbook*, CRC Press, 12–44, (2000).

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 and Design*, 28 (8), 2269–2277, (2007).

Kim, D.G., Miller, M.A., Mann, K.A., "A fatigue damage model for the cement-bone interface", *Journal of Biomechanics*, 37 (10), 1505–1512, (2004).

Kim, D.G., Miller, M.A., Mann, K.A., "Creep dominates tensile fatigue

damage of the cement–bone interface", *Journal of Orthopaedic Research*, 22 (3), 633–640, (2004).

Koeneman, J., Lemons, J., Ducheyne, P., Lacefield, W., Magee, F., Calahan, T., Kay, J., "Workshop on characterization of calcium phosphate materials", *Journal of Applied Biomaterials*, 1 (1), 79–90, (1990).

Kwak, B.M., Lim, O.K., Kim, Y.Y., Rim, K., "An investigation of the effect of cement thickness on an implant by finite element stress analysis", *International Orthopaedics*, 2 (4), 315–319, (1978).

Lampman, S., *Wrought Titanium and Titanium Alloys. Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials*, ASM Handbook vol. 2, ASM International, USA, 592–633, (1990).

Lautenschlager, E.P., Marshall, G.W., "Mechanical strength of acrylic bone cements impregnated with antibiotics", *Journal of Biomedical Materials Research*, 10 (6), 837–845, (1976).

Lewis, G., "Properties of acrylic bone cement: state of the art review", *Journal of biomedical materials research*, 38, 155–182, (1997).

Lewis, G., Mladi, S., "Correlation between impact strength and fracture toughness of PMMA-based bone cements", *Biomaterials*, 21 (8), 775–781, (2000).

Mann, K.A., Ayer, D.C., Werner, F.W., Nicoletta, R.J., Fortino, M.D., "Tensile strength of the cement-bone interface depends on the amount of bone interdigitated with PMMA cement", *Journal of biomechanics*, 30 (4), 339–346, (1997).

Mann, K.A., Bartel, D.L., Ayers, D.C., "Influence of stem geometry on mechanics of cemented femoral hip components with a proximal bond", *Journal of Orthopaedic Research*, 15 (5), 700–706, (1997).

Mann, K.A., Miller, M.A., Cleary, R.J., Janssen, D., Verdonschot, N., "Experimental micromechanics of the cement-bone interface", *Journal of Orthopaedic Research*, 26 (6), 872–879, (2018).

Mann, K.A., Miller, M.A., Ayer, D.C., Verdonschot, N., "Shear fatigue micromechanics of the cement–bone interface: an in vitro study using digital image correlation techniques", *Journal of orthopaedic research*, 27 (3), 340–346, (2009).

Mann, K.A., Mocariski, R., Damron, L.A., Allen, M.J., Ayers, D.C., "Mixed-mode failure response of the cement-bone interface", *Journal of Orthopaedic Research*, 19 (6), 1153–1161, (2001).

Mann, K.A., Werner, F.W., Ayers, D.C., "Mechanical strength of the cement-bone interface is greater in shear than in tension", *Journal of Biomechanics*, 32 (11), 1251–1254, (1999).

Marangoz, S., "Kemik çimentosu", *TOTBİD Dergisi*, 10 (2), 103–108, (2011).

Meena, V.K., Kumar, M., Pundir, A., Singh, S., Goni, V., Kalra, P., Sinha, R.K., "Musculoskeletal-based finite element analysis of femur after total hip replacement", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 230 (6), 553–560, (2016).

Messick, K.J., Miller, M.A., Damron, L.A., Race, A., Clarke, M.T., Mann, K.A., "Vacuum-mixing cement does not decrease overall porosity in cemented femoral stems: an in vitro laboratory investigation", *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 89 (8), 1115–1121, (2007).

Miller, M.A., Eberhardt, A.W., Cleary, R.J., Verdonschot, N., Mann, K.A., "Micromechanics of postmortem-retrieved cement-bone interfaces", *Journal of Orthopaedic Research*, 28 (2), 170–177, (2010).

