

**T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KALÇA PROTEZLERİNDE SÜRTÜNMEYE BAĞLI OLARAK DEĞİŞİM
GÖSTEREN FİZİKSEL BÜYÜKLÜKLERİN VE GEOMETRİK ÖZELLİKLERİN
ÖLÇÜM, ANALİZ VE METROLOJİK DEĞERLENDİRİLMESİ**

MAK. YÜK. MÜH. BİNNUR SAĞBAŞ

**DOKTORA TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
İMAL USULLERİ PROGRAMI**

**DANIŞMAN
PROF. DR. M.NUMAN DURAKBAŞA**

İSTANBUL, 2013

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KALÇA PROTEZLERİNDE SÜRTÜNMEYE BAĞLI OLARAK DEĞİŞİM
GÖSTEREN FİZİKSEL BÜYÜKLÜKLERİN VE GEOMETRİK ÖZELLİKLERİN
ÖLÇÜM, ANALİZ VE METROLOJİK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Binnur SAĞBAŞ tarafından hazırlanan tez çalışması 09.04.2013 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Prof.Dr. M. Numan DURAKBAŞA
Vişana Teknik Üniversitesi

Eş Danışman

Prof. M. Emin YURCI
Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Prof.Dr. M. Numan DURAKBAŞA
Vişana Teknik Üniversitesi

Prof.Dr. Ahmet KOYUN
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof.Dr. Bülent DURMUŞOĞLU
İstanbul Teknik Üniversitesi

Prof.Dr. Hüseyin SÖNMEZ
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof.Dr. Ersin SERHATLI
İstanbul Teknik Üniversitesi

Bu alışma, Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü' nün 2011-06-01-DOP03 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Gelişen teknoloji ile birlikte son derece başarılı cerrahi operasyonlar yapılıyor olmasına rağmen aşınma sorunu kalça protezlerinin servis ömürlerini sınırlandıran en önemli faktör olmaya devam etmektedir. Femur başı ve asetabular insert arasındaki aşınma davranışının ve sürtünmeye bağlı sıcaklık artışının ele alındığı gerek deneysel gerekse teorik pek çok çalışma yapılmıştır. Fakat henüz ideal bir malzeme kombinasyonu ve tasarımı sağlanamadığından bu alanda yapılan çalışmalar yeni malzemelerin ve tasarımların geliştirilmesi amacıyla hızla devam etmektedir.

Tez çalışmam süresince yardımlarını benden esirgemeyen kıymetli hocam Sayın Prof. Dr. M. Numan DURAKBAŞA'ya teşekkür ederim. Değerli görüş ve katkıları için hocalarım Sayın Prof. M. Emin YURCİ'ye, Sayın Prof. Dr. Ahmet KOYUN'a ve Sayın Prof.Dr. Bülent DURMUŞOĞLU'na teşekkürü bir borç bilirim. Doktora çalışmam boyunca desteklerini hep yanımda hissettiğim Makine Malzemesi ve İmalat Teknolojisi Anabilim Dalındaki kıymetli hocalarıma ve sevgili mesai arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.

Deney numunelerinin tasarımı ve imalatı konusunda desteklerini esirgemeyen Kalekalıp Makine ve Kalıp Sanayi A.Ş. firması Makine İmalat Müdürü Sayın İsmail KARGI'ya, İmalat Şefi Sayın Burak DEDEOĞLU'na, Sayın Musa DAYI'ya ve emeği geçen bütün Kalekalıp çalışanlarına sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Asetabular insert numuneleri için malzeme desteği sağlayan MediTECH Medical Polymers, Almanya Firmasına ve Sayın Ceyhun ERDOĞAN'a, CoCrMo femur başı numuneleri için destek sağlayan TST Tibbi Aletler San. ve Tic. Ltd.Şti. Türkiye firmasına ve yüzey ölçümlerinin gerçekleştirilmesinde destek sağlayan Viyana Teknik Üniversitesi, Nanometroloji Laboratuarına teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her anında olduğu gibi bu zorlu süreçte de desteklerini hep arkamda hissettiğim sevgili aileme teşekkür ederim.

Sabrı, inancı ve sevgisiyle hep yanımda olup, benden hiçbir desteğini esirgemeyen sevgili eşim Mehmet SAĞBAŞ'a ve biricik oğlum Kerem SAĞBAŞ'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Mart, 2013

Binnur SAĞBAŞ

İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGE LİSTESİ	ix
KISALTMA LİSTESİ.....	x
ŞEKİL LİSTESİ.....	xi
ÇİZELGE LİSTESİ	xvi
ÖZET	xix
ABSTRACT.....	xxi
BÖLÜM 1	
GİRİŞ.....	1
1.1 Literatür Özeti	1
1.2 Tezin Amacı	12
1.3 Orijinal Katkı.....	14
BÖLÜM 2	
METROLOJİ BİLİMİ VE BİYOMEDİKAL ALANDAKİ UYGULAMALARI.....	15
2.1 Biyomedikal Alanda Kullanılan Boyutsal Ölçüm Metotları.....	15
2.1.1 Koordinat Ölçme Cihazları	16
2.1.2 Koordinat Ölçme Kolları.....	19
2.1.3 Bilgisayarlı Tomografi	20
2.2 Yüzey Karakterizasyonu	21
2.2.1 Yüzey Karakterizasyonunda Kullanılan Başlıca Cihazlar	23
2.2.1.1 Profilometre	23
2.2.1.2 Taramalı Konfokal Lazer Mikroskop.....	25
2.2.1.3 Beyaz Işık İnterferometresi	26
2.2.1.4 Atomik Kuvvet Mikroskobu.....	26
2.3 Ortopedik Protezlerde Aşınma Ölçüm Metotları.....	27

2.3.1	Ağırlık Değişimine Dayalı Aşınma Ölçümü	27
2.3.2	Koordinat Ölçme Cihazları ile Aşınma Ölçümü	28
2.3.3	Mikro Bilgisayarlı Tomografi ile Aşınma Ölçümü	30
2.3.4	Dijital Fotogrametri ile Aşınma Ölçümü	32
2.4	Sürtünme Yüzeylerinde Sıcaklık Ölçüm Metotları	32
2.4.1	Isıl Çiftler ile Sıcaklık Ölçümü	33
2.4.2	Dinamik Isıl Çiftler	34
2.4.3	Termistörler	35
2.4.4	İnfrared Dedektörler	35
BÖLÜM 3		
TOTAL KALÇA EKLEMİ		36
3.1	Doğal Kalça Eklemi	36
3.2	Yapay Kalça Eklemi	40
3.3	Yapay Kalça Protezlerinde Kullanılan Malzemeler	42
3.3.1	Metal Malzemeler	43
3.3.2	Seramik Malzemeler	45
3.3.3	Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen	45
3.4	Total Kalça Bağlantılarında Triboloji	47
3.4.1	Sürtünme	48
3.4.2	Yağlama	51
3.4.3	Aşınma	52
3.4.4	Sıcaklık	53
3.5	Total Kalça Pratezlerinin İmalatı	54
BÖLÜM 4		
DENEYSEL ÇALIŞMA		57
4.1	Pim-Disk Aşınma Deneyleri	57
4.1.1	Disk numunelerinin imalatı	58
4.1.2	Pim numunelerinin imalatı	61
4.1.3	Polimetil Metakrilat'ın (PMMA) karakterizasyonu:	62
4.1.4	Taguchi Yöntemi ile Deneysel Tasarımın Yapılması	63
4.1.5	Aşınma miktarının ölçülmesi	67
4.1.6	Aşınma yüzeylerinin incelenmesi	69
4.2	Sürtünme Simülatörü Deneyleri	70
4.2.1	Asetabular insert numunelerinin imalatı	70
4.2.1.1	Asetabular insert numunelerinin boyut ve yüzey özelliklerinin ölçüm ve değerlendirilmesi	72
4.2.2	Femur başı numunelerinin hazırlanması	78

4.2.2.1	Femur başı numunelerinin boyut ve yüzey özelliklerinin ölçüm ve değerlendirilmesi	78
4.2.3	Deney düzeneğinin hazırlanması.....	79
4.2.4	Deneylerde kullanılacak olan yağlayıcı sıvının hazırlanması:	82
4.2.5	Taguchi Yöntemi ile Deneysel Tasarımın Yapılması	82

BÖLÜM 5

DENEYSEL SONUÇLAR	85
-------------------------	----

5.1	Pim-Disk Aşınma Deneylerinin Sonuçları ve Değerlendirmesi	85
5.1.1	Sürtünme Katsayısı Ölçüm Sonuçları.....	85
5.1.2	Aşınma Miktarı Ölçüm Sonuçları	91
5.1.3	UYMAPE Aşınma Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi.....	96
5.1.3.1	UYMAPE için Varyans Analizi	99
5.1.3.2	Doğrulama Deneylerinin Yapılması.....	101
5.1.4	VE-UYMAPE Aşınma Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi.....	101
5.1.4.1	VE-UYMAPE için Varyans Analizi.....	105
5.1.4.2	Doğrulama Deneylerinin Yapılması.....	106
5.1.5	ÇUYMAPE Aşınma Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi.....	107
5.1.5.1	ÇUYMAPE için Varyans Analizi	109
5.1.5.2	Doğrulama Deneylerinin Yapılması.....	110
5.1.5.3	VE-ÇUYMAPE Aşınma Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi	111
5.1.5.4	VE-ÇUYMAPE için Varyans Analizi.....	113
5.1.5.5	Doğrulama Deneylerinin Yapılması.....	114
5.1.6	Aşınmış Disk Yüzeylerinin Mikroskop ile Değerlendirilmesi.....	115
5.2	Sürtünme Simülatörü Deneylerinin Sonuçları ve Değerlendirmesi.....	120
5.2.1	1000 N Sabit Yük Altında Sürtünme Yüzeylerinde Meydana Gelen Sıcaklık Artışı ve Değerlendirmesi	121
5.2.2	Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Sürtünmeye Bağlı Sıcaklık Artışının Ölçülmesi.....	134
5.2.2.1	UYMAPE'nin Sürtünme Simülatörü Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi .	140
5.2.2.2	UYMAPE için Varyans Analizi	142
5.2.2.3	Doğrulama Deneylerinin Yapılması.....	144
5.2.3	VE-UYMAPE'nin Sürtünme Simülatörü Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi.....	144
5.2.3.1	VE-UYMAPE için Varyans Analizi.....	147
5.2.3.2	Doğrulama Deneylerinin Yapılması.....	148
5.2.4	ÇUYMAPE'nin Sürtünme Simülatörü Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi	148

5.2.5	VE-ÇUYMAPE'nin Sürtünme Simülatörü Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi.....	152
5.2.5.1	VE-ÇUYMAPE için Varyans Analizi.....	154
5.2.5.2	Doğrulama Deneylerinin Yapılması.....	154
5.2.6	Asetabular İntert ve Femur Başı Sürtünme Yüzeylerinin Mikroskop ile Değerlendirilmesi	156
5.3	UYMAPE Asetabular İntert Yüzeyindeki Sıcaklık Artışının Modellenmesi.....	162
5.3.1	Tamamlayıcı Hata Fonksiyonu Analizi ile Yarısonsuz Katı İçerisinde Zamana Bağlı Sıcaklık Dağılımının Modellenmesi	162
5.3.2	Sürtünme Yüzeylerinde Ortaya Çıkan Sıcaklığın Matematiksel Olarak Modellenmesi	1666
5.4	Pim-Disk Aşınma Deneylerinde Disk Yüzeylerinde Meydana Gelen Aşınmanın Yapay Sinir Ağları ile Modellenmesi	171
BÖLÜM 6		
SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME		173
KAYNAKLAR.....		179
EK-A		
AŞINMA DENEYLERİ İÇİN YAPILAN ANALİZLERİN PROGRAM ÇIKTILARI		193
EK-B		
SÜRTÜNME SİMÜLATÖRÜ DENEYLERİ İÇİN YAPILAN ANALİZLERİN PROGRAM ÇIKTILARI		197
EK-C		
MALZEMELERİN ÖZELLİKLERİ.....		201
ÖZGEÇMİŞ		2013

SİMGE LİSTESİ

R_a	Aritmetik ortalama pürüzlülük
R_v	En büyük profil vadi derinliği
R_p	En büyük profil tepe yüksekliği
R_t, R_z	En büyük profil yüksekliği
λ_c	Örnek uzunluk
μ	Sürtünme katsayısı
f	Sürtünme faktörü
l_p	Gözenek kenarları arasındaki mesafe
l_g	Gözenek çapı
h_p	Gözenek derinliği
k	Aşınma faktörü
S	Sürtünme yolu
η	Benzerlik değişkeni
Pe	Peklet numarası
Q	Sürtünme yüzeylerine dağılan toplam ısı
E	Elastisite modülü
ν	Poisson oranı
E^*	Efektif elastisite modülü
A	Isıl yayılım katsayısı
K	Isıl iletkenlik katsayısı

KISALTMA LİSTESİ

UYMAPE	Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen
VE-UYMAPE	Vitamin E Karıştırılmış Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen
ÇUYMAPE	Çapraz Bağlı Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen
VE-ÇUYMAPE	Vitamin E karıştırılmış Çapraz Bağlı Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen
PMMA	Polimetilmetakrilat
NIL	Nanoimprint litografi
CMM	Koordinat Ölçme Cihazları
CMA	Koordinat Ölçme Kolları
CT	Bilgisayarlı Tomografi
Mikro CT	Mikro Bilgisayarlı Tomografi
GPS	Geometrik Mamul Şartları
ISO	Uluslararası Standartlar Organizasyonu
CNC	Computer Numerical Control
CCD	Charge-Coupled Device
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	Bilgisayar Destekli İmalat
ANOVA	Varyans Analizi
EDTA	Etilen Diamin Tetra Asetiksit
LIGA	Lithography, Electroplating, Molding (Lithographie, Galvanoformung, Abformung)

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1	Yapay bir dişin ölçülmesi..... 17
Şekil 2.2	Ölçüm verilerinin değerlendirilmesi 17
Şekil 2.3	İnsan femur başı kemiğinin CMM ile 3B ölçümü 18
Şekil 2.4	İnsan femur başı kemiğinin ölçüm verilerinin değerlendirilmesi 18
Şekil 2.5	Ayak bileği bölgesi - Koenderink şekil içeriği 3D harita gösterimi..... 19
Şekil 2.6	Ölçme kolu..... 20
Şekil 2.7	Ölçme kolunun taramalı başlığı ile femur başının ölçülmesi..... 20
Şekil 2.8	Bilgisayarlı tomografi yöntemi ile diz eklemine ölçüm sonuçları..... 21
Şekil 2.9	Geometrik Mamul Şartlarının genel içeriği..... 22
Şekil 2.10	Pürüzlülük, Dalgalanma, Form..... 23
Şekil 2.11	Profilometre ile yüzey karakterizasyonu..... 24
Şekil 2.12	Yüzey pürüzlülük ölçümünün grafik çıktısı..... 24
Şekil 2.13	Taramalı konfokal lazer mikroskobun çalışma prensibi..... 25
Şekil 2.14	Lazer konfokal mikroskop ile ölçülmüş femur başının 3B görüntüsü..... 25
Şekil 2.15	Beyaz ışık interferometresinin çalışma prensibi..... 26
Şekil 2.16	AFM çalışma prensibi..... 27
Şekil 2.17	UYMAPE asetabular kabın CMM ile yüzeyinin taranması sonucu elde edilen insert geometrisi..... 29
Şekil 2.18	Vücut içerisinden çıkmış, hasarlı asetabular insert örnekleri..... 30
Şekil 2.19	Vücut içerisinden çıkmış asetabular insert numunelerinin mikro bilgisayarlı tomografi yöntemi ile elde edilmiş 3B görüntüleri.....31
Şekil 2.20	Vücut içerisinden çıkartılmış diz protezi (sağda) ve referans ızgarası (solda).....32
Şekil 2.21	Isıl çift örnekleri..... 34
Şekil 3. 1	Leğen Kemiği..... 37
Şekil 3. 2	Doğal kalça eklemine anatomisi..... 37
Şekil 3.3	Anatomik top-yuva geometrisi, etki eden yükler ve hareket durumları.. 38
Şekil 3.4	Kalça eklemi hareketlerinin gösterimi..... 39
Şekil 3.5	Bir yürüme çevriminde kalça eklemine gelen kuvvetlerin bileşenleri ve hareket açıları..... 40
Şekil 3.6	Yapay kalça eklemine ana bileşenleri..... 41
Şekil 3.7	Total kalça protezi (sağda), Femoral yüzey yenileme (solda).....41
Şekil 3.8	Bir hareket sisteminde sürtünme direnci ve hareketin izafi yönleri..... 48

Şekil 3.9	Kuru sürtünme durumunda bağlantı yüzeylerindeki pürüzlerin teması...	49
Şekil 3.10	Yağlama rejimlerinin şematik gösterimi.....	51
Şekil 3.11	UYMAPE asetabular insert imalatı.....	55
Şekil 3.12	CoCrMo femur başının CNC torna tezgahında imal edilmesi.....	56
Şekil 3.13	CoCrMo femur başının imal edilmiş hali.....	56
Şekil 4.1	Pim-disk aşınma test cihazı.....	58
Şekil 4.2	Disk yüzeylerine işlenen gözeneklerin şematik gösterimi.....	59
Şekil 4.3	0.5 mm (a) ve 0.3 mm (b) çapında gözenekler işlenmiş deney numunelerinin CAD/CAM modelleri.....	59
Şekil 4.4	CoCrMo pim numunelerinin şematik çizimi ve profil projeksiyon cihazında ölçümü.....	61
Şekil 4.5	PMMA partiküllerinin Zeta Sizer ile yapılan çap ölçümü sonuçları.....	62
Şekil 4.6	PMMA partiküllerinin 2B mikroskop görüntüsü.....	63
Şekil 4.7	PMMA partiküllerinin 3B mikroskop görüntüsü.....	63
Şekil 4.8	Dektak 6M Stylus Profiler ile disk yüzeylerindeki aşınma iz profillerinin ölçülmesi.....	68
Şekil 4.9	Aşınma ölçümünün yapıldığı bölge (a), elde edilen iz profili (b).....	69
Şekil 4.10	Keyence VHX Dijital Mikroskop.....	70
Şekil 4.11	a) Asetabular insert numunelerinin CAD/CAM ortamındaki 3B tasarım görüntüsü, b) Yüzeyine gözenek işlenmiş asetabular insert numunesi.....	72
Şekil 4.12	Asetabular insert numunelerinin CMM ile ölçümü.....	73
Şekil 4.13	CMM ile farklı noktalardan dokunarak yapılan tarama sonucu elde edilen nokta bulutu.....	73
Şekil 4.14	UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE, VE-ÇUYMAPE numunelerinin dairesellik ölçümü sonuçları.....	74
Şekil 4.15	Asetabular insert numunelerinin yüzeylerinde oluşturulan gözeneklerin mikroskop görüntüleri.....	75
Şekil 4.16	Asetabular insert numunelerinin yüzeylerinde oluşturulan gözeneklerin üç boyutlu görüntüsü.....	75
Şekil 4.17	Asetabular insert numunelerinin yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi.....	76
Şekil 4.18	Femur başı numunelerinin dairesellik ölçümü sonuçları.....	78
Şekil 4.19	Femur başı numunelerinin yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi.....	79
Şekil 4.20	Femur başı ve asetabular kabın deney düzeneğindeki yerleşme pozisyonu.....	80
Şekil 4.21	Deney düzeneği.....	81
Şekil 4.22	Montaj halindeki numunelerin kesit görüntüsü ve termokuplların yerleşim pozisyonları.....	81
Şekil 5.1	Deney 1 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri.....	86
Şekil 5.2	Deney 2 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri.....	87
Şekil 5.3	Deney 3 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri.....	87
Şekil 5.4	Deney 4 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri.....	87
Şekil 5.5	Deney 5 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri.....	88
Şekil 5.6	Deney 6 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri.....	88
Şekil 5.7	Deney 7 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri.....	88
Şekil 5.8	Deney 8 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri.....	89
Şekil 5.9	Deney 9 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri.....	89

Şekil 5.10	Dört malzeme grubu için yapılan dokuz deneye karşı sürtünme katsayısı grafiği.....	90
Şekil 5.11	Dört malzeme grubu için yapılan dokuz deney sonunda hesaplanan aşınma faktörü grafiği.....	94
Şekil 5.12	UYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri.....	98
Şekil 5.13	UYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri.....	98
Şekil 5.14	VE-UYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri.....	104
Şekil 5.15	VE-UYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri.....	104
Şekil 5.16	ÇUYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri.....	108
Şekil 5.17	ÇUYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri.....	109
Şekil 5.18	VE-ÇUYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri.....	112
Şekil 5.19	VE-ÇUYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri.....	113
Şekil 5.20	UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-UYMAPE gözeneksiz disk numunelerinin aşınma izlerinin dijital mikroskop görüntüsü.....	115
Şekil 5.21	UYMAPE gözeneksiz disk yüzeyinin 3B görüntüsü.....	116
Şekil 5.22	VE-UYMAPE gözeneksiz disk yüzeyinin 3B görüntüsü (a), PMMA parçacığının oluşturduğu çukurcuğun profil görüntüsü (b).....	117
Şekil 5.23	ÇUYMAPE gözeneksiz disk yüzeyinin 3B görüntüsü.....	118
Şekil 5.24	VE-ÇUYMAPE gözeneksiz disk yüzeyinin 3B görüntüsü.....	118
Şekil 5.25	UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-UYMAPE 0,3 mm gözenekli disk numunelerinin aşınma izlerinin dijital mikroskop görüntüsü.....	119
Şekil 5.26	UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-UYMAPE 0,5 mm gözenekli disk numunelerinin aşınma izlerinin dijital mikroskop görüntüsü.....	120
Şekil 5.27	UYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 1 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri.....	122
Şekil 5.28	UYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 4 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri.....	122
Şekil 5.29	VE-UYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 1 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri.....	124
Şekil 5.30	VE-UYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 4 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri.....	124
Şekil 5.31	ÇUYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 1 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri.....	125
Şekil 5.32	ÇUYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 4 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri.....	125
Şekil 5.33	VE-ÇUYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 1 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri.....	126
Şekil 5.34	VE-ÇUYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 4 noktasında meydana gelen sıcaklık.....	126
Şekil 5.35	UYMAPE/CoCrMo malzeme çiftinin sürtünme yüzeylerinde, 8 farklı noktada ölçülen sıcaklık değerlerinin zamana bağlı değişimi.....	127
Şekil 5.36	VE-UYMAPE/CoCrMo malzeme çiftinin sürtünme yüzeylerinde, 8 farklı noktada ölçülen sıcaklık değerlerinin zamana bağlı değişimi.....	128

Şekil 5.37	ÇUYMAPE/CoCrMo malzeme çiftinin sürtünme yüzeylerinde, 8 farklı noktada ölçülen sıcaklık değerlerinin zamana bağlı değişimi.....	128
Şekil 5.38	VE-ÇUYMAPE/CoCrMo malzeme çiftinin sürtünme yüzeylerinde, 8 farklı noktada ölçülen sıcaklık değerlerinin zamana bağlı değişimi.....	129
Şekil 5.39	UYMAPE/Zirkonya malzeme çiftinin sürtünme yüzeylerinde, 8 farklı noktada ölçülen sıcaklık değerlerinin zamana bağlı değişimi.....	130
Şekil 5.40	1000 N sabit yük altında, dokuz farklı deney şartında, 1 ve 4 numaralı temas noktalarında meydana gelen sıcaklık artış değerleri.....	133
Şekil 5.41	Birinci deney şartlarında kaydedilen ΔT_1 ve ΔT_4 değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri.....	135
Şekil 5.42	İkinci deney şartlarında kaydedilen ΔT_1 ve ΔT_4 değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri.....	135
Şekil 5.43	Üçüncü deney şartlarında kaydedilen ΔT_1 ve ΔT_4 değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri.....	136
Şekil 5.44	Dördüncü deney şartlarında kaydedilen ΔT_1 ve ΔT_4 değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri.....	136
Şekil 5.45	Beşinci deney şartlarında kaydedilen ΔT_1 ve ΔT_4 değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri.....	137
Şekil 5.46	Altıncı deney şartlarında kaydedilen ΔT_1 ve ΔT_4 değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri.....	137
Şekil 5.47	Yedinci deney şartlarında kaydedilen ΔT_1 ve ΔT_4 değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri.....	138
Şekil 5.48	Sekizinci deney şartlarında kaydedilen ΔT_1 ve ΔT_4 değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri.....	138
Şekil 5.49	Dokuzuncu deney şartlarında kaydedilen ΔT_1 ve ΔT_4 değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri.....	139
Şekil 5.50	UYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri.....	141
Şekil 5.51	UYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri.....	142
Şekil 5.52	VE-UYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri.....	146
Şekil 5.53	VE-UYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri.....	146
Şekil 5.54	ÇUYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri.....	149
Şekil 5.55	ÇUYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri.....	150
Şekil 5.56	VE-ÇUYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri.....	153
Şekil 5.57	VE-ÇUYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri.....	153
Şekil 5.58	Sürtünme simülatörü deneyleri sonrasında asetabular insert numunelerinin görüntüleri.....	156
Şekil 5.59	Gözeneksiz asetabular insert numunelerinin deney sonrasındaki yüzey görüntüleri.....	157
Şekil 5.60	0,5 mm gözenekli asetabular insert numunelerinin, yağlayıcı ortamda PMMA bulunmadığı şartlarda elde edilen yüzey görüntüsü.....	158

Şekil 5.61	0,3 mm gözenekli asetabular insert numunelerinin, yağlayıcı ortama PMMA eklendiği şartlarda elde edilen yüzey görüntüsü.....	159
Şekil 5.62	PMMA parçacığının 0,3 mm çaplı UYMAPE asetabular insert yüzeyinde oluşturduğu izin görüntüsü (a), aşınma izinin profil görüntüsü (b).....	160
Şekil 5.63	Ortamda PMMA'nın bulunduğu durumda kullanılmış olan CoCrMo femur başının deneyler sonrasında elde edilen yüzey görüntüsü.....	161
Şekil 5.64	Ortamda PMMA'nın bulunduğu durumda kullanılmış olan CoCrMo femur başının deneyler sonrasında elde edilen yüzey görüntüsü.....	161
Şekil 5.65	Ortamda PMMA'nın bulunmadığı durumda kullanılmış olan CoCrMo femur başının deneyler sonrasında elde edilen yüzey görüntüsü.....	161
Şekil 5.66	Hata integrali olasılık fonksiyonu grafiği.....	165
Şekil 5.67	Tanımlı yüzey sıcaklığı sabit olduğu durumda temas yüzeyinde hesaplanan sıcaklık değerleri.....	166
Şekil 5.68	Isı enerjisinin UYMAPE asetabular insert ve CoCrMo femur başı arasındaki dağılımının şematik gösterimi.....	1677
Şekil 5.69	UYMAPE asetabular insert yüzeyinde teorik olarak tahmin edilen ve deneysel olarak ölçülen sürtünmeye bağlı sıcaklık artış eğrileri.....	169
Şekil 5.70	Boyutsuz sıcaklık artışı-zaman grafiği.....	170
Şekil 5.71	Yapay sinir ağı katmanlarının şematik gösterimi.....	171
Şekil 5.72	Yapay sinir ağı ile tahmin edilen ve deneylerde elde edilen sonuçların grafiksel gösterimi.....	172

ÇİZELGE LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge 2.1 En çok kullanılan ısı çift malzemeleri ve sıcaklık aralıkları.....	34
Çizelge 3.1 Total Kalça Protezi Malzemelerinin muhtemel kombinasyonu.....	44
Çizelge 3.2 Yapay kalça bağlantılarında bovin serum içerisinde, farklı yağlama rejimlerinde ortaya çıkan sürtünme faktörü değerleri.....	52
Çizelge 4.1 Disk numunelerinin yüzey pürüzlülük değerleri.....	60
Çizelge 4.2 Pin-on-disk deneylerinde kullanılan faktörler, seviyeleri ve serbestlik dereceleri.....	65
Çizelge 4.3 Taguchi'nin L9 Tasarım Matrisi.....	65
Çizelge 4.4 Taguchi'nin L9 ortogonal serisine göre düzenlenmiş deney faktörleri ve seviyeleri.....	66
Çizelge 4.5 Malzemelerin bazı termal ve mekanik özellikleri.....	76
Çizelge 4.6 Asetabular insert numunelerinin yüzey pürüzlülük değerleri.....	77
Çizelge 4.7 Simülatör deneylerinde kullanılan faktörler, seviyeleri ve serbestlik dereceleri.....	83
Çizelge 4.8 Taguchi'nin L9 Tasarım Matrisi.....	83
Çizelge 4.9 Taguchi'nin L9 ortogonal serisine göre düzenlenmiş deney faktörleri ve seviyeleri.....	84
Çizelge 5.1 UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE, VE-ÇUYMAPE malzemelerine ait sürtünme katsayısı değerleri.....	86
Çizelge 5.2 UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE, VE-ÇUYMAPE malzemelerine ait aşınma faktörü değerleri.....	92
Çizelge 5.3 UYMAPE malzemesi için aşınma testi ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları.....	96
Çizelge 5.4. UYMAPE için gözlem değerlerinin minitab çıktıları.....	97
Çizelge 5.5 UYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri..	97
Çizelge 5.6 Varyans analizi program çıktısı.....	100
Çizelge 5.7 UYMAPE malzemesinin varyans analizi tablosu.....	101
Çizelge 5.8 VE-UYMAPE malzemesi için aşınma testi ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları.....	102
Çizelge 5.9 Gözlem değerlerinin minitab çıktıları.....	102
Çizelge 5.10 VE-UYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri.....	102
Çizelge 5. 11 Varyans analizi program çıktısı.....	105
Çizelge 5.12 VE-UYMAPE malzemesi için varyans analizi tablosu.....	105

Çizelge 5.13	ÇUYMAPE malzemesi için aşınma testi ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları.....	107
Çizelge 5.14	Gözlem değerlerinin minitab çıktıları.....	107
Çizelge 5.15	ÇUYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri.....	108
Çizelge 5.16	ÇUYMAPE için Varyans analizi program çıktısı.....	109
Çizelge 5.17	ÇUYMAPE malzemesi için varyans analizi tablosu.....	110
Çizelge 5.18	VE-ÇUYMAPE malzemesi için aşınma testi ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları.....	111
Çizelge 5.19	VE-ÇUYMAPE için gözlem değerlerinin minitab çıktıları	111
Çizelge 5.20	VE-ÇUYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri.....	112
Çizelge 5.21	VE-ÇUYMAPE için Varyans analizi program çıktısı.....	113
Çizelge 5.22	VE-ÇUYMAPE malzemesi için varyans analizi tablosu.....	114
Çizelge 5.23	1000 N sabit yük altında, 10.800 çevrim sonunda 1 ve 4 numaralı temas noktalarında meydana gelen sıcaklık artış değerleri.....	121
Çizelge 5.24	UYMAPE/CoCrMo ve VE-UYMAPE/CoCrMo malzeme çiftleri için 1 ve 4 noktalarında kaydedilen sıcaklık artış değerleri.....	134
Çizelge 5.25	ÇUYMAPE/CoCrMo ve VE-ÇUYMAPE/CoCrMo malzeme çiftleri için 1 ve 4 noktalarında kaydedilen sıcaklık artış değerleri.....	134
Çizelge 5.26	UYMAPE malzemesi için aşınma testi ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları.....	140
Çizelge 5.27	UYMAPE için gözlem değerlerinin minitab çıktıları.....	141
Çizelge 5.28	UYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri.....	141
Çizelge 5. 29	Varyans analizi program çıktısı.....	143
Çizelge 5.30	UYMAPE asetabular insert için varyans analizi tablosu.....	143
Çizelge 5.36	VE-UYMAPE asetabular insert numuneleri için sıcaklık artışı ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları.....	144
Çizelge 5.37	VE-UYMAPE için gözlem değerlerinin minitab çıktıları.....	145
Çizelge 5.38	VE-UYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri.....	145
Çizelge 5.39	VE-UYMAPE için varyans analizi program çıktısı.....	147
Çizelge 5.40	VE-UYMAPE asetabular insert için varyans analizi tablosu.....	147
Çizelge 5.41	ÇUYMAPE asetabular insert numuneleri için sıcaklık artışı ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları.....	148
Çizelge 5.42	ÇUYMAPE için gözlem değerlerinin minitab çıktıları.....	149
Çizelge 5.43	ÇUYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri.....	149
Çizelge 5. 43	VE-UYMAPE için varyans analizi program çıktısı.....	150
Çizelge 5.44	ÇUYMAPE asetabular insert için varyans analizi tablosu.....	151
Çizelge 5.45	VE-ÇUYMAPE asetabular insert numuneleri için sıcaklık artışı ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları.....	152
Çizelge 5.46	VE-ÇUYMAPE için gözlem değerlerinin minitab çıktıları.....	152

Çizelge 5.47 VE-ÇUYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri.....	152
Çizelge 5.48 VE-ÇUYMAPE için varyans analizi program çıktısı.....	154
Çizelge 5.49 VE-ÇUYMAPE asetabular insert için varyans analizi tablosu.....	154

**KALÇA PROTEZLERİNDE SÜRTÜNMEYE BAĞLI OLARAK DEĞİŞİM
GÖSTEREN FİZİKSEL BÜYÜKLÜKLERİN VE GEOMETRİK ÖZELLİKLERİN
ÖLÇÜM, ANALİZ VE METROLOJİK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Binnur SAĞBAŞ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Tez Danışmanı: Prof. Dr. M. Numan DURAKBAŞA

Eş Danışman: Prof. M. Emin YURCİ

Günlük aktiviteler boyunca vücut ağırlığının yaklaşık sekiz katı yük altında çalışan kalça implantları oldukça yüksek oranda sürtünmeye maruz kalmaktadır. Gerek vücut içi ortamda gerekse laboratuvar şartlarında yapılan deneylerde sürtünmeye bağlı olarak ortaya çıkan sıcaklık artışı kalça eklemesindeki malzemelerin ve ortamdaki yağlayıcı sıvının özelliklerinde değişime neden olmaktadır. Sıcaklık artışı ile birlikte bağlantı yüzeyleri ayrışma ve sürünmeye maruz kalmakta, implantı çevreleyen doku da zarar görmektedir. Sonuç olarak implantın aseptik gevşemesi ile birlikte implant ömrü öngörülen süreden daha kısa bir sürede sona ermektedir. İmplant malzemelerinin aşınma ve sürtünme davranışlarının iyileştirilmesi yönünde pek çok çalışma yapılmış olmasına rağmen bağlantı elemanlarının servis ömürlerinin uzatılması konusunda henüz istenen başarı sağlanamamıştır.

Bağlantı yüzeylerinde ortaya çıkan sürtünme ve yol açtığı sıcaklık değişiminin ölçülmesi ve malzemelerin aşınma davranışlarının anlaşılması tasarım, malzeme, yağlayıcı ve benzeri faktörler yönünden daha başarılı bağlantıların oluşturulmasına yardımcı olacaktır. Bu amaçdan yola çıkılarak gerçekleştirilen çalışmada, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UYMAPE), çapraz bağlı UYMAPE, vitamin E karıştırılmış UYMAPE ve vitamin E karıştırılmış çapraz bağlı UYMAPE asetabular insert malzemelerinin ve CoCrMo femur başı malzemesinin aşınma ve sürtünme davranışları incelenmiştir.

Malzemelerin aşınma davranışları standart bir pim-disk test cihazında belirlenmiştir. Malzeme yüzeylerinde sürtünmeye bağlı olarak ortaya çıkan sıcaklık değişimi ise kalça eklemine yürüme çevrimini simüle etmek üzere tasarlanıp, imal edilmiş olan deney düzeneğinde ölçülmüştür. Asetabular insert malzemelerinin yüzeylerinde oluşturulan farklı çaplardaki gözeneklerin, malzemelerin aşınma ve sürtünme davranışları üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Sonuçlar matematiksel olarak ve yapay sinir ağları ile modellenmiştir.

Anahtar Kelimeler: metroloji, UYMAPE, aşınma, sıcaklık ölçümü, total kalça protezleri

ABSTRACT

MEASUREMENT, ANALYSIS AND METROLOGIC EVALUATION OF PHYSICAL MAGNITUDES AND GEOMETRICAL FEATURES THAT SHOW ALTERATION WITH REGARD TO FRICTION IN HIP PROSTHESIS

Binnur SAĞBAŞ

Department of Mechanical Engineering

Ph.D. Thesis

Advisor: Prof. Dr. M. Numan DURAKBAŞA

Co-Advisor: Prof. M. Emin YURCI

Hip implants that work under load of almost eightfold of body weight during daily activities are subjected to severe friction. Experiments realized in both in-vivo medium and laboratory conditions show alteration of specifications of materials in hip joint and lubricating liquid in the environment caused by temperature rise which is a consequence of friction. Joint connector surfaces are subjected to separation and creep with the rise in temperature and tissue that surrounds implant is harmed. As a consequence, implant service life ends before anticipated lifespan because of aseptic loosening. Although there have been extensive literature research that aim on enhancing the wear and friction behaviors of implant materials, desired success on prolongation of service life of joint connector members has not been achieved.

Measurement of friction and frictional temperature rise that occur between articulating surfaces and understanding wear behaviors of materials will help construct more successful artificial joints in terms of design, material, lubrication and similar factors. This study was based on this aim and wear and frictional behaviors of ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE), cross-linked UHMWPEPE, vitamin E blended UHMWPE and vitamin E blended and cross-linked UHMWPE acetabular insert

materials and CoCrMo femur head material have been researched. Wear behaviors of materials have been determined using standard pin-on-disc test device. Frictional temperature rise on material surfaces has been measured on custom made experimental setup, which was designed and manufactured in order to simulate walking cycle of hip joint. In addition, the effects of machined surface dimples with different diameters on acetabular insert material surfaces on wear and friction behavior of materials have been researched. Results have been modeled mathematically and using artificial neural networks.

Keywords: metrology, UHMWPE, wear, temperature measurement, total hip prosthesis

1.1 Literatür Özeti

Kalça bağlantısı; pelvisteki asetabulum ile femur başı arasındaki küresel bir bağlantıdır. Hareketli bir eklem olan kalça bağlantısı, içerisinde sinovial sıvı olarak adlandırılan biyolojik sıvının bulunduğu bir kapsül tarafından sarılmıştır. Kalça eklemi, biyolojik yağlayıcı görevi yapan sinovial sıvı ve sahip olduğu top-yuva (ball-in-socket) geometrisi sayesinde vücut ağırlığının 7-8 katı daha ağır dinamik yükleri taşıyabilmektedir. Sahip olduğu dikkat çekici özelliklere rağmen özellikle yaşlı insanlarda ortaya çıkan kemik iltihaplanması, kemik erimesi, tümörler ve benzeri hastalıklar ile travmalara bağlı olarak ortaya çıkan rahatsızlıklardan olumsuz yönde etkilenebilmektedir. Böyle durumlarda en iyi klinik çözüm total kalça artroplastisidir. Cerrahi bir işlem olan total kalça artroplastisinde, hasar görmüş olan bağlantının yerine implant bağlantısı yerleştirilmektedir [1].

Son yıllarda kalça artroplastisi konusunda ortopedik operasyonlarda oldukça önemli gelişmeler sağlanmış olmasına rağmen, mühendislik açısından bakıldığında kalça implantlarının henüz gelişimini tamamlayamamış olduğu ve bu yönde daha fazla araştırmanın yapılması gerektiği görülmektedir. İmplantların kullanım ömürlerinin sınırlı olması (15-20 yıl gibi) 60 yaşın altındaki hastalar için ikinci bir ameliyatı zorunlu kılmaktadır [2], [3]. Bu durum ikinci kez cerrahi müdahaleye maruz kalacak olan hasta için gerek fiziksel gerekse mali açıdan bir külfet oluşturmaktadır.

Vücut içerisine yerleştirilen implantların performansını başlıca implant/kemik etkileşimi ve femur başı ile asetabular insert yüzeyleri arasındaki aşınma etkilemektedir [4].

Yapılan çalışmalar total kalça protezlerinin klinik ömrünü azaltan ve revizyona neden olan en temel sebebin ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UYMAPE) asetabular insertteki aşınma olduğunu göstermiştir [5], [6], [7], [8]. Kalça implantları yürüme, merdiven çıkma ve oturup kalkma gibi günlük aktiviteler boyunca yüksek yükler altında çalıştıklarından oldukça yüksek oranda sürtünmeye maruz kalmaktadırlar. Doğal ve yapay bağlantı yüzeylerinde meydana gelen sürtünme işinin ise büyük oranda ısıya dönüşerek ara yüzey sıcaklığını arttırdığı kabul edilmektedir [9], [10]. Gerek canlı içi gerekse canlı dışı ortamda sürtünmeye bağlı olarak ortaya çıkan sıcaklık artışı kalça bağlantısındaki UYMAPE asetabular kabın aşınmaya, sürünmeye ve ayrışmaya uğrayarak hasar görmesine neden olabilmektedir [11], [12]. Bağlantı yüzeylerinin aşınması ile ortaya çıkan UYMAPE parçacıkları doku etkileşimlerine, kemik erimesine, aseptik gevşemeye ve implant hasarlarına neden olarak implant ömrünün öngörülen süreden çok daha kısa bir zaman içerisinde sonlanmasına neden olmaktadır [5], [11], [12]. Benzer şekilde kemik çimentosu olarak kullanılan polimetilmetakrilat (PMMA) parçacıkları bağlantı yüzeyleri arasına dağılarak üçüncü parça aşındırıcı eleman olarak femur başının yüzey pürüzlülüğünün artmasına ve asetabular kabın aşınmasına neden olmaktadır [13]. Bunun yanında sıcaklık artışı implantı çevreleyen dokuya da zarar vererek, sinovial sıvının yağlayıcı özelliğini değiştirebilmekte ve sonuç olarak implantın aseptik gevşemesine neden olabilmektedir [14]. Uzun ömürlü kalça implantlarının geliştirilebilmesi için bağlantı yüzeylerinin biyotribolojik davranışlarının detaylı bir şekilde incelenmesi ve doğru bir şekilde anlaşılması gerekmektedir.

Total kalça protezlerinde femur başı ve asetabular insert arasındaki aşınma davranışının ve sürtünmeye bağlı sıcaklık artışının ele alındığı gerek deneysel gerekse teorik çalışmalar incelendiğinde, canlı ortamda (in vivo) total kalça protezlerinin tribolojik davranışını etkileyen faktörlerin malzeme, yürüme çevrimi sayısı, vücut ağırlığı, malzemelerin oksidasyonu, yüzey abrazyonu, temas yüzeylerinin pürüzlülüğü, temas basıncı, femur başının çapı, femur başı ve asetabular insert arasındaki açıklık, malzemelerin sürtünme katsayıları, yağlayıcı sıvı içerisinde bulunan aşındırıcı parçacıklar (PMMA, UYMAPE aşınma parçacıkları vb.) ve bu parçacıkların dağılımı olduğu görülmektedir [15], [16], [17], [18], [19]. Tüm bu faktörlerin ideal bir kombinasyonunun kalça implantlarındaki aşınmayı ve sürtünmeye bağlı sıcaklık artışını

etkin bir biçimde azaltacağı düşünülmektedir. Fakat henüz bu ideal kombinasyon sağlanabilmiş değildir. Bu amaçla canlı içi ve canlı dışı ortamlarda yapılan deneysel ölçümler ve bilgisayar simülasyonları ile gerçekleştirilen 2B ve 3B modeller yardımıyla sürtünme yüzeylerinde oluşan sıcaklık değişimi doğru bir şekilde belirlenmeye çalışılmaktadır [9]. Sağlıklı bir doğal bağlantı yüzeyinde yürümeye bağlı olarak 2,5 °C sıcaklık artışı olmakta, bu değer koşma, merdiven çıkma ve benzeri durumlarda daha da yüksek değerlere çıkabilmektedir [9].

Pritchett [20] vücut içerisinde yaptığı çalışmada sağlıklı ve hastalıklı doğal kalça bağlantıları ile farklı malzeme çiftlerinin kullanıldığı yapay kalça bağlantılarının sıcaklık artış miktarlarını ölçmüştür. 12 gönüllü hasta üzerinde yapılan çalışmada, hastaların her iki kalça eklemine sıcaklık sensörleri yerleştirilmiş, 20 ve 60 dakikalık yürüme sonrasında bağlantıda meydana gelen sıcaklık artışı kaydedilmiştir. Yazar, 60 dakikalık yürüme sonrasında seramik femur başı/poliüretan asetabular insert bağlantı çiftinde 5 °C'lik, seramik femur başı/metal asetabular insert bağlantı çiftinde 6 °C'lik, CoCrMo femur başı/polietilen asetabular insert çiftinde 7 °C'lik, CoCrMo femur başı/CoCrMo asetabular bağlantı çiftinde ise 8 °C'lik sıcaklık artışı kaydetmiştir. Bunun yanında en yüksek sıcaklık artışının yapay bağlantılarda, daha sonra ise hastalıklı olan doğal bağlantıda meydana geldiği, en düşük sıcaklık artışının ise sağlıklı doğal bağlantıda ortaya çıktığı rapor edilmiştir.

Vücut içerisinde yapılan bir diğer çalışmada ise Bergmann ve arkadaşları canlı ortamda, farklı çalışma koşullarında kalça protezinde ortaya çıkan sıcaklık değişimlerini ölçmüşlerdir. Alümina oksit seramik femur başı ve UYMAPE asetabular kabın kullanıldığı çalışmada hasta vücuduna yerleştirilen kalça implantında, bir saatlik yürüyüşün ardından sıcaklığın ulaştığı maksimum değer 43.1 °C olarak ölçülmüştür. Yapılan çalışmada hastanın vücut ağırlığının arttığı veya yürüme yerine koşma durumunun incelendiği koşullarda ölçülen maksimum sıcaklık değerinin daha da artacağı belirtilmiştir [14]. Aynı yazarların bilgisayar ortamında sonlu elemanlar analizi ile gerçekleştirdikleri bir diğer çalışmada ise pürüzsüz yüzeylerde sinovial sıvının sıcaklığının 46 °C'ye ulaştığını ve bu sıcaklık değerlerinde sıvının yağlayıcılık özelliğini kaybedeceğini belirtmişlerdir [21].

Canlı dışı ortamda (in vitro) yapılan laboratuvar çalışmalarında vücut ortamındaki faktörlerin tam olarak sağlanması mümkün olamamaktadır. Bununla birlikte literatüre bakıldığında total kalça protezlerinin tribolojik özelliklerinin incelenmesi için gelişmiş kalça simülatörleri ile insan vücudundaki şartlara yakın ortamların sağlanmaya çalışıldığı pek çok canlı dışı ortam çalışmasının yapılmış olduğu ve halen yapılmaya devam edildiği görülmektedir.

Lu ve McKellop [22] kalça bağlantı simülatörü kullanarak yaptıkları vücut dışı çalışmada CoCrMo, zirkonya ve alümina seramik femur başı ile asetabular insert arasındaki sürtünme sıcaklığını ölçmüşler ve malzemeler arasında karşılaştırmalar yapmışlardır. Yazarlar, en yüksek sıcaklığı zirkonya femur başında (51 °C) en düşük sıcaklığı ise alümina femur başında (36 °C) ölçmüşlerdir. CoCrMo femur başında ise sürtünme sıcaklığı 40 °C olarak ölçülmüş ve malzemeler arasındaki sıcaklık artışı farklılığı malzemelerin ısı iletim katsayılarının farklı olmasına bağlanmıştır. Bu sıcaklık artışının yağlayıcı sıvı içerisindeki proteinlerin çökmesine sebep olacağını belirten yazarlar, yağlayıcı sıvının yağlama özelliğinin artan sıcaklık ve zaman ile bozulacağını, malzemelerin adeziv aşınmalarının artacağını belirtmişlerdir.

Rocchi vd. [23] de yaptıkları çalışmada 28 mm çapındaki CoCrMo femur başı ve UHMWPE asetabular insert bağlantı çiftinin yüzeyindeki sürtünmeye bağlı sıcaklık artışını deneysel olarak ölçmüşler ve sonlu elemanlar yöntemini kullanarak modellemişlerdir. Maksimum 2 kN sinüzoidal yükün uygulandığı deney 6 saatlik çevrim süresinde tamamlanmıştır. Yazarlar deney sonunda en yüksek asetabular insert sıcaklığını 51,44 °C, en yüksek femur başı sıcaklığını ise 52,57 °C olarak kaydetmişlerdir. Sonlu elemanlar metodu ile geliştirilen modelde ise asetabular insert sıcaklığı 48,88 °C, femur başı sıcaklığı ise 51,04 °C olarak tahmin edilmiştir. Bir diğer modelleme çalışmasında Hu vd.[24] iki boyutlu sonlu elemanlar analizi uygulayarak, asetabular insert sıcaklığını 42,9 °C olarak tahmin etmişlerdir.

Saikko ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada [25] farklı femur başı ve asetabular insert malzemelerinin sürtünme davranışını bağlantı yüzeylerinde ölçülen sürtünme torku ve sıcaklık değişimi açısından değerlendirmişlerdir. 1kN sabit yük altında 24 saat süre ile devam eden deneyde yağlayıcı olarak protein konsantrasyonu 21 g/l olan alfa calf serum kullanılmıştır. 28 mm, 32 mm ve 50 mm çapındaki femur başlarının kullanıldığı

deneyde 24 saat sonunda yağlayıcı sıvının yağlayıcılık özelliklerinde bir değişim gözlenmemiştir. Sürtünmeye bağlı oluşan sıcaklık artışı sıvı içerisindeki proteinlerin çökmesine sebep olmasına rağmen deney süresince sıvı içerisinde çökmeden kalan proteinler yağlayıcı özelliklerini korumayı sağlamıştır. 32 mm çapındaki femur başının moment kolu daha uzun olmasına rağmen oluşan sürtünme torku 28 mm çapındaki femur başı ile çok yakın değerlerde bulunmuştur (28mm için 1.08Nm- 32 mm için 0.98 Nm). Yazarlar bu durumu büyük çaplı femur başında daha kalın yağlayıcı filmin oluşmuş olmasıyla açıklamaktadır. CoCr femur başı ve UYMAPE asetabular insert bağlantı çifti ile zirkonyum femur başı UYMAPE asetabular insert çiftleri kıyaslandığında CoCr femur başının bulunduğu bağlantıdaki yağlayıcı sıvının sıcaklık değişimi 10.6 °C iken zirkonyum femur başının bulunduğu bağlantıda sıcaklık değişimi 5.3 °C olarak ölçülmüştür. Yüzeyi pürüzlü olan CoCr femur başı ile pürüzsüz olan kıyaslandığında her ikisinin de sürtünme torkunun ve yağlayıcı sıcaklığında ölçülen değişimin birbirine yakın olduğu görülmektedir. Yazarlar bu durumun deney süresinin kısa olması nedeniyle yağlayıcıdaki sıcaklığa bağlı protein çökmesinin düşük oranda gerçekleşmiş olabileceğine bağlamakta, uzun süreli yapılacak olan deneylerde yüzey pürüzlülüğüne bağlı olarak ölçülen sürtünme torku ve sıcaklık farkı değerlerinin değişiklik göstereceğini savunmaktadırlar.

Dong ve arkadaşları [11] ise, paslanmaz çelik femur başı ile yüzeyinde gözenekler bulunduğu varsayılan ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen asetabular insert yüzeyleri arasında sürtünmeye bağlı olarak oluşan sıcaklık değişimini ve aşınma miktarını matematiksel olarak modellemişlerdir. Deneysel çalışmada ise yüzeyinde gözenek bulunmayan asetabular insert kullanarak sürtünme yüzeyinde ortaya çıkabilecek sıcaklık artışını ve aşınma miktarını ölçmüşlerdir. Yapılan çalışmada 100 N yük altında, 325 dakika harekete maruz kalan bağlantı elemanlarındaki sıcaklık artışı asetabular kabın dış kısmından yüzeye 1 mm kalıncaya kadar açılan 1 mm çapındaki deliğe yerleştirilen ısı çifti (termokupl) ile ölçülmüştür. Çalışma sonunda teorik modelleme ile deneysel çalışma sonuçlarının örtüştüğünü belirten yazarlar, kısa süreli deneylerde meydana gelen aşınmanın ihmal edilebilecek kadar az olduğunu belirtmişlerdir. Bunun yanında çok uzun çalışma sürelerinde bağlantıda meydana gelebilecek sıcaklık artışının ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilenin servis ömrünü

etkileyeceği belirtilmiştir. Bu durum polietilenin vizkoelastik özelliklerindeki değişime bağlanmış, termal etkinin polietilenin ayrışmasını hızlandırdığına vurgu yapılmıştır.

Aşınma simülatörleri ile yapılan deneysel çalışmalarda cihaz hiç durdurulmadan günlerce çalışabilmektedir. Böyle durumlarda bağlantı yüzeylerinde ve yağlayıcı sıvının özelliklerinde yüksek sıcaklık artışına bağlı olarak bazı değişiklikler oluşabilmektedir. UHMWPE asetabular insert yüzeyinde yüksek sıcaklık etkisiyle bozunmalar meydana gelebilmektedir. Yağlayıcı sıvıda bulunan proteinler ise denatürasyona uğramakta, sıvının vizkozitesi artmakta ve yağlayıcılık özelliği değişmektedir [26]. Sonuç olarak elde edilen deneysel sonuçlar klinik uygulama sonuçlarından büyük oranda farklılık göstermektedir.

Liao ve diğerleri [27] yaptıkları çalışmada CoCr ve zirkonya femur başı ile UHMWPE asetabular insert bağlantı çiftlerinin aşınma davranışı, bağlantı yüzeylerindeki sıcaklık artışı ve yağlayıcı sıvının özelliklerindeki değişim kalça simülatöründe femur başı içerisinden soğutucu sıvı geçirilerek ve geçirilmeden test edilmiştir. Soğutucu kullanılmadığı durumda zirkonya femur başı ile alışan UYMAPE insertteki aşınma miktarının CoCr femur başı ile çalışana nazaran 48% daha az olduğu belirtilmiştir. Buna karşın kararlı durumda CoCr femur başında sıcaklık 41 C iken zirkonya femur başında 55 C olarak ölçülmüştür. Sıcaklık artışına bağlı olarak zirkonya femur başının bulunduğu bağlantıdaki yağlayıcı sıvı içerisinde daha yüksek oranda proteinin ktğ belirtilmiştir. Soğutucu sıvı kullanıldığında bağlantı yüzeylerinin sıcaklıklarının düştüğü ve yağlayıcı sıvıda protein çökelmesinin azaldığı görülmüştür. 4 C sıcaklıkta soğutucu sıvı kullanıldığında CoCr femur başı ile alışan UYMAPE asetabular insertteki aşınmanın zirkonya femur başı ile çalışan asetabular kaba nazaran 26% daha düşük olduğu görülmüştür. Bu sonuçlara dayanarak yazarlar, özellikle uzun süre hiç durmadan çalışan kalça simülatörlerinde uygun sıcaklıkta soğutucu kullanılması durumunda bağlantı yüzeylerindeki yüksek sıcaklık artışlarının ve yağlayıcı sıvıdaki aşırı protein çökelmesinin önüne geçilebileceğini belirtmişlerdir. Böylelikle kalça simülatörleri ile yapılan deneysel çalışma sonuçlarının canlı ortam şartlarında elde edilen sonuçlar ile karşılaştırılabilir olacağı savunulmuştur.

Potansiyel biyolojik hasarlar 40 °C sıcaklıkta ortaya çıkmaya başlamaktadır [24]. 42 °C veya 43 °C yumuşak dokular hasar görmekteyken kemik hücreleri 45 °C' ye kadar dayanabilmektedir[21]. Yüzeylerde ortaya çıkan 6 °C'lik sıcaklık artışı hücre ölümlerine, fibroz doku oluşumlarına ve bunların sonucunda protezin gevşemesine neden olabilmektedir. Hücre ölümlerinin ne kadar süre ile sıcaklığa maruz kalma sonucu ortaya çıktığı bilinmemekle birlikte kemik hücrelerinin hasarının 50 °C sıcaklıkta 30 sn sonra başladığı belirtilmiştir [28]. Bunun yanında bağlantı yüzeylerindeki aşırı sıcaklık artışı aşınma ve oksidatif degradasyonu da hızlandırabilmektedir [29]. Bu değerlendirmelere bakıldığında bağlantı elemanlarında meydana gelen sıcaklık artışının implant ömrünü olumsuz yönde etkileyeceği anlaşılmaktadır.

Literatür çalışmalarının sonuçlarından görülmektedir ki, yapay bağlantıların tribolojik davranışlarını ve buna bağlı olarak servis ömrünü etkileyen en önemli faktörlerin başında bağlantıda kullanılan malzeme çiftleri ve bu malzemelerin yüzeyleri arasındaki yağlama özelliği gelmektedir [9]. Günümüzde total kalça protezleri için malzeme olarak genellikle metal veya seramik femur başı ve plastik asetabular insert bağlantı çiftleri kullanılmaktadır. Sahip olduğu mükemmel biyouyumluluk özelliği, kimyasal kararlılığı, yük sönümleme özelliği ve düşük sürtünme katsayısı ile UYMAPE son 30 yılda en çok kullanılan asetabular insert malzemesi olmuştur [30]. Femur başı için metal malzeme olarak paslanmaz çelik, CoCr, CoCrMo alaşımı, seramik malzeme olarak ise, alümina ve zirkonya kullanılmaktadır. Kalça protezlerinin aşınma davranışlarının iyileştirilmesi için alternatif olarak metal-metal (metal femur başı üzerinde metal asetabular insert), seramik-seramik malzeme çiftleri geliştirilmiştir [1]. Yapılan çalışmalar seramik-seramik veya seramik-polietilen bağlantı çiftlerinin metal-metal, metal-polietilen bağlantı çiftlerine nazaran daha yüksek aşınma dayanımına sahip olduğunu göstermiştir [31], [32]. Metal-metal, seramik-seramik bağlantı çiftleri her ne kadar aşınmaya karşı daha iyi direnç gösterebilirler bir takım olumsuzlukları beraberinde getirmektedirler. Metal-metal bağlantılarda özellikle yüzeylerin aşınmasına bağlı olarak ortama karışan ve kanserojen etki yaratan metal iyonları bağlantı çevresindeki canlı doku için tehdit oluşturmaktadır [33], [34]. Öte yandan aşınmaya karşı son derece dirençli olan seramik-seramik bağlantıların ise darbe sönümleme özellikleri zayıftır ve son derece kırılgeçirirler. Literatüre bakıldığında pim-disk, halka-disk, küre-disk gibi standart

aşınma deneyleri yanında özel tasarlanmış sürtünme düzenekleri ve aşınma simülatörlerinin kullanılması ile ortopedik implant malzemelerin aşınma davranışlarının incelendiği pek çok çalışmanın olduğu ve bu çalışmaların hızla devam ettiği görülmektedir.

Wimmer ve diğerleri [35] yaptıkları çalışmada metal-metal bağlantı çiftlerinin aşınma davranışını incelemek için pim-küre deney düzeneği kullanarak CoCrMo küreler ile yine aynı malzemeden imal edilmiş olan pimlerin aşınma davranışlarını incelemişlerdir. Çalışma sonunda yüksek yerel temas basıncına bağlı olarak yüzey yorulmasının meydana geldiği gözlemlenmiştir. Bunun ardında Cr- ve Mo- karpidler yüzeyden ayrıldığı ve bu ayrılan parçacıkların da abrazif aşındırıcı parçacıklar olarak aşınmayı tetiklediği ifade edilmiştir.

Cho ve diğerleri [36] yaptıkları çalışmada plastik-seramik bağlantı çifti için UYMAPE'nin zirkonya ve alümina seramiklerine karşı aşınma davranışını incelemişlerdir. Halka-disk deney düzeneğinin kullanıldığı çalışmada UYMAPE halkaları ile farklı yüzey pürüzlülük değerlerindeki alümina ve zirkonya diskler deney numunesi olarak kullanılmıştır. Deneyler farklı yağlayıcı ortamları için tekrar edilmiştir. Çalışma sonunda yağlayıcı olarak tuzlu su çözeltisinin kullanıldığı ve yüzey pürüzlülüğünün düşük olduğu numunelerde sürtünme katsayısının ve aşınma faktörünün çok daha düşük olduğu belirtilmiştir.

Banchet ve diğerleri [8] yaptıkları çalışmada, kalça protezlerinde kullanılan malzemelerin sürtünme ve aşınma özelliklerini incelemişlerdir. Halka-disk deney düzeneğinin kullanıldığı çalışmada metal-UYMAPE, seramik-UYMAPE ve seramik-seramik bağlantı çiftlerinin sürtünme ve aşınma davranışları karakterize edilmiştir. Çalışma sonunda, UYMAPE'nin seramik malzeme ile birlikte kullanıldığında daha düşük oranda aşınmaya maruz kaldığı belirtilmiştir. CoCr alaşımı kullanıldığında da düşük olan aşınma miktarı, paslanmaz çelik kullanıldığında en yüksek orana ulaşmıştır. Seramik-seramik bağlantı çiftinde düşük olan sürtünme katsayısı, metal-UYMAPE bağlantı çiftinde daha yüksek değerlere ulaşmıştır.

Ma ve diğerleri [37] ise yaptıkları çalışmada total kalça protezlerinde kullanılan seramik malzemelerin farklı yağlayıcı ortamlarında, üç elemanlı abrazif aşınma davranışını incelemişlerdir. Küre-disk deney düzeneğinin kullanıldığı çalışmada aşındırıcı parçacık

olarak alümina, yağlayıcı olarak ise ultra saf su, serum ve karboksil selüloz sodyum tuzu kullanılmıştır. Çalışma sonucunda üç elemanlı abrazif aşınma hızının saf su ve serum içerisinde aynı oranda gerçekleştiği, tuz çözeltisinde ise diğerlerine oranla daha düşük olduğu belirtilmiştir.

Farklı malzemelerin tribolojik özellikleri değişik tasarım ve deney şartlarında geniş bir şekilde incelenmiş olmasına rağmen, polietilen bağlantı yüzeylerinin ayrışması ve aşınması problemi henüz tam olarak çözülemediğinden bu yöndeki araştırmaların temel konusunu oluşturmaktadır [38], [39], [40].

Özellikle daha genç ve aktif olan hastalar için implantların aşınma dayanımlarını arttırmak ve ömürlerini uzatmak amacıyla düşük sürtünme katsayısına sahip, üç elemanlı aşınmaya daha dayanıklı, aşınma direnci yüksek ve aşınma parçacıkları ile hücrel reaksiyonların daha az olduğu yeni nesil malzemelerin geliştirilmesi ihtiyacı doğmuştur [41], [42]. Bu yönde yapılan yoğun çalışmalar sonucunda konvansiyonel UYMAPE'nin mikroyapısının, radyasyonla çapraz bağlama ve çeşitli ısı işlemler uygulamak suretiyle modifiye edilmesi ile birinci nesil çapraz bağlı polietilen (ÇUYMAPE) elde edilmiştir [43], [44], [45]. Birinci nesil çapraz bağlı polietilen asetabular insertler klinik uygulamalarda başlangıçta konvansiyonel UYMAPE asetabular insertlere nazaran daha yüksek aşınma dayanımı göstermişlerdir. Fakat vücut içerisinden çıkarılmış hasarlı asetabular insertler incelendiğinde yüzey çatlaklarına, mekanik ve oksidatif hasarlara rastlanmıştır [46], [47], [48]. Radyasyonla çapraz bağlama işlemi sonrasında yapıda artık halde serbest radikaller kalmakta ve bu serbest radikaller oksijenle bir araya geldiklerinde peroksitleri oluşturarak UYMAPE'nin oksitlenmesine neden olmaktadır. Serbest radikallerin azaltılması için çapraz bağlama işleminin ardından ısı işlemler uygulanmakta bu ısı işlemler ise UYMAPE'nin kristalleşme oranını ve mikro yapısını değiştirmektedir [15]. Sonuç olarak, radyasyonla çapraz bağlama sonucu UYMAPE 'nin aşınma dayanımı artmakta fakat oksidasyon dayanımı, moleküler hareketlilik, mekanik özellikler ve yorulma dayanımı gibi özellikler azalmaktadır [5],[43], [46], [47], [48], [50].

Mekanik özelliklerin azalması ile tabakalaşma problemi meydana gelmekte bu da protezin aşınmasını hızlandırmaktadır [51]. Bunun yanında oksidasyonun ardından meydana gelen gevrekleşme ile birlikte UHMWPE'nin abrazif aşınma dayanımı da

düşmektedir [52], [53]. Çapraz bağlama sonrasında uygulanan ısı işlemlerin olumsuz etkilerini ortadan kaldırmak amacıyla, UYMAPE'nin yapısına vitamin E (α -tocopherol) eklenerek doğal bir antioksidan ile yapıda bulunan artık serbest radikallerin stabilizasyonu amaçlanmış ve ikinci nesil çapraz bağlı UYMAPE geliştirmiştir [43]. Bu yönde yapılan çalışmalar incelendiğinde vitamin E'nin eklenmesi ile hem konvansiyonel hem de çapraz bağlı UYMAPE'nin oksidasyon, tabakalaşma, aşınma ve yorulma direncinin arttığı, mekanik özelliklerinin iyileştiği ve biyouyumluluğunun korunduğu görülmektedir [54], [55], [56], [57].

Yapay bağlantılarda aşınma ve sürtünme davranışını etkileyen bir diğer önemli faktör ise bağlantının yağlama özelliğidir. Kalça protezlerinin performanslarını ve kullanım ömürlerini arttırmak için bağlantının yağlama özelliğinin iyileştirilmesi buna bağlı olarak da sürtünme ve aşınma oranının düşürülmesi gerekmektedir. Bu amaçla, değişik malzeme kombinasyonlarının denenmesi [36], [58], [59], implant geometri ve boyutlarının optimizasyonu, yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi [60] ve yüzey modifikasyonlarının uygulanması gibi pek çok çalışma yapılmıştır [61], [62], [63]. Yüzey tekstürünün tribolojik davranışı iyileştirmesi yönündeki etkisi uzun yıllardır biliniyor olmasına rağmen yaklaşık olarak son on yılda yoğun bir şekilde uygulanmaya başlanmıştır [64]. Reaktif iyon dağlama [65], mekanik işleme [12], LIGA [66], NIL ve lazerle yüzey işleme [67] gibi yöntemlerle yüzeyde oluşturulan mikro kanallar, gözenekler ve tümsekler sürtünme özelliklerinin iyileştirilmesinde son derece etkin rol oynamaktadır. İlk olarak silindir gömleklerinde kullanılmış olan yüzeyde gözenek oluşturma yöntemi, doğal bağlantıların yüzeylerinin gözenekli olduğu dikkate alınarak protez malzemelerine de uygulanmıştır [61].

Nishimura ve diğerleri [68] UYMAPE disk yüzeylerinde mekanik işleme ile 0,2 mm çapından 1 mm çapa kadar farklı çaplarda gözenekler oluşturmuşlardır. UYMAPE'nin aşınma ve sürtünme davranışının incelendiği deneyler sonrasında en iyi koşulların 0,5 mm çapında gözeneklerin bulunduğu yüzeylerde elde edildiğini belirtmişlerdir. 0,5 mm'nin altındaki çap değerlerinde gözenekler yeterli yağlama sağlayamamış ve aşınma miktarı artmıştır. 0,5 mm'nin üstündeki çaplarda ise yüzeydeki temas basıncı arttığından, gözeneklerin bulunduğu bölgelerde plastik şekil değişimi gözlenmiş ve gözeneklerin etkinliği kaybolmuştur. Bunun sonucunda aşınma miktarında artış

gözlemlenmiştir. 0,5 mm çapındaki gözeneklerin bulunduğu yüzeylerde ise gözenekler deney süresince şekillerini koruduklarından yüzeyin daha iyi yağlanması sağlanmış ve aşındırıcı parçacıklar hapsedilerek yüzeydeki aşınma miktarının azalması sağlanmıştır.

Ito ve diğerleri ise yaptıkları çalışmada metal femur başı üzerinde konkav gözenekler oluşturmuşlar ve bu gözeneklerin UYMAPE'nin abrazif aşınma miktarını azalttığını belirtmişlerdir. Yazarlar bu sonucu gözeneklerin daha iyi bir yağlama özelliği sağlamasına ve aşınma parçacıklarını hapsederek üç parçalı aşınmayı önlemelerine bağlamışlardır [69].

Zhang ve arkadaşları [61] mikro-impirint litografi kullanarak yaptıkları çalışmada, konvansiyonel UYMAPE yüzeyinde oluşturulan mikro gözeneklerin sürtünme ve aşınma oranını düşürdüğünü kaydetmişlerdir.

Young ve diğerlerinin [12] yaptıkları çalışmada ise UYMAPE'nin yüzey topografyasının malzemenin aşınma özelliklerine olan etkisi incelenmiştir. Pim-disk deney düzeneğinin kullanıldığı çalışmada, UYMAPE disklerin yüzeylerinde 0,16 mm çapında, 0,32 mm derinliğinde gözenekler oluşturulmuş ve bu gözeneklerin sürtünme yüzeylerinde oluşan yağlayıcı film tabakasını etkileyeceği savunularak malzemenin sürtünme ve aşınma davranışı incelenmiştir. Çalışma sonunda yüzey topografyası değiştirilmiş olan numunelerde sürtünme katsayısının 42% oranında azaldığı görülmüştür. Bu durumun, gözeneklerin yağlayıcı sıvı için bir rezervuar görevi görmesi ve sıvının gözeneklere dolması ile daha iyi bir yağlayıcı filmin oluşması sonucu ortaya çıktığı düşünülmektedir. Ayrıca aşınma parçacıklarının gözeneklerde hapsolması ile üç parçalı aşınmaya neden olmasının engelleneceği savunulmuştur. Fakat yazarlar aşınma miktarının gözenekli yüzeylerde daha fazla olduğunu belirtmişler ve bu durumun uygulanan yüksek yükler altında gözeneklerin yüksek basınca maruz kalarak plastik şekil değiştirme sonucunda formlarını kaybetmiş olmalarına bağlamışlardır.

Yapılan çalışmaları özetlemek gerekirse;

UYMAPE malzemesi kullanılarak gerek pim-disk standart aşınma test cihazında gerekse kalça simülatörlerinde malzemenin aşınma davranışını belirlemek amacıyla çalışmalar yapıldığı görülmektedir. UYMAPE kullanılarak sürtünme yüzeylerinde harekete bağlı olarak ortaya çıkan sıcaklık artışları canlı içi ve canlı dışı ortamlarda ölçülmüştür. VE-

UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-UYMAPE malzemeleri kullanılarak yapılan çalışmalar ise son derece az sayıdadır. Bu malzemelerin aşınma davranışları incelenmiş fakat sürtünmeye bağlı sıcaklık değişimleri üzerine yapılan bir çalışmaya rastlanılmamıştır. UYMAPE disk yüzeylerinde oluşturulan gözeneklerin malzemenin aşınma ve sürtünme davranışı üzerindeki etkilerini belirlemeye yönelik bazı çalışmalar yapılmış fakat gözeneklerin sıcaklık artışı üzerindeki etkisi incelenmemiştir. Yüzeyde gözenek oluşturma yöntemi sadece düz yüzeylerde uygulanmış gerçek bir asetabular insert geometrisi üzerinde yapılmış bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Çalışmalar genellikle UYMAPE malzemesi kullanılarak yapılmış, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE, VE-UYMAPE gibi yeni nesil malzemelerinin yüzeylerinin gözeneklendirilmesi ile yapılmış bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu tez çalışması ile yukarıda eksikliklerin olduğu belirlenen konuların araştırılması ve literatüre katkı sağlanması amaçlanmıştır.

1.2 Tezin Amacı

Kalça eklemine fonksiyonlarını yerine getiremeyecek derecede hasar görmüş olan kısımları cerrahi bir operasyonla yapay protez elemanları ile yer değiştirmektedir. Teknolojik gelişmelerin ışığında uygulanan protez cerrahisi, günümüzde son derece iyi sonuçların alındığı ve en sık uygulanan ameliyatlardan birisi olmuştur. Bir yıl süresince Amerika Birleşik Devletleri'nde yaklaşık 900.000 kalça ve diz protezi ameliyatı yapılmaktadır. Ülkemiz de ise net bir veri olmamakla birlikte yaklaşık olarak yılda toplam 25-30.000 kalça ve diz protezi ameliyatı yapıldığı tahmin edilmektedir [70].

Son derece başarılı cerrahi operasyonlar yapılıyor olmasına rağmen aşınma sorunu kalça protezlerinin servis ömürlerini etkileyen en önemli faktör olmuştur. Uzun ömürlü bağlantıların elde edilebilmesi için sürtünme katsayısı düşük, aşınma dayanımı yüksek, yağlayıcılık özelliği iyi olan malzemelerin geliştirilmesi gerekmektedir. Fakat on yıllardır yapılmakta olan araştırmalar sonucunda henüz böyle bir ideal malzeme kombinasyonu ve tasarımı sağlanabilmiş değildir. Bu alanda yapılan çalışmalar yeni malzemelerin ve tasarımların geliştirilmesi amacıyla hızla devam etmektedir. Protez malzemelerinin aşınma davranışlarının ve servis kalitelerinin iyileştirilmesi amacıyla yeni malzeme kombinasyonları ve yüzey tasarımları denenmekte olsa da özellikle yüzeylerin yağlama özelliğinin iyileştirilmesine yönelik az sayıda çalışma olduğu görülmektedir. Bu

Çalışmaların sonucunda ise yüzey tekstürü tasarımı konusunda bir görüş birliği sağlanamamıştır.

Bu çalışmada, kalça protezlerinin hareket yüzeylerinde sürtünmeye bağlı olarak ortaya çıkan sürtünme katsayısı ve sıcaklık artışı gibi fiziksel büyüklüklerin ve protez malzemelerinin yüzey özelliklerinde meydana gelen değişimlerin ölçülerek, analiz edilmesi ve değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Yüzeylerinde farklı geometrilerde gözenekler bulunan UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE malzemelerinin, sürtünme ve aşınma davranışlarının belirlenmesi amacıyla standart bir aşınma testi olan pim-disk aşınma test cihazı kullanılmıştır. UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE disk yüzeylerinde farklı çaplarda gözenekler oluşturularak aşınma davranışlarının iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Literatürde UYMAPE için var olan sonuçlar ile deney sonuçları kontrol edilmiş, ilk kez denenmiş olan VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE deney sonuçları ile de literatüre katkı sağlanması amaçlanmıştır. Sürtünmeye bağlı olarak malzeme yüzeylerinde meydana gelen sıcaklık artışını ölçmek için gerçek asetabular insert ve femmur başı numuneleri kullanılmıştır. Kalçanın yürüme çevrimini simüle eden bir deney düzeneği tasarlanarak, farklı koşullar altında yüzeylerde meydana gelen sıcaklık artışının ölçülmesi amaçlanmıştır. Asetabular insert numunelerinin yüzeylerinde de gözenekler oluşturulmuş ve bu gözeneklerin sıcaklık artışını nasıl etkilediği araştırılmıştır. Her iki deney grubunda da yağlayıcı ortama farklı oranlarda kemik imentosu (PMMA) eklenerek, PMMA parçacıklarının sürtünme yüzeylerinin arasına girmesi ile oluşturacağı aşınma ve sıcaklık artışının belirlenmesi amaçlanmıştır. Bağlantı yüzeylerinde ortaya çıkan sürtünme ve yol açtığı sıcaklık değişiminin ölçülmesi ve bu değişimin neden olduğu aşınma davranışının anlaşılması tasarım, malzeme, yağlayıcı ve benzeri faktörler yönünden servis ömrü daha uzun olan bağlantıların oluşturulmasına yardımcı olacağı düşünülmektedir.

Bunun yanında biyomedikal sektöründe büyük oranda dışa bağımlı olan ülkemizde, bu alanda yapılacak olan çalışmaların, uluslararası standartlara uygun imalathanelerin, test ve ölçüm laboratuvarların yaygınlaştırılmasına katkı sağlaması mit edilmektedir.

1.3 Orijinal Katkı

Kalça protezlerinin aşınma ve sürtünme davranışını iyileştirmek ve servis ömürlerini uzatmak amacıyla yeni malzemelerin ve yüzey tasarımlarının geliştirilmesi yönünde pek çok çalışma yapılmıştır. Fakat henüz amaçlandığı gibi aşınmaya dayanıklı, uzun ömürlü protez kombinasyonlarına ulaşamadığından bu yöndeki araştırmaların devam ettiği görülmektedir.

Literatürde yapılmış olan çalışmalar değerlendirildiğinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

- Farklı yüzey tekstürleri ve gözenek çapları ile çalışmalar yapılmış olsa da en iyi şartların sağlandığı yüzey tasarımı konusunda fikir birliğine varılamamıştır.
- Çalışmaların tamamı konvansiyonel UYMAPE malzemesi kullanılarak yapılmış, yeni nesil malzemeler olan VE-UYMAPE, ÇUYMAPE, VE-ÇUYMAPE malzemelerinin yüzeylerinin gözeneklendirilmesi ile yapılmış bir çalışmaya rastlanılmamıştır.
- Genel olarak UYMAPE disk veya plaka yüzeyleri gözeneklendirilmiş, gerçek bir asetabular insert yüzeyinde benzer bir çalışmaya rastlanılmamıştır.
- Yüzeyi gözeneklendirilmiş olan konvansiyonel UYMAPE disk veya plaka numunelerinin aşınma ve sürtünme özellikleri incelenmiş fakat sürtünmeye bağlı sıcaklık artışı ölçülmemiştir.
- VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE malzemelerinden imal edilmiş disk, plaka veya asetabular insert yüzeylerinin sürtünmeye bağlı sıcaklık değişimini konu alan bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Literatür çalışmalarının incelenmesi sonucunda yukarıda belirtilen konularda eksikler olduğu saptanmış ve bu eksikliklerin giderilmesine katkı sağlamak amacıyla bu tez çalışması yapılmıştır. Elde edilen sonuçların daha uzun ömürlü protezlerin geliştirilmesine hizmet etmesi en temel hedeftir.

METROLOJİ BİLİMİ VE BİYOMEDİKAL ALANDAKİ UYGULAMALARI

Metroloji ölçü ile ilgili bilim sahasıdır. Ölçüm bilim olarak da adlandırılan metroloji, günlük yaşantımızdan, fizik, kimya, biyoloji gibi bilim dallarına kadar bütün alanların temelini teşkil etmektedir. Teknik problemlerin çözümünde, deney ve gözlemlerde, yalın üretim, akıllı üretim, değiştirilebilir imalat teknolojisi gibi modern imalat sistemlerinde, sistemin bir bütün olarak değerlendirilmesi, farklı yerlerde imal edilen mamullerin belirlenen spesifikasyonlara uyması ve bir ölçü birliği içinde üretimin gerçekleşmesi için ölçme tekniği bir temel oluşturmaktadır ve kaçınılmazdır [71].

2.1 Biyomedikal Alanda Kullanılan Boyutsal Ölçüm Metotları

Biyomedikal alanda özellikle insan vücudunda kullanılan, çok karmaşık geometri ve anatomilere sahip olabilen implantların dar tolerans alanlarında, hasas bir şekilde imal edilmesi gerekmektedir. Modern imalat tekniklerinin, bilgisayar destekli tasarım ve imalat yöntemlerinin kullanılması ile karmaşık şekilli parçaların dar tolerans aralıklarında imal edilmesi mümkün olmaktadır. Bu parçaların boyutsal kontrollerinin ve yüzey ölçümlerinin yapılabilmesi için ise yüksek hassasiyette ölçme tekniği metotlarına ihtiyaç duyulmaktadır [72], [73].

İnsan anatomisine uygun protezlerin geliştirilebilmesi için öncelikle insan vücudunun ve organlarının çok iyi tanınması gerekmektedir. Metroloji alanında kaydedilen son gelişmeler ışığında hastalıklı organların geometrik parametrelerinin hassas bir şekilde belirlenmesi mümkün hale gelmiştir. Bu alanda kullanılan temaslı ve temassız ileri ölçme tekniği metodları yüksek sayıda veri noktasının çok kısa sürelerde hassas bir

şekilde toplanmasını sağlamaktadır [74]. Bu amaçla kullanılan pek çok ileri teknoloji ölçme sistemi bulunmaktadır. Bunlardan başlıcaları koordinat ölçme cihazları (CMM), koordinat ölçme kolları (CMA), optik ölçme sistemleri, bilgisayarlı tomografi (CT) olarak sıralanabilir. Koordinat ölçme cihazları ile organların dış ölçülerinin ve şekillerinin belirlenmesi mümkündür. Dokunmatik yöntemlerin kullanılamayacağı durumlarda optik sistemler çözüm olmaktadır. Vücut içerisindeki organların ölçümü için ise bilgisayarlı tomografi ve benzeri sistemler kullanılmaktadır [75].

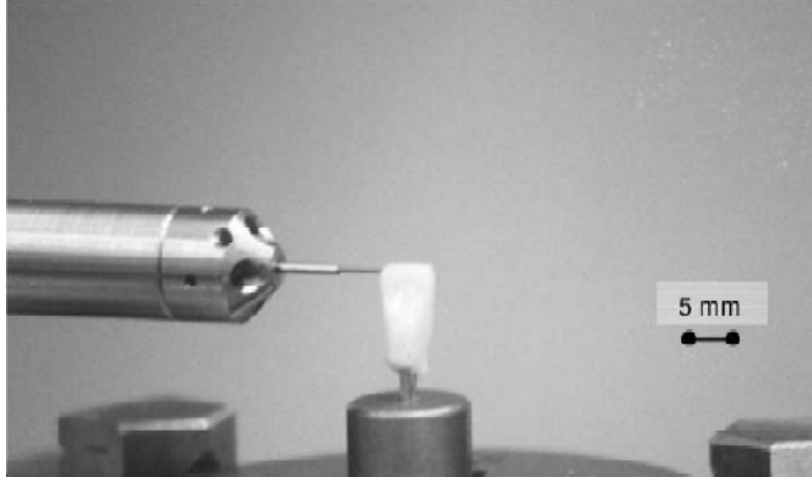
2.1.1 Koordinat Ölçme Cihazları

Günümüzde modern üretim teknolojisinin en önemli parçalarından birisi olan bilgisayar destekli koordinat ölçme sistemlerinin gelişimi 1970'li yılların ilk yarısına dayanmaktadır. Bilgisayar sistemlerinde kaydedilen hızlı gelişimlere paralel olarak modern ölçme cihazlarının otomasyonunda ve imalat sistemlerine entegrasyonunda büyük ölçüde ilerlemeler sağlanmıştır. Koordinat ölçme cihazlarının (CMM), yüksek ölçme hassasiyeti, güvenilirliği ve çok yönlü kullanılma özelliklerinin yanında ölçüm problemlerinin ve iş parçalarının otomatik olarak değiştirilebilmeleri ve üretimle bütünleşik hale getirilebilmeleriyle, kontrol verileri ile imalat arasındaki işlem zamanları büyük ölçüde azaltılarak ekonomik çalışma imkanı sağlanmaktadır [71].

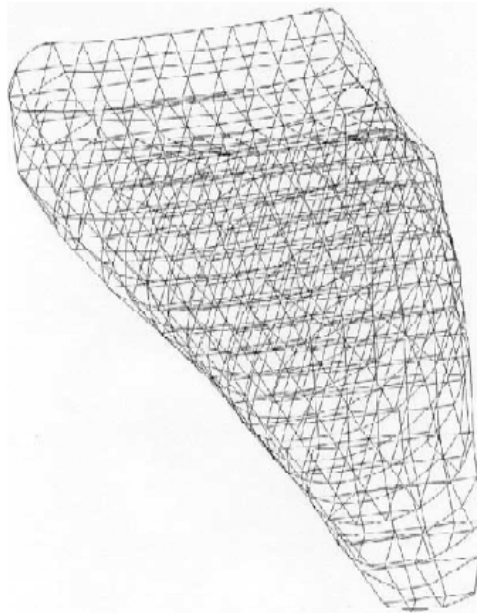
Koordinat ölçme cihazında ölçümler x,y,z kartezyen koordinatlarında hareket edebilen bir ölçüm probu ile ölçüm parçasına çok değişik noktalardan dokunmak suretiyle gerçekleştirilir. Dokunma ile ölçümün mümkün olmadığı durumlarda ise ölçüm parçası lazer ile taranarak temassız modda ölçümler gerçekleştirilir [75]. Gerek dokunmatik problemlerin kullanılması gerekse temassız ölçümlerin yapılabilmesi CMM'leri çok geniş bir uygulama alanında kullanılabilir kılmaktadır. Verilen bir anatomik bölgenin şeklini belirleyebilmek için matematiksel analizlerin de gerçekleştirilebilmesine imkân veren yüksek hassasiyetli yüzey verilerine ihtiyaç duyulmaktadır [76]. Biyomedikal alanda ihtiyaç duyulan karmaşık geometrilerin ve serbest yüzeylerin ölçülmesi noktasında CMM'ler çok önemli bir çözüm olarak karşımıza çıkmaktadır.

Durakbasa ve Osanna [77] yaptıkları çalışmada, yapay bir diş protezinin ölçümünü gerçekleştirmişlerdir. Protez yüzeyinde keskin köşelerin, girinti ve çıkıntıların bulunmasından dolayı serbest yüzey formu şeklinde, 0,3 mm çapında çok küçük bir

prob ile yapılmıştır (Şekil 2.1). Şekil 2.2'de gerçek formun elde edilebilmesi ve gerekli analizlerin yapılabilmesi için ölçüm verilerinin grafik gösterimleri bulunmaktadır. Bu çalışma koordinat metrolojisinin yüksek esneklik ve doğruluk gerektiren karmaşık boyutsal ve geometrik ölçüm problemlerinde ne kadar uygun bir çözüm olduğunun ve koordinat metrolojisi ile biyomedikal parçaların boyutları hakkında sayısal verilerin de alınabileceğinin bir göstergesi niteliğindedir.



Şekil 2.1 Yapay bir dişin ölçülmesi [77]



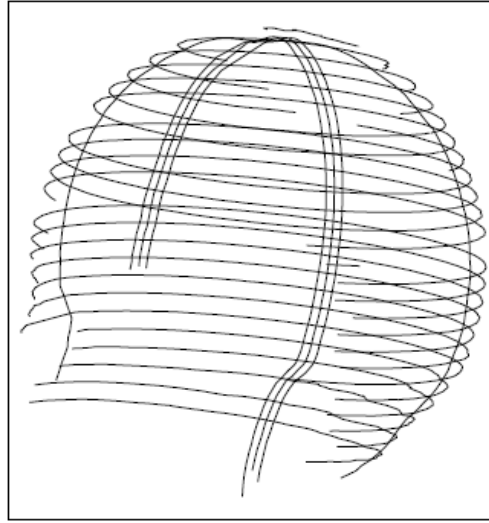
Şekil 2.2 Ölçüm verilerinin değerlendirilmesi [77]

Şekil 2.3'de ise bir insan kalça eklemindeki femur başının CMM ile üç boyutlu ölçümü ve ölçüm verilerinin CAD modele dönüştürülerek değerlendirilmeleri görülmektedir. Bu yönde yapılan çalışmalar farklı kilo, cinsiyet, boy vb. özelliklerdeki bireylerden alınmış

femur başı ölçümlerinin gerçekleştirilmesi ile hasta yapısına en uygun boyutlarda protezlerin imal edilmesine olanak sağlamaktadır.



Şekil 2.3 İnsan femur başı kemiğinin CMM ile 3B ölçümü [78]

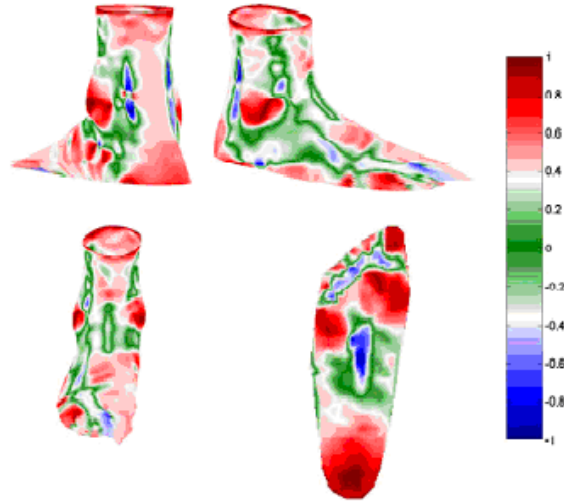


Şekil 2.4 İnsan femur başı kemiğinin ölçüm verilerinin değerlendirilmesi [78]

Gelişmekte olan yeni ölçüm sistemleri ile birlikte insan vücudundaki hastalıklı olan kısımların tersine mühendislik uygulamaları ile taranarak kişinin kendi anatomik yapısına uygun protezlerin geliştirilmesi mümkün hale gelmiştir.

Liu ve diğerleri [79] ayaktaki ve bacakdaki eğilmeleri belirlemek ve çıkıntılı yapıları değerlendirmek için geliştirdikleri metodda 3B lazer tarayıcı kullanmışlardır. Bu metodla, insan vücudunda kullanıldığında fonksiyonlarını tam olarak yerine

getirebilecek bir ayak implantı tasarlarken kullanılmak üzere, yüzeydeki konkav ve konveks şekilsel yapıların bilgilerinin tam olarak tespitine olanak sağlamışlardır.



Şekil 2.5 Ayak bileği bölgesi - Koenderink şekil içeriği 3D harita gösterimi.

Kırmızı: Konveks, Yeşil: her iki yöne doğru eğim veren, Mavi: Konkav, Beyaz: 3 farklı şekilsel yapı arasındaki geçişler [79]

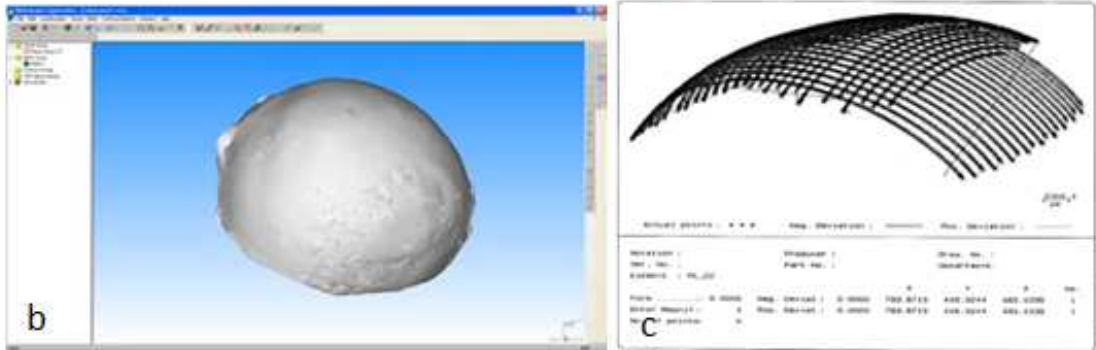
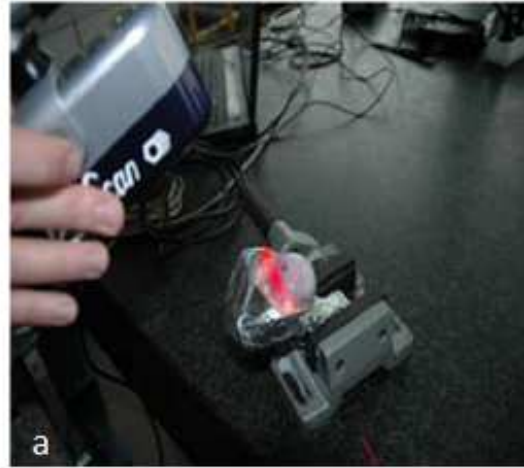
2.1.2 Koordinat Ölçme Kolları

Koordinat ölçme kolları (CMA) ölçüm parçasının boyutsal kalite kontrolü için tasarlanmış, yüksek hassasiyette, taşınabilen ve istenilen yere kurulabilen ölçme araçlarıdır. Pek çok dönme eksenini bulanan (genellikle 6 tanedir) CMA'nın her bir ekseninde, eksenin dönme pozisyonunu ölçen bir enkoder bulunmaktadır. Bu hassas enkoderlerle bütünleşmiş olan ölçme kolu, ölçülecek parçaya, montaja ve kullanıcının yaklaşımına bağlı olmaksızın, prob ucunun kesin pozisyonunu yüksek hassasiyette ölçebilmektedir. CMM'lerde olduğu gibi ölçme kolları ile de dokunmatik olarak ölçüm yapılabileceği gibi taramalı modda optik olarak da ölçümler yapılabilmektedir. Yapılarında bulunan sıcaklık farkı düzelticisi ile çevre şartlarına bağlı olmadan ihtiyaç duyulan her ortamda rahatça kurulabilen ölçme kolları, biyomedikal ölçümlerde, tersine mühendislik uygulamalarında, prototiplemede, parça muayenesinde, istatistiksel analizlerde ve proses kontrolünde kullanılmaktadırlar [75], [80].



Şekil 2.6 Ölçme kolu [75]

Şekil 2.7'de ölçme kolunun taramalı başlığı ile gerçek bir femur başı kemiğinin ölçümü görülmektedir.

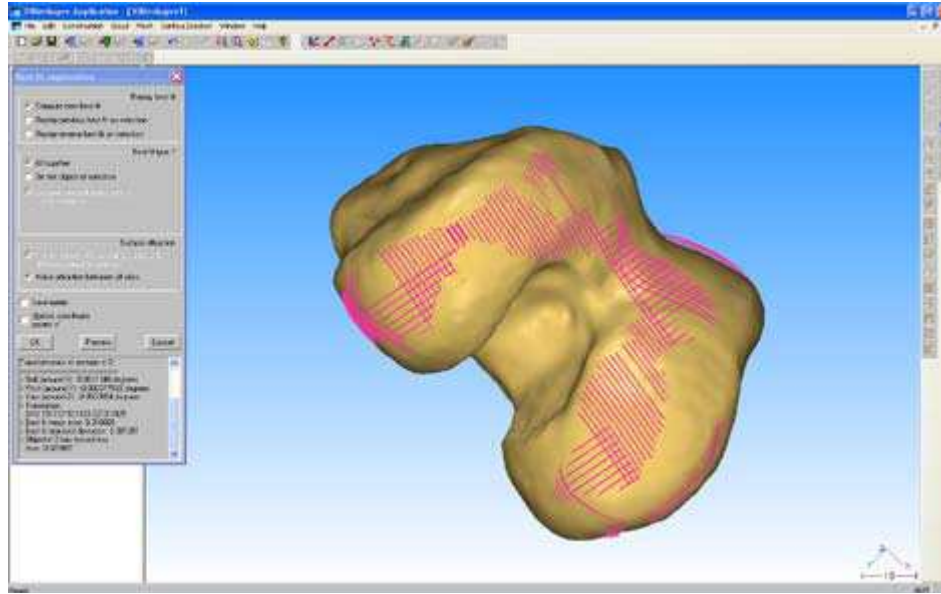


Şekil 2.7 Ölçme kolunun taramalı başlığı ile femur başının ölçülmesi (a), ölçüm verilerinin 3B görüntüsü (b), ölçüm verilerinden elde edilen nokta bulutu (c) [75]

2.1.3 Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi teşhis ve tedavi uygulamalarında en yeni tekniklerden bir tanesidir. Tıbbi uygulamalarda olduğu kadar teknik alanlarda yerini almış olan yöntem,

ölçüm parçasının sadece geometrik parametrelerin kontrolünde değil, içyapısı hakkında da bilgi vermektedir. CT tekniği X-ışınlarını kullanarak ölçüm parçasının üç boyutlu geometrisini oluşturmaktadır. Kalibre edilmiş X-ışını dedektörü kullanılarak yüzeyi taranan ölçüm parçasının verileri bilgisayar programında işlenerek parçanın görüntüsü elde edilmektedir. Yöntemin kullanılması ile doğru ve güvenilir ölçümlerin yapılması mümkün olmaktadır [75].