Miller, M.A., Race, A., Waanders, D., Cleary, R., Janssen, D., Verdonschot, N., Mann, K.A., "Multi-axial loading micromechanics of the cement-bone interface in postmortem retrievals and lab-prepared specimens", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4 (3), 366–374, (2011).

Morlock, M., Schneider, E., Bluhm, A., Vollmer, M., Bergmann, G., Müller, V., Honl, M., "Duration and frequency of every day activities in total hip patients", *Journal of Biomechanics*, 34 (7), 873–881, (2011).

Nordin, M., Frankel, V.H., *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, Lippincott Williams & Wilkins, (2001).

Norman, T.L., Thyagarajan, G., Saligrama, V.C., Gruen, T.A., Blaha, J.D., "Stem surface roughness alters creep induced subsidence and "taper-lock" in a cemented femoral hip prosthesis", *Journal of Biomechanics*, 34 (10), 1325–1333, (2001).

Oshkour, A.A., Davoodi, M.M., Abu Osman, N.A., Yau, Y.H., Tarlochan, F., Wan Abas, W. A. B., "Finite element analysis of circumferential crack behavior in cement-femoral prosthesis interface", *Materials and Design*, 49,

96-102, (2013).

Paczocha, P., Indacochea, J.E., "Effect of Preheating on Implant-Cement Interface Strength for Hip Replacement", 1, 1–16, (2005).

Papini, M., Zdero, R., Zalzal, P., "The Biomechanics of Human Femurs in Axial and Torsional Loading: Comparison of Finite Element Analysis, Human Cadaveric Femurs, and Synthetic Femurs", *Journal of Biomechanical Engineering*, 129 (1), 12-19, (2007).

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", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 82-B (2), 297–303, (2000).

Ramos, A., Simões, J.A., "The influence of cement mantle thickness and stem geometry on fatigue damage in two different cemented hip femoral prostheses", *Journal of Biomechanics*, 42 (15), 2602–2610, (2009).

Sakai, R., Sato, K., Itoman, M., Mabuchi, K., "Finite element analysis of the effect of proximal interlocking on primary fixation of the Intra-Medullary Cruciate stem", *Journal of Orthopaedic Science*, 14 (1), 85–95. (2009).

Senalp, A.Z., Kayabaşı, O., Kurtaran, H., "Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis" *Materials and Design*, 28 (5), 1577–1583, (2007).

Singh, S., Harsha, A.P., "Analysis of Femoral Components of Cemented Total Hip Arthroplasty", *Journal of The Institution of Engineers (India): Series D*, 97 (2), 113–120, (2016).

Url-1, (<https://faitaletr.wordpress.com/2014/09/23/fas-kalca-sikismasi>),  
07 Nisan 2019.

Url-2, (<https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/acetabulum>),  
07 Nisan 2019.

Url-3, (<https://sunshineortho.com.au/anterior-cruciate-ligament-injuries/>),  
07 Nisan 2019.

Url-4, (<https://sunshineortho.com.au/anterior-cruciate-ligament-injuries/>),  
07 Nisan 2019.

Sofuoglu, H., Cetin, M.E., "An investigation on mechanical failure of hip joint using finite element method", *Biomedizinische Technik*, 60 (6), 603–616, (2015).

Stolk, J., Verdonshot, N., Cristofolini, L., Toni, A., Huiskes, R., "Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests", *Journal of Biomechanics*, 35 (4), 499–510, (2002).

Varini, E., "Primary stability in cementless total hip replacement: measurement techniques and aided-surgery", Ph.D Thesis, University of Bologna, (2007).

Viceconti, M., Ansaloni, M., Baleani, M., Toni, A., "The muscle standardized femur: A step forward in the replication of numerical studies in biomechanics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 217 (2), 105–110, (2003).

Wang, J.Y., Tozzi, G., Chen, J., Contal, F., Lupton, C., Tong, J., "Bone-cement interfacial behaviour under mixed mode loading conditions", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 3 (5), 392–398, (2010).