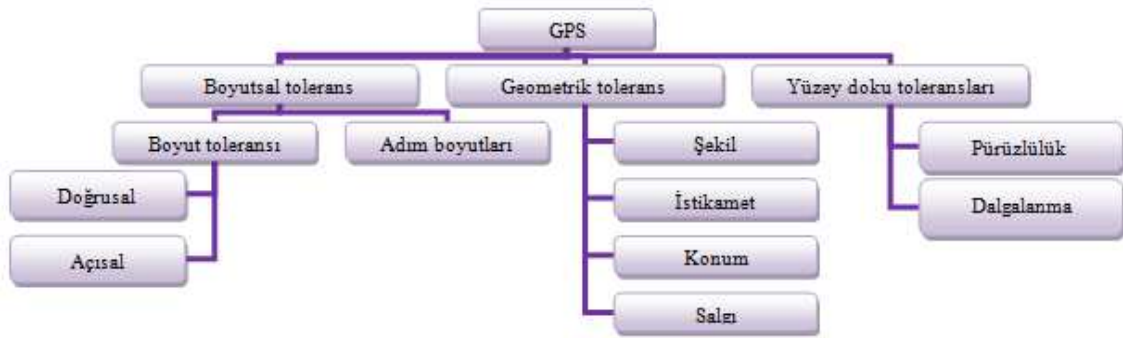


Şekil 2.8 Bilgisayarlı tomografi yöntemi ile diz ekleminin ölçüm sonuçları [75]

2.2 Yüzey Karakterizasyonu

Bir yüzeyin geometrik şekli “yüzey dokusu” olarak tanımlanmaktadır [81]. Yüzey dokusu temelde pürüzlülük, dalgalılık, fiziksel ve kimyasal durum gibi mikro ölçekli yüzey özelliklerini konu almaktadır. Bunların yanında yüzeyin işlenmesi sırasında meydana gelen plastik deformasyon, yüzeyin sertliği ve artık gerilmeler yüzey dokusunu etkileyen faktörler arasındadır. Yüzeyin mikrodokusu sürtünme yüzeylerinin temasını ve temas yüzeylerinde oluşan sıcaklık artışını önemli ölçüde etkilemektedir. Yüzeylerin teması ve sıcaklık artışı ise tribolojik süreci etkileyen en önemli faktörlerdendir. Aşınma mekanizmasına bağlı olarak önemli ölçüde değişime uğrayabilen yüzey mikrodokusunun analiz edilmesi aşınma mekanizmasının doğru bir şekilde belirlenebilmesi için çok önemli bir fırsat sunmaktadır [82]. Geleneksel olarak bir yüzey dokusu nicelik bakımından ölçüldüğünde analiz edilen yalnızca pürüzlülüktür.

Dalgalanma ve şekil elemanları mekanik, elektriksel ve dijital olarak kaydedilen verilerden elde edilmektedir. Teknik yüzeylerin pürüzlülüğünü tanımlayabilmek için uluslararası tespit edilmiş olan pürüzlülük parametrelerinden faydalanılmaktadır [83]. Yüzey pürüzlülüğü diğer boyut, şekil, konum ve istikamet toleransları gibi, “Geometrik Mamul Şartları ve Doğrulanması” toleransları kapsamında kontrol edilmesi gereken bir uygunluk türüdür [81]. Büyüklük, boyut, geometrik tolerans ve yüzeyin geometrik uygunluklarını da içine alan Geometrik Mamul Şartları (GPS) iş parçası geometrisini ve bazı montaj işlemlerini de dikkate alarak oluşturulmuş olan talepleri ifade etmektedir. ISO (Uluslararası Standartlar Organizasyonu) tarafından standardize edilmiş olan geometrik mamul şartları standardının içeriği şekil 2.9'daki gibidir.

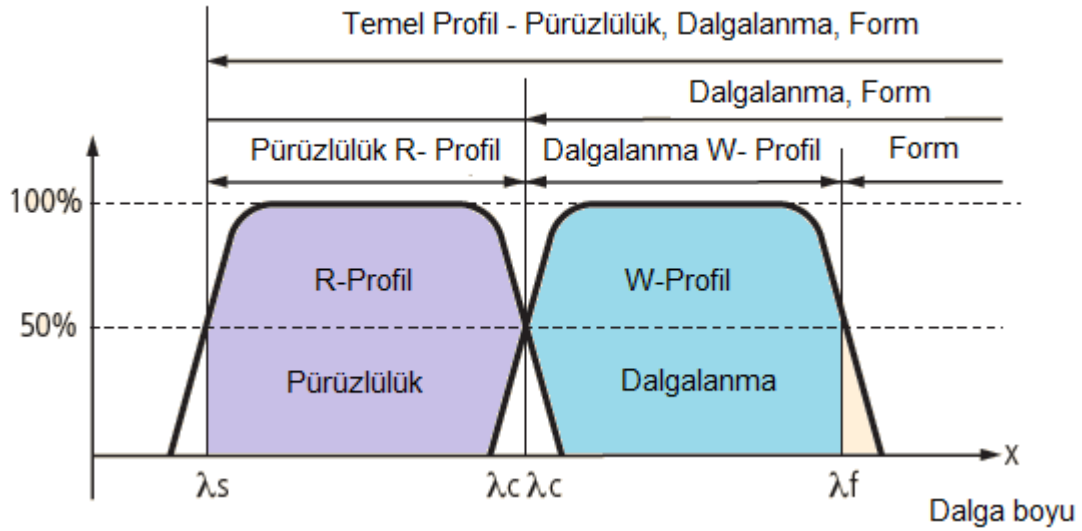


Şekil 2.9 Geometrik Mamul Şartlarının genel içeriği [84]

Geometrik mamul özellikleri standardına göre yüzey karakteristikleri;

- Temel profilden hesaplanan P- Karakteristiği
- Pürüzlülük profilinden hesaplanan R- Karakteristiği
- Dalgalanma profilinden hesaplanan W – Karakteristiği

olarak üçe ayrılmaktadırlar. Bu üç karakteristik uygun filtrelerin kullanılması ile birbirinden ayrılmaktadır.



Şekil 2.10 Pürüzlülük, Dalgalanma, Form

En sık kullanılan yüzey karakteristik parametreleri şunlardır;

- Pa, Ra, Wa - Profil sapmalarının aritmetik ortalaması,
- Pp, Rp, Wp - Profilin maksimum yüksekliği
- Pv, Rv, Wv - Profilin maksimum derinliği
- Pt, Rt, Wt - Ölçüm uzunluğu için maksimum profil uç yüksekliği (Z_p) ile maksimum vadi derinliğinin (Z_v) nin toplamı [84], [85], [86], [87].

2.2.1 Yüzey Karakterizasyonunda Kullanılan Başlıca Cihazlar

Günümüzde yüzeylerin ve yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesinde temel olarak iğne uçlu temaslı cihazlar kullanılmaktadır. Bunların yanında optik metotlar, elektriksel metotlar, elektron mikroskobu, atomik kuvvet mikroskobu ve benzeri temassız ölçüm yapan cihazlar da yüzey karakterizasyonunda kullanılmaktadır [71].

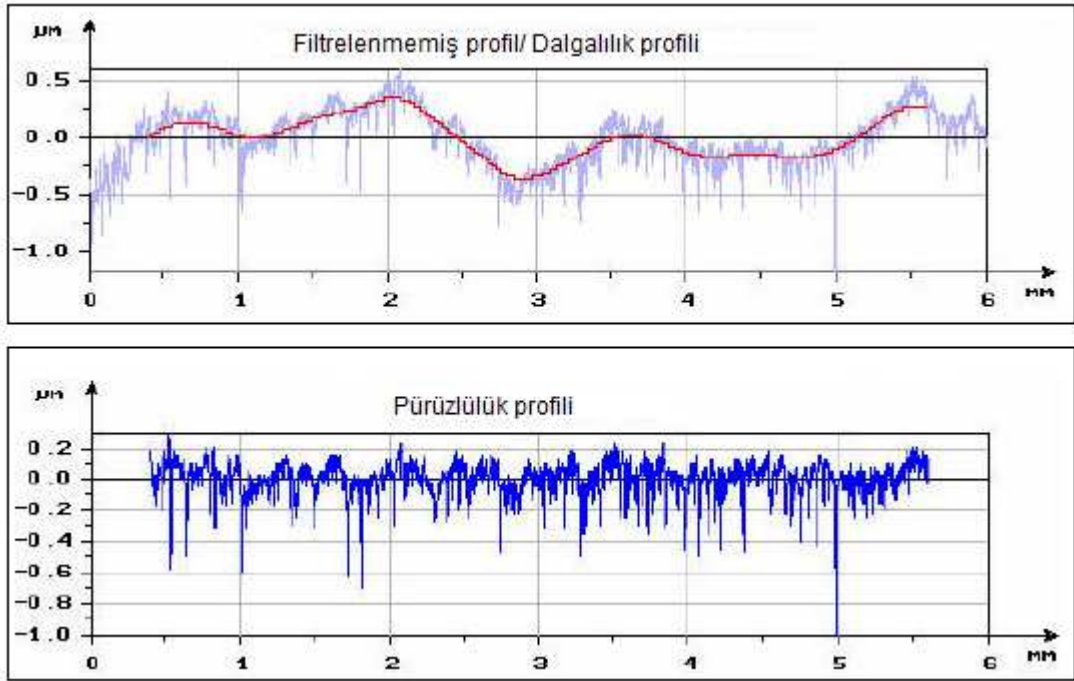
2.2.1.1 Profilometre

Profilometreler sahip oldukları elmas ucun ölçüm yapılacak olan yüzey üzerinde sabit bir hızla hareket ederek, belli bir ölçüm boyu mesafesinde gerçekleştirdiği hareketlere göre ölçüm yapan cihazlardır. Yüzeye dik olan elmas uçlu iğnenin düşey hareketi önce elektriksel sinyallerle sonrasında uygun yazılımların kullanılması ile çıkış sinyallerine dönüştürülür [88].



Şekil 2.11 Profilometre ile yüzey karakterizasyonu [89]

Profilometre ile alınan ölçümlerin sonucunda çıkış verileri uygun filtrelerin kullanılması ile dalgalılık veya pürüzlülük parametrelerine dönüştürülmektedir.

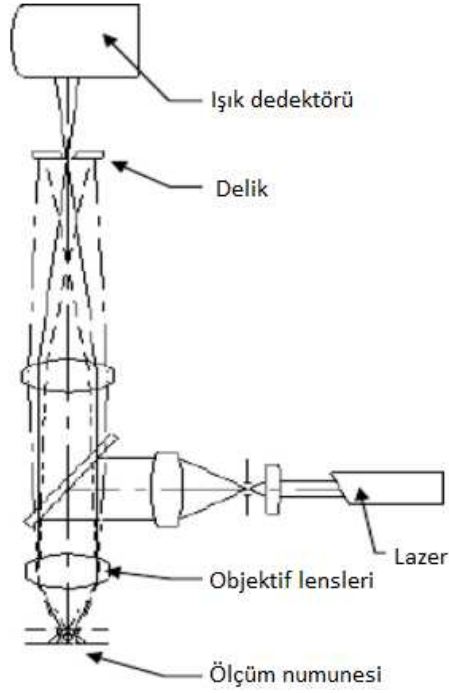


Şekil 2.12 Yüzey pürüzlülük ölçümünün grafik çıktısı [89]

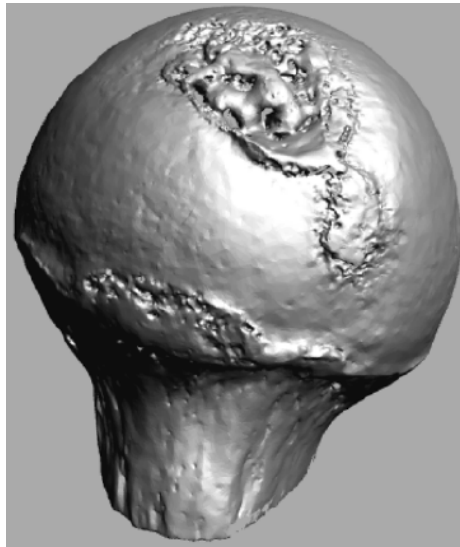
Temaslı olarak ölçüm yapan profilometrelerin ölçüm yüzeyleri üzerinde oluşturdukları iz hassas yüzeyler için problem olabilmektedir. Bu noktada yüzeye zarar vermeden temassız ölçümlerin yapılabileceği optik profilometreler geliştirilmiştir. Temaslı ölçüm yapan profilometreler ile bir ölçüm uzunluğu üzerinde değerlendirme yapılırken, temassız olan yöntemlerde numune yüzeyindeki bir alanın taranması söz konusudur [90].

2.2.1.2 Taramalı Konfokal Lazer Mikroskop

Konfokal mercekleri sayesinde yüksek çözünürlüklü görüntülerin alınmasına olanak tanıyan yöntem, lazer ışınının ölçüm parçasının yüzeyini X-Y yönlerinde taraması ile ölçme işlemini gerçekleştirmektedir. Dedektör yardımıyla ölçüm yüzeyinden geriye yansıyan ışıkların toplanması ve proses edilmesi sonucunda numune yüzeyinin görüntüsü monitöre yansıtılmaktadır [90].



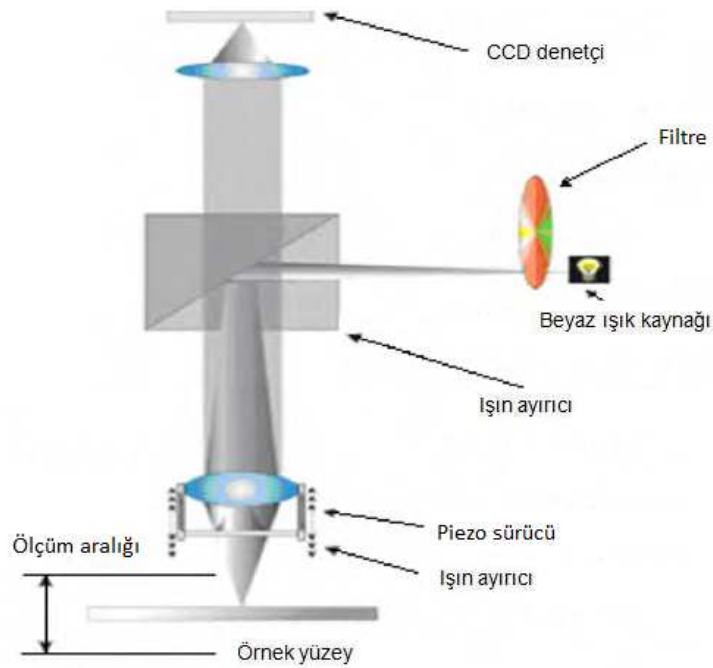
Şekil 2.13 Taramalı konfokal lazer mikroskobun çalışma prensibi [90]



Şekil 2.14 Lazer konfokal mikroskop ile ölçülmüş femur başının 3B görüntüsü [91]

2.2.1.3 Beyaz Işık İnterferometresi

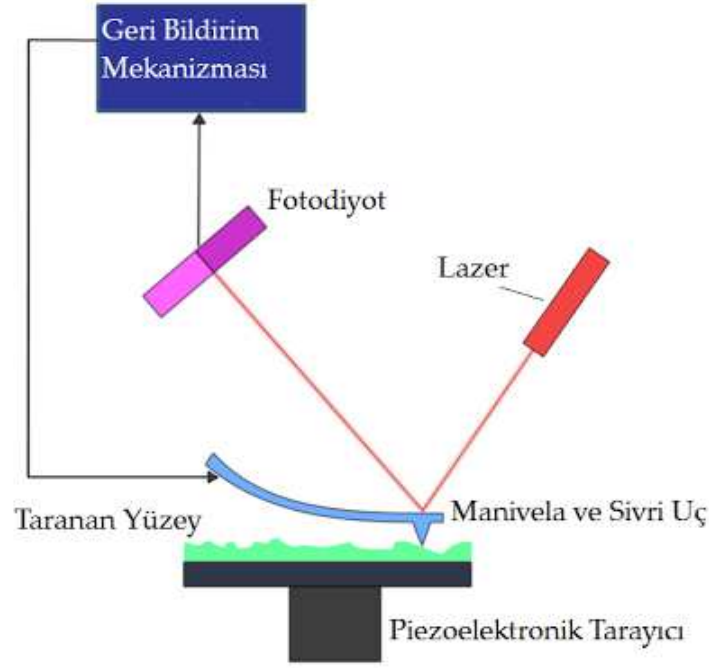
Ölçüm yüzeyine gönderilen beyaz ışık bir ışın ayırıcıdan geçerek numune yüzeyine yönlendirilir. Işıklar yüzeyden yansındıklarında girişim saçakları oluşur ve bu saçakların yoğunluğu yüzey dokusunun tanımlanması için kullanılır. Yüzeye uygulanan beyaz ışık çok sığ derinliklerde bile girişim saçaklarının üretilmesine imkan sağlar. Ölçülen yüzey her noktada dikey olarak taranarak odaktan geçirilir ve girişim saçığı verileri CCD kamera ile görüntülenerek işlenir [63].



Şekil 2.15 Beyaz ışık interferometresinin çalışma prensibi [63]

2.2.1.4 Atomik Kuvvet Mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskobunun (AFM) çalışma prensibi sivri uçlu elastik bir manivela ile yüzeyin taranmasına dayanmaktadır. Manivelanın sivri ucun yüzeye teması uygulanan küçük sabit bir kuvvet ile sağlanır. Uc ve yüzey arasındaki etkileşim lazer ışınının manivela üzerinden yansyarak fotodiyoddetektöre ulaşması ile sağlanır. Atomik boyuta kadar, temas edilebilir veya temas edilemeyen yüzeylerin yüksek çözünürlükte topografik analizlerinin gerçekleştirilmesine imkan tanıyan AFM, sadece iletken malzemeler için değil tüm katı malzemelerin kullanımı için uygundur. Yüksek vakum ortamı gerektirmeden, sıvı ortamlarda dahi ölçümlerin yapılabilmesi AFM'nin biyomedikal uygulamalarda kullanılmasını mümkün kılmaktadır [92], [93].



Şekil 2.16 AFM çalışma prensibi [93]

2.3 Ortopedik Protezlerde Aşınma Ölçüm Metotları

Aşınma ortopedik protezlerin kullanım ömürlerini sınırlandıran en önemli sorundur. Bu sorunun çözülebilmesi için ise çok iyi analiz edilmesi gerekmektedir. Bu noktada gerek canlı içinden çıkmış olan protezlerde gerekse laboratuvar deneylerinde kullanılmış olan numunelerde aşınma miktarının ölçülmesi ve analiz edilmesi son derece önem arz eden konulardan biridir. Aşınma miktarının belirlenmesinde temel olarak ağırlık kaybı veya hacim kaybı esas alınmaktadır. Bu amaçla hassas teraziler, koordinat ölçme cihazları, mikro bilgisayarlı tomografi ve dijital fotogrametri ölçüm sistemleri aşınma miktarının ölçülmesinde kullanılmakta olan başlıca ölçüm metotlarıdır [1], [30], [94], [95].

2.3.1 Ağırlık Değişimine Dayalı Aşınma Ölçümü

Ağırlık kaybına bağlı aşınma ölçümü (gravimetrik yöntem) kalça bağlantılarının aşınma hacminin belirlenmesi için en yaygın kullanılan ve standartlaştırılmış metottur. Bu yöntemde numunelerin ağırlıkları aşınma testi öncesinde ve sonrasında hassas terazi ile ölçülerek aşınma sonrasında numunedeki ağırlık kaybı belirlenmektedir. ISO 14242-2:2000 [96] standardına göre ölçümlerde kullanılacak olan terazinin doğruluğu $\pm 0.1\text{mg}$ olmalıdır. Yağlayıcı ortamında yapılan deneylerde numunelerin sıvı absorbe etme

ihtimaline karşı kontrol numunesi olarak seçilen bir numune yağlayıcı sıvı içerisinde, hareket olmaksızın, deney boyunca yüke maruz bırakılmaktadır. Deney sonunda gravimetrik aşınma miktarı aşağıdaki formül yardımı ile hesaplanmaktadır;

$$W_n = W_{an} + S_n \quad (2.1)$$

Burada, W_n ; n çevrim sayısındaki yükleme sonunda bulunan net kütle kaybı, W_{an} ; düzeltilmemiş ortalama kütle kaybı, S_n ; kontrol numunesinin sıvı absorbe etmesi sonucu meydana gelen ortalama kütle artışıdır.

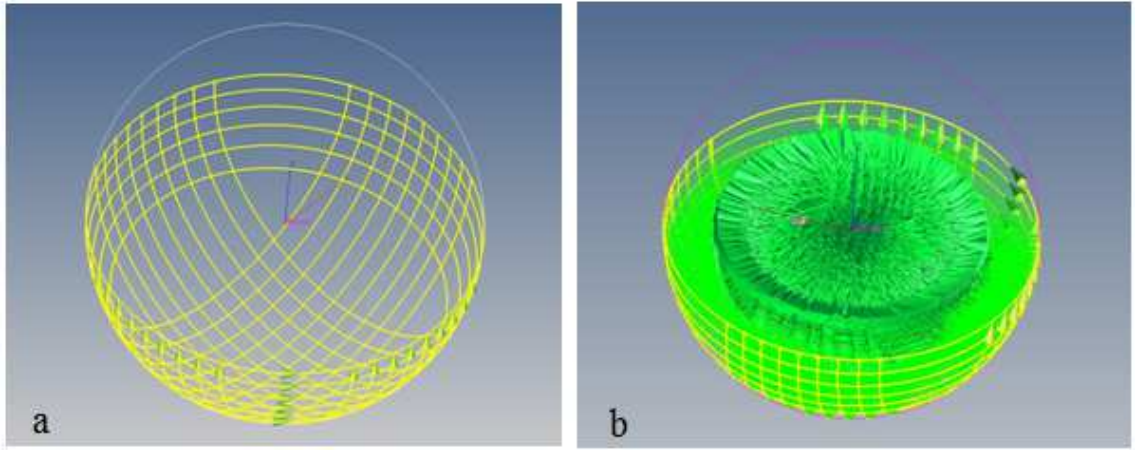
En küçük kareler yöntemi kullanılarak W_n ve n yükleme çevrim sayısı arasındaki bağıntı yardımı ile ortalama aşınma hızı a_G aşağıdaki formül ile hesaplanabilmektedir.

$$W_n = a_G * n + b \quad (2.2)$$

Doğru sonuçlar veriyor olmasına rağmen ağırlık kaybı metodu sadece numunenin ilk ağırlığının belirlenebildiği laboratuvar çalışmalarında kullanılabilmektedir [97]. Vücut içerisinden çıkmış protezlerin ilk ağırlıkları bilinemediğinden kullanılmış, gerçek protezlerin aşınma miktarının ölçümü için uygun değildir [96]. İmplant malzemesinin aşınma yüzeyi ya da plastik deformasyonu hakkında herhangi bir bilgi vermemektedir. Bunun yanında deneyler sonrasında UYMAPE yüzeyine yapışmış olan aşınma parçacıkları veya kemik çimentosu parçacıkları ağırlık kaybının belirlenmesinde önemli hatalara neden olabilmektedir [98] ,[99].

2.3.2 Koordinat Ölçme Cihazları ile Aşınma Ölçümü

Dokunmatik veya taramalı problemleri ile [72], [100] karmaşık şekilli parçaların boyutsal kontrolünde yaygın olarak kullanılan koordinat ölçme cihazları (CMM) [77], [78], aşınma yüzeylerindeki hacimsel aşınma miktarının ölçülmesinde ve aşınmanın yüzeydeki dağılımının belirlenmesinde de kullanılan etkin bir yöntemdir [97], [101]. Aşınma miktarının belirlenebilmesi için aşınmamış referans bir yüzeyin geometrisine ihtiyaç duyulmaktadır. Yöntem temelde aşınmamış referans yüzeyin geometrisinden aşınmış yüzeyin geometrisinin çıkartılması ile aşınma hacminin tespit edilmesine dayanmaktadır.



Şekil 2.17 UYMAPE asetabular kabın CMM ile yüzeyinin taranması sonucu elde edilen insert geometrisi a) Proben yüzey üzerinde taradığı yollar, b) Ölçüm sonrasında asetabular kabın iç yüzeyinde elde edilen nokta bulutu [102]

Laboratuar çalışmalarında sürtünme simülatörü ile gerçekleştirilen aşınma deneylerinde numune yüzeylerinin deney öncesi ve deney sonrası geometrilerinin kıyaslanması ile aşınma miktarı kolayca belirlenebilmektedir [103]. Fakat vücut içerisinde çıkartılmış protezlerin ilk hallerinin geometrik verilerine ulaşmak son derece zordur. Bu noktada vücut içerisinde çıkmış olan numune yüzeylerinin aşınmamış kısımlarının geometrik verileri kullanılarak protezin ilk geometrisi tahmin edilmektedir. Üç boyutlu aşınma analizlerinin gerçekleştirilebilmesi için CMM'in doğruluğunun minimum $2\mu\text{m}$ olması gerektiği belirtilmiştir [101], [103], [104], [105]. Bills ve diğerleri [103] yaptıkları çalışmada vücut içerisinde çıkmış olan protezlerin aşınmamış kısımlarını ölçerek protezin aşınmamış haldeki 3B CAD modelini tahmin etmişlerdir. Daha sonra aşınmış yüzeylerde ölçümler yaparak yüzeyin aşınma haritasını oluşturmuşlardır. Her iki veri setinin kıyaslanması ile yazarlar aşınma hacmini belirlemişlerdir. UYMAPE'nin gerçek aşınma miktarının belirlenebilmesi için malzemenin sürünme deformasyonunun belirlenmesi son derece önem arz etmektedir. Koordinat ölçme cihazları aşınma miktarının belirlenmesinin yanında hacimsel ve doğrusal sürünme miktarının ölçülmesinde de kullanılmaktadırlar [100], [106], [107]. Estok II ve arkadaşları [106] UYMAPE ve çapraz bağlı UYMAPE asetabular insertlerin fizyolojik yükleme koşulları altında ortaya çıkan sürünme davranışlarını CMM yöntemini kullanarak ölçmüşlerdir. Spinelli ve diğerleri [108] yaptıkları çalışmada UYMAPE diz protezinin aşınma miktarını CMM metodunu kullanarak ölçmüşlerdir.

Yazarlar malzemenin plastik deformasyonunun ve sürünmesinin aşınma miktarı ile karıştırılmaması için aşınma testi boyunca malzemeyi gözlemlemişlerdir. Aynı zamanda gravimetrik metodun da referans olarak kullanıldığı çalışmada her ne kadar CMM ile ölçülen aşınma miktarının daha yüksek değerlerde olduğu belirlense de her iki yöntemin sonuçlarının uyumlu olduğu belirtilmiştir. Rahmat ve diğerleri [100] diz protezinin geometrisinin dijitalleştirilmesi için CMM'in lazer tarayıcı başlığını kullanmışlar ve bu dijital verilerin değerlendirilebilmesi için bir algoritma önermişlerdir. Koordinat ölçme tekniği ile protez yüzeylerindeki aşınmanın ölçülmesi ISO 14242-2:2000 standardında [96] kontrol altına alınmıştır. Yöntem her ne kadar aşınma miktarının, aşınma izlerinin ve sürünme deformasyonunun belirlenmesinde fayda sağlasa da, son derece zaman alan bir uygulama olması ve belirsizlik değerlendirmelerine ihtiyaç duyması yöntemin eksiklikleridir. Bu açılarından yöntemin iyileştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır [97].

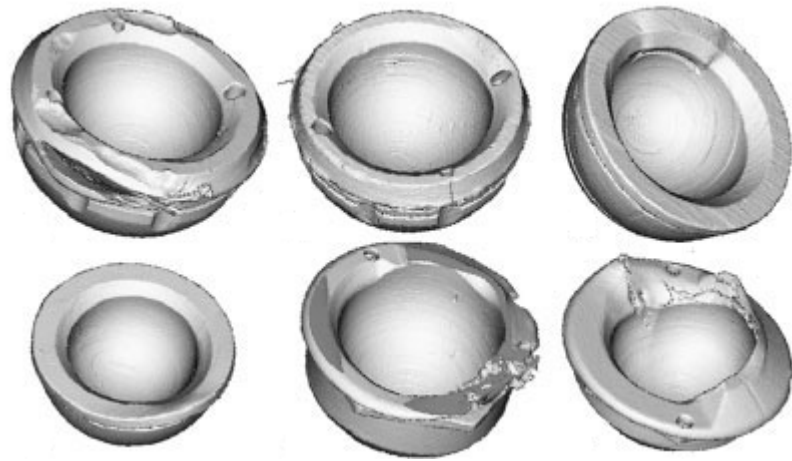


Şekil 2.18 Vücut içerisinde çıkmış, hasarlı asetabular insert örnekleri [15]

2.3.3 Mikro Bilgisayarlı Tomografi ile Aşınma Ölçümü

Mikro bilgisayarlı tomografi (Mikro-CT) yöntemi implantların üç boyutlu geometrilerini elde etmek için X-ışınlarını kullanmaktadır. Kalibre edilmiş X-ışını dedektörü kullanılarak taranan implantlara ait veriler bilgisayar ortamında uygun yazılımlar yardımı ile işlenmektedir. Yöntem UYMAPE protezlerin aşınma miktarı hakkında güvenilir ve doğru bilgiler vermesine rağmen pahalı olması ve gerçek aşınma miktarı ile malzemenin sürünme oranını ayırt edemediğinden bazı sıkıntılara neden olabilmektedir. CMM tekniğinde olduğu gibi mikro-CT tekniğinde de protezin aşınmamış geometri bilgisine

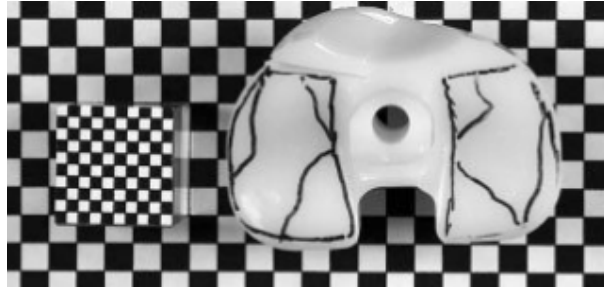
ihtiyaç duyulmaktadır. Aşınmış protez geometrisi ile aşınmamış olan geometri kıyaslanarak protez üzerindeki farklılıklar analiz edilmekte ve üç boyutlu aşınma izleri belirlenmektedir [15], [101], [109]. Ortopedik protezlerin ilk hallerinin geometrik verilerine ulaşmak çoğu zaman mümkün olmamaktadır. Bu da aşınma miktarının belirlenmesinde yöntemin uygulanmasını sıkıntıya sokmaktadır. Bu sorunu aşmak için Teeter ve diğerleri yaptıkları çalışmada [101] ilk geometriye ait verilerin bulunmadığı durumda tersine mühendislik uygulaması ile protezlerin aşınmamış hallerinin referans geometrilerini belirlemeyi önermişlerdir. Bu amaçla 6 adet kullanılmamış UYMAPE diz protezini mikro-CT yöntemi ile tarayarak elde edilen protez görüntülerinin birleştirilmesi ile ortalama bir referans geometrisi elde etmişlerdir. Yazarlar bu yöntem ile protezin aşınmamış yüzeyini başarılı bir şekilde elde ettiklerini belirtmişlerdir. Bowden ve diğerlerinin yaptıkları başka bir çalışmada ise [109] hasta vücudundan çıkartılmış altı adet UYMAPE asetabular insert yüksek çözünürlüklü mikro-CT tarayıcı ile taramıştır. Hacimsel aşınma miktarının belirlenmesi için asetabular insertlerin iç yüzeylerinin üç boyutlu rijit görüntülerini referans olarak kullanmışlardır. Aşınma simülatörü kullanılarak gerçekleştirdikleri aşınma deneyleri sonrasında asetabular insertlerde meydana gelen aşınmayı gravimetrik yöntem ile ölçmüşler ve bu ölçümleri kontrol için kullanmışlardır. Deneyler sonrasında yazarlar mikro-CT yönteminin belirsizliğini 0,6% olarak kaydetmişlerdir.



Şekil 2.19 Vücut içerisinde çıkmış asetabular insert numunelerinin mikro bilgisayarlı tomografi yöntemi ile elde edilmiş 3B görüntüleri [109]

2.3.4 Dijital Fotogrametri ile Aşınma Ölçümü

Dijital fotogrametri, topografik haritalar, 2 boyutlu (2B) fotoğrafik görüntüler veya koordinat noktalarının kullanılması ile nesnelerin iki veya üç boyutlu özelliklerinin ölçüldüğü bir metottur. 2B fotoğrafik görüntü için aşınmış protezin yüzeyi yüksek çözünürlüklü bir kamera ile dijital olarak fotoğraflanmaktadır. Aşınmış olan alanın ölçeklendirilebilmesi için fotoğraf çekilirken protezin yanına, aynı seviyede bir referans ızgarası koyulmalıdır. Sonrasında çekilen fotoğraflar bilgisayar ortamına aktarılarak uygun yazılımlar yardımıyla, referans ızgaraları kullanılarak aşınmış alan ölçülmektedir. Protezin 3 boyutlu koordinatların oluşturulabilmesi için farklı pozisyonlardan çekilen iki veya daha fazla fotoğrafın kullanılması gerekmektedir. Çekilen bu fotoğraflar yazılıma aktarılarak değerlendirilmekte aşınma miktarı ölçülmektedir [110], [111], [112].



Şekil 2.20 Vücut içerisinden çıkartılmış diz protezi (sağda) ve referans ızgarası (solda)

Dijital fotogrametri yöntemi implantın tasarım ve boyutundan bağımsız olarak uygulanabilmekte ve aşınmamış implant geometrisine de ihtiyaç duymamaktadır. Karmaşık ve pahalı cihazların gerekmediği yöntemin doğruluk ve tekrar edilebilirlik açısından geliştirilmesi gerekmektedir.

2.4 Sürtünme Yüzeylerinde Sıcaklık Ölçüm Metotları

Sürtünme ısı ve buna bağlı olarak ortaya çıkan temas sıcaklığı sürtünen parçaların tribolojik davranışları üzerinde önemli etki yaratabilmekte ve yüzeylerin zarar görmesine neden olabilmektedir. Sürtünme yüzeylerinde ve yüzeye yakın bölgelerdeki sıcaklık malzemelerin yapısını ve özelliklerini değiştirebilmekte, yüzeylerin oksidasyona uğramasına neden olabilmektedir. Bu tür sıcaklık artışları genellikle malzemelerin sürtünme ve aşınma özelliklerinin veya ortamda bulunan yağlayıcının davranışının değişimine yol açmaktadır. Termoplastik polimer malzemelerin yüzeylerinde oluşan

sürtünme ısısı yüzey sıcaklığının ergime veya yumuşama sıcaklığına kadar çıkmasına neden olabilmektedir. Bu durum ise polimer malzemelerin yapısal özelliklerini değiştirmekte, sürtünme ve aşınma davranışlarını olumsuz etkilemektedir. Bu nedenle sürtünme yüzeylerindeki sıcaklık artışının ölçülmesi ve gerekli değerlendirmelerin yapılarak uygun önlemlerin alınması son derece önem arz etmektedir.

Sürtünme yüzeylerinin sıcaklık değerlerinin ölçülmesinde temel olarak noktasal ölçüm yapan ısı çiftler, termistörler, belli bir alanının sıcaklığını ölçen infrared sensörler kullanılmaktadır [113].

2.4.1 Isıl Çiftler ile Sıcaklık Ölçümü

Isıl çiftler sürtünmeye bağlı sıcaklık artışının ölçümünde en yaygın kullanılan sensörlerdir. Çalışma prensipleri Seebeck tarafından 1821'de tanımlanan termoelektriksel değişime dayanmaktadır. Seebeck prensibine göre farklı malzemelerden yapılmış iki iletken veya yarı iletkenin uçları birleştirilerek, farklı sıcaklıklara maruz bırakıldıklarında, sıcak uçtan soğuk uca doğru elektron akışı olmaktadır. Bu elektronların hareketi ile uçlar arasında bir potansiyel farkı oluşmakta ve elektromotor kuvvet meydana gelmektedir. Elektromotor kuvvet ısı çiftin malzemesine ve yüzey sıcaklığına bağlıdır. Devrede üretilen gerilim sıcaklık farkı ile doğru orantılıdır. Isıl çiftin iki ucu da aynı sıcaklıkta ise herhangi bir gerilim üretmeyecektir. Isıl çiftlerin kalibrasyonunun yapılabilmesi için ısı çiftin bir ucu sıcaklığı bilinen bir referans ortamda tutulur ve uçlar arasında oluşan elektromotor kuvvet ölçülür. Böylelikle bir kalibrasyon eğrisi oluşturularak elektromotor kuvvetin sıcaklık değeri olarak karşılığı belirlenmiş olur. Termokupl malzemesi olarak bakır, demir, nikel, krom, platin ve radyum gibi özel metaller kullanılmaktadır.

Genel olarak ısı çifti ile temas yüzeyi sıcaklığı ölçülmek istendiğinde, ısı çifti yüzeye belli mesafe kalıncaya kadar oluşturulmuş olan deliklere yerleştirilmektedir. Yüzeylerin hareketi esnasında ısı çiftin delikten çıkmaması için bir yapıştırıcı yardımı ile ısı çifti sabitlenir. Yüksek sürünme sıcaklıklarının olduğu durumlarda genellikle seramik çimento yapıştırıcılar kullanılmaktadır. Sıcaklığın daha düşük olduğu durumlarda ise polimerik yapıştırıcılar tercih edilebilmektedir. Yapıştırıcının elektriksel olarak yalınkan

ısı olarak ise çok iyi bir iletken olması ideal bir bir yapıştırıcıdan beklenen özelliklerdir [113].



Şekil 2.21 Isıl çift örnekleri [114,115]

Çizelge 2.1 En çok kullanılan ısı çift malzemeleri ve sıcaklık aralıkları

Tipi	Sembol Kodu	Sıcaklık Aralığı (°C)
Bakır-Konstantan	(T) Mavi/Kırmızı	-185 – +370
Kromel-Konstantan	(E) Mor/Kırmızı	0 – 550
Demir-Konstantan	(J) Beyaz/Kırmızı	0 – 800
Kromel-Alumel	(K) Sarı/Kırmızı	300 – 1100
Platin-Platin/Rodyum	(R), (S) Siyah/Kırmızı	700 – 1480

2.4.2 Dinamik Isıl Çiftler

Herbert–Gottwein tekniği olarak da bilinen dinamik ısı çift tekniğinde kayan yüzeyler arasında ısı çift devresi temas eden parçalar tarafından oluşturulmaktadır. İlk olarak kesici takım ile iş parçası yüzeyindeki sıcaklığı ölçmek için geliştirilmiş olan teknik sonraları çok çeşitli sürtünme yüzeylerine uygulanabilir hale gelmiştir. Temas eden iki yüzey farklı malzemedir olduğu sürece sıcaklığa bağlı olarak çok iyi ölçülebilen bir elektromotor kuvvet oluşturmaktadırlar. Böylelikle sürtünen yüzeyler ısı çift devresinin bir parçası olmaktadır. Çok daha dar bir devreleri olduğundan sıcaklık artışlarına daha hızlı cevap verebilmektedirler [113].

2.4.3 Termistörler

Sıcaklık ile dirençteki değişime bağlı olarak ölçüm yapan elemanlardır. Isıl çiftlerden 1000 kat daha hassas olan termistörler çok küçük sıcaklık değişimlerini algılayabilmektedirler. Yarı iletken seramik malzemelerden imal edilmekte, hassas sıcaklık kontrolü ve birim zamandaki küçük sıcaklık farklarının ölçümünde kullanılmaktadırlar [116].

2.4.4 İnfrared Dedektörler

Isıl ışıınım esasına dayanan infrared dedektörler, sürtünme yüzeylerindeki sıcaklık dağılımlarını temassız bir şekilde ölçmektedir. Yüzeyin dedektör ile görüntülenebilen kısmındaki dalga boyları ile dedektörün spektral aralığındaki dalga boylarının integre edilmesi ile sıcaklık ölçümü yapılmaktadır. Görüntülenen yüzey alanı içerisindeki sıcaklık değerleri eşit olmadığından dedektör çıktısı tüm alanın ortalama sıcaklık değerinin bir fonksiyonu olarak alınmaktadır. Çok daha yüksek hassasiyetlerde, yüzey üzerinde noktasal alanlarda ölçüm yapabilmek için geliştirilmekte olan yeni nesil dedektörlerde görüntü çapını mikron mertebelerine kadar daraltabilen mercekler kullanılmaktadır [113].

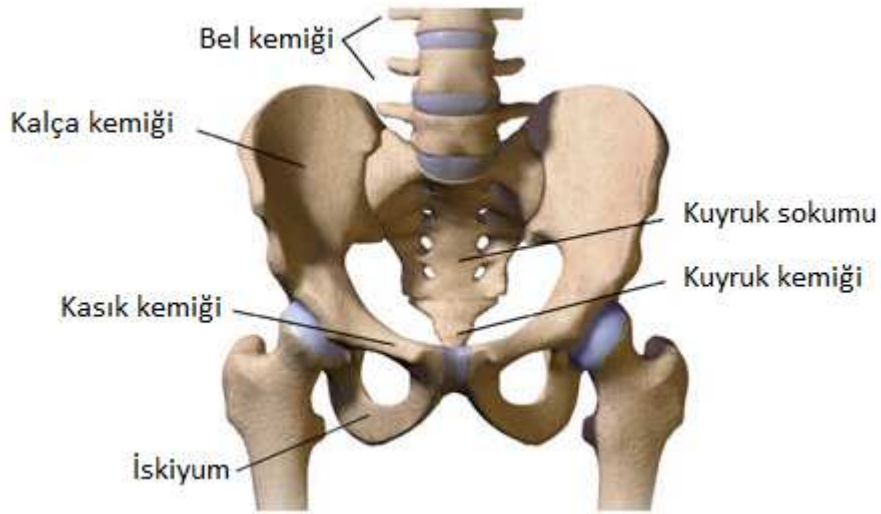
TOTAL KALÇA EKLEMİ

Dünyada en çok yapılan ameliyatlardan biri olan total kalça protezi ameliyatı ülkemizde ilk olarak 1960 yılında uygulanmaya başlanmıştır. Özellikle kalça eklemine dejeneratif osteoartrozu (kireçlenme), romatizmal hastalıklar sonucunda oluşmuş kalça eklemi bozuklukları, kortizon türevi ilaçların yol açtığı kalça eklemi sorunları ve ülkemizde çok sık rastlanan doğuştan kalça çıkığı durumunun yol açtığı ve erişkin yaşlarda ortaya çıkan kalça eklemi hastalığı total kalça protezi gereksinimini ortaya çıkaran başlıca durumlardır [117]. Her ne kadar gelişen teknoloji ile birlikte bu ameliyatların başarı oranları artmış olsa da doğal kalça eklemindeki gibi düşük sürtünme ve aşınma özelliğine sahip protez malzemeleri henüz geliştirilebilmiş değildir. Yapay kalça bağlantılarının servis ömürleri üzerinde triboloji son derece önemli bir rol oynamaya devam etmektedir [118]. Bu bölümde doğal ve yapay kalça ekleminin yapısı, tribolojik özellikleri, yapay protez malzemeleri ve bu alandaki gelişmeler hakkında bilgi verilecektir.

3.1 Doğal Kalça Eklemi

Kalça eklemi pelvisteki konkav asetabulum ile yuvarlak olan femur başının eklemleşmesinden oluşmaktadır. Top-yuva, "ball-in-socket" tipi bir geometriye sahip olan kalça eklemi yumuşak bir kıkırdak doku tabakası ile bir kapsül gibi sarılmıştır [1], [119]. Bu doku tabakası hem kemiklerin korunmasına yardımcı olmakta hem de bağlantının çok az bir sürtünme ile hareket etmesini sağlamaktadır. İnsertsülün içerisinde bağlantının doğal olarak yağlanması sağlayan yaklaşık 2 ml hacminde sinovial sıvı bulunmaktadır [9]. Bu sıvı aynı zamanda şok sönümleyici olarak da görev

yapmaktadır [1]. Sağlıklı bir doğal kalça ekleminde femur başı ve asetabular insert arasındaki sürtünme katsayısı 0,002-0,006 arasında değişmektedir [120], [121].