Webb, J.C.J., Spencer, R.F., "The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery", *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 89–B (7), 851–857, (2007).

Wheeler, J.P.G., Miles, A.W., Clift, S.E., "The influence of the stem-cement interface in total hip replacement--a comparison of experimental and finite element approaches", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, 211 (2), 181–186, (1997).

Wiesel, S.W., Delahay, J., *Essentials of Orthopaedic Surgery*, New York, USA: Springer, (2001).

Washko, S.D., Aggen, G., *Wrought Stainless Steels. Properties and Selection: Irons, Steels, and High-Performance Alloys*, ASM Handbook vol. 1, ASM International, USA, 841–907, (1990).

Yang, D.T., Zhang, D., Arola, D.D., "Fatigue of the bone/cement interface and loosening of total joint replacements", *International Journal of Fatigue*, 32 (10), 1639–1649, (2010).

Zelle, J., Janssen, D., Peeters, S., Brouwer, C., Verdonshot, N., "Mixed-mode failure strength of implant-cement interface specimens with varying surface roughness", *Journal of Biomechanics*, 44 (4), 780–783, (2011).

## 7. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Sait KOÇAK

Doğum Yeri ve Tarihi : Kadınhanı 28.04.1989

Lisans Üniversite : Selçuk Üniversitesi

Y. Lisans Üniversite : Pamukkale Üniversitesi

Elektronik posta : skocak@pau.edu.tr

İletişim Adresi : Pamukkale Üniversitesi / Teknoloji Fakültesi  
Kınıklı / DENİZLİ

**Yayın Listesi** :

• **Kocak, S.,** Sekercioglu, T. (2019). Experimental and numerical static failure analyses of total hip replacement interfaces. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 233(11),1183–1195.

• **Koçak, S.,** Şekercioğlu, T., “Experimental Investigation of Impact Strength of Cemented Implant Interfaces”, Materials Testing, (under review).

• **Koçak, S.,** (2017). Innovative Design for A Ball Worm Gear Mechanism. International Journal of Engineering Technologies (Yayın No: 3900958)

**Konferans listesi** :

• **Koçak, S.,** Şekercioğlu, T., (2018). The Effect of Sandblasting Parameters on Surface Roughness of Orthopedic Implant Materials. International Congress On Engineering And Life Science (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:4276939)

• **Koçak, S.**, Şekercioğlu, T., (2018). Investigation of Impact Behaviours of Bone Cement and Implant Materials Interfaces. International Congress On Engineering And Life Science (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:4289935)

• **Koçak, S.**, Ovalı İ., Kaplan Y., (2017). The Design And Manufacturing Of Industrial Dissolver Machine. Conference On Advances In Mechanical Engineering İstanbul 2017 – ICAME2017 (Özet Bildiri/Poster)(Yayın No:3864840)

• Ovalı İ., Kaplan Y., **Koçak, S.**, Esen C., (2017). The Effects Of Repeated Tempering Heat Treatment On The Wear Properties Of Compacted Graphite Iron. 3rd Conference On Advances In Mechanical Engineering İstanbul 2017 – ICAME2017 (Özet Bildiri/Poster)(Yayın No:3864875)

• Kaplan Y., Ovalı İ., **Koçak, S.**, (2017). An Investigation On Abrasive Wear Behavior Of Filled Polytetrafluoroethylene. Conference On Advances In Mechanical Engineering Istanbul 2017 – ICAME2017 (Özet Bildiri/Poster)(Yayın No:3864823)

• Ovalı İ., **Koçak, S.**, Akçay M., Kaplan Y., (2017). Analysis Of Carburizing Depth Effect On The Stress Distribution İn The Spur Gear By Using Finite Element Method. IV. International Multidisciplinary Congress Of Eurasia (IMCOFE) (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3594417)

• Kaplan Y., **Koçak, S.**, Akçay M., (2017). Effect of Turning Parameters on Surface Roughness of SiC Reinforced Aluminum Matrix Composite. IV. International Multidisciplinary Congress Of Eurasia (IMCOFE) (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3594599)