Şekil 3. 1 Leğen Kemiği [122]

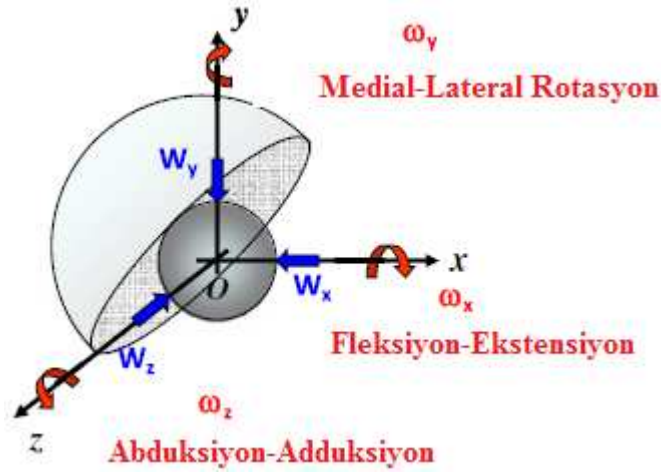


Şekil 3. 2 Doğal kalça ekleminin anatomisi [123]

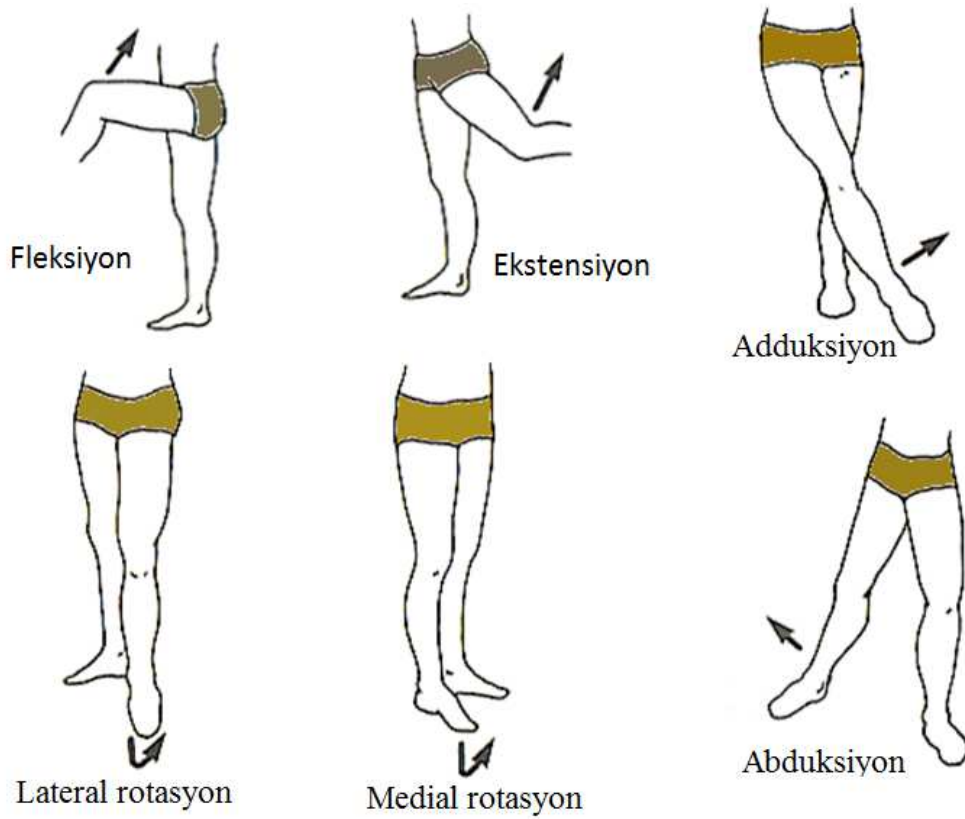
Sinovial sıvı kan plazmasından meydana gelmektedir. Aynı zamanda içerisinde yağlayıcılık özelliğini arttıran fibroblast, lubrisin, glikoprotein ve hiyalüronik asit gibi uzun zincirli polimerik yapılar bulunmaktadır ve bu yapılar sinovial sıvının yağlayıcılık özelliğini arttırmakta, sürtünme katsayısını ise 0.001 değerine düşürebilmektedir [124]. Sinovial sıvı bileşenlerinin yağlama özelliği üzerindeki etkisinin belirlenmesi için, UHMWPE malzemesi üzerinde bir dizi deneysel çalışma yapılmıştır. Sawae ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada albümine karşı (sinovia içerisindeki temel protein

bileşeni) hiyaluronik asitin (bir tür polisakarit) UHMWPE'nin sürtünmesi üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Yazarlar albüminin daha yüksek sürtünmelere neden olduğunu belirtmişlerdir [125]. Bu sonuçları doğrular nitelikte tekrarlı deneyler yapılmamış olmasından dolayı bileşenlerin yağlayıcılık özellikleri üzerinde kesin bir değerlendirme yapılmamakla birlikte, özellikle albümin ve hiyalüronik asitin bir arada bulunduğu durumlarda sürtünme özelliklerinin son derece iyileştiği belirtilmektedir [118].

Top yuva geometrisi sayesinde kalça eklemi vücut ağırlığının 7-8 katı daha fazla yükü taşıyabilmekte ve geniş bir hareket aralığında işlevini sürdürebilmektedir [1]. Fleksiyon-ekstensiyon (ω_x), lateral-medial rotasyon (ω_y) ve abduksiyon-adduksiyon (ω_z) olmak üzere üç serbestlik derecesine sahip olan kalça eklemi [123] hareketi esnasında bu üç eksende W_x , W_y , W_z yüklerine maruz kalmaktadır [2].

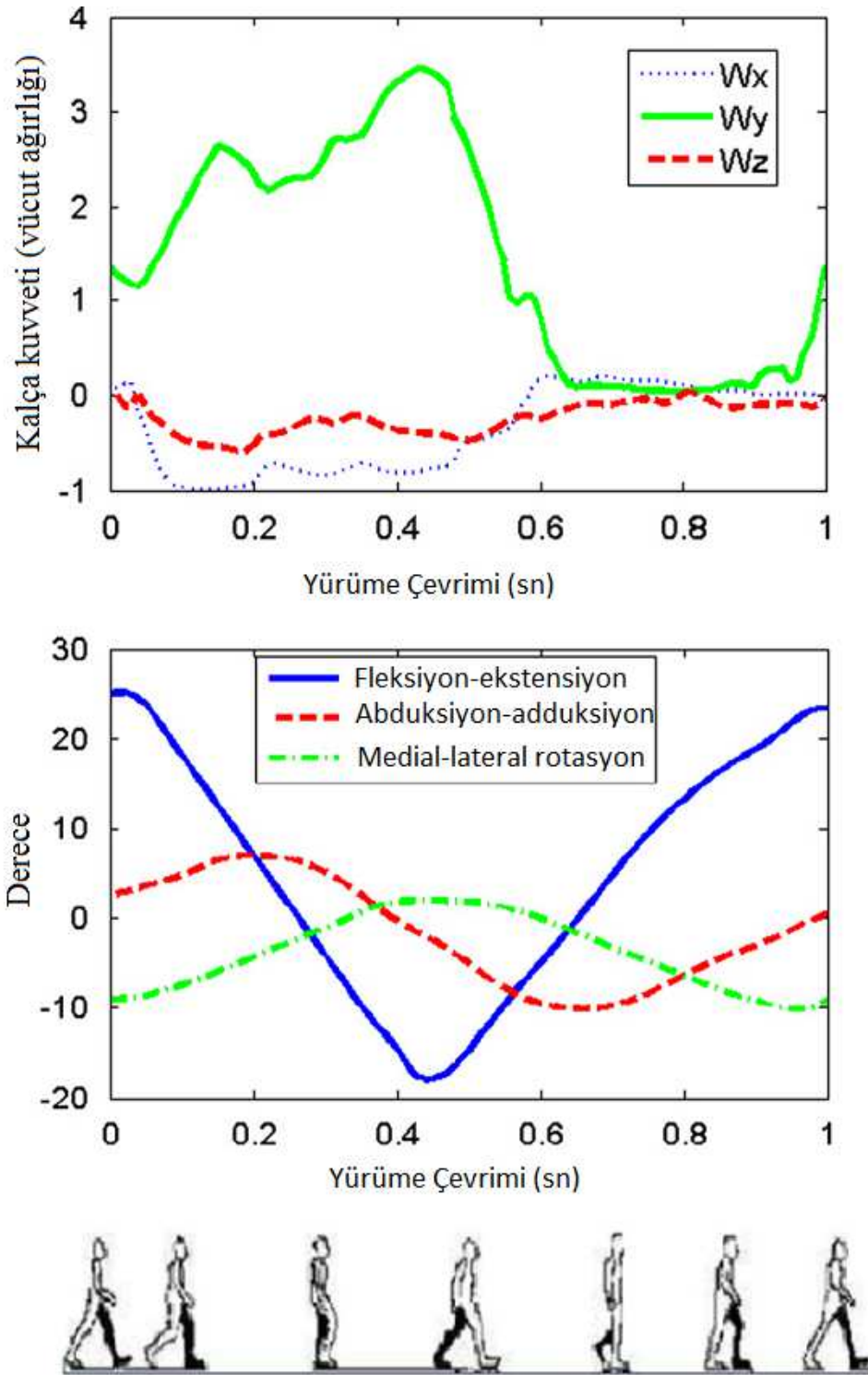


Şekil 3.3 Anatomik top-yuva geometrisi, etki eden yükler ve hareket durumları [1]



Şekil 3.4 Kalça eklemi hareketlerinin gösterimi [126]

Yürüme çevrimi boyunca bu yükler vücut ağırlığının 2-5 katı değerlere ulaşabilmektedir [14]. Bir yılda yaklaşık 1 milyon yürüme çevrimi gerçekleştiren kalça bağlantısında hareket açıları; fleksiyon için 115° - 125° , ekstensiyon için 10° - 30° , medial ve lateral rotasyon için 45° - 50° , abduksiyon ve adduksiyon için ise 30° - 35° arasında değişebilmektedir [127]. Kalça bağlantısının yapısı, çok eksenli hareket etme kabiliyeti ve son derece karmaşık olan vücut ortamı değişkenleri bağlantı üzerine etki eden yüklerin tam olarak hesaplanmasında bir takım kısıtlar oluşturmaktadır. Genda ve arkadaşları [128] kalça bağlantısına gelen maksimum basıncın kadınlarda 1,67 MPa, erkeklerde ise 1,38 MPa olarak olduğunu belirtmişlerdir. Basınç değerleri arasındaki bu fark femur başı çapının cinsiyete bağlı olarak değişim göstermesine bağlanmaktadır. Femur başı kadınlarda yaklaşık olarak 23,8 mm erkeklerde ise 26,0 mm olarak ölçülmüştür. Yürüme, merdiven çıkma ve koşma gibi günlük aktivitelere bağlı olarak da kalça eklemine gelen basıncın değeri değişim göstermektedir.



Şekil 3.5 Bir yürüme çevriminde kalça eklemine gelen kuvvetlerin bileşenleri ve hareket açıları. [1]

3.2 Yapay Kalça Eklemi

Doğal kalça eklemine bağlantı elemanlarında, kemik iltihapları, kemik erimesi, tümörler ve benzeri hastalıklar ile düşme, çarpma ve benzeri travmalara bağlı olarak

ortaya çıkan sorunların giderilmesinde en iyi klinik çözüm cerrahi bir işlem olan total kalça artroplastisidir. Bu tür tedavi yöntemlerinde doğal bağlantı elemanının hasar görmüş olan kısmı temizlenerek yerine yapay protez malzemeleri yerleştirilmektedir [129].

Total kalça protezleri, femur (uyluk) kemiğinin ilik kanalına yerleştirilen bir femur gövdesi, gövde ile başı birbirine bağlayan femur boynu, femur başı ve leğen kemiğinin içine yerleştirilen asetabular insert elemanlarından oluşur. Bazı durumlarda asetabular kabın içine yerleştirildiği bir arkalık da total kalça protezlerinin bir parçası olabilir. Kemikteki hasarın boyutuna bağlı olarak bazı durumlarda total kalça protezlerine ihtiyaç duyulmayabilir. Bu durumlarda sadece femur başı ve asetabular insert protezleri doğal olan kısımların yerine yerleştirilir. Bu tür ameliyatlara ise yüzey yenileme ameliyatları adı verilir.



Şekil 3.6 Yapay kalça ekleminin ana bileşenleri [1]



Şekil 3.7 Total kalça protezi (sağda), Femoral yüzey yenileme (solda) [1]

Protezler kemiğe üç farklı yöntem ile tutturulmaktadır. Bu yöntemler; herhangi bir yapay bağlayıcı kullanmadan, değişik kaplama yöntemlerinin uygulanması ile yüzeyi gözenekli hale getirilmiş implantın kemiğe doğal olarak bağlanması [130], [131], [132], implant ve kemiği vida gibi bir bağlantı elemanı kullanarak mekanik olarak birbirine tutturma ve son olarak implant ile kemik arasında dolgu malzemesi olarak kemik çimentosu polimetilmetakrilat (PMMA) kullanılmasıdır [123], [133], [134]. Hangi yöntemin kullanılacağına, hastanın yaşı, kemik yoğunluğu ve diğer faktörler göz önünde bulundurularak ilgili cerrah tarafından karar verilmektedir. İlk yöntem genellikle genç hastalara uygulanmaktadır [99]. Daha çok yaşlı ve kemik yoğunluğu düşük hastalarda kullanılan kemik çimentosu PMMA, vücut ağırlığına bağlı olarak ortaya çıkan yükün implant malzemesine iletimini de sağlamaktadır [135]. Eklem üzerine gelen yükün büyük oranını genellikle eklemde bulunan en sert parçalar olan metal protezler taşımaktadırlar. Bu durumda kemiğin üzerine yük gelmeyeceğinden “gerilme koruması” sorunu ortaya çıkmakta, o bölgedeki kemik yoğunluğunu azaltarak, kemiğin gerilme direncinin düşmesine ve kemiğin zayıflamasına neden olmaktadır. Kullanılan kemik çimentosu protez ve kemik arasında tampon tabakası oluşturarak yükün kademeli olarak dağılımını sağlamaktadır [136].

Günümüzde kullanılan total kalça protezlerinin tasarımları ilk olarak 1950’li yılların sonlarında Sir John Charnley tarafından geliştirilmiştir [17]. Sir John Charnley asetabular insert ile femur başı arasındaki sürtünmeyi azaltmak için doğal femur başı çapından daha küçük çapa sahip (22 mm) femur başları kullanmıştır [137,138]. Femur gövdesinin kemiğe bağlanmasında PMMA kemik çimentosunu da ilk olarak Sir John Charnley kullanmıştır [139]. Bazı küçük değişiklikler yapılmış olsa da Charnley protezleri günümüzde halen daha kullanılmaya devam edilmektedir [138], [140].

3.3 Yapay Kalça Protezlerinde Kullanılan Malzemeler

Yapay protezlerin imalatında plastik (teflon, polyester, polytetrafloroetilen, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen, poliasetal, PMMA), metal (paslanmaz çelik, CoCr, CoCrMo, CrNi, Ti) ve seramik (zirkonya, alümina) olmak üzere üç temel malzeme grubu kullanılmaktadır [118], [123].

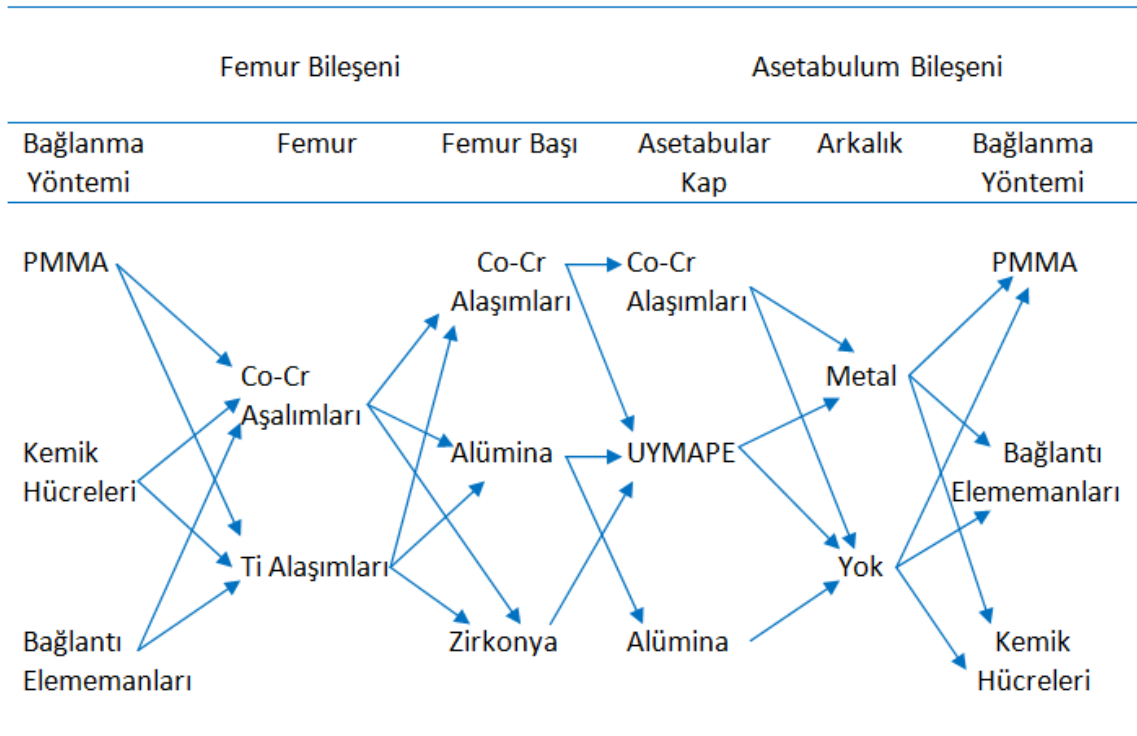
Total protezlerin farklı kısımlarına farklı türde yükleme ve hareket meydana geldiğinden protezin her bir bölgesi için uygun malzemelerin seçilmesi son derece önem arz etmektedir. Femur gövdesi ve femur boynu paslanmaz çelik, kobalt bazlı alaşım veya titanyum bazlı alaşımdan imal edilmiş iken, asetabular insert arkılığı metal veya plastik olabilmektedir. Asetabular insert malzemesi olarak plastik kullanıldığında implantın leğen kemiğine yerleşimini garanti etmek için arkalık metal malzemeden imal edilmektedir. Asetabular insert metal veya seramik olduğunda ise plastik arkalık kullanılarak dinamik yüklerin sönümlenmesi amaçlanmaktadır. Femur başı malzemesi olarak genellikle paslanmaz çelik, CoCr, CoCrMo, alümina ve zirkonya seramik malzemeler, asetabular insert malzemesi olarak ise UYMAPE, CoCrMo, alümina malzemeler kullanılmaktadır [1]. İmplant malzemeleri temel olarak aşınmaya karşı dayanıklı, biyouyumlu, korozyona karşı dirençli ve doğal dokunun fiziksel ve mekanik özelliklerine uygun olmalıdır [123], [142], [143].

3.3.1 Metal Malzemeler

Paslanmaz çelikler, titanyum alaşımları ve CoCrMo alaşımları protez imalatında kullanılan başlıca malzemelerdir. 316 ve 316L tipi paslanmaz çelikler implant malzemesi olarak en yaygın kullanılan paslanmaz çeliklerdir. Bu grup paslanmaz çeliklerin korozyon dayanımları diğer çeliklere oranla daha yüksektir. Yapılarında bulunan molibden malzemelerin çukurcuk korozyonuna karşı direncini arttırmaktadır [143].

1930'lu yılların sonlarından bu yana protez malzemesi olarak kullanılmakta olan titanyum alaşımları diğer metalik malzemelere göre daha hafiftirler. Çok iyi mekanokimyasal özelliklere sahip olmaları biyomedikal alandaki uygulamalarda malzemeye üstünlük kazandırmaktadır [143].

Çizelge 3.1 Total kalça protezi malzemelerinin muhtemel kombinasyonu [141]



Protez malzemesi olarak kullanılan bir diğer malzeme grubu ise CoCrMo alaşımlarıdır. Sahip oldukları mükemmel biyoyumluluk, korozyon ve aşınmaya karşı direnç, yüksek mukavemet ve yük taşıma kapasitesi özelliklerden dolayı, CoCrMo alaşımları 1932 yılından beri diş hekimliğinde, 1950 yılından beri de ortopedik protez uygulamalarında en yaygın kullanılan malzemelerden olmuştur [123]. Kalça protezlerinde özellikle femur başı, asetabular insert ve metal arkalık parçaları CoCrMo malzemeden imal edilebilmektedir.

Her ne kadar biyoyumlulukları yüksek olsa da vücut içerisindeki uygulamalarda ortama metal iyonlarının salınması, aşınma ve sürtünmeye bağlı olarak metalik parçacıkların dokular arasına ilerlemesi alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilmekte, bu durum metalik malzemelerin kullanımı açısından uygunsuzluk yaratmaktadır.

3.3.2 Seramik Malzemeler

Seramik malzemelerin biyouyumlulukları diğer malzeme gruplarına oranla çok daha yüksektir. Kararlı kimyasal yapıları vücut ortamına iyon, korozyon ürünü vb. salgılanmasını engellediğinden dokuların zarar görmesi ve alerjik reaksiyonların oluşması riski son derece düşüktür. Polikristalin yapıdaki seramik malzemelerden ortopedik implanlarda en yaygın kullanım alanına sahip olanları zirkonya ve alümina seramikleridir [143]. Zirkonya biyoinert bir seramik olduğundan vücut içerisinde herhangi bir reaksiyon oluşmu gözlenmez [144]. Ortopedik protezlerde genel olarak femur başı ve asetabular insert imalatında kullanılan seramik malzemelerin sürtünme katsayıları düşük, aşınma dayanımları ise son derece yüksektir. Mekanik özellikleri diğer malzemere göre daha zayıftır ve darbe sönümleme özellikleri düşük olduğundan kırıl ve çatlama riskleri yüksektir. Bu nedenle kalça bağlantılarında seramik femur başı/seramik asetabular insert bağlantı çifti yerine seramik femur başı/UYMAPE asetabular insert çifti tercih edilebilmektedir. Seramik/UYMAPE bağlantı çiftiyle yapılan çalışmalarda aşınma hızının metal/UYMAPE bağlantı çiftinden dört kat daha düşük olduğu espit edilmiştir [5], [145].

3.3.3 Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen

Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE), moleküler ağırlığı $2-6 \times 10^6$ gr/mol, kristal oranı ise 55–60% olan yarı kristalin bir malzemedir. Sahip olduğu mükemmel biyouyumluluk özelliği, kimyasal kararlılığı, yük sönümleme özelliği ve düşük sürtünme katsayısı ile ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen son 30 yılda en çok kullanılan asetabular insert malzemesi olmuştur [146], [147], [148], [149], [150], [151], [152], [153].

Yüksek tokluğu ve yorulma dayanımı ile plastik şekil değişimlerinde yüksek oranda enerjinin absorbe edilmesine katkı sağlamaktadır. Özellikle kalça ve diz protezlerinde yüksek yükler altında ortaya çıkabilecek ani darbe oluşumlarında, enerjinin sönümlenmesi ile oluşabilecek hasarların önlenmesi mümkün olmaktadır [154].

Viskoelastisitesi ve düşük sürtünme katsayısı ile biyomalzemeler içerisinde, doğal insan dokusuna en yakın malzeme olma özelliğini taşımaktadır. Bütün olumlu özelliklerine

rağmen UYMAPE'nin aşınması sonucu ortaya çıkan polimerik aşınma parçacıkları, bağlantı yüzeylerine zarar vererek osteolize ve aseptik gevşemeye neden olduğundan, total kalça protezlerinin ömürlerini etkileyen en temel sorun olmaktadır [155], [156].

Polimer malzemeler hem mekanik hem de reolojik davranış sergileyen viskoelastik malzemelerdir. Polimerin hangi tür davranış sergileyeceği moleküllerinin morfolojisine yani amorf ve kristalin bölgelerin oranına bağlı olarak değişmektedir. Yapılan çalışmalar mekanik özelliklerin malzemenin yapısındaki kristal oranının artması ile arttığını göstermiştir [146], [156]. Polimer malzemelerin mukavemetinin kristalleşme derecesine bağlı olduğu düşünüldüğünde, dayanımı arttırmak için hacim içerisindeki kristal yoğunluğunu mümkün olan en üst seviyeye getirmek gerekecektir [118]. UYMAPE'nin tribolojik özelliklerinin iyileştirilmesi ve aşınma dayanımlarının artırılması amacıyla pek çok çalışma yapılmaktadır. Gama ışınları ile çapraz bağlama, kristalin yapının düzenlenmesi, fiziksel ve kimyasal özelliklerin iyileştirilmesi, vitamin E gibi katkı maddelerinin kullanılması UYMAPE'nin aşınma direncinin artırılması yönünde yapılmakta olan çalışmalardandır [157], [158], [159]. Polietilen içerisinde enerji depolanması temelde amorf ve kristalin bölgede meydana gelen plastik şekil değişiminde gerçekleşir. Plastik şekil değişimi ise malzemenin sünekliğine ve kristal oranına bağlıdır [154]. Aşınma oranının azalmasının, amorf yapı içerisinde çapraz bağlanmış olan polimer zincirlerinin malzemenin sünekliğini azaltması ile ilgili olduğu düşünülmektedir. Radyasyonla çapraz bağlama işlemi uygulanmış olan UYMAPE asetabular insertler klinik uygulamalarda başlangıçta konvansiyonel UYMAPE asetabular insertlere nazaran daha yüksek aşınma dayanımı göstermişlerdir. Fakat vücut içerisinde çıkarılmış hasarlı asetabular insertler incelendiğinde yüzeylerinde çatlakların olduğu, mekanik ve oksidatif deformasyonların olduğu gözlemlenmiştir [46], [47], [48]. Çapraz bağlama işlemi sonrasında yapıda artık halde bulunan serbest radikaller oksijenle bir araya geldiklerinde peroksitleri oluşturarak UYMAPE'nin oksitlenmesine neden olmaktadır. Serbest radikallerin azaltılması için çapraz bağlama işleminin ardından ısı işlemleri uygulanmakta bu ısı işlemleri ise UYMAPE'nin kristalleşme oranını ve mikro yapısını değiştirmektedir [15]. Sonuç olarak, radyasyonla çapraz bağlama sonucu UYMAPE'nin aşınma dayanımı artmakta fakat oksidasyon

dayanımı, moleküler hareketlilik, mekanik özellikler ve yorulma dayanımı gibi özellikler azalmaktadır [5], [43], [46], [47], [48], [50].

Çapraz bağlama sonrasında uygulanan ısıt işlemlerin olumsuz etkilerini ortadan kaldırmak amacıyla, UYMAPE'nin yapısına vitamin E (α -tocopherol) eklenerek doğal bir antioksidant ile yapıda bulunan artık serbest radikallerin kararlı hale getirilmeleri amaçlanmıştır [43]. Bu yönde yapılan çalışmalarda UYMAPE'nin yapısına vitamin E'nin eklenmesi ile hem konvansiyonel hem de çapraz bağlı UYMAPE'nin oksidasyon, tabakalaşma, aşınma ve yorulma direncinin arttığı, mekanik özelliklerinin iyileştiği ve biyoyuumluluğunun korunduğu belirlenmiştir [54], [55], [56], [57].

3.4 Total Kalça Bağlantılarında Triboloji

Triboloji, yağlama, sürtünme ve aşınma ile ilgili bilim dalıdır [10], [160]. Kelime olarak "triboloji" Yunanca kayma, sürtünme anlamına gelen "tribos" kelimesinden türetilmiştir. Canlı vücudundaki eklemler gibi doğal yüzeylerden motorlar, yataklar, frenler ve benzeri insan yapımı yüzeylere kadar birbiriyle temas halinde olan ve hareket eden tüm yüzeylerin yağlama, sürtünme ve aşınma davranışlarının incelenmesini konu almaktadır [17].

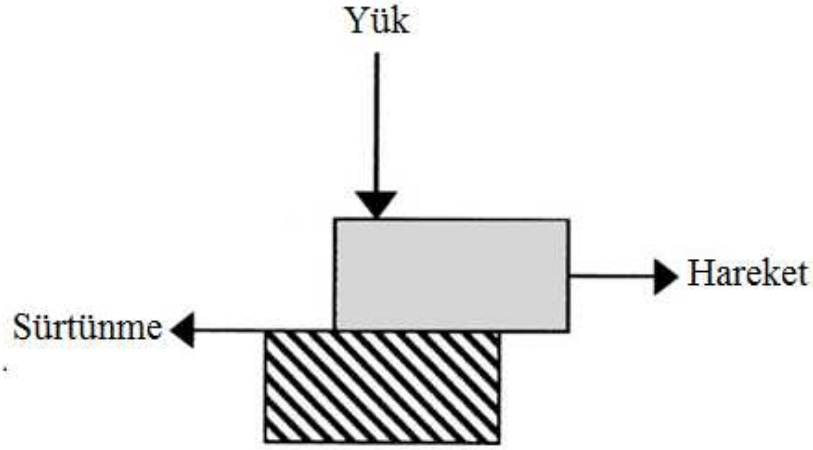
Biyolojik sistemlerin özellikle doğal sinovial eklemlerin ve bu eklemlerde kullanılan yapay protez elemanlarının tribolojik özelliklerinin incelendiği bilim dalına ise biyotriboloji adı verilmektedir. Terim olarak ilk kez 1973 yılında Dowson ve Wright tarafından kullanılmış olan [17] biyotriboloji, doğal ve yapay eklem sisteminin belirli bir yük altındaki hareketini ve bu harekete bağlı olarak ortaya çıkan sürtünme, yağlama ve aşınma davranışını inceleyerek tribolojik özelliklerinin iyileştirilmesini amaç edinmektedir [7]. Aşınma, eklem sisteminin mekanik davranışının zayıflamasına ve sistem elemanlarının servis ömürlerinin sonlanmasına neden olurken, sürtünme ise sıcaklık artışına ve enerji kaybına yol açmaktadır. Etkin bir yağlama ile eklem sisteminin sürtünme ve aşınma davranışları iyileştirilerek, sistemin performansını ve ömrünü arttırmak mümkün olabilecektir [142].

3.4.1 Sürtünme

En genel anlamda harekete karşı gösterilen direnç olarak ifade edilmekte olan sürtünme [17], ilk olarak 15. yüzyılda Leonardo da Vinci tarafından çalışılmaya başlanmış ve 1785 yılında ise Amontons ve Coulomb tarafından formüle edilmiş üç temel kurala dayanmaktadır. Bunlar,

- 1.Sürtünme kuvveti (F) normal kuvvet (W) ile doğru orantılıdır.
- 2.Sürtünme kuvveti görünen temas alanından bağımsızdır.
- 3.Sürtünme kuvveti sürtünme hızından bağımsızdır.

İlk iki kural Amontons tarafından geliştirilmiş ve pek çok sürtünme durumunda uygulanabilmektedir, son kural ise Coulomb tarafından geliştirilmiştir ve sadece kuru sürtünme durumunda geçerlidir [17].

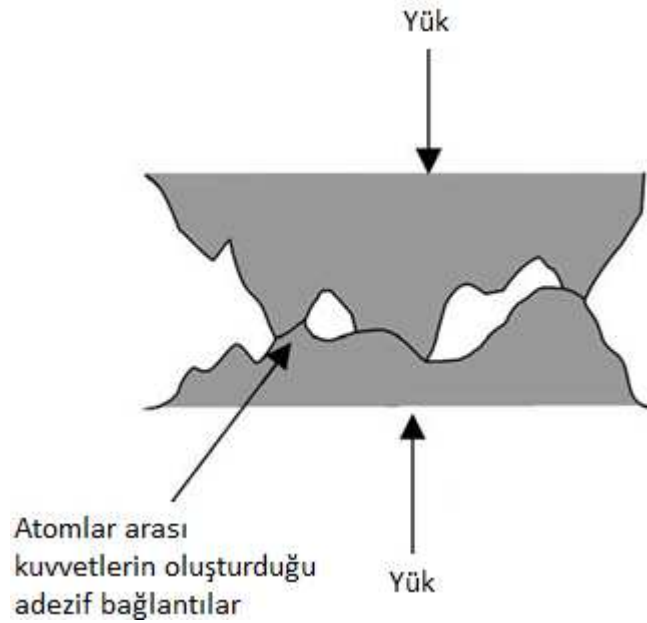


Şekil 3.8 Bir hareket sisteminde sürtünme direnci ve hareketin izafi yönleri

İlk kural sürtünme katsayısı olarak adlandırılan boyutsuz bir oranı tanımlamaktadır. μ simgesi ile gösterilen sürtünme katsayısı, $\mu = F/W$ formülü ile ifade edilmektedir. Sürtünme katsayısı genel olarak bir sistemin sürtünme davranışını tanımlamak için kullanılmakta ve sürtünme yüzeylerinin mekanik, kimyasal, fiziksel özelliklerine ve ortamda bulunan yağlayıcı sıvının etkisine bağlı olarak değişim göstermektedir [17].

İkinci kuralda sözü edilen temas alanı, kayma yüzeyi geometrilerinde temasta bulunan pürüzlülük noktalarının sayısı ve büyüklüğü ile alakalıdır. Kuru sürtünmede temas alanı gerçekte çok küçük temas noktalarından oluşmakta, bu küçük temas alanlarının toplamı ise gerçek yüzey alanını meydana getirmektedir. Pürüzlülük temas noktalarında yüzeyler arasında etkileşim oluşmakta bu etkileşimler ise adeziv bağların

oluşmasına yol açmaktadır. Bu durumda sürtünme, pürüzlülük temas noktalarındaki bağların oluşturduğu direnç, sürtünme kuvveti ise bu bağların kopması için gereken kuvvettir [142].



Şekil 3.9 Kuru sürtünme durumunda bağlantı yüzeylerindeki pürüzlerin teması [7].

Biyomalzemelerin sürtünme katsayılarının belirlenmesi için pin-on-disk veya pin-on-flat gibi test düzenekleri kullanılmıştır. Bu standart deney düzenekleri kullanılarak pek çok deney yapılmış ve malzemelerin en temel anlamda aşınma ve sürtünme özellikleri belirlenmeye çalışılmıştır.

Bu düzeneklerin kalça ekleminin hareketini tam olarak yansıtmadığı düşüncesiyle, bağlantı yüzeylerindeki sürtünme davranışının doğru bir şekilde karakterize edilebilmesi için kalça ekleminin hareketini kısmen simüle eden sürtünme simülatörleri geliştirilmiştir [38], [161], [162].

Kalça ekleminin geometrisi ve dönel bir sistem olması nedeniyle protezlerin bağlantı yüzeylerinin temas alanındaki basınç dağılımı kesin olarak bilinemediğinden sürtünme kuvveti F ve sürtünme katsayısı μ doğru olarak hesaplanamamaktadır. Bu tür yüzeylerde sürtünme karakteristiğini belirlemek için sürtünme kuvvetinden ziyade sürtünme torkundan ve sürtünme katsayısı yerine sürtünme faktöründen bahsetmek daha anlamlı olmaktadır [7]. Bu nedenle aşağıdaki formül yardımı ile sürtünme faktörü f hesaplanmaktadır.

$$f = \frac{T}{rL} \quad (3.1)$$

Burada T ; Temas yüzeylerinde ortaya çıkan sürtünme torku, r ; Femur başı yarıçapı, L ; Uygulanan normal yüküdür [38], [163].

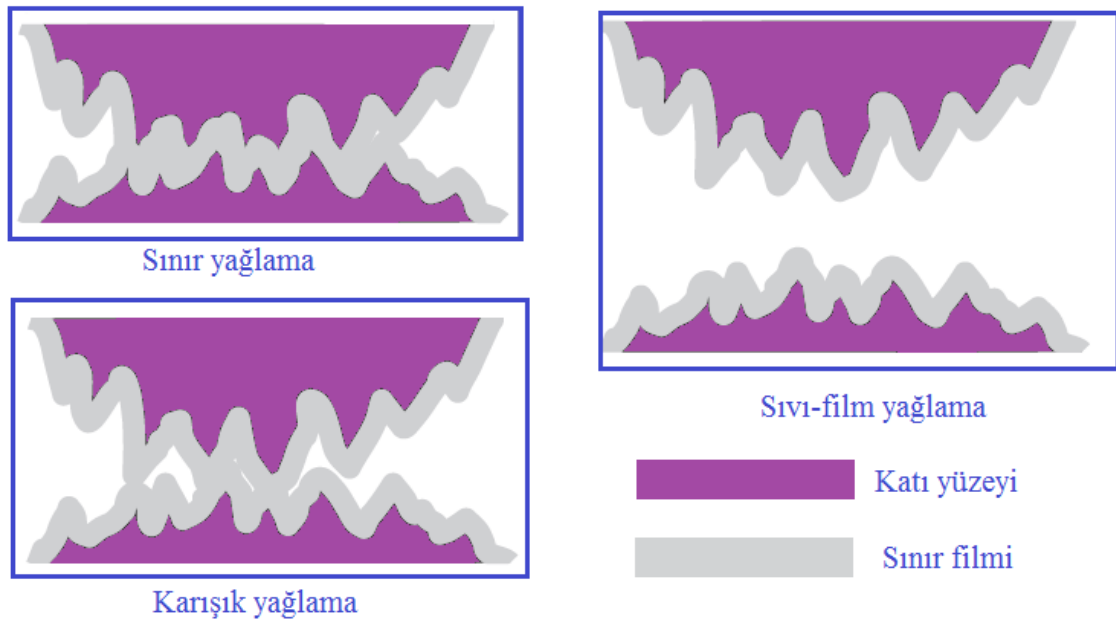
Kalça eklemünde sürtünme davranışını etkileyen en temel hareket bükme/germe (fleksiyon/ekstensiyon) hareketi olduğundan, sürtünme davranışının incelendiği kalça simülatörleri genellikle tek eksenli olup, bükme/germe hareketini simüle eden ve bu harekete dik doğrultuda tekrarlı yük uygulayan sistemlerdir. Genellikle 1 Hz frekansında çalışan sürtünme simülatörlerinde numuneler bükme/germe ekseninde $\pm 24^\circ$ basit harmonik hareket yapmaktadırlar. Ölçümlerin daha sağlıklı yapılabilmesi ve temas yüzeylerinin tam olarak oturabilmesi için numuneler anatomik pozisyonlardan farklı olarak femur başı üstte asetabular insert ise alt kısımda bulunacak şekilde ters çevrilmişlerdir [2]. Bu sistemlerde yapılan sürtünme ve sıcaklık ölçümleri aşınma deneylerine göre çok daha düşük çevrim sayılarında tamamlanmaktadır. Aşınma davranışının incelendiği deneylerde ise bir kişinin bir yürüme çevrimini 1 saniyede tamamladığı ve günde yaklaşık 45 dakika yürüdüğü varsayılarak yılda 1×10^6 kez yürüme çevrimi gerçekleştirdiği kabul edilmektedir. Deneyler protezin 5 yıllık kullanımı sonucu ortaya çıkacak olan aşınma miktarını tespit etmek amacıyla 5×10^6 çevrimde tamamlanmaktadır [164]. Spinelli ve arkadaşları [38] yaptıkları çalışmada 28 mm çapında CoCr femurbaşı ve UHMWPE asetabular insert arasındaki sürtünmeyi ölçmek için geliştirdikleri sensör sistemini iki eksenli aşınma simülatörüne adapte ederek uzun süreli aşınma deneylerinde bağlantı yüzeylerinin sürtünme faktörünü ölçebilmişlerdir. Yazarlar 1×10^6 çevrimde tamamladıkları çalışmada sürtünme faktörünün ilk 4000-8000 çevrimde artarak devam ettiğini ve sonrasında kararlı duruma geçtiğini belirtmişlerdir. Sürtünme simülatörleri ile tek eksendeki hareketin incelendiğini oysa aşınma simülatöründe iki eksenli hareketin söz konusu olduğuna vurgu yapan yazarlar bu çalışma ile kalça eklemine hareketini gerçeğe daha yakın olarak simüle eden aşınma simülatörleriyle de sürtünme ölçümünün mümkün olduğunu göstermişlerdir.

Literatürde yer alan çalışmaların sonuçlarından da görüldüğü gibi tribolojik çalışmaların yapıldığı farklı araştırma merkezlerinde ölçülen sürtünme torku ve sürtünme faktörü değerleri farklı çıkabilmektedir. Bu durum farklı deney düzeneklerinin kullanılmasından

ve farklı deney şartlarının uygulanmasından kaynaklanmaktadır. Sürtünmenin düşük olduğu Sir John Charnley protezlerinde sürtünme torku 2Nm - 5Nm arasında değişmektedir [7].

3.4.2 Yağlama

Bağlantı yüzeyleri arasındaki yüksek sürtünme katsayıları, yüksek sürtünme kuvvetlerine, enerji kayıplarına ve aşınmaya neden olabilmektedir. Sürtünme ve aşınma davranışını kontrol edebilmek için yüzeyler arasında yağlayıcı kullanmak uygulanabilecek en pratik çözümlerden birisidir. Temelde üç farklı yağlama rejimi bulunmaktadır. Bunlar; sıvı-film yağlama, sınır yağlama ve karışık yağlamadır.



Şekil 3.10 Yağlama rejimlerinin şematik gösterimi [17]

Sıvı-film yağlamada, yüzeyler arasında oluşan kalın yağlama tabakası yüzeylerin birbirleriyle temasını tamamen engellemektedir. Yağlayıcı filmin kalınlığı yüzeylerdeki pürüzlülüklerin yüksekliklerinden daha kalındır. Sıvı-film yağlamada aşınma ve sürtünme değerleri en düşük seviyelerde olduğundan bu tip yağlama yüzeyler arasında olması istenen en ideal yağlama rejimidir [17], [165].

Sınır yağlama rejimi, yüzeyler arasında bulunan yağlayıcı sıvının viskozitesinin sıcaklığa bağlı olarak azalması, yağlayıcı miktarının ve kalitesinin düşmesi gibi nedenlerle kalın bir yağlayıcı filmin oluşumunun engellendiği durumlarda ortaya çıkmaktadır. Sınır

yağlamada yüzeyler arasında önemli ölçüde temas bulunmakta, sürtünme kuvveti ve aşınma miktarı en yüksek değerlere ulaşmaktadır.

Karışık yağlama rejiminde ise yüzeydeki pürüz tepelerinden bazıları temas halindedir. Yüzeyin bazı bölgelerinde ise sıvı film oluşmuştur. Bu tür yağlamada yüzeyler arasında hem sıvı-film hem de sınır yağlama oluşmaktadır [17], [165].

Çizelge 3.2 Yapay kalça bağlantılarında bovin serum içerisinde, farklı yağlama rejimlerinde ortaya çıkan sürtünme faktörü değerleri

Yağlama rejimi	Sürtünme faktörü
Sınır yağlama	0,1-0,7
Karışık yağlama	0,01-0,1
Sıvı-film yağlama	0,001-0,01

3.4.3 Aşınma

Kalça protezlerinin servis ömürlerini sınırlandıran en önemli faktör UYMAPE asetabular insert yüzeyinde meydana gelen aşınmadır. Abrazif aşınma, adezif aşınma ve yorulma aşınması UYMAPE protez yüzeylerinde meydana gelen başlıca aşınma mekanizmalarıdır [99], [166].

Adezif aşınma, sürtünme yüzeyleri arasında temas eden noktaların birbirlerine yapışması ve yapışan bu bölgelerden malzemenin koparak yüzeyden ayrılması sonucu meydana gelen bir aşınma mekanizmasıdır. Sürtünen yüzeyler arasında bulunan aşınma parçacıklarının yüzeylere yapışarak tabaka kaldırması şeklinde de ortaya çıkabilen adezif aşınma genellikle çok yüksek yükler altında meydana gelmektedir.

Yorulma aşınması ise uygulanan yük ve çevrim sayısına bağlı olarak ortaya çıkan bir aşınma türüdür. İki sürtünme yüzeyi temas ettiğinde aslında yüzeylerdeki pürüzlülükler birbirleriyle temas etmektedir. Daha yumuşak olan yüzeydeki pürüzlülükler sert yüzey tarafından deformasyona uğrayarak pürüzsüz, düz bir yüzeye dönüşmektedir. Bu durumda yüzeyler arasındaki temas pürüz tepeleri ve düz yüzey arasında gerçekleşmektedir. Tekrarlı yüklerin etkisi ile yumuşak olan malzeme yüzeyinde

başlangıçta küçük çatlaklar şeklinde oluşan aşınma, sonrasında çatlakların ilerlemesiyle ince uzun aşınma parçacıklarının oluşumu şeklinde sonlanmaktadır [166].

Abrazif aşınma iki parçalı veya üç parçalı abrazif aşınma şeklinde ortaya çıkmaktadır. Birbirine sürtünen iki yüzeyden sert olan yüzeyin karşı yüzeyde oluşturduğu aşınma iki parçalı abrazif aşınma olarak adlandırılmaktadır. UYMAPE asetabular kaba göre çok daha sert olan CoCrMo femur başının insert yüzeyinde oluşturduğu aşınma iki parçalı aşınmaya örnek olarak verilebilir. Sürtünen iki yüzey arasında bulunan üçüncü bir parçacığın aşındırıcı parçacık olarak davranarak yüzeylerde oluşturduğu aşınmaya ise üç parçalı abrazif aşınma adı verilmektedir. Kalça bağlantılarında kemik, kemik çimentosu ve protez yüzeylerinden kopan parçacıkların bağlantı yüzeylerinde oluşturdukları aşınma bu tip aşınmaya örnektir. Bağlantı yüzeylerindeki aşındırıcı parçacıklar UYMAPE asetabulaar insert yüzeyine gömülme ve hareket esnasında yüzeyler arasında oluşan yağlayıcı filmin sürekliliğini bozmaktadır. Bu durum metalik femur başı ve UHMAPE asetabular insert yüzeylerinde çiziklerin oluşumuna neden olarak malzemelerin aşınma davranışlarını hızlandırmaktadır [99]. Abrasif aşınmaya uğrayan yüzeylerde plastik deformasyona bağlı olarak, mikron mertebesinde aşınma olukları ve çizikler oluşmaktadır [167], [168].

Aşınma sonucu UYMAPE yüzeyinden kopan aşınma parçacıklarını vücut yabancı parçacık olarak algılamakta ve bağışıklık sistemi bu parçacıklara karşı savunma mekanizması geliştirmektedir. Bağışıklık sisteminin salgıladığı enzimler kemik hücrelerine de zarar verdiğinden bağlantı bölgesinde kemik erimesi gerçekleşmektedir. Bu durum ise implant bağlantısının gevşemesine neden olarak, implant bağlantısının servis ömrünü sonlandırmaktadır [169].

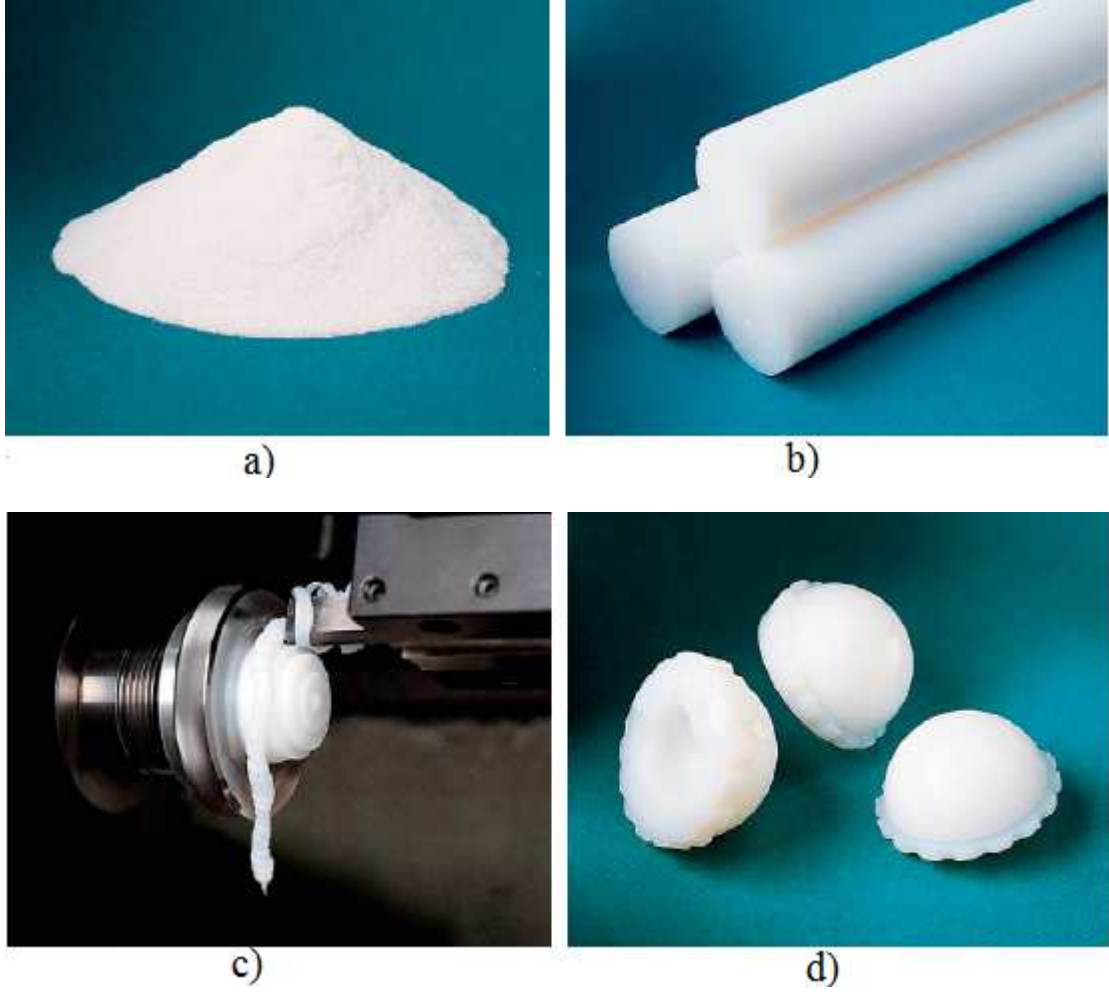
3.4.4 Sıcaklık

Sürtünme yüzeylerinde meydana gelen mekanik enerji ısı enerjisine dönüşmekte ve malzemeler arasında dağılarak temas yüzeylerinde sıcaklık artışına neden olmaktadır. Meydana gelen bu sıcaklık artışı sürtünen parçaların tribolojik davranışları üzerinde önemli etki yaratabilmekte ve yüzeylerin zarar görmesine neden olabilmektedir. Asetabular insert ve femur başı yüzeylerindeki sıcaklık özellikle UYMAPE gibi malzemelerin yapısını ve özelliklerini değiştirebilmekte, yüzeylerin oksidasyona

uğramasına neden olabilmektedir. Bu tür sıcaklık artışları sinovial kapsül içerisinde bulunan yağlayıcı sıvının özelliklerini de etkilemekte ve sıvı içerisindeki proteinlerin çökmesi ile yağlama özelliğinin bozulmasına neden olabilmektedir. Özellikle laboratuvar ortamında yapılan aşınma simülatörü deneylerinde yağlayıcı sıvı içerisindeki proteinlerin çökmesi ile yüzey üzerinde koruyucu bir film tabakası oluşmakta ve bu tabaka yüzeyin aşınmasını önlemektedir. Deneysel çalışmalar sonucunda elde edilen aşınma miktarları ise düşük değerlerde kalmaktadır. Oysa vücut içerisindeki bağlantılarda durum bu şekilde gelişmemektedir. Dolayısıyla sürtünmeye bağlı olarak ortaya çıkan sıcaklık artışı deneysel sonuçlarda sapmalara neden olabilmektedir. Potansiyel biyolojik hasarlar 40 °C sıcaklıkta ortaya çıkmaya başlamaktadır [24]. 42 °C veya 43 °C'de yumuşak dokular, 45 °C'den itibaren de kemik hücreleri hasar görmeye başlamaktadır [21]. Yüzeylerde ortaya çıkan 6 °C'lik sıcaklık artışı hücre ölümlerine, fibroz doku oluşumlarına ve bunların sonucunda protezin gevşemesine neden olabilmektedir [20].

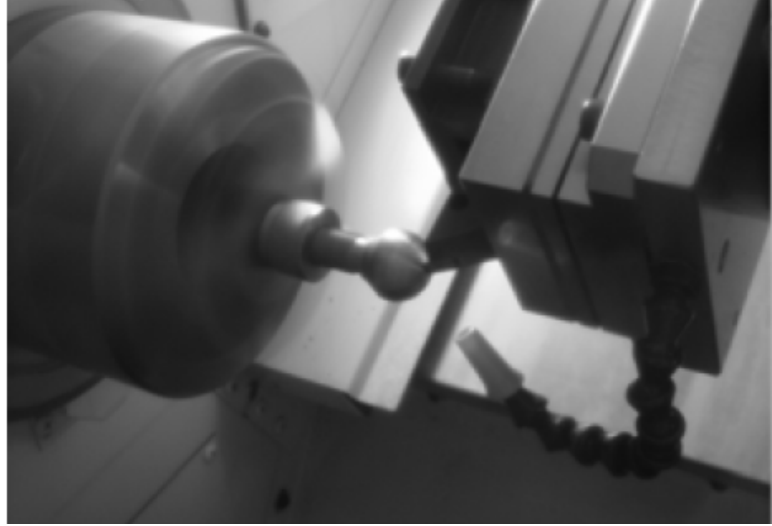
3.5 Total Kalça Pratezlerinin İmalatı

Yaklaşık 200.000 etilen biriminin molekül zincir oluşturması ile UYMAPE reçine tozu elde edilmektedir. Medikal derecede UYMAPE tozunun sahip olması gereken özellikler ISO 5834-1 standartında [170] belirtilmiştir. Sıcak izostatik presleme veya ekstrüzyon yöntemleri yardımı ile belirli çap ve boylarda elde edilen çubuklar talaşlı şekil verme yöntemleri ile asetabular insert şeklinde işlenmektedir. UYMAPE asetabular insertler basınçlı döküm yöntemi ile yarı mamul ya da mamul şeklinde de imal edilebilmektedirler. Sonrasında ise talaşlı şekil verme yöntemleri kullanılarak yarı mamuller son ölçü değerlerine getirilmektedir [15].

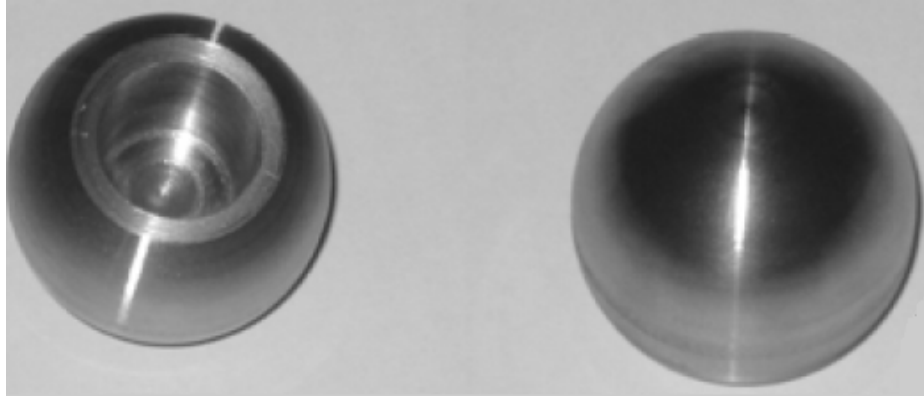


Şekil 3.11 UYMAPE asetabular insert imalatı. a) UYMAPE toz reçine, b) reçineden elde edilmiş çubuklar, c) çubukların CNC tornada işlenmesi, e) UYMAPE asetabular insertler [15]

CoCrMo femur başları CNC torna tezgahlarında elmas kesici uçlar kullanılarak imal edilmektedir. Femur başlarının yüzey pürüzlülük değerlerinin 0.02 and 0.03 μm arasında olması gerektiğinden [171] tornalama işleminin ardından femur başı yüzeyleri lepleme işlemi ile standartta belirtilen değerler arasına getirilmektedir.



Şekil 3.12 CoCrMo femur başının CNC torna tezgahında imal edilmesi [172].



Şekil 3.13 CoCrMo femur başının imal edilmiş hali [172].

DENEYSEL ÇALIŞMA

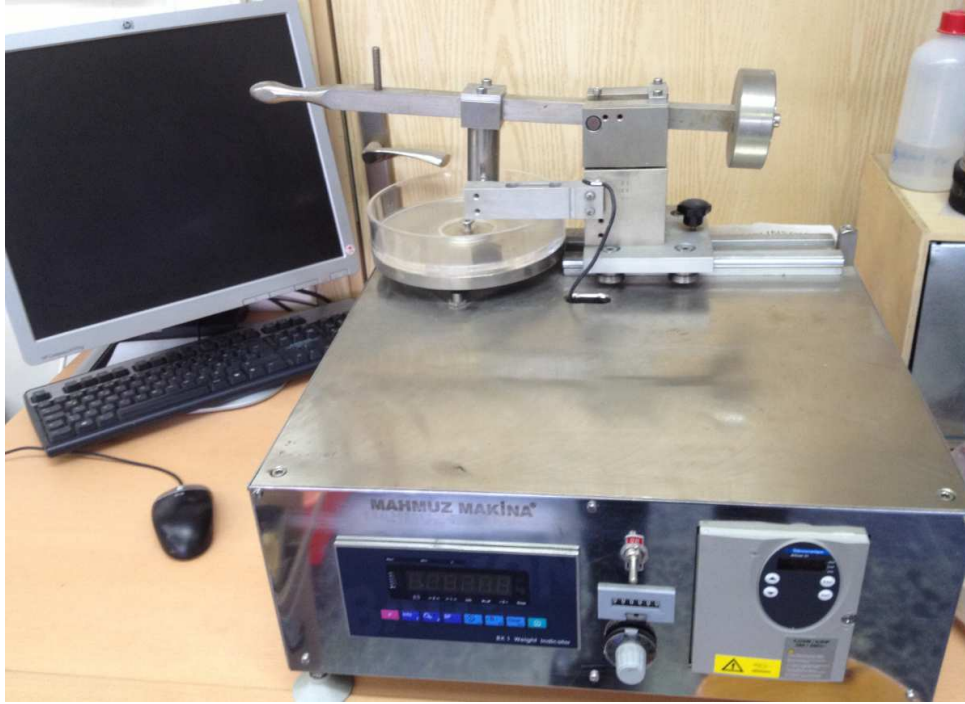
Deneysel çalışmada, Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen (UYMAPE), Vitamin E ile karıştırılmış Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen (VE-UYMAPE), Çapraz Bağlı Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen (ÇUYMAPE) ve Vitamin E ile karıştırılmış Çapraz Bağlı Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen (VE-ÇUYMAPE) malzemelerin, farklı yüzey özelliklerine ve farklı deney şartlarına bağlı olarak gösterdikleri tribolojik davranışlar incelenmiş, sonuçlar matematiksel olarak ve yapay sinir ağları ile modellenmiştir. Deneysel çalışma iki bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde her bir malzeme grubunun aşınma davranışı pim-disk aşınma testi ile incelenmiştir. Aşınma deneyleri için dört malzeme grubundan 40 mm çapında disk numuneleri hazırlanmıştır. Karşı yüzey olarak ise CoCrMo pimler kullanılmıştır. İkinci bölümde ise asetabular insert ve femur başı yüzeylerinde sürtünmeye bağlı sıcaklık artışı ölçülmüştür. Deneyler kalça ekleminin yürüme hareketini simüle eden deney düzeneğinde gerçekleştirilmiştir.

4.1 Pim-Disk Aşınma Deneyleri

Aşınma deneylerinde disk malzemesi olarak UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-UYMAPE, pim malzemesi olarak ise CoCrMo kullanılmıştır. Deneyler şekil 4.1'de görülen pim-disk aşınma cihazında gerçekleştirilmiştir. Deneylerin sıvı ortamda gerçekleştirilebilmesi amacıyla, sadece kuru ortam şartlarındaki aşınma testleri için kullanılmakta olan cihaza uygun bir yağlayıcı tankı tasarlanarak, cihaz modifiye edilmiştir.

Deneyler 10 N, 35 N ve 60 N'luk yükler altında 1 saat, 2 saat ve 3 saat gibi farklı aşınma zamanları için tekrar edilmiştir. Yağlayıcı olarak ultra saf su kullanılmış ve yağlayıcı

ortama 5 gr ve 10 gr kemik çimentosu (PMMA) eklenerek malzemelerin 3 elemanlı aşınma davranışları incelenmeye çalışılmıştır.



Şekil 4.1 Pim-disk aşınma test cihazı

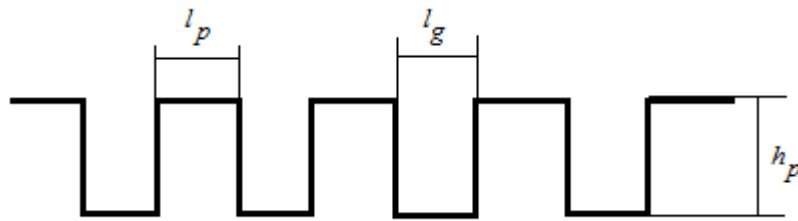
4.1.1 Disk numunelerinin imalatı

Aşınma testi için disk numuneleri; MediTECH Medical Polymers (Vreden, Almanya) firmasından temin edilen Chirulen 1020 (UYMAPE), Chirulen 1020 E (VE-UYMAPE), Chirulen 1020 X-PE (ÇUYMAPE) ve Chirulen 1020-E X-PE (VE-UYMAPE) çubuklardan imal edilmişlerdir. ASTM G99-05 [173] standardına göre 5 mm kalınlığında, 40 mm ve 60 mm çapında olacak şekilde tornada kesilerek imal edilmiş olan numunelerin yüzeyleri 800, 1000, 1200 ve 2000 kumluk zımparalar ile zımparalanmıştır. Her bir malzeme için üç grup deney numunesi hazırlanmıştır 1. grup numunelerin yüzeyleri tornada işlenmiş ve zımparalanmıştır. 2. grup numunelerin yüzeylerinde CNC freze tezgahında, çapı 0,3 mm, derinliği ise 0,5 mm olacak şekilde gözenekler oluşturulmuştur. Gözeneklerin merkezleri arasındaki mesafe 1,5 mm'dir. 3. grup numunelerin yüzeylerine ise aynı yöntem ile 0,5 mm çapında, 0,5 mm derinliğinde gözenekler işlenmiştir. Gözeneklerin merkezleri arasındaki mesafe 2 mm'dir.

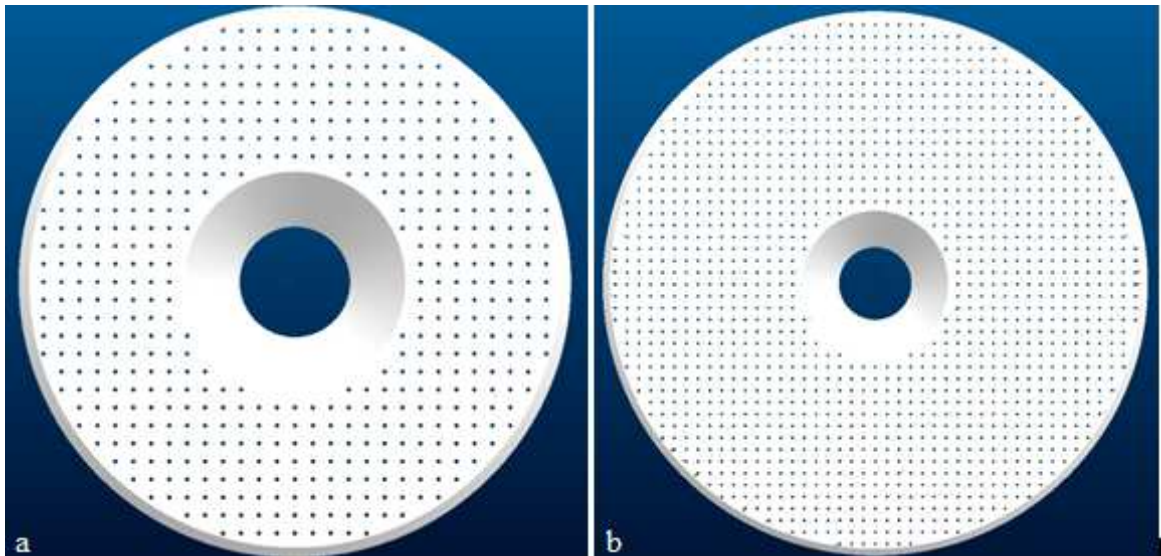
Malzeme yüzeylerinde oluşturulan gözenekler ile sürtünme yüzeylerinin yağlama özelliğinin iyileştirilmesi amaçlanmış ve bu gözeneklerin aşınma ve sıcaklık artışı üzerindeki etkisi belirlenmeye çalışılmıştır. Yüzeyde oluşturulan gözeneklerin geometrisi literatür çalışmalarının sonuçlarından faydalanılarak belirlenmiştir [12], [68], [174]. Nishimura ve diğerleri [68] yaptıkları çalışmada UYMAPE malzemesi için optimum gözenek çapının 0,5 mm, gözeneklerin kenarları arasındaki mesafenin ise 1,2 mm olduğunu belirtmişlerdir. Suh ve diğerleri ise [174] sürtünme ve aşınmanın azaltılabilmesi için aşağıda belirtilen durumlardan kaçınılması gerektiğini aksi takdirde gözeneklerin sıvanarak etkinliklerini kaybedeceklerini ifade etmişlerdir.

$$\frac{l_g}{l_p} \ll 1, \quad \frac{l_p}{l_g} \ll 1, \quad \frac{l_p}{h_p} \ll 1$$

Burada l_p gözeneklerin kenarları arasındaki mesafeyi, l_g gözeneklerin çapını, h_p ise gözeneklerin derinliğini ifade etmektedir.



Şekil 4.2 Disk yüzeylerine işlenen gözeneklerin şematik gösterimi



Şekil 4.3 0.5 mm (a) ve 0.3 mm (b) çapında gözenekler işlenmiş deney numunelerinin CAD/CAM modelleri.

Çizelge 4.1 Disk numunelerinin yüzey pürüzlülük değerleri

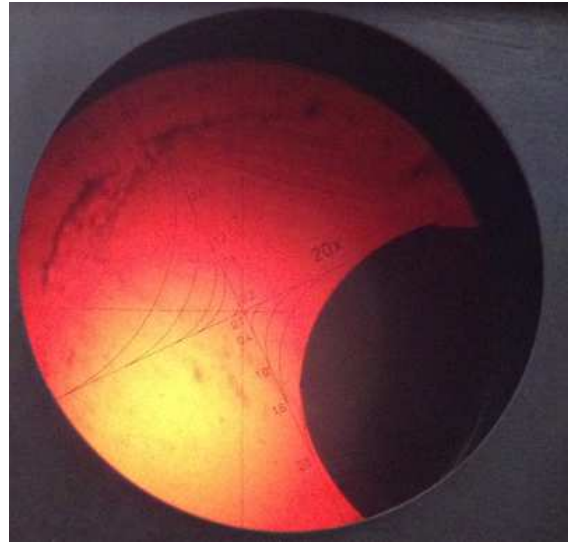
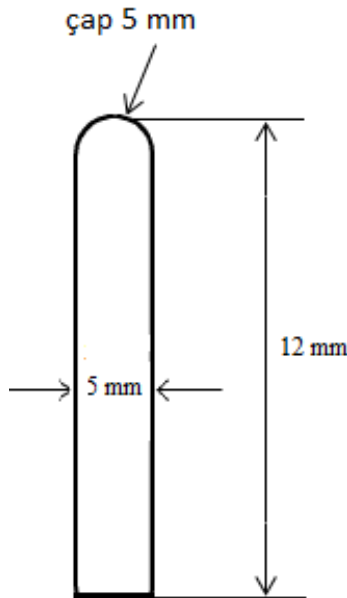
	Ra (μm)	Rv (μm)	Rp (μm)	Rt (μm)	Rz (μm)
UYMAPE-1	0,678	1,273	1,468	3,066	2,742
UYMAPE-2	0,673	1,546	1,523	3,75	3,07
UYMAPE-3	0,690	2,91	1,777	5,683	4,687
UYMAPE-4	0,694	2,623	1,796	4,882	4,42
UYMAPE-5	0,691	2,623	1,839	5,058	4,462
UYMAPE-6	0,658	1,203	1,335	3,222	2,539
UYMAPE-7	0,678	1,234	1,402	2,949	2,636
UYMAPE-8	0,668	2,113	1,839	5,761	3,953
UYMAPE-9	0,679	2,317	1,764	4,892	4,082
VE-UYMAPE-1	0,609	1,468	1,191	3,164	2,66
VE-UYMAPE-2	0,533	2,19	1,595	4,287	3,785
VE-UYMAPE-3	0,564	2,395	1,669	5,527	4,065
VE-UYMAPE-4	0,56	2,158	1,523	4,511	3,681
VE-UYMAPE-5	0,562	1,393	1,132	3,398	2,526
VE-UYMAPE-6	0,579	1,412	1,608	3,955	3,02
VE-UYMAPE-7	0,64	1,437	1,277	3,242	2,714
VE-UYMAPE-8	0,614	1,695	1,513	4,404	3,209
VE-UYMAPE-9	0,62	1,437	1,402	3,144	2,839
ÇUYMAPE-1	1,131	4,059	2,672	7,861	6,731
ÇUYMAPE-2	0,998	3,218	3,015	7,832	6,234
ÇUYMAPE-3	0,985	3,929	2,669	8,632	6,598
ÇUYMAPE-4	1,252	4,839	2,923	11,2	7,763
ÇUYMAPE-5	0,917	3,014	3,723	8,398	6,738
ÇUYMAPE-6	1,093	3,585	3,148	8,222	6,734
ÇUYMAPE-7	0,993	3,292	2,906	8,398	6,199
ÇUYMAPE-8	1,07	4,234	3,074	11,05	7,308
ÇUYMAPE-9	0,989	2,945	2,585	6,464	5,531
VE-ÇUYMAPE-1	0,852	3,784	2,973	8,535	6,757
VE-ÇUYMAPE-2	0,854	1,25	1,964	4,179	3,214
VE-ÇUYMAPE-3	0,848	2,46	2,921	6,933	5,382
VE-ÇUYMAPE-4	0,839	1,652	2,312	6,904	3,964
VE-ÇUYMAPE-5	0,847	1,468	2,14	4,042	3,609
VE-ÇUYMAPE-6	0,84	1,171	2,316	4,218	3,488
VE-ÇUYMAPE-7	0,829	2,428	2,737	6,24	5,166
VE-ÇUYMAPE-8	0,881	1,246	1,96	3,476	3,207
VE-ÇUYMAPE-9	0,822	2,161	2,493	5,791	4,654

Disk numuneleri, ultrasonik temizleyicide 30 °C sıcaklıkta, ilk olarak 15 dk. ultra saf su içerisinde, ardından 30 dk. etil alkol çözeltisinde,son olarak 15 dk. ultra saf su içerisinde yıkanmış, ardından açık havada kurumaya bırakılmıştır.

4.1.2 Pim numunelerinin imalatı

CoCrMo pim numuneleri 5 mm çapında, 12 mm boyunda olacak şekilde torna tezgahında imal edilmiştir. Pimlerin disk numuneleri ile temasının düzgün olması ve oluşacak temas basıncının homojen bir şekilde dağılımının sağlanması için pimlerin uçlarına 5 mm çapında küresel form oluşturulmuştur. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin iyileştirilmesi için pimlerin uçları 800, 1000, 1200 ve 2000 kumluk zımparalar ile torna tezgahında zımparalanmıştır. Numunelerin yüzey pürüzlülük değerleri ortalama 0,5 µm olarak ölçülmüştür. Pim numunelerinin şematik çizimi ve profil projeksiyon cihazında yapılan ölçümlerin görüntüsü aşağıdaki şekilde görülmektedir.

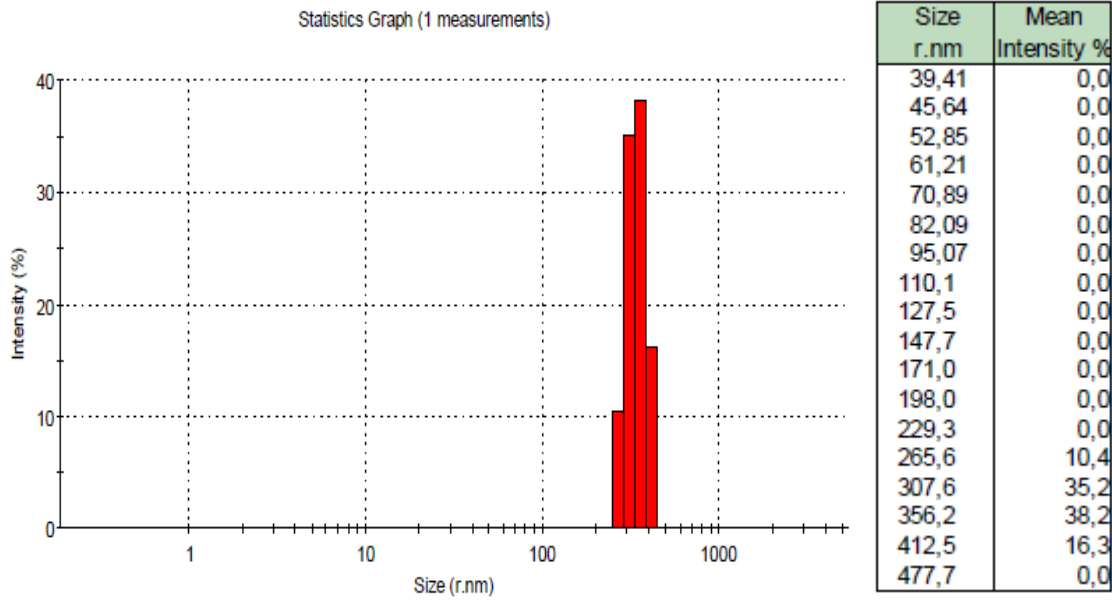
Deneylerin uygulanmasından önce CoCrMo pim numuneleri ultrasonik temizleme cihazında ilk olarak ultra saf su içerisinde 15 dk., ardından asetilen içerisinde 30 dk. ve son olarak da ultra saf su içerisinde 15 dk. yıkanarak temizlenmiştir.



Şekil 4.4 CoCrMo pim numunelerinin şematik çizimi ve profil projeksiyon cihazında ölçümü.

4.1.3 Polimetil Metakrilat'ın (PMMA) karakterizasyonu:

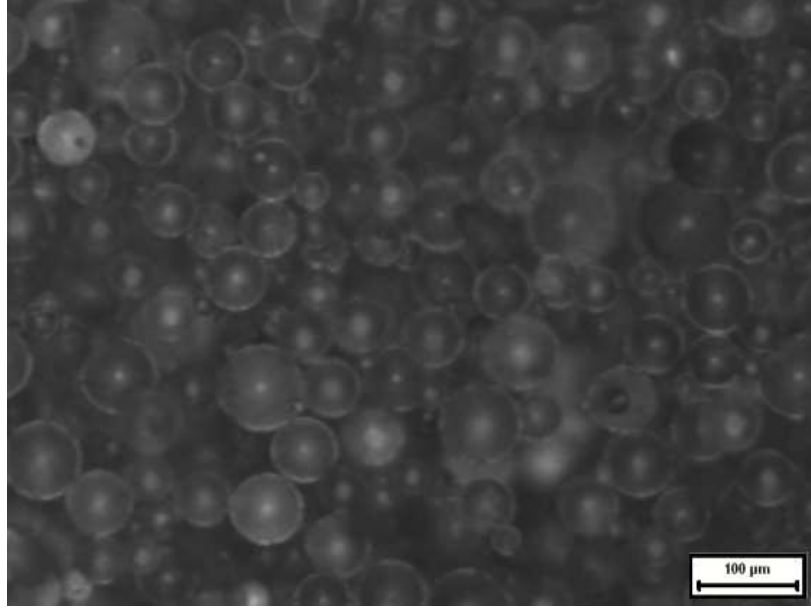
Deneylerde aşındırıcı parçacık olarak kullanılmış olan PMMA'nın partikül çapının ölçümü Malvern Nano ZS10 Zeta Sizer Nano Series (Malvern Instruments) ile gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar Şekil 4.5'de görülmektedir.



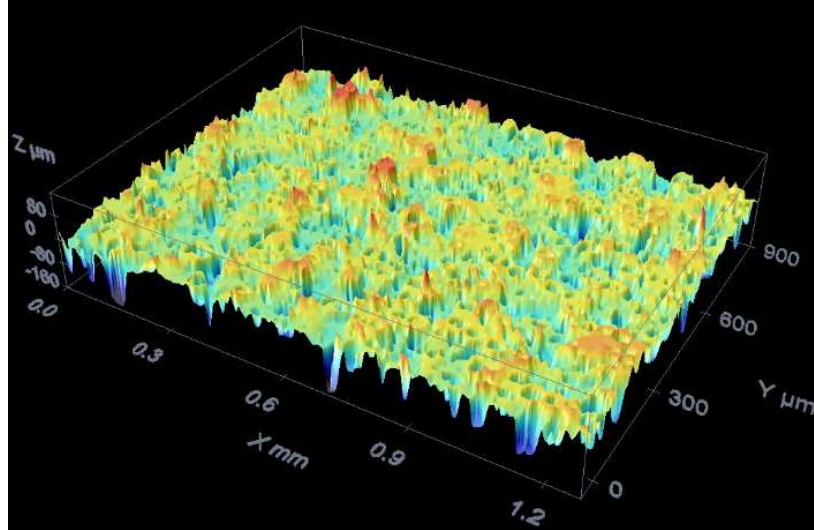
Şekil 4.5 PMMA partiküllerinin Zeta Sizer ile yapılan çap ölçümü sonuçları

Şekilde PMMA partiküllerinin çap büyüklüklerinin yüzdelik dağılımı görülmektedir. Partiküllerin ortalama çapı 339 nm olarak ölçülmüştür.

Şekil 4.6 ve şekil 4.7'de PMMA partiküllerinin Leica DCM 3D mikroskopu ile alınmış iki boyutlu ve 3 boyutlu görüntüleri verilmiştir. Çapları 264.3 nm ile 412.5 nm arasında değişim gösteren taneciklerin düzgün küresel şekilli oldukları görülmektedir.



Şekil 4.6 PMMA partiküllerinin 2B mikroskop görüntüsü



Şekil 4.7 PMMA partiküllerinin 3B mikroskop görüntüsü

4.1.4 Taguchi Yöntemi ile Deneysel Tasarımın Yapılması

Bir süreci etkileyen değişkenlerin seviyeleri arasında optimum kombinasyonun belirlenmesi amacıyla Taguchi tarafından geliştirilmiş olan ve kendi adıyla anılan deneysel tasarım yöntemi, deneylerin gerçekleştirilmesinde ve değerlendirilmesinde verimliliği arttıracak bir çözüm sunmaktadır. Taguchi yönteminin esas amacı; hedef değer etrafındaki değişkenliğin azaltılmasıdır. Böylece deney öncesi yapılan çalışmalar ile birlikte deney sayılarını önemli ölçüde azaltmak mümkün olmaktadır [175], [176].

Taguchi Deney Tasarımı tekniğinin uygulanabilmesi için izlenmesi gereken adımlar aşağıda belirtildiği gibidir:

1. Değerlendirilecek faktör ve etkileşimlerin seçilmesi,
2. Faktör düzeylerinin seçilmesi,
3. Uygun ortogonal düzenin seçilmesi,
4. Faktör veya etkileşimlerin kolonlara atanması,
5. Testlerin yapılması,
6. Sonuçların analiz edilmesi,
7. Doğrulama deneylerinin yapılması.

Bu adımların izlenmesi sonucunda süreç için en iyi performansın elde edileceği değişkenler ve seviyeleri belirlenerek, bu değişkenlerin kalite değeri üzerindeki etkisi tahmin edilebilecektir. Böylelikle en iyi deney değişkenlerinin belirlenmesi sonucunda elde edilebilecek kalite değeri öngörülebilecektir.

Bu çalışmada pim-disk aşınma testi için yüzey, kuvvet, PMMA miktarı ve zaman olmak üzere toplam dört değişken seçilmiştir. Her bir değişken için üç seviye belirlenmiş, faktör etkileşiminin olmadığı kabul edilmiştir. Yüzey değişkeni için UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE, VE-UYMAPE malzemelerinin her birinden üçer grup deney numunesi hazırlanmış ve bu gruplardaki disk numunelerinin yüzeyleri gözeneksiz, 0,3 mm gözenekli, 0,5 mm gözenekli olacak şekilde üç seviyeye ayrılmıştır. PMMA değişkeni için 0 gr, 5 gr ve 10 gr şeklinde üç seviye belirlenmiştir. Kuvvet değişkeninin seviyeleri 10 N, 35 N, 60 N şeklinde, zaman değişkeninin seviyeleri ise 1 saat, 2 saat ve 3 saat şeklinde seçilmiştir. Değişkenler ve seviyeleri belirlenirken literatür çalışmaları referans alınmıştır [153].

Faktör ve seviyelerinin belirlenmesinin ardında ortogonal dizinin seçilmesi aşamasına geçilmiştir. Ortogonal dizi, ürün ortalaması ve varyansında etkili olan birçok faktörle aynı anda ve daha kısa sürede çalışmayı sağlamaktadır. Deneysel çalışmaya uygun ortogonal dizinin seçiminde faktörlerin toplam serbestlik dereceleri temel alınmaktadır. Faktörlerin toplam serbestlik derecesi herbir faktörün ve etkileşimlerinin serbestlik derecesinin toplanması ile hesaplanmakta ve elde edilen değere uygun olan dizi seçilmektedir. Toplam serbestlik derecesine 1 eklendiğinde elde edilen sayı ortogonal dizinin deneme sayısını vermektedir. Toplam serbestlik derecesi deneme sayısına eşit

veya büyük bir değer ise bu durumda bir üst dizinin seçilmesi uygun olacaktır. Bu çalışmada incelenen faktörler ve serbestlik dereceleri Çizelge 4.2'de belirtildiği gibidir.

Çizelge 4.2 Pim-disk deneylerinde kullanılan faktörler, seviyeleri ve serbestlik dereceleri

Seviye	Faktörler			
	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (gr)	Zaman (saat)
1	Gözeneksiz	10	0	1
2	0.3 mm Gözenekli	35	5	2
3	0.5 mm Gözenekli	60	10	3
Serbestlik derecesi	3-1=2	3-1=2	3-1=2	3-1=2

Faktörlerin serbestlik derecelerinin toplamının 1 fazlası $8+1=9$ olmaktadır. Bu durumda Taguchi'nin $L_9 (3^4)$ ortogonal serisinin kullanılmasının uygun olacağı düşünülmüştür. L_9 tasarım matrisi Çizelge 4.3 de görülmektedir.

Çizelge 4.3 Taguchi'nin $L_9 (3^4)$ Tasarım Matrisi

Deney sayısı	A	B	C	D
1	1	1	1	1
2	1	2	2	2
3	1	3	3	3
4	2	1	2	3
5	2	2	3	1
6	2	3	1	2
7	3	1	3	2
8	3	2	1	3
9	3	3	2	1

Çizelge 4.4 Taguchi'nin L9 (3⁴) ortogonal serisine göre düzenlenmiş deney faktörleri ve seviyeleri

Deney sayısı	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (g)	Zaman (saat)
1	0	10	0	1
2	0	35	5	2
3	0	60	10	3
4	0.3	10	5	3
5	0.3	35	10	1
6	0.3	60	0	2
7	0.5	10	10	2
8	0.5	35	0	3
9	0.5	60	5	1

Taguchi, varyasyonu azaltmak amacıyla, deney tasarımında performans kriteri olarak kullanılmak üzere, sinyal/gürültü oranı olarak adlandırılan bir dizi istatistik geliştirmiştir. Uygulamadaki problemleri, hedefin türüne göre üçe ayıran Taguchi, her bir problem için farklı bir sinyal/gürültü oranı tanımlamıştır [176]. Sinyal/Gürültü oranı küçük olan değer iyi, büyük olan değer iyi ve nominal değer iyi olmak üzere, kalite değerlerinin hedeflendiği değere göre üç farklı şekilde hesaplanmakta ve analiz edilmektedir. Sonuçların analiz edilmesi aşamasında elde edilen deney sonuçları Sinyal/gürültü (S/N) oranına çevrilerek değerlendirilmektedir.

Sonucun en düşük en iyi olduğu durumda:

Bu tür problemlerde, kalite değişkeni Y'nin hedef değeri sıfırdır. Bu durumda sinyal/gürültü oranı şöyle tanımlanmaktadır:

$$\frac{S}{G} = -10 \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i^2 \right] \quad (4.1)$$

En büyük en iyi olduğu durumda;

Bu durumda Y'nin hedef değeri sonsuzdur ve sinyal/ gürültü oranı aşağıdaki tanımlanmaktadır:

$$\frac{S}{G} = -10 \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{1}{y_i^2} \right] \quad (4.2)$$

Nominal değer en iyi olduğunda;

$$\frac{S}{G} = 10 \left[\frac{\bar{y}^2}{S^2} \right] \quad (4.3)$$

$$\bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i \quad (4.4)$$

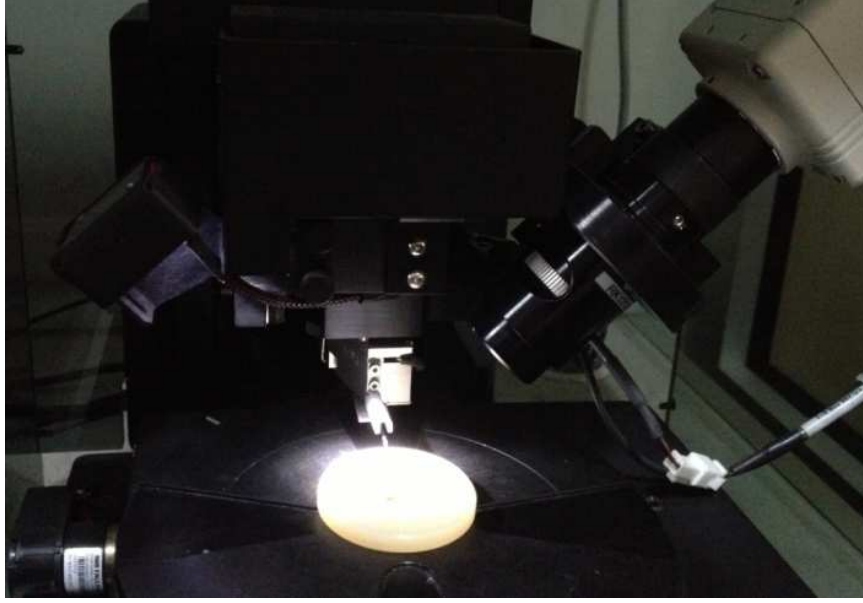
$$S^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2 \quad (4.5)$$

Burada y_i performans karakteristiği, i gözlem değeri, n bir denemede test sayısı, $\bar{y}$ gözlem değerlerinin ortalaması, S^2 gözlem değerlerinin varyansıdır. S/G oranı büyüdükçe hedef etrafında ürün varyansı küçülmektedir [177], [178]. Her üç durumda da amaç S/G oranını maksimize etmektir.

Deney sonuçlarının elde edilmesinin ardından sonuçlar bilgisayar ortamına aktarılmış ve Minitab programı yardımıyla S/G oranları hesaplatılarak grafikler çizilmiştir. Ardından test edilen parça gruplarının ortalama performansları arasındaki farklılığı ortaya koymak için Varyans analizi (ANOVA) uygulanmıştır. Varyans analizi istatistik temelli bir yöntemdir ve deneysel tasarımın temelini oluşturmaktadır. Yöntem 1930'lu yıllarda Fisher tarafından geliştirildiği için isminin baş harfinden dolayı F testi olarak da bilinmektedir. Varyans analizinin ardından doğrulama deneyleri yapılmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir.

4.1.5 Aşınma miktarının ölçülmesi

Aşınma deneyleri sonrasında yüzeyler Dektak 6M Stylus Profiler ile ölçülerek aşınma izinin alanı hesaplanmıştır. Elde edilen aşınma alanı, izin çevresi ile çarpılarak aşınma hacmi hesaplanmıştır.

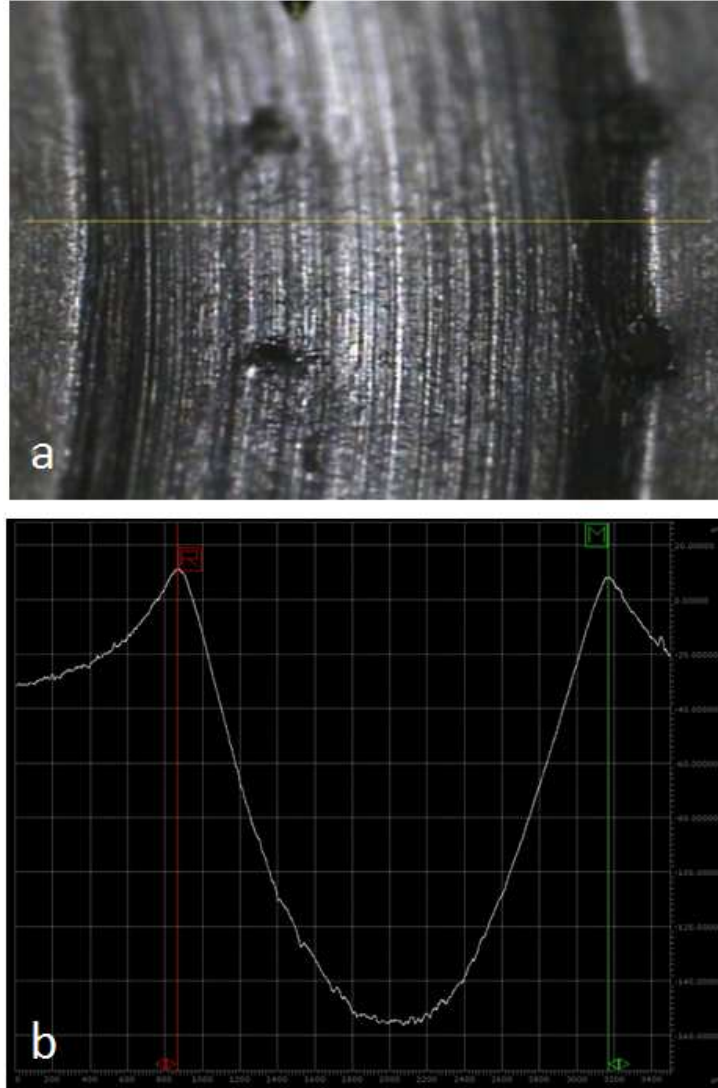


Şekil 4.8 Dektek 6M Stylus Profiler ile disk yüzeylerindeki aşınma iz profillerinin ölçülmesi

Her bir diskin aşınma faktörü, elde edilen aşınma hacmi yardımıyla aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanmıştır.

$$k = \frac{V}{NS} \quad (4.6)$$

Burada; k: aşınma faktörü, V:Aşınma hacmi (mm³), N: Uygulanan kuvvet (N), S: Sürtünme yoludur (m) [37], [179].



Şekil 4.9 Aşınma ölçümünün yapıldığı bölge (a), elde edilen iz profili (b)

4.1.6 Aşınma yüzeylerinin incelenmesi

Yüzeylerin ilk ve son hallerini kıyaslayabilmek amacıyla aşınma deneyleri öncesinde ve sonrasında sürtünme yüzeyleri Keyence VHX Dijital Mikroskop ile incelenmiş ve sonuçlar her dört malzeme grubu, yüzey özellikleri ve deney şartları açısından kıyaslanarak değerlendirilmiştir.



Şekil 4.10 Keyence VHX Dijital Mikroskop

4.2 Sürtünme Simülatörü Deneyleri

Bir metre boyunda, 40, 45 ve 60 mm çapında çubuklar şeklinde temin edilmiş ve CNC torna tezgahında imal edilmiş olan UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE asetabular insert numuneleri, kalça ekleminin yürüme hareketini simüle eden deney düzeneği kullanılarak test edilmişlerdir. Farklı kuvvet değerlerinde ve farklı çevrim sayılarında gerçekleştirilen deneylerde yağlayıcı sıvı olarak 25% Bovine Calf Serum kullanılmıştır. Yüzeyleri gözeneksiz, 0,3 mm gözenekli ve 0,5 mm gözenekli olarak hazırlanan numunelerin, yağlayıcı içerisine farklı oranlarda PMMA eklendiği durumlarda yüzeylerinde meydana gelen sürtünmeye bağlı sıcaklık artışları ölçülmüştür.

4.2.1 Asetabular insert numunelerinin imalatı

Asetabular insert numuneleri, farklı çaplardaki UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE çubuklardan, iç çapları 28 mm olacak şekilde CNC torna tezgahında işlenmişlerdir. Numunelerin iç yüzeyleri ISO 7206-2:2011 ve ISO 21535 [171,180]

standartlarına uygun bir şekilde imal edilmiş, torna tezgahının aynasına bağlı iken 800, 1000, 1200 ve 2000 kumluk zımparalar ile zımparalanarak yüzey pürüzlülük kalitesi standartta belirtilen değerler arasına getirilmiştir. Yüzeyde oluşan sürtünme sıcaklığının tek tip bir malzeme içerisinde yayılımının sağlanması için asetabular insertlerin cihaza bağlanmasında metal arkalık ya da herhangi bir bağlantı aparatı kullanılmamıştır. Bu nedenle numunelerin dış yüzeyleri 40 mm çapında, silindirik olarak tasarlanmış ve alt kısımlarında üç tane vida deliği açılmıştır. Her bir malzeme için üç grup numune hazırlanmış, birinci grup numunelerin yüzeyleri tornada işlendiği gibi bırakılmış, diğer iki grup numune yüzeylerine ise çapları 0,3 mm ve 0,5 mm'lik gözenekler işlenmiştir. Gözeneklerin geometrileri pim-disk numunelerinin yüzeylerine işlenen gözenekler ile aynıdır. Çapı 0,3 mm, olan gözeneklerin derinliği 0,5 mm, merkezleri arasındaki mesafe ise 1,5 mm'dir. 0,5 mm çapındaki gözeneklerin ise derinliği, 0,5 mm, merkezleri arasındaki mesafe 2 mm'dir. Gözeneklerin geometrileri literatür çalışmaları göz önüne alınarak belirlenmiştir [12], [68], [174]. Daha önce yapılan çalışmalar incelendiğinde gözeneklerin sadece düzlemsel yüzeylerde işlenmiş olduğu görülmektedir. Gerçek bir asetabular insert numunesin iç yüzeyine gözenek oluşturulmasına ilişkin bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Gözeneklerin insert yüzeyindeki sayısı ve dağılımının belirlenmesi noktasında, yürüme hareketi esnasında asetabular insert ve femur başının yüzeylerinin temas ettiği alan göz önünde bulundurulmuştur.

Numune yüzeylerinde sürtünmeye bağlı sıcaklık artışının ölçümü için kullanılacak olan ısı çiftlerinin yerleştirilebilmesi amacıyla numunelerin dış yüzeylerinden, sürtünme yüzeylerine 0.5 mm kalacak şekilde kör delikler açılmıştır. 3 mm çapındaki deliklerin bir tanesi asetabular kabın dip noktasında, üçer tanesi ise hareket eksenini doğrultusunda, simetrik olarak 3'er mm ara ile oluşturulmuştur. Asetabular insertlerin 7 farklı noktasından sıcaklık ölçümü yapılmıştır. Numune yüzeyindeki gözenekler ve ısı çift delikleri 5 eksenli freze tezgahında, Şekil 4.11'deki tasarıma uygun olarak işlenmiştir.

Asetabular insertlerin iç yüzeylerine işlenecek gözeneklerin ve ısı çiftlerinin yerleştirileceği kör deliklerin tasarımı Kalekalıp Makine ve Kalıp Sanayii A.Ş. firmasında CATIA programı kullanılarak gerçekleştirilmiş ve ilgili CAM programları yazılmıştır. Asetabular insertlerin tezgaha bağlanması için özel bağlantı aparatı imal edilerek, gözenekler ve kör delikler beş eksenli freze tezgahında işlenmiştir. İşleme esnasında

numuneler bağlandıkları altlık üzerinde belli açılarda hareket ettirilerek gözeneklerin numune yüzeylerine dik olacak şekilde işlenmeleri sağlanmıştır.



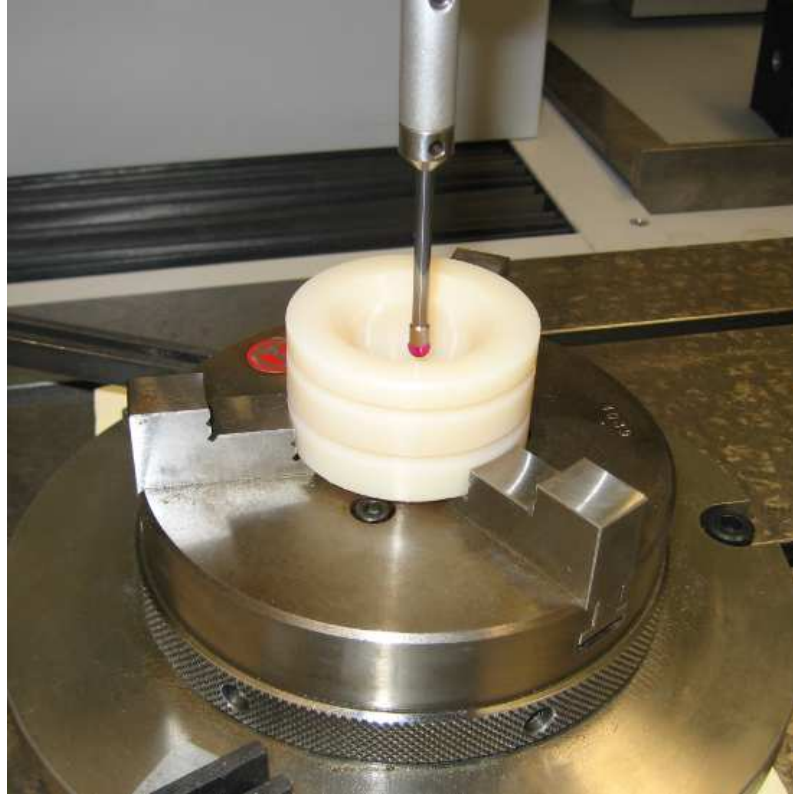
a)

b)

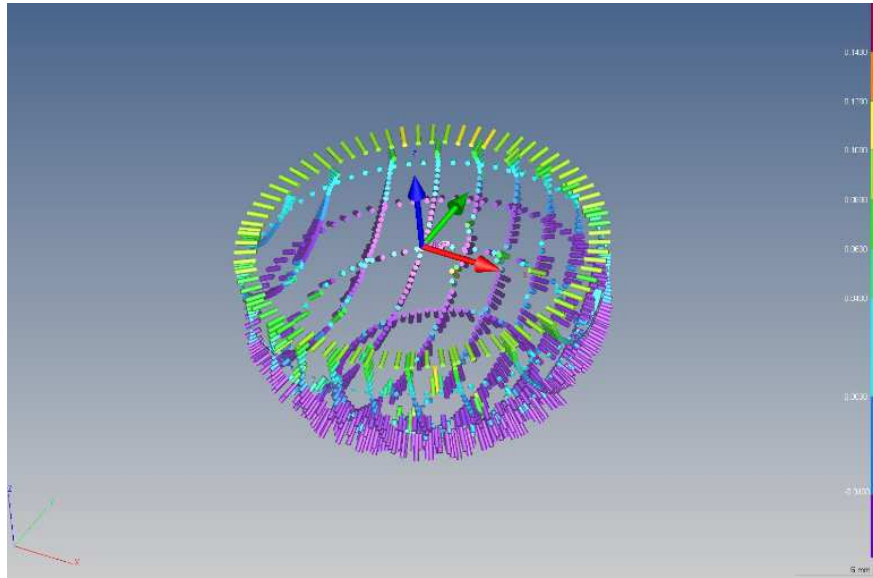
Şekil 4.11 a) Asetabular insert numunelerinin CAD/CAM ortamındaki 3B tasarım görüntüsü, b) Yüzeyine gözenek işlenmiş asetabular insert numunesi

4.2.1.1 Asetabular insert numunelerinin boyut ve yüzey özelliklerinin ölçüm ve değerlendirilmesi

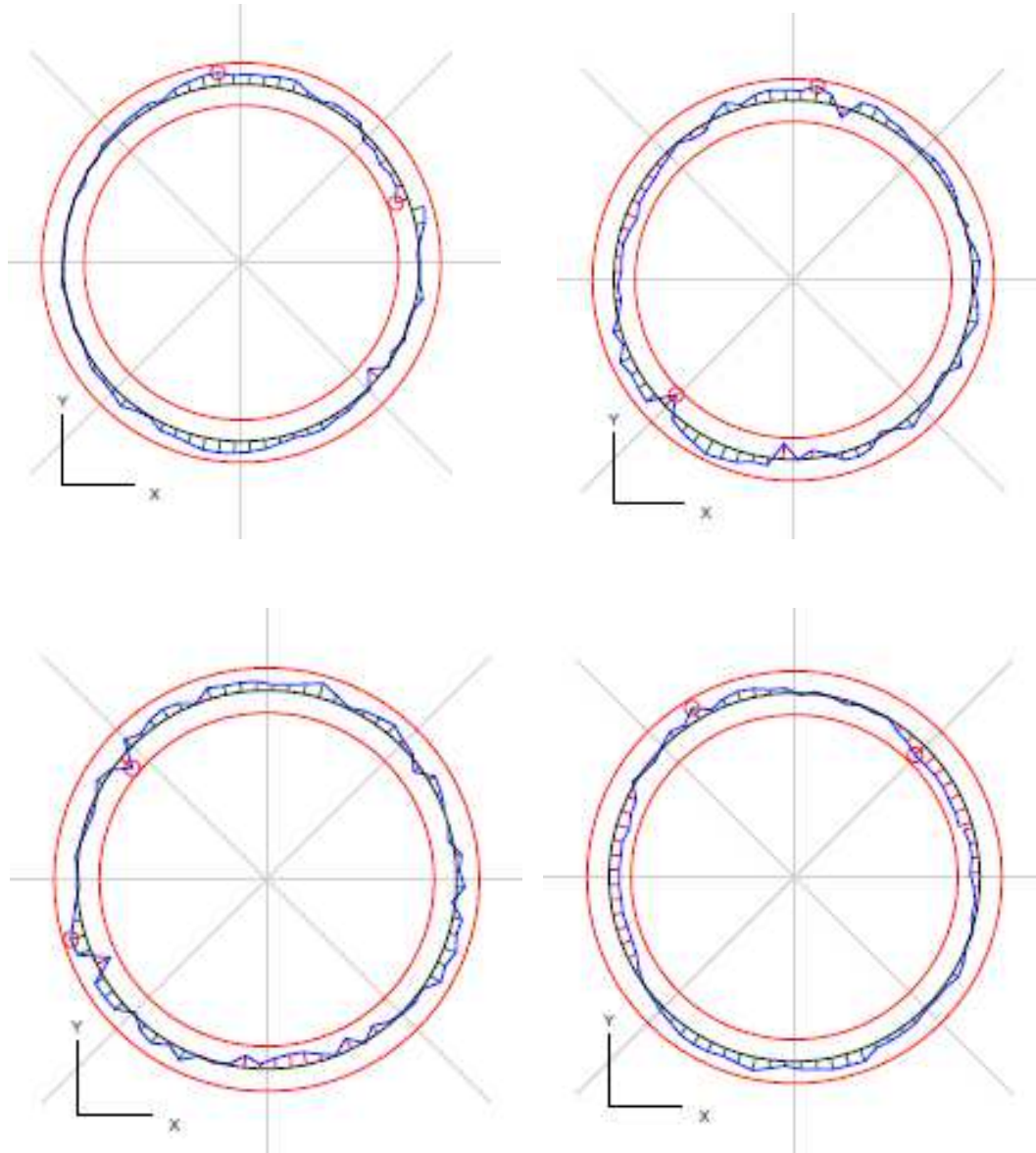
Numunelerin boyutsal kontrolü Zeiss Türkiye firmasında ISO 7206-2:2011 ve ISO 21535 standartlarına [171], [180] uygun şekilde, Calypso 5.2.04 CMM cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Asetabular insertlerin iç yüzeylerinde beş farklı yükseklikten dokunmatik ölçme ucu ile dairesel tarama yapılmış ve eksen çizgileri elde edilmiştir. Benzer şekilde merkez noktasının sağında ve solunda beşer farklı hat boyunca tarama yapılarak meridyen çizgileri oluşturulmuştur. Elde edilen sonuçlar yardımıyla asetabular insertlerin geometrik açıdan değerlendirmesi, tolerans değeri 0,02 alınarak yapılmıştır [171], [180]. Dairesellik ölçümlerinin sonuçları her bir malzeme grubu için birer örnek verilerek, şekil 4.14’de gösterilmiştir.



Şekil 4.12 Asetabular insert numunelerinin CMM ile ölçümü



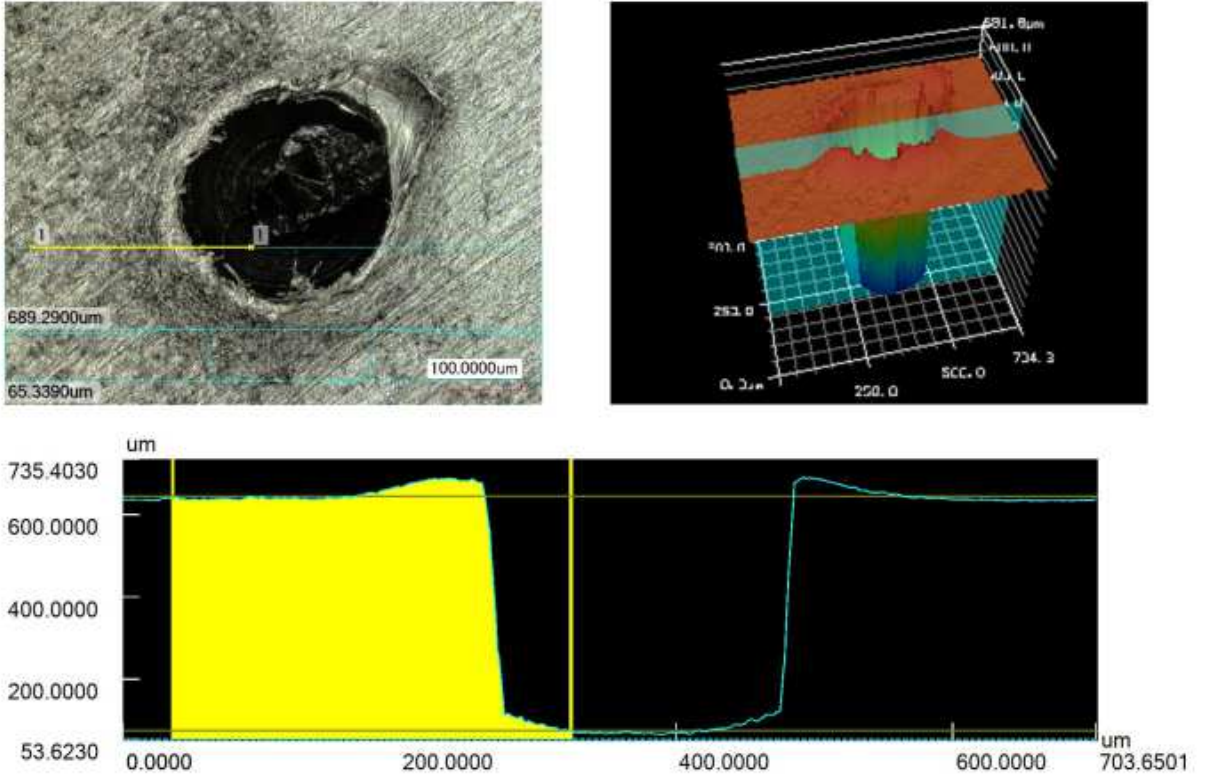
Şekil 4.13 CMM ile farklı noktalardan dokunarak yapılan tarama sonucu elde edilen nokta bulutu.



Şekil 4.14 UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE, VE-ÇUYMAPE numunelerinin dairesellik ölçümü sonuçları

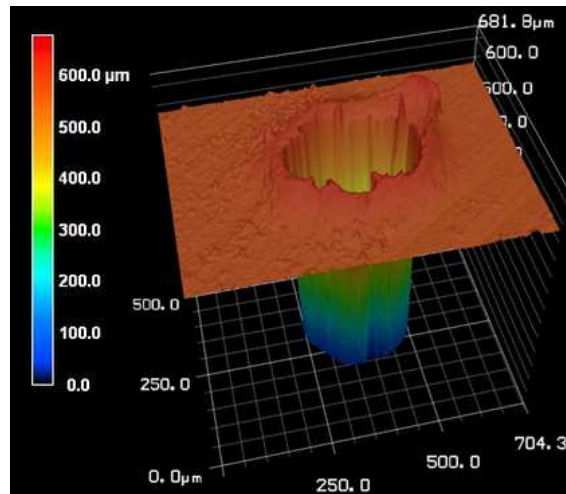
Dairesellik ölçümü sonucunda numunelerin her biri ilgili standartta [171], [180] belirtilen tolerans sınırları temel alınarak ayrı ayrı değerlendirilmiş ve numunelerin geometrik açıdan tolerans limitleri dahilinde olduğu görülmüştür.

Asetabular insert numunelerinin yüzeylerinde oluşturulan gözeneklerin ölçümü Viyana Teknik Üniversitesi Nanometroloji Laboratuvarı'nda Keyence Laser Scanner mikroskobu ile gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sonuçları Şekil 4.15'te görülmektedir.



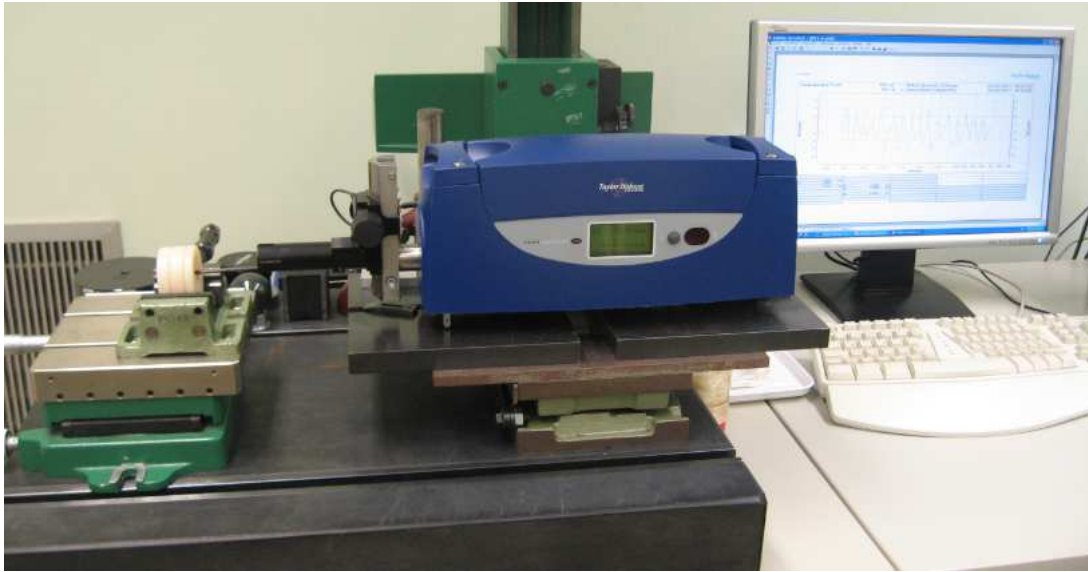
Şekil 4.15 Asetabular insert numunelerinin yüzeylerinde oluşturulan gözeneklerin mikroskop görüntüleri

Şekilde numune yüzeyinde bulunan bir gözenğin üst görünüşü (a), bir deliğin üç boyutlu görüntüsü (b) ve üç boyutlu görüntüde belirtilen düzlem boyunca alınan kesit profili (c) görünmektedir. Ölçüm verilerinden deliğin derinliğinin ortalama 547.422 μm olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.16 Asetabular insert numunelerinin yüzeylerinde oluşturulan gözeneklerin üç boyutlu görüntüsü

Numunelerin yüzey pürüzlülük ölçümleri Taylor Hobson Form Talysurf Intra cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Pürüzlülük ölçümlerinin sonuçları şekil 4.17’de görülmektedir.



Şekil 4.17 Asetabular insert numunelerinin yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi

Ölçüm işlemlerinin ardından asetabular insert numuneleri, ultrasonik temizleyicide 30 °C sıcaklıkta, ilk olarak 15 dk. ultra saf su içerisinde, ardından 30 dk. etil alkol çözeltisinde, son olarak 15 dk. ultra saf su içerisinde yıkanmış, ardından açık havada kurumaya bırakılmıştır. Kurutulan numuneler steril edilerek deneye hazır hale getirilmiştir.

Asetabular insert ve femur başı malzemelerinin bazı termal ve mekanik özellikleri çizelge 4.5’de görülmektedir. Malzemelerin eldesine ve özelliklerine ait tedarikçi firmadan temin edilen detaylı bilgiler Ek-C’de paylaşılmıştır.

Çizelge 4.5 Malzemelerin bazı termal ve mekanik özellikleri

Özellik	Birim	UHMWPE	VE- UHMWPE	ÇUYMAPE	VE- ÇUYMAPE	CoCrMo
Yoğunluk	kg/m ³	936	937	931	932	8270
Çekme dayanımı	MPa	51,1	54,3	48,04	52,3	655
Sertlik	Shore D HV	65	66	65	64	310 HV
Termal iletkenlik	W/(m*K)	0.420	0.412	0.458	0.428	12.1

Çizelge 4.6 Asetabular insert numunelerinin yüzey pürüzlülük değerleri

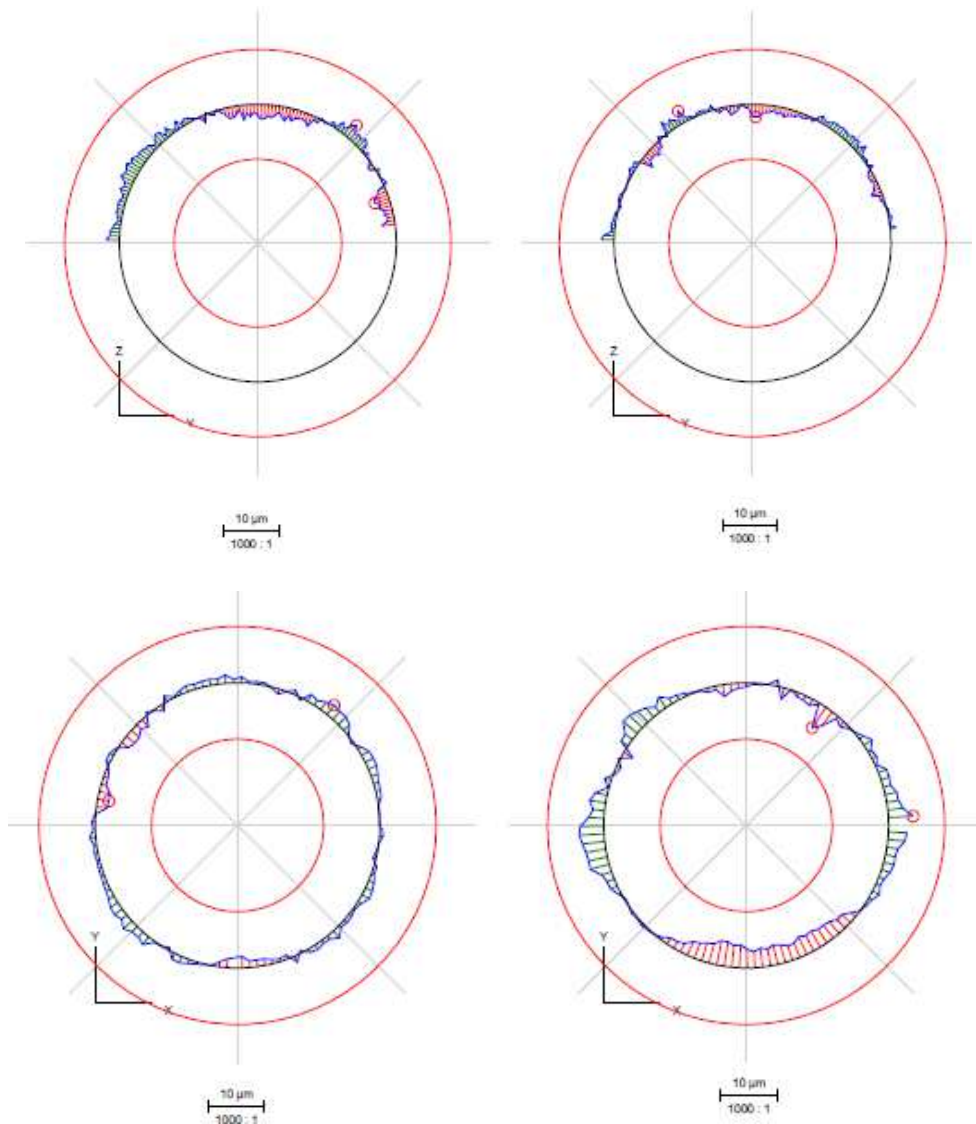
	Ra (µm)	Rv (µm)	Rp (µm)	Rt (µm)	Rz (µm)
UYMAPE-1	0,66	1,488	1,601	3,652	3,089
UYMAPE-2	0,662	1,453	1,601	3,222	3,054
UYMAPE-3	0,666	3,1	1,611	5,976	4,711
UYMAPE-4	0,633	1,285	1,296	3,261	2,582
UYMAPE-5	0,656	1,441	1,472	3,281	2,914
UYMAPE-6	0,656	1,582	1,355	3,32	2,937
UYMAPE-7	0,647	3,776	1,699	7,138	5,475
UYMAPE-8	0,663	4,58	1,448	7,373	6,028
UYMAPE-9	0,655	1,261	1,445	3,007	2,707
VE-UYMAPE-1	0,573	1,455	1,364	3,789	2,819
VE-UYMAPE-2	0,586	1,748	1,412	4,003	3,16
VE-UYMAPE-3	0,497	1,689	1,438	4,111	3,128
VE-UYMAPE-4	0,501	1,051	1,243	2,685	2,294
VE-UYMAPE-5	0,524	1,279	1,276	2,939	2,555
VE-UYMAPE-6	0,514	1,819	1,669	3,925	3,489
VE-UYMAPE-7	0,425	2,216	1,321	4,326	3,538
VE-UYMAPE-8	0,513	2,604	1,614	4,443	4,218
VE-UYMAPE-9	0,468	1,595	1,487	3,74	3,082
ÇUYMAPE-1	0,858	3,588	1,972	7,519	5,561
ÇUYMAPE-2	0,855	3,046	3,149	7,714	6,196
ÇUYMAPE-3	0,918	1,535	2,449	4,726	3,984
ÇUYMAPE-4	0,889	1,472	2,191	5,253	3,664
ÇUYMAPE-5	0,978	3,769	2,859	8,808	6,628
ÇUYMAPE-6	0,946	1,519	2,417	4,902	3,937
ÇUYMAPE-7	0,877	3,701	2,294	8,007	5,996
ÇUYMAPE-8	0,889	2,976	3,007	8,554	5,984
ÇUYMAPE-9	0,889	1,046	2,273	4,414	3,32
VE-ÇUYMAPE-1	0,838	1,289	2,054	3,652	3,343
VE-ÇUYMAPE-2	0,839	1,3	2,031	3,632	3,332
VE-ÇUYMAPE-3	0,816	3,505	1,819	6,201	5,325
VE-ÇUYMAPE-4	0,816	1,156	1,667	3,066	2,824
VE-ÇUYMAPE-5	0,807	1,148	1,855	3,281	3,003
VE-ÇUYMAPE-6	0,81	2,91	1,953	6,054	4,863
VE-ÇUYMAPE-7	0,802	3,479	1,888	6,943	5,367
VE-ÇUYMAPE-8	0,809	1,117	1,726	3,32	2,843
VE-ÇUYMAPE-9	0,825	2,592	2,324	6,25	4,916

4.2.2 Femur başı numunelerinin hazırlanması

Vücut içerisinde kullanılmak üzere, CoCrMo malzemeden imal edilmiş olan 28 mm çapındaki femur başları, TST Tibbi Aletler San. Ve Tic. Ltd.Şti. firması tarafından sağlanmıştır.

4.2.2.1 Femur başı numunelerinin boyut ve yüzey özelliklerinin ölçüm ve değerlendirilmesi

Femur başlarının boyutsal kontrolü Zeiss Türkiye firmasında ISO 7206-2:2011 ve ISO 21535 standartlarına [171], [180] uygun şekilde, Calypso 5.2.04 CMM cihazı ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 4.18 Femur başı numunelerinin dairesellik ölçümü sonuçları

Dairesellik ölçümü sonucunda numunelerin her biri standartta belirtilen tolerans sınırları temel alınarak ayrı ayrı değerlendirilmiş ve numunelerin geometrik açıdan tolerans limitleri dahilinde olduğu görülmüştür.

Femur başı numunelerinin yüzey pürüzlülükleri Taylor Hobson Form Talysurf Intra cihazı ile ölçülmüş ve yüzey pürüzlülük değerleri ortalama 0,005 μm olarak kaydedilmiştir.



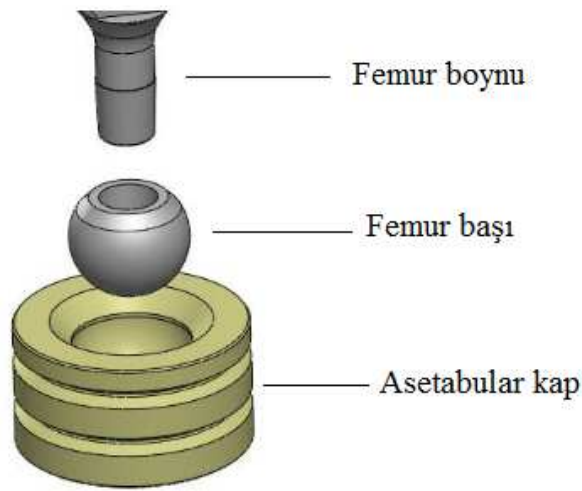
Şekil 4.19 Femur başı numunelerinin yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi

Deneylerin uygulanmasından önce CoCrMo femur başı numuneleri ultrasonik temizleme cihazında ilk olarak ultra saf su içerisinde 15 dk., ardından asetilen içerisinde 30 dk. ve son olarak da ultra saf su içerisinde 15 dk. yıkanarak temizlenmişlerdir.

4.2.3 Deney düzeneğinin hazırlanması

Yapay kalça eklemi malzemelerinin tribolojik davranışları temel olarak pim-disk, top-disk ve benzeri standart aşınma cihazlarında incelenmektedir. Fakat kalça protezlerinin geometrileri bu standart deneylerde kullanılan numunelerin geometrilerinden farklıdır. Vücut ortamına daha yakın deney şartlarının sağlanabilmesi ve malzemelerin tribolojik özelliklerinin daha doğru bir şekilde belirlenebilmesi amacıyla sürtünme ve aşınma simülatörleri geliştirilmiştir. Bir yürüme çevriminde, kalça ekleminde temelde üç farklı eksenle hareket gerçekleşiyor olmasına rağmen, yapılan çalışmalar sürtünme hareketine etki eden temel hareketin bacağın ileri geri hareketi esnasında ortaya çıkan bükme - germe (fleksiyon-ekstensiyon) hareketi olduğunu göstermiştir. Önceki yapılan

alışmalar ve ISO 14242 standardında [96] belirtilen şartlar göz önünde bulundurularak tasarlanıp imal edilen deney düzeneğinde kalça eklemine bir yürüme çevriminde gerçekleştirdiğı hareket benzetilmeye çalışılmıştır. Cihaz, standartta belirtildiğı gibi, bükme - germe düzleminde $\pm 24^\circ$ açıyla, 1 Hz frekansında basit harmonik hareket yapmaktadır. Deneylerin uygulanması esnasında ortaya çıkabilecek olumsuzlukların önlenmesi ve yağlayıcı sıvının sürtünme yüzeyleri arasında kalmasının sağlanabilmesi için literatürdeki çalışmalar [22], [27], [181] referans alınarak, deney numuneleri anatomik pozisyonun aksine femur başı yukarıda asetabular insert aşağıda olacak şekilde konumlandırılmıştır.

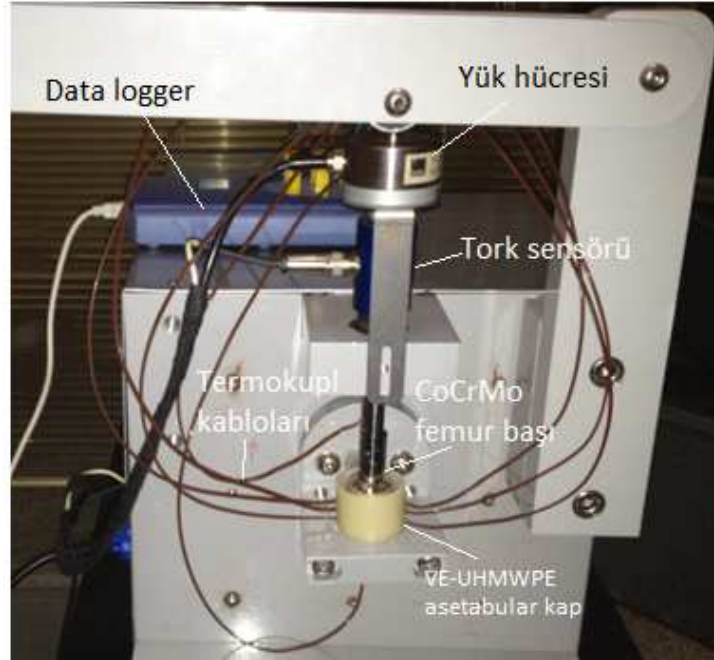


Şekil 4.20 Femur başı ve asetabular kabın deney düzeneğindeki yerleşme pozisyonu

75 kg, 100 kg ve 150 kg'lık vücut ağırlıklarını temsil etmek amacıyla 750 N, 1000 N ve 1500 N'luk sabit yükler altında deneyler gerçekleştirilmiştir. Protezli bir bireyin durmaksızın yürüyebileceğı süre göz önünde bulundurularak toplam 3 saatte (10.800 çevrim) tamamlanan deneylerde 1, 2 ve 3 saatlik yürüme çevrimleri sonucu sürtünme yüzeylerinde ortaya çıkan sıcaklık artışları ölçülmüştür.

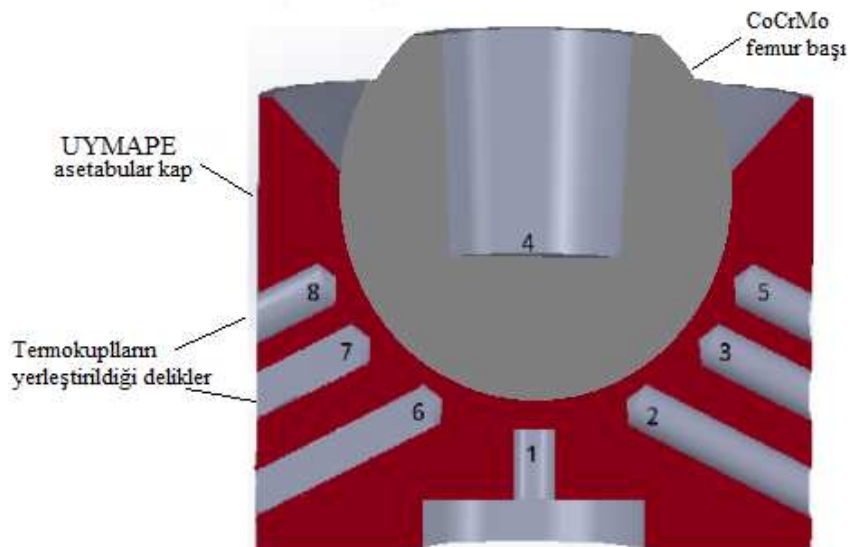
Asetabular insert numunelerinin yüzeylerindeki sıcaklık artışları ısı çiftlerinin numune yüzeylerine 0,5 mm kalıncaya kadar işlenen kör deliklere ısıyı ileten silikon yardımıyla yapıştırılması ile ölçülmüştür. Femur başı numunelerinde ise ısı çiftleri femur boynunun yerleştirileceğı boşluğa, femur boynu içerisinden geçirilerek yapıştırılmışlardır. Sıcaklık ölçümü için kullanılacak olan ısı çiftlerinin ve veri toplama cihazının (data logger) kalibrasyonları yapılarak, kalibrasyon eğrileri oluşturulmuş ve bilgisayar yazılımına bu

eğrilerden elde edilen denklemler tanımlanmıştır. Isıl çiflerden alınan gerilim değerleri bilgisayara bağlanmış olan veri toplama cihazı yardımıyla, sıcaklık değeri olarak bilgisayar ekranına aktarılmış ve kaydedilmiştir.



Şekil 4.21 Deney düzeneği

Asetabular insert ve femur başının montaj halinin kesit görüntüsü ve termokuplların yerleştirildiği pozisyonlar şekil 4.22’de görülmektedir.



Şekil 4.22 Montaj halindeki numunelerin kesit görüntüsü ve termokuplların yerleşim pozisyonları

4.2.4 Deneylerde kullanılacak olan yağlayıcı sıvının hazırlanması:

Simülatör deneylerinde sıcaklık ölçümleri hacimce 25% bovine calf serum yağlayıcı ortam şartlarında gerçekleştirilmektedir. Ultra saf su Merck Chemicals'dan, bovine calf serum (Sigma-Aldrich)'den temin edilmiştir. ISO 14242 standardına [96] göre hazırlanan hacimce 25% bovine calf serum çözeltisi içerisine mikrobiyal kontaminasyonları önlemek için 0.3% sodyum azid ve 5mM EDTA eklenmiştir. Çözeltinin vizkozitesi NDJ-1 Rotary Viscometer cihazı ile 0.002 Pa.s olarak ölçülmüştür. Doğal bir kalça eklemine yüzeyler arasında bulunan sinovial sıvının hacminin 2 ml olduğu göz önünde bulundurularak, deney düzeneğindeki numunelerin temas yüzeyleri arasına 5 ml'lik yağlayıcı sıvı enjekte edilerek deneyler gerçekleştirilmiştir.

4.2.5 Taguchi Yöntemi ile Deneysel Tasarımın Yapılması

Pim-disk aşınma testlerinde olduğu gibi sürtünme simülatöründe yapılan deneyler için de yüzey, kuvvet, PMMA miktarı ve zaman olmak üzere toplam dört değişken seçilmiştir. Her bir değişken için üç seviye belirlenmiş ve faktör etkileşiminin olmadığı kabul edilmiştir. Yüzey değişkeni için UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE malzemelerinin her birinden üçer grup deney numunesi hazırlanmış ve bu gruplardaki asetabular insert numunelerinin yüzeyleri gözeneksiz, 0,3 mm gözenekli ve 0,5 mm gözenekli olacak şekilde üç seviyeye ayrılmıştır. PMMA değişkeni için literatürde yapılan çalışmalar referans alınarak 0 gr, 25 mg ve 50 mg şeklinde üç seviye belirlenmiştir. Yan ve diğerleri [181] yaptıkları çalışmada 6 yılda asetabular insert içerisinde 50 mg aşındırıcı parçacık birikeceğini belirtmişlerdir. Wang ve Essner [153] farklı PMMA miktarları kullanarak yaptıkları çalışmada 5 g/l konsantrasyona kadar sürtünme yüzeylerinde bulunan PMMA oranının aşınma miktarı üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir. Bu bilgiler ışığında PMMA konsantrasyonu 5g/l ve 10 g/l olacak şekilde miktarlar belirlenmiştir. Kuvvet değişkeninin seviyeleri ise 75 kg, 100 kg ve 150 kg'lık bireylerin ağırlıklarını simüle etmek amacıyla, 750 N, 1000 N, 1500 N şeklinde belirlenmiştir. Zaman değişkeninin seviyeleri 1 saat, 2 saat ve 3 saat'lik yürümenin gerçekleştirilmesi durumuna benzetimde bulunulacak şekilde seçilmiştir.

Faktör ve seviyelerinin belirlenmesinin ardında ortagonal dizinin seçilmesi aşamasına geçilmiştir. Çalışmada incelenen faktörler ve serbestlik dereceleri çizelge 4.6'da belirtildiği gibidir.

Çizelge 4.7 Simülatör deneylerinde kullanılan faktörler, seviyeleri ve serbestlik dereceleri

Seviye	Faktörler			
	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (mg)	Zaman (saat)
1	Gözeneksiz	750	0	1
2	0.3 mm Gözenekli	1000	25	2
3	0.5 mm Gözenekli	1500	50	3
Serbestlik derecesi	3-1=2	3-1=2	3-1=2	3-1=2

Faktörlerin serbestlik derecelerinin toplamının 1 fazlası $8+1=9$ olmaktadır. Bu durumda Taguchi'nin L_9 (3^4) ortogonal serisinin kullanılmasının uygun olacağı düşünülmüştür. L_9 tasarım matrisi çizelge 4.7'de görülmektedir.

Çizelge 4.8 Taguchi'nin L_9 (3^4) Tasarım Matrisi

Deney sayısı	A	B	C	D
1	1	1	1	1
2	1	2	2	2
3	1	3	3	3
4	2	1	2	3
5	2	2	3	1
6	2	3	1	2
7	3	1	3	2
8	3	2	1	3
9	3	3	2	1

Çizelge 4.9 Taguchi'nin L9 (34) ortogonal serisine göre düzenlenmiş deney faktörleri ve seviyeleri

Deney sayısı	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (mg)	Zaman (saat)
1	0	750	0	1
2	0	1000	25	2
3	0	1500	50	3
4	0.3	750	25	3
5	0.3	1000	50	1
6	0.3	1500	0	2
7	0.5	750	50	2
8	0.5	1000	0	3
9	0.5	1500	25	1

DENEYSEL SONUÇLAR

UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE malzemelerden imal edilmiş olan numuneler aşınma deneyleri için pim-disk aşınma test cihazında, sürtünmeye bağlı sıcaklık değişiminin ölçülebilmesi için ise yürüme hareketini simüle eden deney düzeneğinde test edilmişlerdir. İki bölümden oluşan deneysel çalışmaların sonuçları her bir malzeme çifti için ayrı ayrı ele alınmış ve değerlendirilmiştir. İlk bölümde aşınma deneyi sonuçları, ikinci bölümde ise sürtünme simülatörü deneyinin sonuçları verilmiş ve istatistiksel değerlendirmeleri yapılmıştır.

5.1 Pim-Disk Aşınma Deneylerinin Sonuçları ve Değerlendirmesi

Pim-disk aşınma deneylerinde UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE malzemelerine ait sürtünme katsayısı ve aşınma miktarı ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Deneysel tasarıma göre dokuz farklı durumun incelendiği deneyler üç kez tekrar edilmiştir. Elde edilen sonuçlar ve değerlendirmeler aşağıda belirtilmektedir.

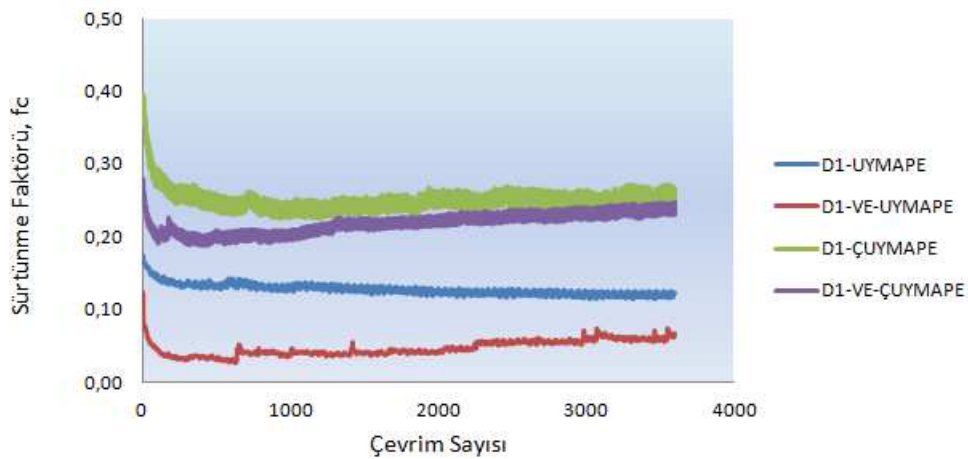
5.1.1 Sürtünme Katsayısı Ölçüm Sonuçları

UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE malzemelerinin sürtünme davranışlarının karşılaştırılabilmesi amacıyla dokuz farklı duruma göre, üç kez tekrarlanarak gerçekleştirilen deneylerde ölçülen sürtünme katsayılarının ortalama değerleri çizelge 5.1’de görülmektedir.

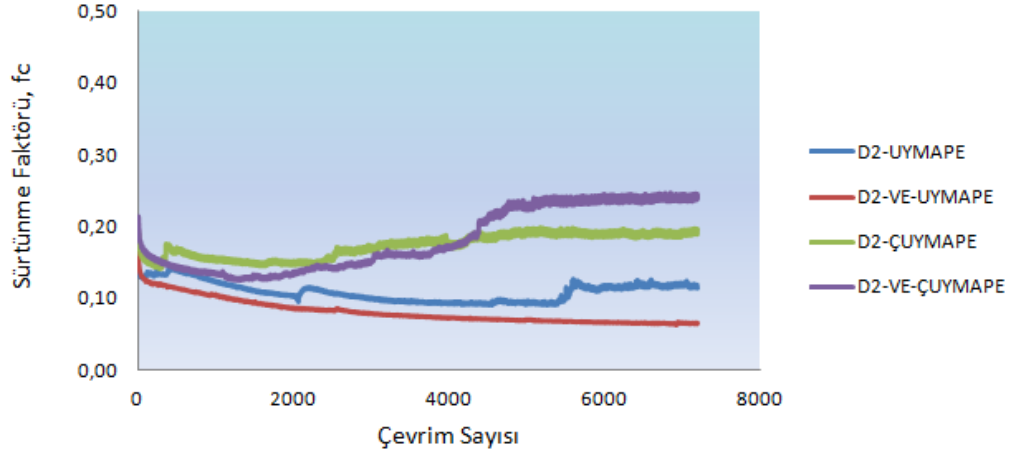
Çizelge 5.1 UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE, VE-ÇUYMAPE malzemelerine ait sürtünme katsayısı değerleri

Deney No	Faktörler				UYMAPE	VE-UYMAPE	ÇUYMAPE	VE-ÇUYMAPE
	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (g)	Zaman (saat)	fc	fc	fc	fc
1	0	10	0	1	0,13	0,05	0,25	0,22
2	0	35	5	2	0,11	0,08	0,17	0,18
3	0	60	10	3	0,14	0,05	0,20	0,14
4	0.3	10	5	3	0,12	0,08	0,25	0,23
5	0.3	35	10	1	0,09	0,15	0,10	0,10
6	0.3	60	0	2	0,10	0,06	0,12	0,11
7	0.5	10	10	2	0,13	0,09	0,15	0,13
8	0.5	35	0	3	0,11	0,07	0,13	0,1
9	0.5	60	5	1	0,09	0,07	0,11	0,11

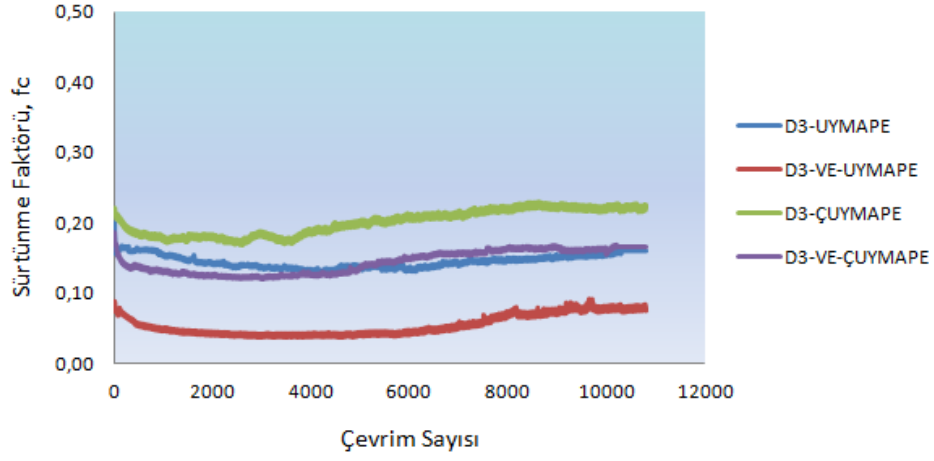
Sürtünme katsayısı ölçüm değerlerinin UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE, VE-ÇUYMAPE malzemeleri açısından kıyaslanabilmesi amacıyla sonuçlar her bir deney şartı için ayrı ayrı grafiklerde gösterilmiştir. Çevrim sayısına bağlı sürtünme faktörü grafikleri şekil 5.1 ve şekil 5.9 arasındaki şekillerde görülmektedir. Grafiklerde deney sayıları "D" harfinin yanına deney numarası eklenerek gösterilmiştir. Örneğin UYMAPE için 1. Deney koşullarından elde edilen ölçüm sonucu "D1-UYMAPE" şeklinde ifade edilmiştir.



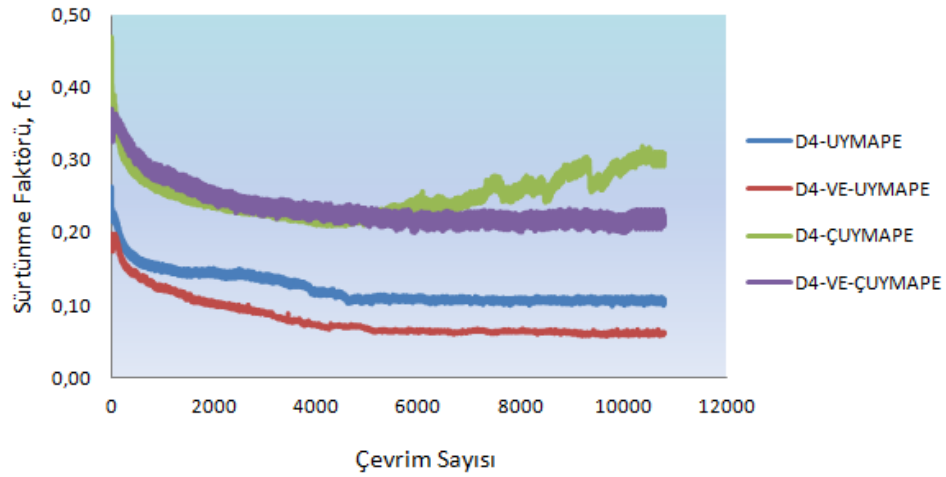
Şekil 5.1 Deney 1 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri



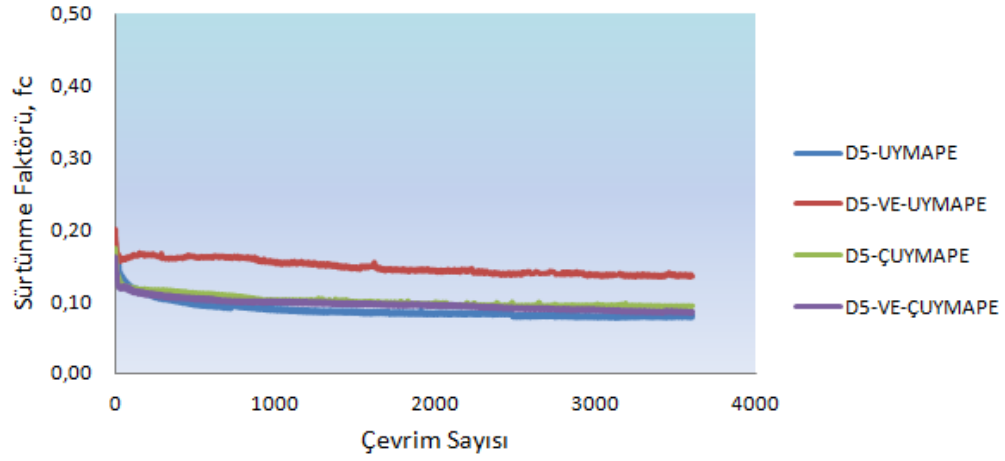
Şekil 5.2 Deney 2 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri



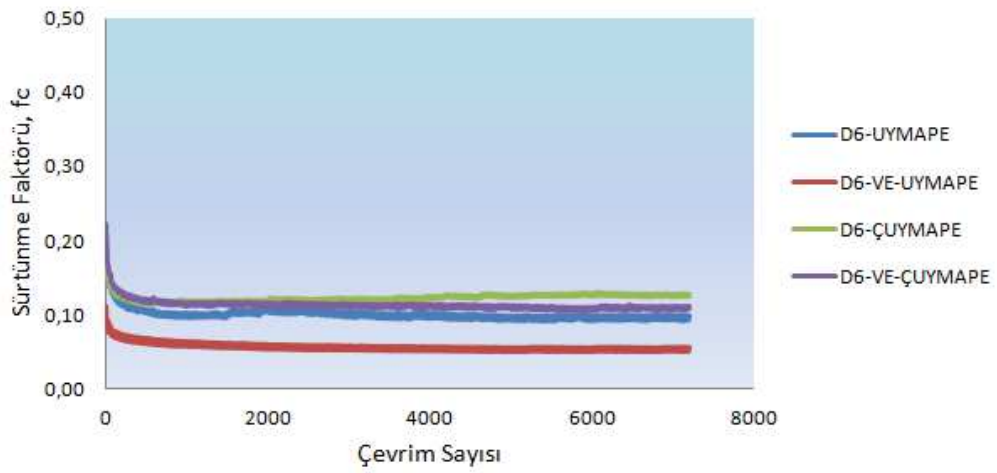
Şekil 5.3 Deney 3 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri



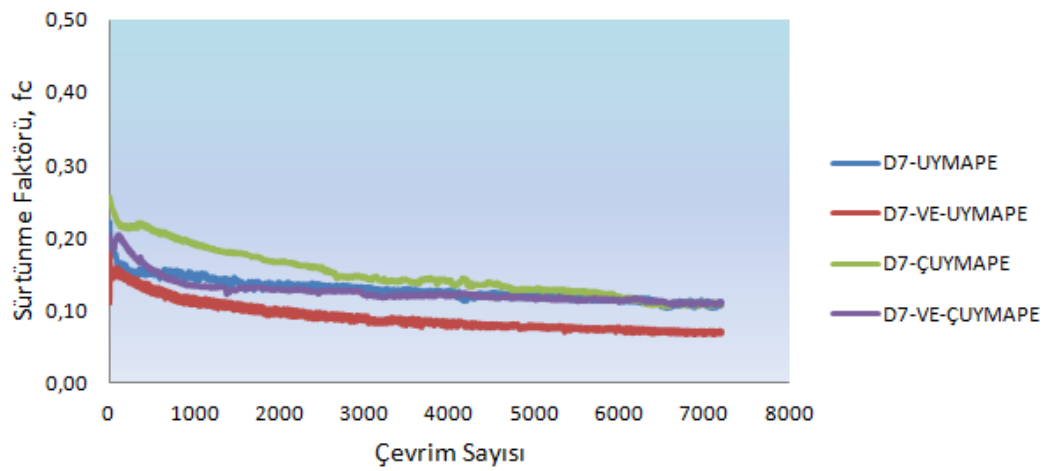
Şekil 5.4 Deney 4 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri



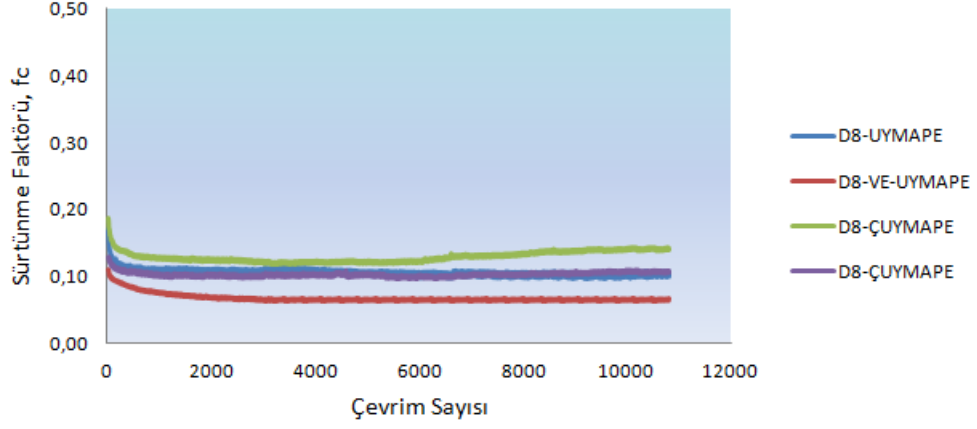
Şekil 5.5 Deney 5 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri



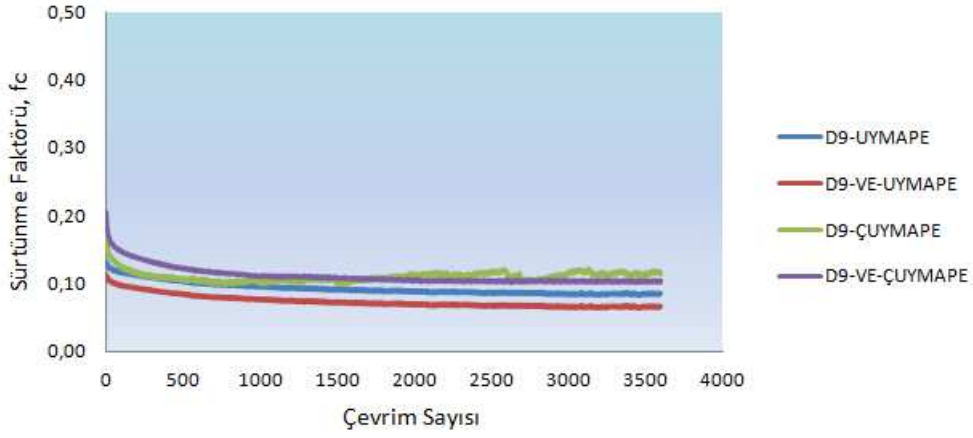
Şekil 5.6 Deney 6 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri



Şekil 5.7 Deney 7 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri



Şekil 5.8 Deney 8 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri

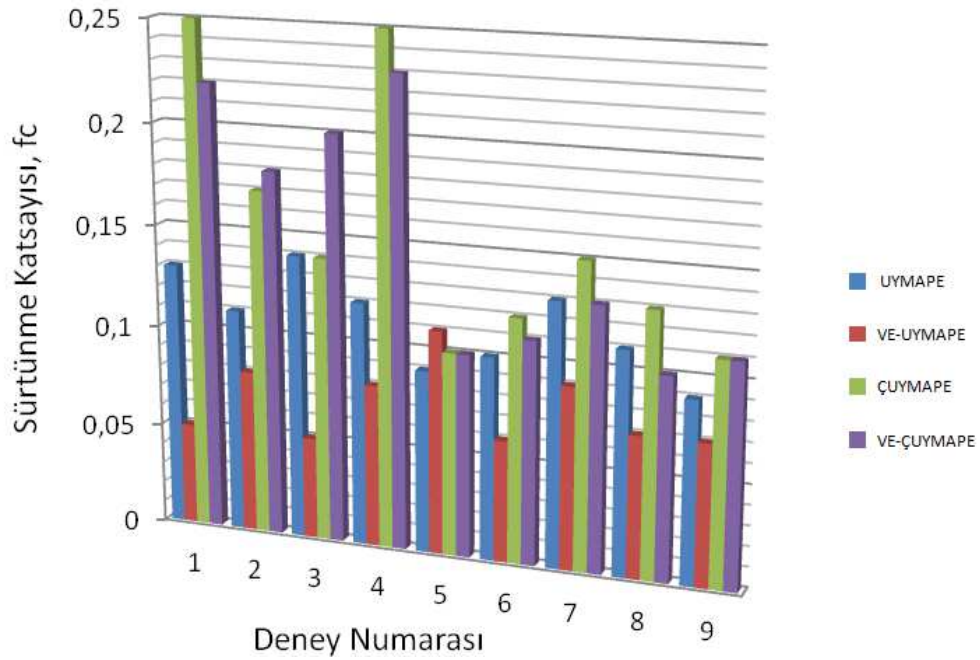


Şekil 5.9 Deney 9 koşullarında ölçülen sürtünme katsayısı değerleri

Şekil 5.10'da bütün deneylerde ölçülen sürtünme katsayısı değerleri tek bir grafik üzerinde görülmektedir. Grafiklere bakıldığında malzemelerin sürtünme katsayıları arasında çok büyük farkların olmadığı anlaşılmaktadır. Mevcut farklar göz önüne alındığında VE-UYMAPE'nin sürtünme katsayısının diğer malzemelerden daha düşük olduğu görülmektedir. Ardından UYMAPE ve VE-ÇUYMAPE malzemeleri gelmektedir. En yüksek sürtünme katsayısı ise ÇUYMAPE numunelerde ölçülmüştür.

Yağlayıcı ortama aşındırıcı parçacık olarak PMMA eklendiğinde numunelerin sürtünme katsayılarında az miktarda artış gözlemlenmiştir. Deneylerin ilk çevrimlerinde oldukça yüksek sürtünme katsayıları kaydedilmiş, deney süreleri arttıkça sürtünme miktarında azalma gözlemlenmiştir. Deneylerin başlangıcında sürtünme yüzeylerinde bir miktar pürüzlülük olduğundan sürtünme katsayıları yüksek olarak ölçülmüştür. İlerleyen çevrimlerde ise yüzeyler birbirleri ile uyum sağladığından sürtünme katsayısı düşüş

göstermiş ve deney sonuna kadar yaklaşık olarak sabit değerlerde devam etmiştir. Ortama aşındırıcı parçacık eklendiği durumlarda, çevrim esnasında aşındırıcı parçacıkların sürtünme yüzeyleri arasına girmesiyle malzemelerin sürtünme katsayısı-zaman eğrilerinde bazı dalgalanmalar oluşmuştur. Fakat deneyler sonucunda ortalama sürtünme katsayı değerleri dikkate alındığından sonuçlar arasında çok büyük farklar gözlemlenmemiştir.



Şekil 5.10 Dört malzeme grubu için yapılan dokuz deneye karşı sürtünme katsayısı grafiği

Yüzeyde oluşturulan gözeneklerin sürtünme katsayısı üzerindeki etkisine bakıldığında VE-UYMAPE numuneleri hariç diğer numunelerin sürtünme katsayılarında düşüş gözlenmiştir. UYMAPE numunelerinde en düşük sürtünme katsayısı 0,3 mm çapında gözenekli olan yüzeylerde ölçülürken, çapraz ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE numunelerinde 0,5 mm gözenekli yüzeylerde en düşük sürtünme katsayıları elde edilmiştir. Bütün numune grupları için kuvvetin artması ile sürtünme katsayılarında düşüş kaydedilmiştir.

Young ve arkadaşları [12] yüzeyi gözeneklendirilmiş UYMAPE disk numunelerinin sürtünme katsayılarının yüzeyi gözeneksiz olan numunelerinkine oranla 42 % daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Fakat yüzeyi gözenekli olan numunelerin aşınma miktarı gözeneksiz olan numunelerin aşınma miktarından daha yüksek olarak

ölçülmüştür. Yazarlar bu durumu yüksek temas basıncı altında UYMAPE disk yüzeylerindeki gözeneklerin plastik olarak şekil değiştirmesinden kaynaklandığını belirtmişlerdir.

Literatür çalışmaları incelendiğinde sürtünme katsayısının özellikle doğrusal aşınma üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığını anlaşılmaktadır [146]. Baykal ve diğerleri [182] yaptıkları çalışmada UYMAPE'nin aşınma faktörünü $1,77 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$, VE-UYMAPE'nin aşınma faktörünü $0,72 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ve ÇUYMAPE'nin aşınma faktörünü ise $0,25 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ olarak hesaplamışlardır. Yazarlar VE-UYMAPE'nin sürtünme katsayısını 0,057, ÇUYMAPE'nin sürtünme katsayısını ise 0,063 olarak ölçmüşlerdir. Sürtünme faktörü düşük olan malzemenin aşınma faktörü daha yüksek olarak hesaplanmıştır.

Ünal ve Mimaroglu [183] yaptıkları çalışmada UYMAPE mühendislik plastiğinin aşınma ve sürtünme özelliklerini incelemişler ve sürtünme katsayısının yükün artışıyla önemsiz derecede arttığını göstermişlerdir. Klapperich vd. [184] yaptıkları çalışmada, UYMAPE'nin, parlatılmış çelikle temasında malzemenin tribolojik özelliklerini incelemişler ve düşük sürtünme katsayısı değerlerinin daha yüksek basınçlarda meydana geldiğini belirtmişlerdir. Uzuner ve Gediktaş [185] yaptıkları çalışmada sürtünme katsayısının yüzey basıncı ile düştüğünü göstermişlerdir.

Literatür sonuçlarına bakıldığında sürtünme katsayısı ölçüm sonuçlarının literatür çalışmaları ile karşılaştırılabilir olduğu görülmektedir.

5.1.2 Aşınma Miktarı Ölçüm Sonuçları

Pim-disk aşınma testlerinin ardından disk yüzeylerinde oluşan iz profilinin ölçülmesi ile, aşınma izinin derinliği ve alanı belirlenmiş, aşınma hacmi ve aşınma faktörü hesaplanmıştır. Çizelge 5.2'de UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE, VE-ÇUYMAPE malzemeleri için dokuz deney sonunda hesaplanan aşınma faktörlerinin ortalama değerleri görülmektedir.

Çizelge 5.2 UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE, VE-ÇUYMAPE malzemelerine ait aşınma faktörü K ($\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-5}$) değerleri

Deney No	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (g)	Zaman (saat)	UYMAPE	VE-UYMAPE	ÇUYMAPE	VE-ÇUYMAPE
1	0	10	0	1	9,02	7,30	3,07	6,03
2	0	35	5	2	4,54	3,38	2,35	3,48
3	0	60	10	3	4,90	3,35	3,00	3,28
4	0.3	10	5	3	4,19	5,06	1,82	2,56
5	0.3	35	10	1	8,21	4,69	4,22	4,88
6	0.3	60	0	2	8,10	4,92	2,33	3,45
7	0.5	10	10	2	6,56	4,93	4,56	4,88
8	0.5	35	0	3	2,75	1,34	0,93	1,20
9	0.5	60	5	1	11,45	8,44	5,13	5,36

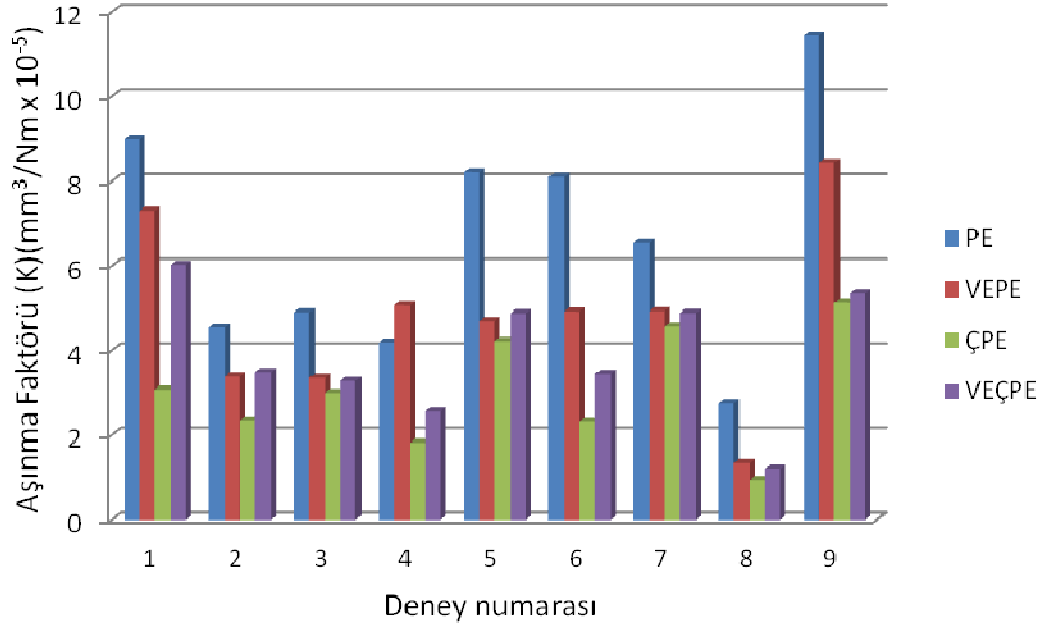
Aşınma faktörü değerlerine bakıldığında hemen hemen bütün deney grupları için çapraz bağlı numunelerin aşınma dayanımlarının daha yüksek olduğu görülmektedir. Örneğin 1. deney şartlarında VE-UYMAPE'nin aşınma faktörü konvansiyonel UYMAPE'nin aşınma faktöründen 19,04% oranında daha düşük olarak ölçülmüştür. Bu oran ÇUYMAPE'de 65,95%, VE-ÇUYMAPE'de ise 33,15% olarak ölçülmüştür. Vitamin E karıştırılmış olan normal bağlı VE-UYMAPE'nin aşınma dayanımı konvansiyonel UYMAPE'den daha yüksek bulunmuştur. Çapraz bağlı olan numunelerin ise aşınma dayanımları normal bağlı numunelere göre çok daha yüksektir. Çapraz bağlı vitamin E ile karıştırılmış olan VE-ÇUYMAPE numunelerin aşınma dayanımları ÇUYMAPE numunelerine göre daha düşük bulunmuştur. Çapraz bağlı UYMAPE ile konvansiyonel UYMAPE'nin aşınma davranışlarının kıyaslandığı literatürdeki çalışmalarda çapraz bağlı UYMAPE'nin aşınma dayanımının çok daha yüksek olduğu belirtilmiştir [158], [159], [186], [187], [188]. Muratoğlu ve diğerleri [158] de çapraz bağlama sürecindeki radyasyon dozunun artırılması ile pim-disk aşınma testinde aşınma miktarının 98% oranında azaldığını belirtmişlerdir. Buna karşın mekanik özelliklerde örneğin kopma dayanımında 41,3%, akma dayanımında ise 5% oranında düşüş gözlemlenmiştir.

Bragdon vd. kalça simülatörü kullanarak [152] de yaptıkları çalışmada UYMAPE'nin aşınma miktarının ÇUYMAPE'den 47% oranında daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Yağlayıcı ortama PMMA eklenerek tekrarlanan aşınma deneylerinde ise UYMAPE'nin aşınma miktarı yüksek oranda artmış ÇUYMAPE'nin aşınma miktarı çok az miktarda değişmiştir.

Wang ve Essner [153] de yağlayıcı ortama eklenen PMMA parçacıklarının UYMAPE asetabular insert ve CoCrMo femur başı yüzeylerinin aşınmasına olan etkisi üzerinde üç farklı durumun ortaya çıkabileceğini belirtmişlerdir. Birinci durumda PMMA parçacıkları UYMAPE yüzeyine tutunarak bu yüzeyi kalayacağından, CoCrMo numunesinin yüzeyinde çizikler ve kavitasyonlar oluşturacak, yüzey kalitesi bozulmuş olan CoCrMo numunesi ise UYMAPE'nin aşınmasına sebep olacaktır. Ancak eğer CoCrMo yüzeyindeki çizikler çok yoğun değil ise bu durumda UYMAPE'nin yüzeyini kaplayan PMMA parçacıkları yüzeyi koruyucu bir etki yaratacaktır. İkinci durumda PMMA parçacıklarının CoCrMo yüzeyine yapışma olasılığı üzerinde durulmuştur. Bu durumda iki elemanlı aşınma mekanizması ortaya çıkacak, yüzeylerin birbirine göre olan hareketleri sonucunda PMMA parçacıkları UYMAPE yüzeyinde abrazyon aşınmasına sebep olacaktır. PMMA ile CoCrMo arasındaki yapışma kuvveti ne kadar büyük ise UYMAPE'nin yüzeyindeki aşınma da aynı oranda yüksek olacaktır. Son olarak yazarlar PMMA parçacıklarının sürtünen yüzeyler arasında serbestçe dönmesi sonucunda klasik üç elemanlı aşınmanın ortaya çıkabileceğini belirtmişlerdir.

Sakoda vd. [189] da yaptıkları çalışmada konvansiyonel UYMAPE ile VE-UYMAPE malzemelerinin aşınma davranışlarını diz eklemine hareketini simüle eden bir deney düzeneğinde test etmişler ve sonuç olarak VE-UYMAPE'nin aşınma miktarının yaklaşık olarak 30% oranında daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Buna karşın her iki malzeme grubunun sürtünme katsayıları arasında anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir.

Baykal vd. [182] ise yaptıkları çalışmada UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE malzemelerinin aşınma davranışlarını pim-disk aşınma testiyle incelemişlerdir. Yazarlar en yüksek aşınma faktörünün UYMAPE numunelerde olduğunu belirtmişlerdir. Bunun yanında VE-ÇUYMAPE numunelerin aşınma faktörleri UYMAPE'nin aşınma faktöründen 59,3% oranında, ÇUYMAPE numunelerin aşınma faktörleri ise 85,87 % oranında daha düşük olarak belirlenmiştir. Yazarlar çapraz bağlı numunelerin aşınma dayanımının daha yüksek olduğunu, yapıya eklenen vitamin E'nin çapraz bağ etkinliğini düşürdüğünden VE-ÇUYMAPE'nin aşınma direncinin ÇUYMAPE'nin aşınma direncinden daha düşük olduğunu vurgulamışlardır.



Şekil 5.11 Dört malzeme grubu için yapılan dokuz deney sonunda hesaplanan aşınma faktörü grafiği

Yüzeyde oluşturulan gözeneklerin malzemelerin aşınma davranışları üzerindeki etkilerine bakıldığında, UYMAPE'nin yüzeyindeki gözeneklerin malzemenin aşınma miktarını arttırdığı görülmektedir. VE-UYMAPE'nin aşınma miktarı 0,5 mm çapında gözenekli numunelerde düşüş göstermiş, 0,3 mm gözenekli numunelerde ise bir miktar artmıştır. ÇUYMAPE numunelerinin aşınma miktarları 0,3 mm gözenekli numunelerde en düşük değerdedir. 0,5 mm gözenekli numunelerde de aşınma miktarı gözeneksiz numunelere oranla daha düşüktür. VE-ÇUYMAPE malzemelerin aşınma miktarları 0,5 mm gözenekli numunelerde en düşük değerdedir. Gözeneksiz numunelerde ise 0,3 mm gözenekli numunelere göre aşınma daha yüksek olarak ölçülmüştür. Nishimura vd. [68] deki çalışmalarında 0,2 mm çapından 1 mm çapa kadar farklı gözenek çaplarında UYMAPE'nin aşınma ve sürtünme davranışını incelemişler ve en iyi koşulların 0,5 mm çapında gözeneklerin bulunduğu yüzeylerde elde edildiğini belirtmişlerdir. 0,5 mm'nin altındaki çap değerlerinde gözenekler yeterli yağlama sağlayamamış ve aşınma miktarı artmıştır. 0,5 mm'nin üstündeki çaplarda ise yüzeydeki temas basıncı arttığından, gözeneklerin bulunduğu bölgelerde plastik şekil değişimi gözlenmiş ve gözeneklerin etkinliği kaybolmuştur. Bunun sonucunda aşınma miktarında artış gözlemlenmiştir. 0,5 mm çapındaki gözeneklerin bulunduğu yüzeylerde ise gözenekler deney süresince

şekillerini koruduklarından yüzeyin daha iyi yağlanması sağlanmış ve aşındırıcı parçacıklar hapsedilerek yüzeydeki aşınma miktarı azaltılmıştır. Young ve arkadaşları [12] yüzeyi gözenekli olan UYMAPE numunelerin sürtünme katsayılarının gözeneksiz numunelere oranla 42% daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Fakat yazarlar yüzeyi gözenekli olan numunelerin aşınma miktarının daha yüksek olduğunu ve bunun yüzeye etki eden yüksek temas basıncının yüzeyde plastik akmaya neden olmasından kaynaklandığını savunmuşlardır. Farklı bir çalışmada ise Zhang vd. [61] yüzeylerinde 0,05 mm, 0,1mm ve 0,2 mm çapında gözeneklerin bulunduğu UYMAPE disklerin aşınma davranışlarını incelemişler ve en düşük aşınma derinliğini 0,05 mm gözenekli numunelerde ölçmüşlerdir. Bu sonuçlara göre yazarlar Nishimura ve Young'un aksine düşük gözenek çapına sahip numunelerin aşınma davranışlarının daha iyi olduğunu savunmuşlardır.

DeneySEL çalışmalar sonucunda elde edilen değerler ile literatür sonuçları karşılaştırıldığında yüzeyde gözenek bulunmadığı durumlar için elde edilen deney sonuçlarının literatürde yapılmış olan çalışmaların sonuçları ile kıyaslanabilir olduğu görülmektedir. Yeni nesil malzemelerin yüzeyinde gözenek oluşturularak yapılmış bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Elde edilen sonuçlar elastiklik modülü daha yüksek olan yeni nesil malzemelerin yüzeyinde oluşturulan gözeneklerin yağlayıcı sıvı için bir rezervuar gibi davranarak sürtünme yüzeylerinin daha iyi yağlanmasını sağladığını göstermektedir. Bunun yanında ortama eklenen aşındırıcı parçacıkları hapsederek, bu parçacıkların sürtünme yüzeylerinin arasında serbestçe dolaşmasını önlemiş ve abrazif aşınmayı azaltmıştır. UYMAPE numunelerinin yüzeylerinde ise gözenekler plastik şekil değişimine uğrayarak formlarını kaybetmiş ve aşınma miktarının artmasına neden olmuşlardır.

DeneySEL çalışmalarda uygulanan faktör ve seviyelerinin sonuçlar üzerindeki etkilerinin istatistiksel olarak değerlendirilebilmesi için Taguchi'nin deneySEL tasarım yaklaşımı kullanılmıştır. Taguchi'nin L9 ortagonal serisinin kullanıldığı aşınma deneylerinde üç tekrar yapılmıştır. Deney sonrasında aşınma izinin kesit alanı ölçülmüş ve her bir malzeme grubu için ayrı ayrı kaydedilerek değerlendirilmiştir. Deney faktörlerinin analizi için Sinyal/Gürültü (S/G) oranı etki grafiklerinden faydalanılarak faktör ve seviyelerinin etki dereceleri belirlenmiştir. Bunun yanında sonuçlar, varyans analizi ile

değerlendirilerek deney faktörlerinin istatistiksel olarak anlamlı olup olmadıkları belirlenmiştir. S/G oranı ve varyans analizi ile deney faktörlerinin optimum kombinasyonu 95% güven seviyesinde tahmin edilmiştir. Yapılan hesaplamalar ve analizler sonrasında elde edilen çizelge ve grafikler UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE VE-ÇUYMAPE malzemeleri için ayrı ayrı hazırlanmış ve değerlendirilmiştir. Bütün malzeme grupları için yapılan değerlendirme analizlerinin Minitab program çıktıları Ek A'da verilmiştir.

5.1.3 UYMAPE Aşınma Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi

Çizelge 5.3'te UYMAPE malzemesi için aşınma deneyi faktör ve seviyelerine karşılık ölçülen aşınma izi kesit alanı değerleri ve sinyal/gürültü oranları görülmektedir.

Çizelge 5.3 UYMAPE malzemesi için aşınma testi ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları

Deney	Deney Faktörleri ve Seviyeleri				Aşınma izinin kesit alanı (mm ²)			Ortalama	S/G
	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (g)	Zaman (saat)					
					Y 1	Y 2	Y 3	$\bar{Y}$	
1	0	10	0	1	0,0335	0,0345	0,0294	0,032470	29,7509
2	0	35	5	2	0,1177	0,1055	0,1198	0,114369	18,8207
3	0	60	10	3	0,3173	0,3065	0,3279	0,317218	9,9695
4	0,3	10	5	3	0,0467	0,0475	0,0415	0,045239	26,8743
5	0,3	35	10	1	0,0944	0,1021	0,1137	0,103389	19,6850
6	0,3	60	0	2	0,3201	0,3807	0,3490	0,349925	9,0988
7	0,5	10	10	2	0,0468	0,0556	0,0392	0,047204	26,4340
8	0,5	35	0	3	0,1062	0,1085	0,0969	0,103863	19,6606
9	0,5	60	5	1	0,2372	0,2344	0,2702	0,247244	12,1187

Üç tekrarlı gerçekleştirilen deneyler sonrasında elde edilen veriler, Minitab programının Taguchi analizi kısmında değerlendirilmiştir. Değerlendirme sonrasında her bir deney şartı için Sinyal/Gürültü oranları hesaplanmış ve etki grafikleri çizilmiştir. Bu grafikler yardımıyla her bir kontrol faktörünün ortalamaya etkisi belirlenmiştir. Malzemelerin aşınma davranışlarının değerlendirilmesinde Taguchi'nin "en küçük en iyi" S/G oranı kalite karakteristiği esas alınmıştır. Gözlem değerlerinin program çıktıları çizelge 5.4'te görülmektedir.

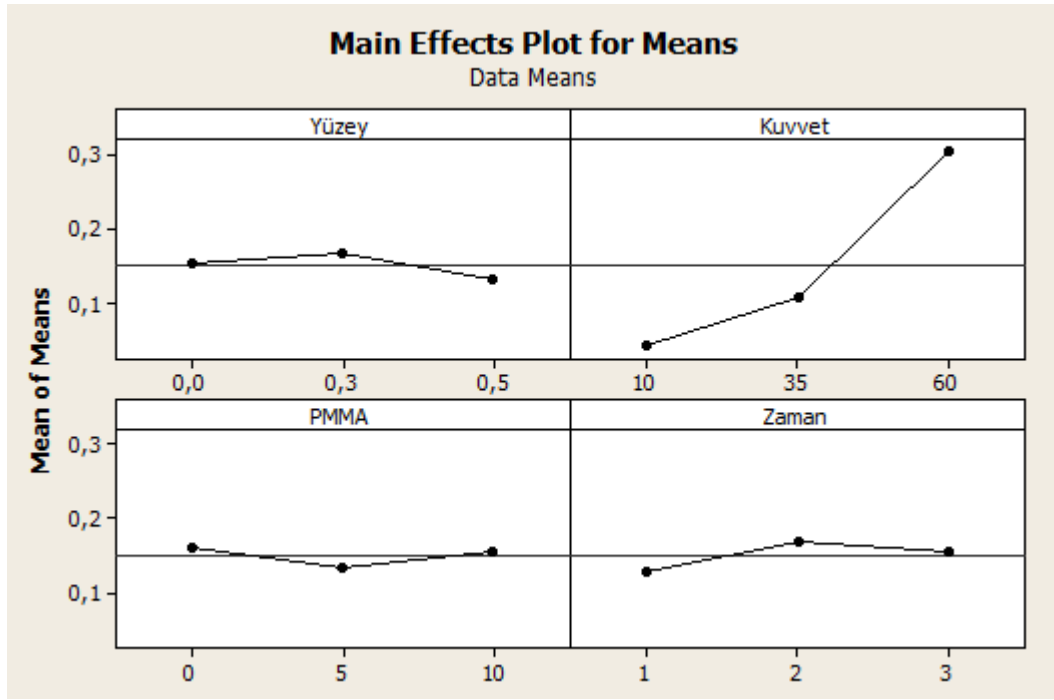
Çizelge 5.4 UYMAPE için gözlem değerlerinin minitab çıktıları

Worksheet 1 ***											
↓	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11
	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman	PEA1	PEA2	PEA3	SNRA1	STDE1	MEAN1	CV1
1	0,0	10	0	1	0,0335	0,0345	0,0294	29,7509	0,0026716	0,032470	0,082281
2	0,0	35	5	2	0,1177	0,1055	0,1198	18,8207	0,0077216	0,114369	0,067515
3	0,0	60	10	3	0,3173	0,3065	0,3279	9,9695	0,0107056	0,317218	0,033748
4	0,3	10	5	3	0,0467	0,0475	0,0415	26,8743	0,0033022	0,045239	0,072995
5	0,3	35	10	1	0,0944	0,1021	0,1137	19,6850	0,0097224	0,103389	0,094036
6	0,3	60	0	2	0,3201	0,3807	0,3490	9,0988	0,0303545	0,349925	0,086746
7	0,5	10	10	2	0,0468	0,0556	0,0392	26,4340	0,0081937	0,047204	0,173580
8	0,5	35	0	3	0,1062	0,1085	0,0969	19,6606	0,0061556	0,103863	0,059267
9	0,5	60	5	1	0,2372	0,2344	0,2702	12,1187	0,0199066	0,247244	0,080514

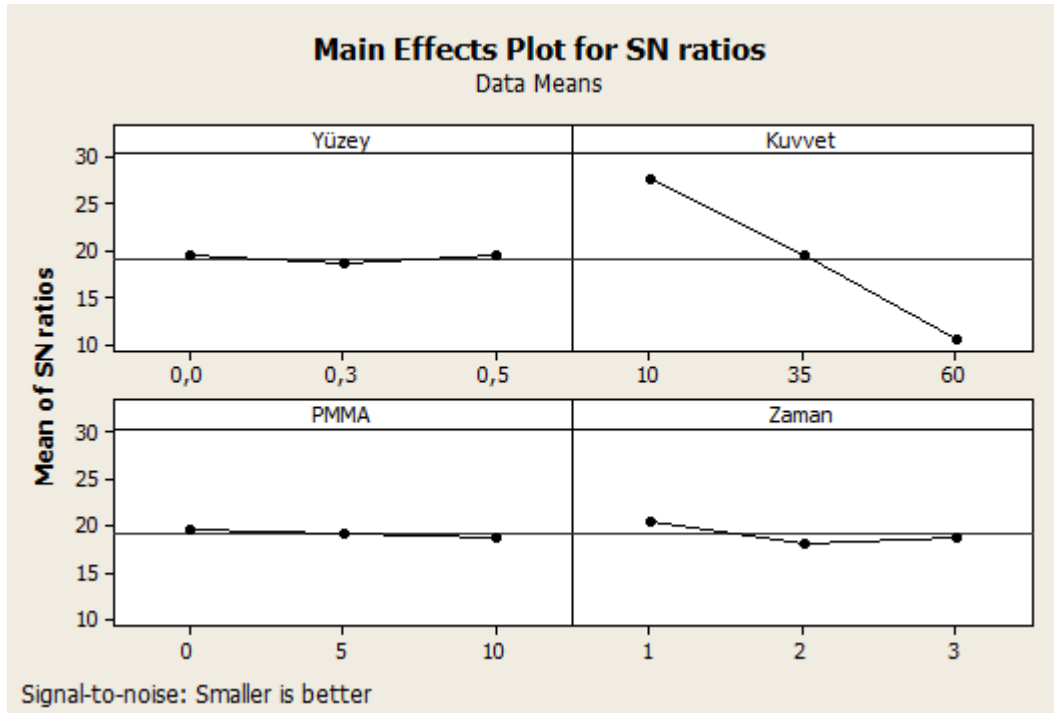
Deney faktörlerinin etkinliklerinin belirlenebilmesi için program çıktıları değerlendirilmek gerekmektedir. Çizelge 5.5'de faktör seviyelerinin S/G oranları, delta ve rank değerleri görülmektedir (Bu sonuçlar Ek-A' da verilen program çıktısı tablosundan alınarak özetlenmiştir). Faktör seviyelerinin S/G oranlarının en büyük ve en küçük değerleri arasındaki fark delta olarak ifade edilmektedir. Delta değerinin en büyük olduğu faktörün etki değeri en yüksektir. Faktörlerin etki değerlerinin sıralaması rank satırında belirtilmektedir. Buna göre farkın 17,29 olduğu kuvvet faktörü en etkin parametre olarak ortaya çıkmaktadır. Sonrasında ise sırasıyla 2,40 ile zaman, 0,96 ile yüzey ve 0,81 ile PMMA faktörleri gelmektedir.

Çizelge 5.5 UYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri

Seviye	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	19,51	27,69	19,50	20,52
2	18,55	19,39	19,27	18,12
3	19,40	10,40	18,70	18,83
Delta	0,96	17,29	0,81	2,40
Rank	3	1	4	2



Şekil 5.12 UYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri



Şekil 5.13 UYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri

Faktörlerin seviyelerinin sonuçlara olan etkisinin değerlendirilebilmesi için elde edilen etki grafiklerinin ve her bir faktör seviyesinin ortalama S/G oranlarının değerlendirilmesi gerekmektedir. Şekil 5.12 ve şekil 5.13’de UYMAPE malzemesi için S/G oranı ve ortalamalar için etki grafikleri görülmektedir. S/G oranının yüksek olduğu

faktör seviyeleri deneyler açısından en iyi sonuçların elde edildiği faktör seviyeleridir. S/G oranı ne kadar yüksek olursa sonuçların beklenen değer etrafındaki varyansı da o kadar düşük olacaktır. Bu durumda “en küçük en iyi” S/G kalite karakteristiği dikkate alındığında yüzey faktörü için en iyi seviye 1. seviyedir. Yani yüzeyde hiç gözenegin işlenmediği 0 durumudur. Bu seviyede S/G oranı 19,51 dir. Yüzeyde 0,3 mm gözenegin işlenmiş olduğu 2.seviyede S/G oranı 18,55 iken, yüzeyde 0,5 mm çapta gözenegin işlenmiş olduğu 3. seviyede S/G oranı 19,40 olmaktadır. UYMAPE malzemesi için yüzeyde 0,5 mm çapında gözenekler oluşturmak aşınma oranını bir miktar arttırmıştır. 0,3 mm çapında gözenek oluşturulduğunda ise aşınma miktarı daha da artış göstermiştir.

Kuvvet faktörü için S/G grafiği incelendiğinde en yüksek S/G değerinin 1. seviyede yani 10 N'luk kuvvet durumunda ortaya çıkmış olduğu görülmektedir. 1. seviyede 27,69 olan S/G oranı 3. seviyede 10,40 olarak hesaplanmıştır. Kuvvetin artışı ile aşınma miktarı önemli ölçüde artış göstermiştir. Benzer şekilde PMMA grafiğine bakıldığında en iyi sonucun 1. seviyede yani ortamda hiç PMMA bulunmadığı şartlarda elde edildiği anlaşılmaktadır. PMMA faktörünün 1. seviyesinde S/G oranı 19,51, 2. seviyesinde 19,27, 3. seviyesinde ise 18,70 olarak hesaplanmıştır. Aşınma miktarı 1. seviyede yani ortamda hiç PMMA bulunmadığı durumda en düşük değerindedir. Zaman değişkeninin S/G grafiği incelendiğinde birinci seviyede S/G oranı 20,52, ikinci seviyede 18,12, üçüncü seviyede ise 18,83 olduğu görülmektedir. Bu durumda en düşük aşınma iz alanı 1. seviyede ölçülmüştür. Bütün faktörler için S/G oranı grafiklerinin değerlendirilmesini ardından, UYMAPE malzemesinin aşınma miktarını en aza indirebilmek için optimum deney şartlarının A1B1C1D1 olduğu görülmektedir. Yani yüzeyin gözeneksiz olduğu, kuvvetin 10 N olduğu, yağlayıcı ortamda hiç PMMA'nın bulunmadığı ve deney süresinin 1 saat olduğu şartlarda elde edilen aşınma iz alanının en düşük değerinde ölçülmesi beklenmektedir.

5.1.3.1 UYMAPE için Varyans Analizi

UYMAPE malzemesinin aşınma miktarı sonuçlarının değerlendirilmesinde kalite karakteristiğine anlamlı bir şekilde etki eden faktörleri belirlemek için sonuçlar varyans analizi ile değerlendirilmiştir. Doğrusal model yöntemiyle faktörlerin ve hatanın

serbestlik dereceleri, varyasyon ve F değerleri bulunarak bu değerler F tablosundan okunan F değeri ile karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak faktörlerin aşınma iz alanına olan etkileri $\alpha=0,05$ anlamlılık düzeyinde belirlenmiştir. Çizelge 5. 6'da Varyans analizi program çıktısı görülmektedir.

Çizelge 5. 6 Varyans analizi program ıktısı

General Linear Model: UYMAPE versus Yüzey; Kuvvet; PMMA; Zaman						
Factor	Type	Levels	Values			
Yüzey	fixed	3	0,0; 0,3; 0,5			
Kuvvet	fixed	3	10; 35; 60			
PMMA	fixed	3	0; 5; 10			
Zaman	fixed	3	1; 2; 3			
Analysis of Variance for UYMAPE, using Adjusted SS for Tests						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Yüzey	2	0,005187	0,005187	0,002593	13,68	0,000
Kuvvet	2	0,337822	0,337822	0,168911	890,95	0,000
PMMA	2	0,003458	0,003458	0,001729	9,12	0,002
Zaman	2	0,008478	0,008478	0,004239	22,36	0,000
Error	18	0,003413	0,003413	0,000190		
Total	26	0,358358				
S = 0,0137690 R-Sq = 99,05% R-Sq(adj) = 98,62%						

95% güven seviyesinde, faktör serbestlik derecesi=2, hata serbestlik derecesi=18 olduğu durumda tablodan okunan F değeri $F_{\text{tablo } 0.05 (2, 18)} = 3,55$ olmaktadır. Bu durumda faktörlerin F değerleri tablodan okunan F değerinden büyük olduğundan bütün faktörlerin UYMAPE malzemesinin aşınma iz derinliğinin oluşmasında anlamlı bir etkisi vardır denilebilir.

Faktörlerin katkı oranları ise her bir faktörün kareler toplamının toplam kareler toplamına oranlanması ile hesaplanmaktadır. Örneğin Yüzey faktörünün katkı oranını belirlemek için $KT_{\text{yüzey}}/KT_{\text{toplam}}=0,005187/0,358358=1,4474$ şeklinde bir hesaplama yapılmıştır. Benzer hesaplamalar diğer faktörler için de yapılmış ve izelge 5.7'de sunulmuştur.

Çizelge 5.7 UYMAPE malzemesinin varyans analizi tablosu

Faktörler	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı (KT)	Varyans (V)	F değeri	Katkı oranı (%)
Yüzey	2	0,005187	0,002593	13,68	1,4474
Kuvvet (N)	2	0,337822	0,168911	890,95	94,2694
PMMA (g)	2	0,003458	0,001729	9,12	0,9650
Zaman (saat)	2	0,008478	0,004239	22,36	2,3658
Hata	18	0,003413	0,000190		
Toplam	26	0,358358			100

Varyans analizi tablosu incelendiğinde bütün faktörlerin sonuçlar üzerinde anlamlı bir etkisinin olduğu, sonuçlar üzerinde en önemli katkının ise kuvvet faktörü tarafından sağlandığı görülmektedir. Daha sonra zaman ve yüzey faktörleri gelirken, PMMA aşındırıcı parçacıklarının ortamda bulunmasının UYMAPE malzemesinin aşınma davranışı için en düşük katkıyı sağladığı görülmektedir.

5.1.3.2 Doğrulama Deneylerinin Yapılması

Yapılan değerlendirmeler sonucunda, UYMAPE malzemesinin aşınma miktarının en az olduğu optimum deney şartlarının A1B1C1D1 olduğu öngörülmüştü. Bu faktör seviyeleri kullanılarak tasarım matrisinde bir numaralı deney gerçekleştirilmiş ve en düşük aşınma iz alanı elde edilmiştir. Bu değer tasarım matrisindeki koşulların uygulanması ile elde edilen değerlerin içindeki en düşük değer olduğundan doğrulama deneyi sonuçları ile analiz sonuçlarının uyumlu olduğu söylenebilir.

5.1.4 VE-UYMAPE Aşınma Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi

Çizelge 5.8'de VE-UYMAPE malzemesi için aşınma deneyi faktör ve seviyelerine karşılık ölçülen aşınma izi kesit alanı değerleri ve sinyal/gürültü oranları görülmektedir.

Çizelge 5.8 VE-UYMAPE malzemesi için aşınma testi ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları

Deney	Deney Faktörleri ve Seviyeleri				Aşınma izinin kesit alanı (mm ²)			Ortalama	S/G
	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (g)	Zaman (saat)	Y 1	Y 2	Y 3		
1	0	10	0	1	0,0255	0,0245	0,0289	0,026290	31,5822
2	0	35	5	2	0,0873	0,0826	0,0859	0,085300	21,3787
3	0	60	10	3	0,2298	0,2069	0,2153	0,217327	13,2494
4	0,3	10	5	3	0,0514	0,0587	0,0538	0,054672	25,2312
5	0,3	35	10	1	0,0608	0,0570	0,0595	0,059099	24,5653
6	0,3	60	0	2	0,2166	0,2214	0,1995	0,212501	13,4442
7	0,5	10	10	2	0,0219	0,0524	0,0322	0,035501	28,4733
8	0,5	35	0	3	0,0504	0,0524	0,0488	0,050511	25,9285
9	0,5	60	5	1	0,1805	0,1739	0,1926	0,182313	14,7758

Çizelge 5.9 Gözlem değerlerinin minitab çıktıları

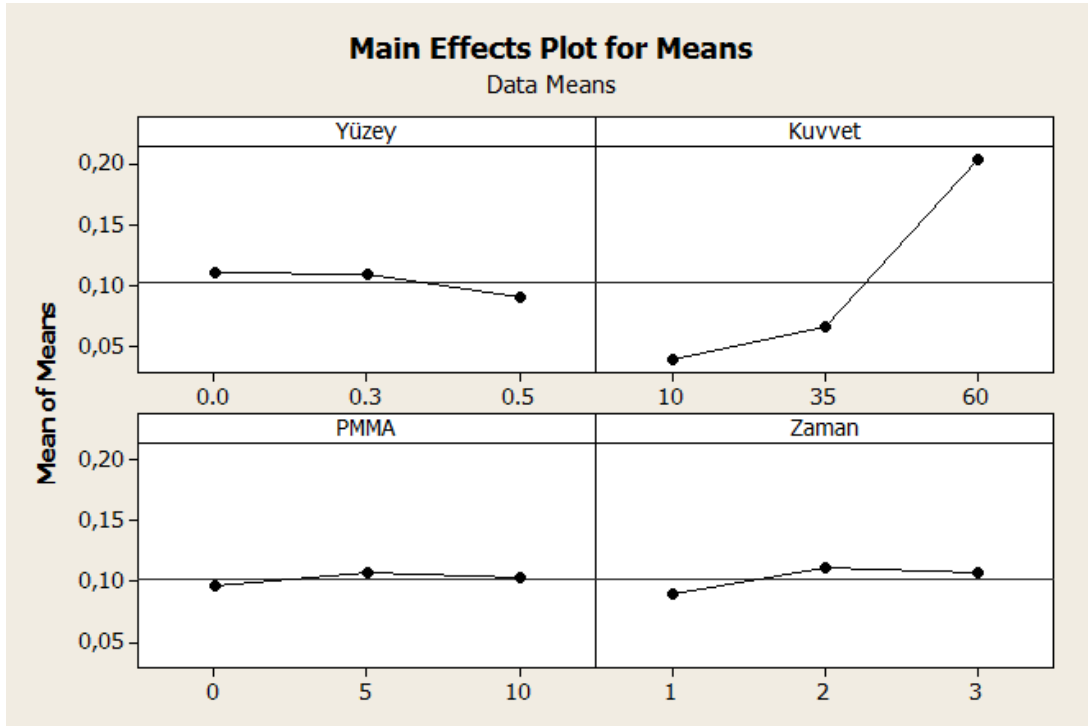
Worksheet 1 ***											
↓	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11
	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman	VEPE1	VEPE2	VEPE3	SNRA1	STDE1	MEAN1	CV1
1	0,0	10	0	1	0,0255	0,0245	0,0289	31,5822	0,0022983	0,026290	0,087424
2	0,0	35	5	2	0,0873	0,0826	0,0859	21,3787	0,0024072	0,085300	0,028220
3	0,0	60	10	3	0,2298	0,2069	0,2153	13,2494	0,0116224	0,217327	0,053479
4	0,3	10	5	3	0,0514	0,0587	0,0538	25,2312	0,0037299	0,054672	0,068224
5	0,3	35	10	1	0,0608	0,0570	0,0595	24,5653	0,0019393	0,059099	0,032815
6	0,3	60	0	2	0,2166	0,2214	0,1995	13,4442	0,0115372	0,212501	0,054292
7	0,5	10	10	2	0,0219	0,0524	0,0322	28,4733	0,0155380	0,035501	0,437683
8	0,5	35	0	3	0,0504	0,0524	0,0488	25,9285	0,0018079	0,050511	0,035792
9	0,5	60	5	1	0,1805	0,1739	0,1926	14,7758	0,0094790	0,182313	0,051993

Ek-A' da VE-UYMAPE için verilen program çıktısından elde edilen, faktör seviyelerinin S/G oranları, delta ve rank değerleri çizelge 5.10'da görülmektedir. Buna göre VE-UYMAPE malzemesinin aşınmasında da en önemli faktör kuvvettir. Daha sonra zaman, yüzey ve PMMA faktörleri gelmektedir.

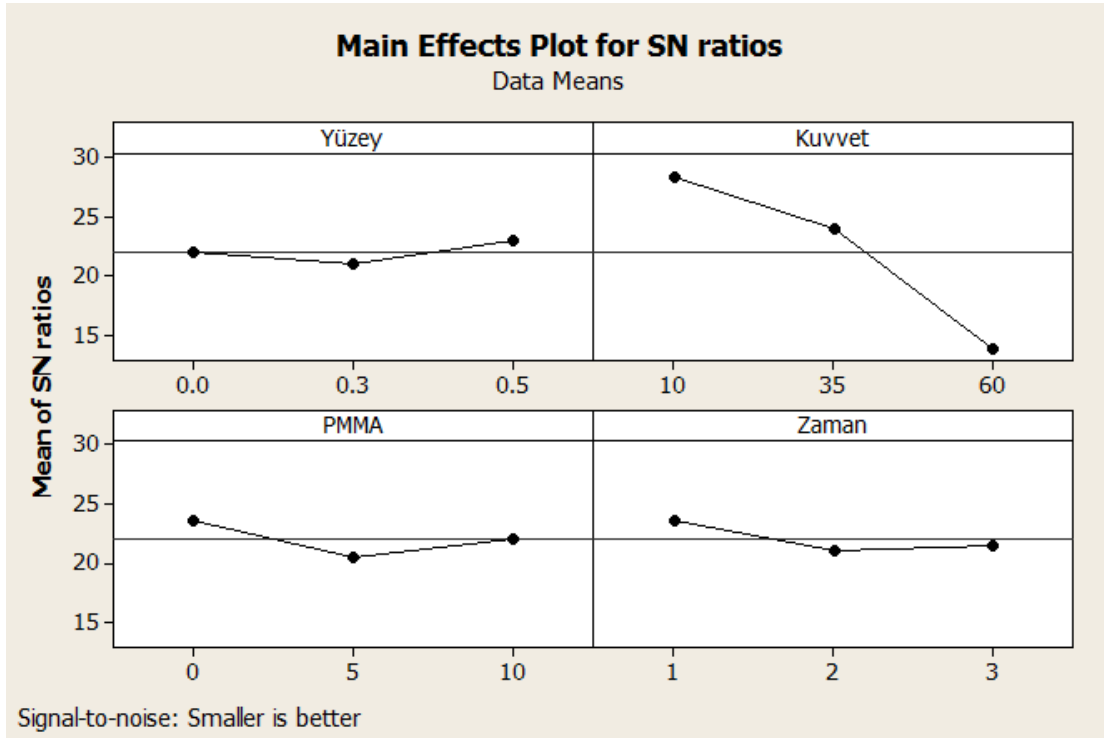
Çizelge 5.10 VE-UYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri

Seviye	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	23,64	28,43	22,07	23,65
2	21,10	23,96	21,08	20,46
3	21,47	13,82	23,06	22,10
Delta	2,54	14,61	1,98	3,19
Rank	3	1	4	2

Faktörlerin seviyelerinin sonuçlar üzerindeki etkisinin belirlenebilmesi amacıyla VE-UYMAPE malzemesi için hazırlanmış olan ortalamalar için etki grafikleri ve ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri şekil 5.14 ve şekil 5.15’de görülmektedir. Bu grafiklerden de anlaşıldığı gibi VE-UYMAPE malzemesi için yüzeyin 0,5 mm çapında gözenekli olduğu durum aşınma alanının en düşük olduğu durumdur. 0,3 mm çapındaki gözeneklerin bulunduğu durumda da S/G oranı oldukça yüksektir. UYMAPE malzemesinde gözeneksiz durumda S/G oranı en yüksek değerine ulaşırken VE-UYMAPE malzemesi için yüzeyde oluşturulan gözeneklerin aşınma davranışını iyileştirdiği görülmektedir. Kuvvet faktörüne bakılacak olursa UYMAPE’de olduğu gibi en düşük kuvvetin uygulandığı durum için aşınma miktarı da en az seviyede olacaktır. PMMA ve zaman faktörleri için de birinci seviyede en düşük aşınma değerleri elde edilmiştir. Bu durumda VE-UYMAPE malzemesi için ön görülen optimum deney şartları A3B1C1D1 olmaktadır. Yani yüzey 0,5 mm çapında gözenekli, kuvvet 10 N, PMMA miktarı 0 ve süre 1 saat olduğu durum aşınma iz alanı açısından optimum sonucun alınabileceği şartları ifade etmektedir



Şekil 5.14 VE-UYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri



Şekil 5.15 VE-UYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri

5.1.4.1 VE-UYMAPE için Varyans Analizi

VE-UYMAPE malzemesinin aşınma iz alanına etki eden faktörlerin anlamlılık düzeylerini kontrol etmek için uygulanan varyans analizi sonuçları program çıktısı olarak çizelge 5.11’de verilmiştir.

Çizelge 5. 11 VE-UYMAPE için varyans analizi program çıktısı

General Linear Model: VEPE versus Yüzey; Kuvvet; PMMA; Zaman						
Factor	Type	Levels	Values			
Yüzey	fixed	3	0,0; 0,3; 0,5			
Kuvvet	fixed	3	10; 35; 60			
PMMA	fixed	3	0; 5; 10			
Zaman	fixed	3	1; 2; 3			
Analysis of Variance for VEPE, using Adjusted SS for Tests						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Yüzey	2	0,002341	0,002341	0,001170	16,68	0,000
Kuvvet	2	0,142013	0,142013	0,071006	1011,90	0,000
PMMA	2	0,000568	0,000568	0,000284	4,04	0,035
Zaman	2	0,002470	0,002470	0,001235	17,60	0,000
Error	18	0,001263	0,001263	0,000070		
Total	26	0,148655				
S = 0,00837681 R-Sq = 99,15% R-Sq(adj) = 98,77%						

95% güven seviyesinde, faktör serbestlik derecesi=2, hata serbestlik derecesi=18 olduğu durumda tablodan okunan F değeri $F_{\text{tablo}} 0.05 (2, 18) = 3,55$ olarak okunmuştur. Çizelge 5.12’deki varyans analizi tablosu incelendiğinde bütün faktörlerin hesaplanan F değerlerinin tablodan okunan F değerinden büyük olduğu görülmektedir. Faktörlerin katkı oranlarına bakıldığında ise en yüksek etkiyi kuvvet faktörünün sağladığı, ardından zaman, yüzey ve PMMA faktörlerinin geldiği görülmektedir. Bu durumda VE-UYMAPE malzemesinin aşınma davranışında bütün faktörlerinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmektedir.

Çizelge 5.12 VE-UYMAPE malzemesi için varyans analizi tablosu

Faktörler	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı (KT)	Varyans (V)	F değeri	Katkı oranı (%)
Yüzey	2	0,002341	0,001170	16,68	1,57479
Kuvvet (N)	2	0,142013	0,071006	1011,90	95,5319
PMMA (g)	2	0,000568	0,000284	4,04	0,38209
Zaman (saat)	2	0,002470	0,001235	17,60	1,66157
Hata	18	0,001263	0,000070		0,84962
Toplam	26	0,148655			100

5.1.4.2 Doğrulama Deneylerinin Yapılması

Yapılan değerlendirmeler sonucunda, VE-UYMAPE malzemesinin aşınma miktarının en az olduğu optimum deney şartlarının A3B1C1D1 olduğu belirlenmişti. Bu faktör seviyeleri için programdan tahmin edilen aşınma iz alanı değeri 0,005825 mm² dir. Programın tahmin sonucu aşağıda görülmektedir.

Predicted values

S/N Ratio	Mean	StDev
32.5713	0.0060922	0.0015538

Factor levels for predictions

Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
0.5	10	0	1

Sonuçların doğrulanması amacıyla yapılan aşınma deneylerinde elde edilen iz alanı değeri ise 0,005825 mm² şeklinde ölçülmüştür.

Elde edilen aşınma iz alanı ve tahmin edilen iz alanı diğer koşullar ile kıyaslandığında en düşük iz alanı olduğundan belirlenen deney şartlarının VE-UYMAPE malzemesinin aşınma deneyi için en uygun şartlar olduğu görülmektedir.

5.1.5 ÇUYMAPE Aşınma Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi

Çizelge 5.13'de ÇUYMAPE malzemesi için aşınma deneyi faktör ve seviyelerine karşılık ölçülen aşınma izi kesit alanı değerleri ve sinyal/gürültü oranları görülmektedir.

Çizelge 5.13 ÇUYMAPE malzemesi için aşınma testi ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları

Deney	Deney Faktörleri ve Seviyeleri				Aşınma izinin kesit alanı (mm ²)			Ortalama	S/G
	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (g)	Zaman (saat)	Y 1	Y 2	Y 3		
1	0	10	0	1	0,0107	0,0127	0,0098	0,011058	39,0770
2	0	35	5	2	0,0592	0,0613	0,0572	0,059223	24,5468
3	0	60	10	3	0,1943	0,2000	0,1888	0,194373	14,2249
4	0,3	10	5	3	0,0192	0,0182	0,0216	0,019662	34,1050
5	0,3	35	10	1	0,0562	0,0527	0,0505	0,053117	25,4869
6	0,3	60	0	2	0,0873	0,1156	0,0986	0,100496	19,8992
7	0,5	10	10	2	0,0326	0,0270	0,0390	0,032867	29,5693
8	0,5	35	0	3	0,0353	0,0378	0,0326	0,035244	29,0425
9	0,5	60	5	1	0,1178	0,1228	0,0916	0,110720	19,0495

Çizelge 5.14 Gözlem değerlerinin minitab çıktıları

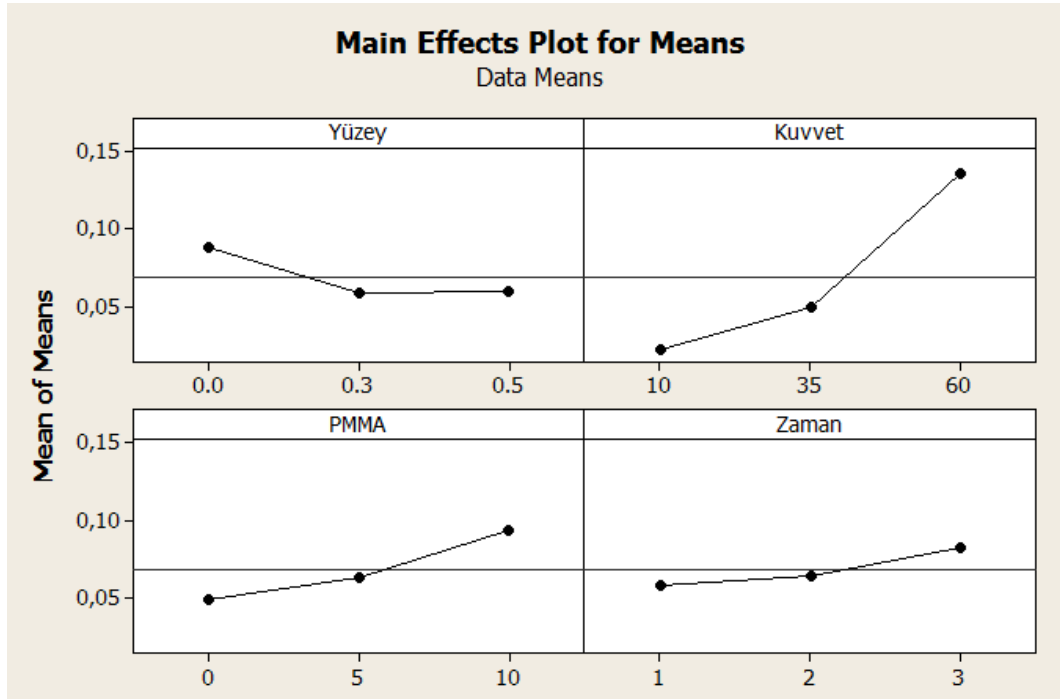
Worksheet1 ***											
↓	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11
	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman	ÇPE1	ÇPE2	ÇPE3	SNRA1	STDE1	MEAN1	CV1
1	0,0	10	0	1	0,0107	0,0127	0,0098	39,0770	0,0014462	0,011058	0,130778
2	0,0	35	5	2	0,0592	0,0613	0,0572	24,5468	0,0020202	0,059223	0,034111
3	0,0	60	10	3	0,1943	0,2000	0,1888	14,2249	0,0055953	0,194373	0,028786
4	0,3	10	5	3	0,0192	0,0182	0,0216	34,1050	0,0017394	0,019662	0,088464
5	0,3	35	10	1	0,0562	0,0527	0,0505	25,4869	0,0028620	0,053117	0,053881
6	0,3	60	0	2	0,0873	0,1156	0,0986	19,8992	0,0142455	0,100496	0,141751
7	0,5	10	10	2	0,0326	0,0270	0,0390	29,5693	0,0060044	0,032867	0,182691
8	0,5	35	0	3	0,0353	0,0378	0,0326	29,0425	0,0026035	0,035244	0,073871
9	0,5	60	5	1	0,1178	0,1228	0,0916	19,0495	0,0167801	0,110720	0,151554

ÇUYMAPE için Ek-A-3' de verilen program çıktısından elde edilen, faktör seviyelerinin S/G oranları, delta ve rank değerleri çizelge 5.15 'de görülmektedir. Buna göre ÇUYMAPE malzemesinin aşınmasında da en önemli faktör kuvvettir. Daha sonra PMMA, yüzey ve zaman faktörleri gelmektedir.

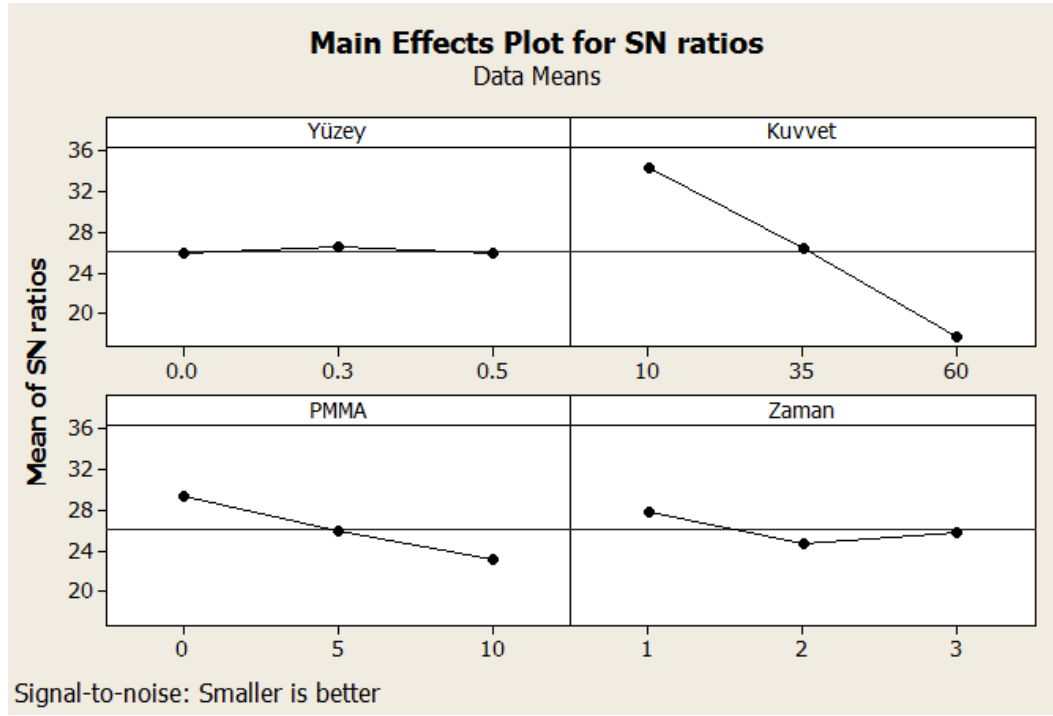
Çizelge 5.15 ÇUYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri

Seviye	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	27,87	34,25	29,34	25,95
2	24,67	26,36	25,90	26,50
3	25,79	17,72	23,09	25,89
Delta	3,20	16,53	6,25	0,61
Rank	3	1	2	4

ÇUYMAPE malzemesi için hazırlanmış olan ortalamalar için etki grafikleri ve ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri şekil 5.16 ve şekil 5.17'de görülmektedir. Bu grafiklerden de anlaşıldığı gibi ÇUYMAPE malzemesi için en düşük aşınma iz alanı değeri A2B1C1D1 şartlarında yani yüzeyin 0,3 mm gözenekli olduğu durumda, 10 N kuvvet uygulandığında, PMMA'nın olmadığı durumda ve 1 saatlik deney süresinde sağlanacaktır.



Şekil 5.16 ÇUYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri



Şekil 5.17 ÇUYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri

5.1.5.1 ÇUYMAPE için Varyans Analizi

ÇUYMAPE malzemesinin aşınma iz alanına etki eden faktörlerin anlamlılık düzeylerini kontrol etmek için uygulanan varyans analizi sonuçları program çıktısı olarak çizelge 5.16'da verilmiştir.

Çizelge 5.16 ÇUYMAPE için Varyans analizi program çıktısı

General Linear Model: ÇUYMAPE versus Yüzey; Kuvvet; PMMA; Zaman						
Factor	Type	Levels	Values			
Yüzey	fixed	3	0,0; 0,3; 0,5			
Kuvvet	fixed	3	10; 35; 60			
PMMA	fixed	3	0; 5; 10			
Zaman	fixed	3	1; 2; 3			
Analysis of Variance for ÇUYMAPE, using Adjusted SS for Tests						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Yüzey	2	0,005251	0,005251	0,002625	41,00	0,000
Kuvvet	2	0,063524	0,063524	0,031762	496,03	0,000
PMMA	2	0,009301	0,009301	0,004650	72,62	0,000
Zaman	2	0,003020	0,003020	0,001510	23,58	0,000
Error	18	0,001153	0,001153	0,000064		
Total	26	0,082248				
S = 0,00800206 R-Sq = 98,60% R-Sq(adj) = 97,98%						

95% güven seviyesinde, tablodan okunan F değeri $F_{\text{tablo}} 0.05 (2, 18) = 3,55$ idi. Çizelge 5.17'deki varyans analizi tablosu incelendiğinde bütün faktörlerin hesaplanan F değerlerinin tabloda okunan F değerinden büyük olduğu görülmektedir. Bu durumda ÇUYMAPE malzemesi için bütün faktörlerin katksının istatistiksel olarak anlamlı olduğu söylenebilir. Faktörlerin katkı oranlarına bakıldığında ise en yüksek etkiyi kuvvet faktörünün sağladığı, ardından PMMA, yüzey ve zaman faktörlerinin geldiği görülmektedir.

Çizelge 5.17 ÇUYMAPE malzemesi için varyans analizi tablosu

Faktörler	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı (KT)	Varyans (V)	F değeri	Katkı oranı (%)
Yüzey	2	0,005251	0,002625	41,00	6,38435
Kuvvet (N)	2	0,063524	0,031762	496,03	77,2347
PMMA (g)	2	0,009301	0,004650	72,62	11,3085
Zaman (saat)	2	0,003020	0,001510	23,58	3,67182
Hata	18	0,001153	0,000064		1,40186
Toplam	26	0,082248			100

5.1.5.2 Doğrulama Deneylerinin Yapılması

Yapılan değerlendirmeler sonucunda, ÇUYMAPE malzemesinin aşınma miktarının en az olduğu optimum deney şartlarının A3B1C1D1 olduğu belirlenmişti. Bu faktör seviyeleri kullanılarak programda tahmin edilen değer 0.001940 mm^2 olmuştur. S/G oranı ise 36,42'dir. Deneysel çalışma sonucunda ölçülen aşınma iz alanı ise; $0,003217 \text{ mm}^2$ olarak ölçülmüştür. Programın tahmin çıktısı aşağıda görülmektedir.

Predicted values

S/N Ratio	Mean	StDev
39.6244	0.001940	0.0047079

Factor levels for predictions

Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
0.3	10	0	1

Aşınma iz alanının negatif değerde tahmin edilmesi değer çok küçük olacağına işaret etmektedir. Deneysel olarak ölçülen iz alanı da çok küçük bir değerdir. Bu değerler tasarım matrisindeki koşullar altında elde edilen en düşük aşınma iz alanı değerleri olduğundan tahmin sonuçlarının deneysel sonuçlar ile uyumlu olduğunu söylemek mümkündür.

5.1.5.3 VE-ÇUYMAPE Aşınma Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneyisel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi

Çizelge 5.18'de VE-ÇUYMAPE malzemesi için aşınma deneyi faktör ve seviyelerine karşılık ölçülen aşınma izi kesit alanı değerleri ve sinyal/gürültü oranları görülmektedir.

Çizelge 5.18 VE-ÇUYMAPE malzemesi için aşınma testi ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları

Deney	Deney Faktörleri ve Seviyeleri				Aşınma izinin kesit alanı (mm ²)			Ortalama	S/G
	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (g)	Zaman (saat)	Y 1	Y 2	Y 3		
1	0	10	0	1	0,0203	0,0184	0,0265	0,021700	33,1623
2	0	35	5	2	0,0883	0,0836	0,0915	0,087791	21,1251
3	0	60	10	3	0,2118	0,2061	0,2207	0,212854	13,4349
4	0,3	10	5	3	0,0276	0,0268	0,0285	0,027634	31,1685
5	0,3	35	10	1	0,0618	0,0623	0,0603	0,061439	24,2303
6	0,3	60	0	2	0,1485	0,1404	0,1577	0,148873	16,5339
7	0,5	10	10	2	0,0302	0,0521	0,0232	0,035163	28,5754
8	0,5	35	0	3	0,0478	0,0453	0,0426	0,045242	26,8795
9	0,5	60	5	1	0,1216	0,1228	0,1028	0,115731	18,7038

Çizelge 5.19 VE-ÇUYMAPE için gözlem değerlerinin minitab çıktıları

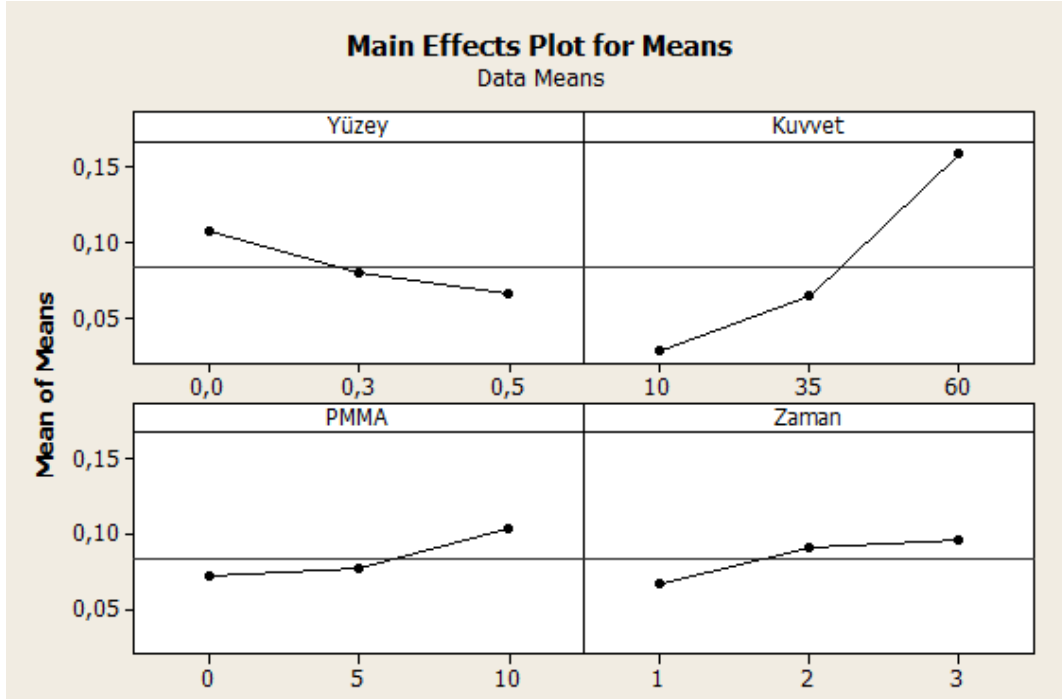
Worksheet 1 ***											
↓	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11
	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman	VEÇPE1	VEÇPE2	VEÇPE3	SNRA1	STDE1	MEAN1	CV1
1	0,0	10	0	1	0,0203	0,0184	0,0265	33,1623	0,0042274	0,021700	0,194809
2	0,0	35	5	2	0,0883	0,0836	0,0915	21,1251	0,0039720	0,087791	0,045244
3	0,0	60	10	3	0,2118	0,2061	0,2207	13,4349	0,0073631	0,212854	0,034592
4	0,3	10	5	3	0,0276	0,0268	0,0285	31,1685	0,0008334	0,027634	0,030160
5	0,3	35	10	1	0,0618	0,0623	0,0603	24,2303	0,0010290	0,061439	0,016749
6	0,3	60	0	2	0,1485	0,1404	0,1577	16,5339	0,0086609	0,148873	0,058176
7	0,5	10	10	2	0,0302	0,0521	0,0232	28,5754	0,0150882	0,035163	0,429088
8	0,5	35	0	3	0,0478	0,0453	0,0426	26,8795	0,0026010	0,045242	0,057492
9	0,5	60	5	1	0,1216	0,1228	0,1028	18,7038	0,0112375	0,115731	0,097101

Ek-A-4' de VE-ÇUYMAPE için verilen program çıktısından elde edilen, faktör seviyelerinin S/G oranları, delta ve rank değerleri çizelge 5.20 'de görülmektedir. Buna göre VE-ÇUYMAPE malzemesinin aşınmasında diğer malzeme gruplarında olduğu gibi en önemli faktör kuvvettir. Daha sonra PMMA, zaman ve yüzey faktörleri gelmektedir.

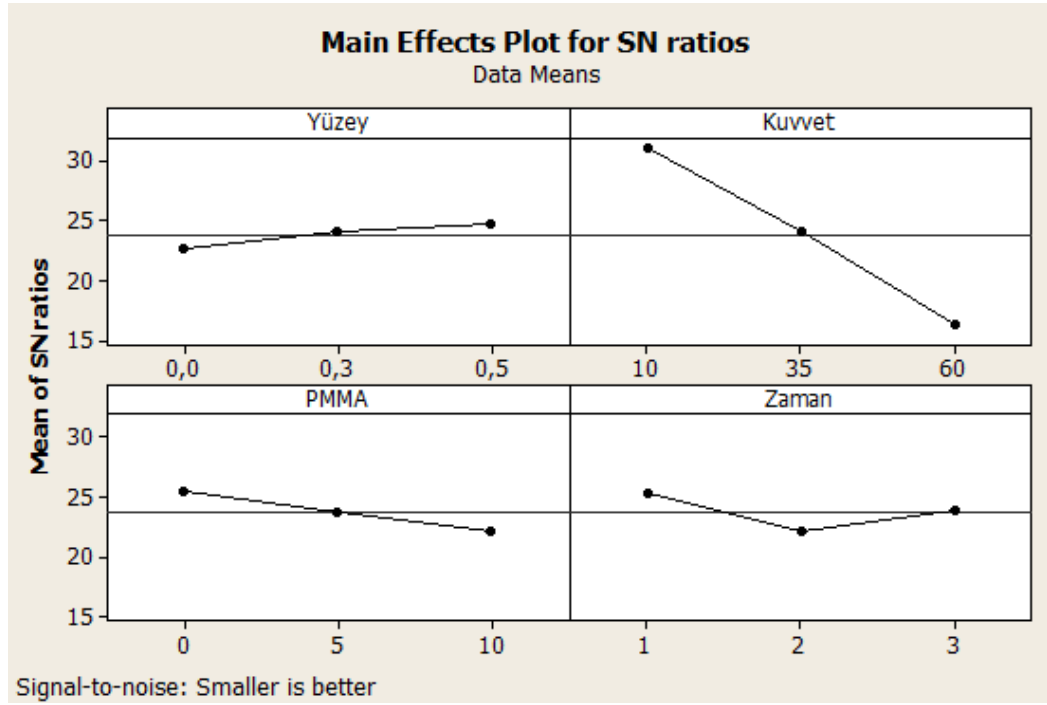
Çizelge 5.20 VE-ÇUYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri

Seviye	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	25,53	30,97	25,37	22,57
2	23,67	24,08	22,08	23,98
3	22,08	16,22	23,83	24,72
Delta	3,45	14,74	3,29	2,15
Rank	2	1	3	4

VE-ÇUYMAPE malzemesi için hazırlanmış olan ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri ve ortalamalar için etki grafikleri şekil 5.18 ve şekil 5.19'de görülmektedir. VE-ÇUYMAPE malzemesi için optimum deney şartları A3B1C1D1 olarak belirlenmiştir. Yani yüzeyin 0,5 mm gözenekli olduğu, 10 N kuvvet uygulandığı, PMMA'nın olmadığı ve deney süresinin 1 saat olduğu durum en düşük aşınma iz alanı değerini verecektir.



Şekil 5.18 VE-ÇUYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri



Şekil 5.19 VE-ÇUYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri

5.1.5.4 VE-ÇUYMAPE için Varyans Analizi

VE-ÇUYMAPE malzemesinin aşınma iz alanına etki eden faktörlerin anlamlılık düzeylerini kontrol etmek için uygulanan varyans analizi sonuçları program çıktısı olarak çizelge 5.21’de verilmiştir.

Çizelge 5.21 VE-ÇUYMAPE için Varyans analizi program çıktısı

General Linear Model: VEÇPE versus Yüzey; Kuvvet; PMMA; Zaman						
Factor	Type	Levels	Values			
Yüzey	fixed	3	0,0; 0,3; 0,5			
Kuvvet	fixed	3	10; 35; 60			
PMMA	fixed	3	0; 5; 10			
Zaman	fixed	3	1; 2; 3			
Analysis of Variance for VEÇPE, using Adjusted SS for Tests						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Yüzey	2	0,008305	0,008305	0,004153	69,81	0,000
Kuvvet	2	0,082071	0,082071	0,041035	689,83	0,000
PMMA	2	0,005056	0,005056	0,002528	42,50	0,000
Zaman	2	0,004379	0,004379	0,002189	36,80	0,000
Error	18	0,001071	0,001071	0,000059		
Total	26	0,100881				
S = 0,00771270 R-Sq = 98,94% R-Sq(adj) = 98,47%						

Çizelge 5.22’de VE-ÇUYMAPE malzemesi için varyans analizi tablosu görülmektedir. Bu tabloda hesaplanan F değerleri ile 95% güven seviyesinde, tablodan okunan F değeri (3,55) kıyaslandığında bütün faktörlerin hesaplanan F değerlerinin tabloda okunan F değerinden büyük olduğu görülmektedir. Bu durumda VE-ÇUYMAPE malzemesi için yüzey, kuvvet, PMMA ve zaman faktörlerinin katkısının istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmektedir. Faktörlerin katkı oranlarına bakıldığında ise en yüksek etkiyi kuvvet faktörünün sağladığı, ardından, yüzey, PMMA ve zaman faktörlerinin geldiği görülmektedir.

Çizelge 5.22 VE-ÇUYMAPE malzemesi için varyans analizi tablosu

Faktörler	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı (KT)	Varyans (V)	F değeri	Katkı oranı (%)
Yüzey	2	0,008305	0,004153	69,81	8,23247
Kuvvet (N)	2	0,082071	0,041035	689,83	81,3543
PMMA (g)	2	0,005056	0,002528	42,50	5,01185
Zaman (saat)	2	0,004379	0,002189	36,80	4,34076
Hata	18	0,001071	0,000059		1,06165
Toplam	26	0,100881			100

5.1.5.5 Doğrulama Deneylerinin Yapılması

Yapılan değerlendirmeler sonucunda, VE-ÇUYMAPE malzemesinin aşınma iz alanının en küçük olduğu optimum deney şartlarının A3B1C1D1 olduğu belirlenmişti. Bu faktör seviyeleri kullanılarak programda tahmin edilen aşınma iz alanı 0,01537 mm² olmuştur. Programın tahmin çıktısı aşağıda görülmektedir.

Predicted values

S/N Ratio	Mean	StDev
35.3078	0.01537	0.0075804

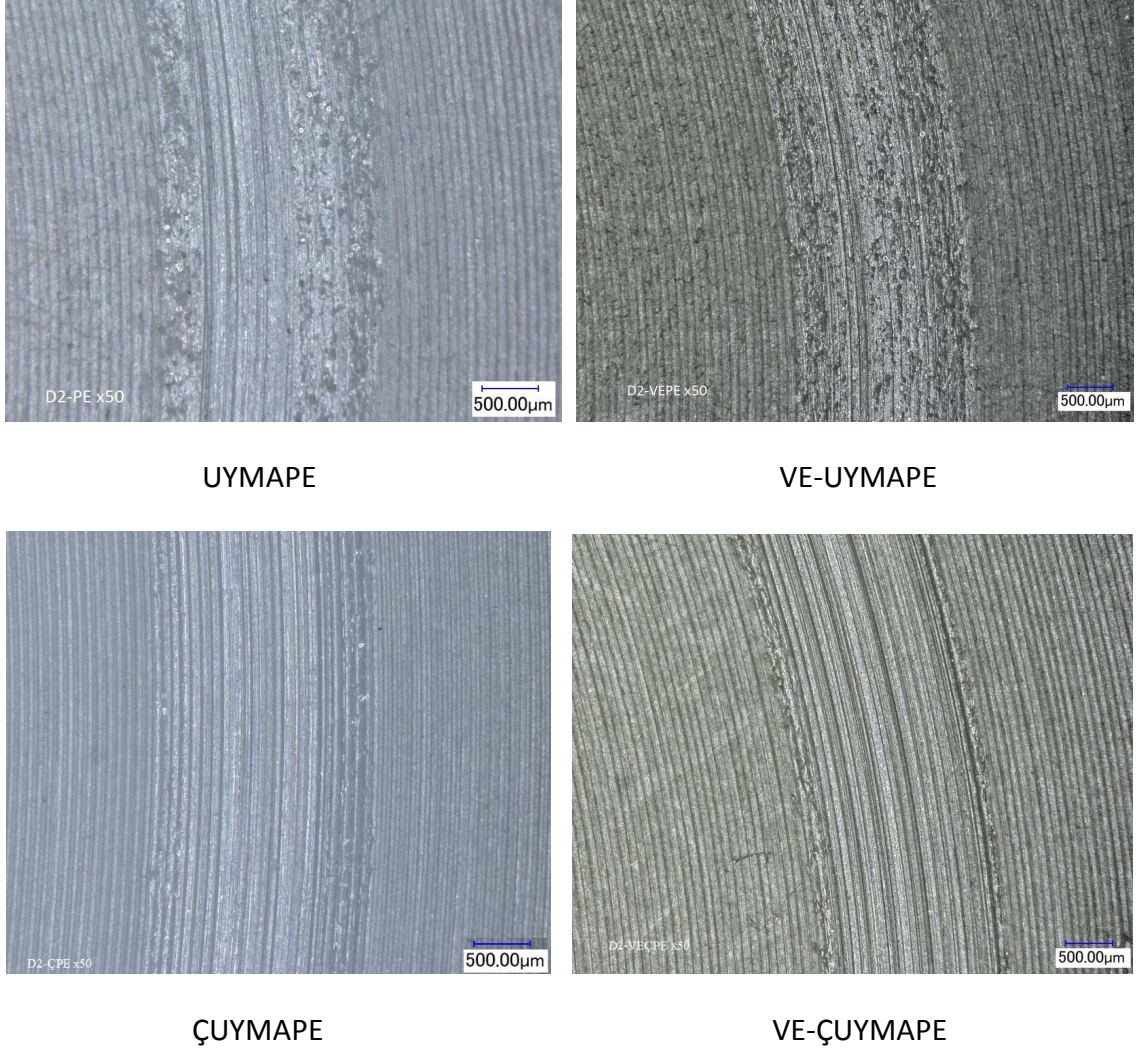
Factor levels for predictions

Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
0.5	10	0	1

Deneyisel çalışma sonrasında elde edilen aşınma iz alanı ise 0,01754 mm² olarak ölçülmüştür. Bu değerler tasarım matrisindeki koşullar altında elde edilen en iyi değerler olduğundan tahmin sonuçlarının deneysel sonuçlar ile uyumluluğu olduğunu söylemek mümkündür.

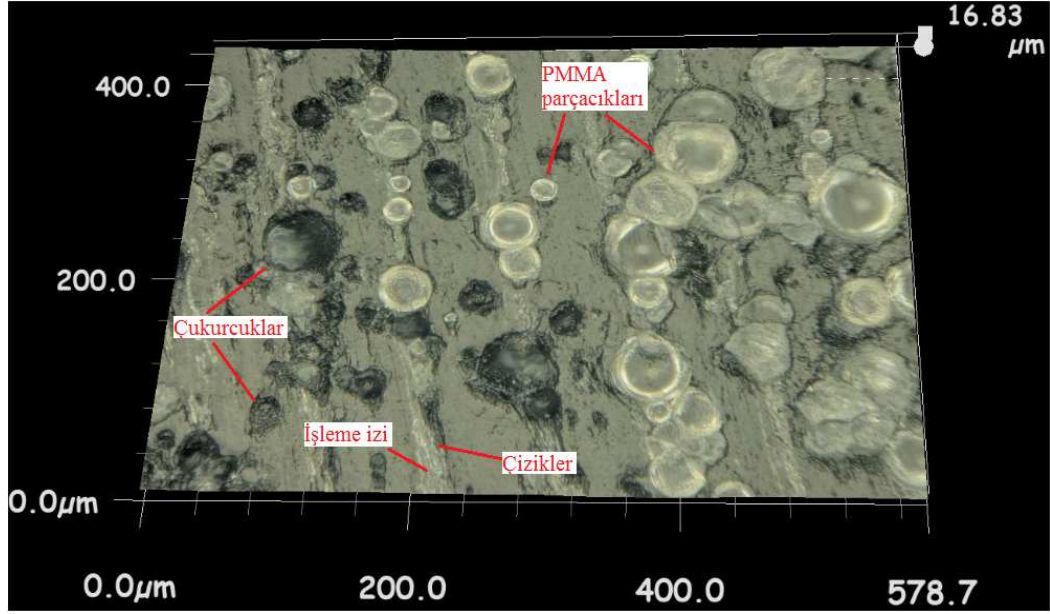
5.1.6 Aşınmış Disk Yüzeylerinin Mikroskop ile Değerlendirilmesi

Aşınmış disk yüzeylerinin farklı büyütmelerdeki görüntüleri Keyence VHX Dijital Mikroskop ile çekilmiştir.



Şekil 5.20 UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-UYMAPE gözeneksiz disk numunelerinin aşınma izlerinin dijital mikroskop görüntüsü

Aşınma testi sonrasında disk yüzeylerindeki aşınma izlerinin görüntülerine bakıldığında (şekil 5.20) en yüksek aşınmanın UYMAPE disk yüzeyinde olduğu görülmektedir. En az aşınma ise ÇUYMAPE numunesinin yüzeyinde ortaya çıkmıştır. Aşındırıcı parçacık olarak yağlayıcı ortama eklenen PMMA parçacıkları üç elemanlı abrazif aşınmaya neden olmuştur. Özellikle UYMAPE ve VE-UYMAPE numunelerinin yüzeylerinde bu aşınmanın son derece yoğun olduğu görülmektedir. Aşınma izlerinin kenarlarında aşınmış olan ve plastik şekil değişimine uğramış olan malzeme kalıntıları görülmektedir.

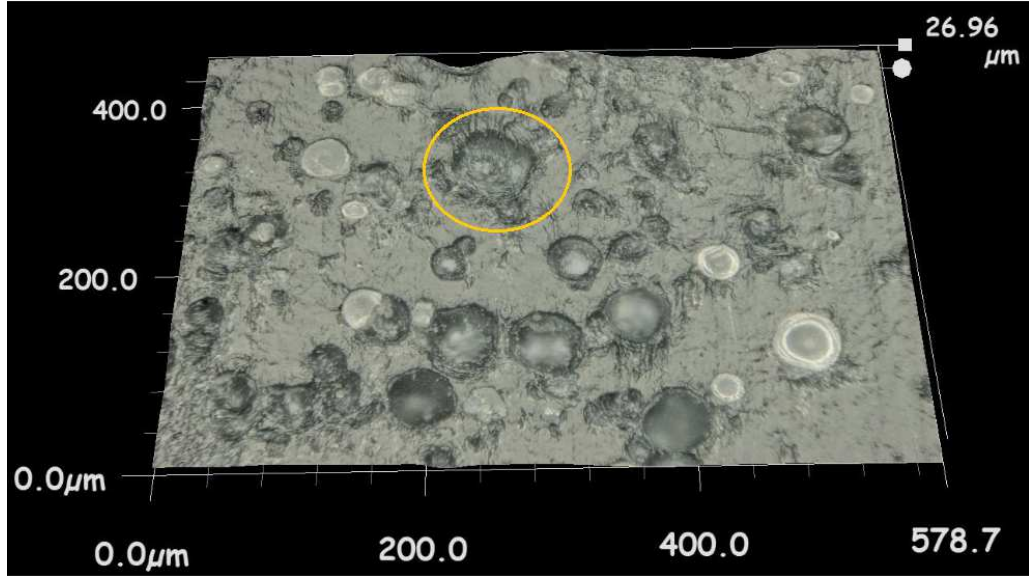


Şekil 5.21 UYMAPE gözeneksiz disk yüzeyinin 3B görüntüsü

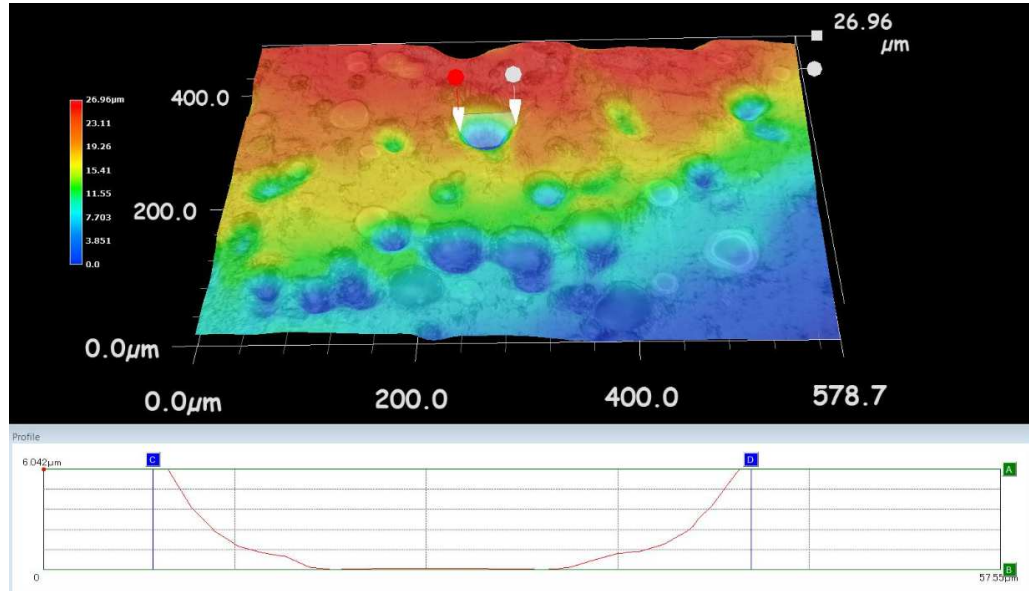
Şekil 5.21-şekil 5.24’de bu yüzeylerin daha yüksek büyütme oranı ile çekilmiş 3 boyutlu görüntüleri görülmektedir. Görüntülere bakıldığında PMMA parçacıklarının disk yüzeylerinde çizik ve çukurcuklar oluşturduğu ve bu yüzeylere gömülü olarak tutunduğu görülmektedir. UYMAPE ve VE-UYMAPE yüzeylerinde daha yoğun olan bu çukurcuklar, VE-ÇUYMAPE numunesinin yüzeyinde bir miktar azalmakta, ÇUYMAPE disk yüzeyinde ise neredeyse yok denecek kadar az oranda bulunmaktadır.

Aşınma, plastik deformasyona bağlı olarak polimer yüzeyindeki fibrillerin kopmasıyla meydana gelmektedir. Bu fibrillerin hareket doğrultusunda yerleşmiş olması yüzeyin aşınmaya karşı dayanımı açısından önem arz etmektedir. Fibrillerin hareket doğrultusuna ters yönde yerleşmesi yüzeyin aşınmaya karşı direncini azalmakta ve aşınma parçacıklarının oluşumunu kolaylaştırmaktadır. Bu durum özellikle çok yönlü harekete maruz kalan kalça eklemi protezlerinin aşınmasında önemli rol oynamaktadır [15].

Çapraz bağlanma prosesi UYMAPE yapısındaki zincirlerin hareketliliğini azalttığından malzemenin plastik deformasyona karşı daha dirençli hale gelmesini sağlamaktadır. Plastik deformasyona karşı daha dirençli olan polimer yapısında fibril oluşumu da yavaşladığından yüzeyin aşınmaya karşı direnci artmaktadır [15].



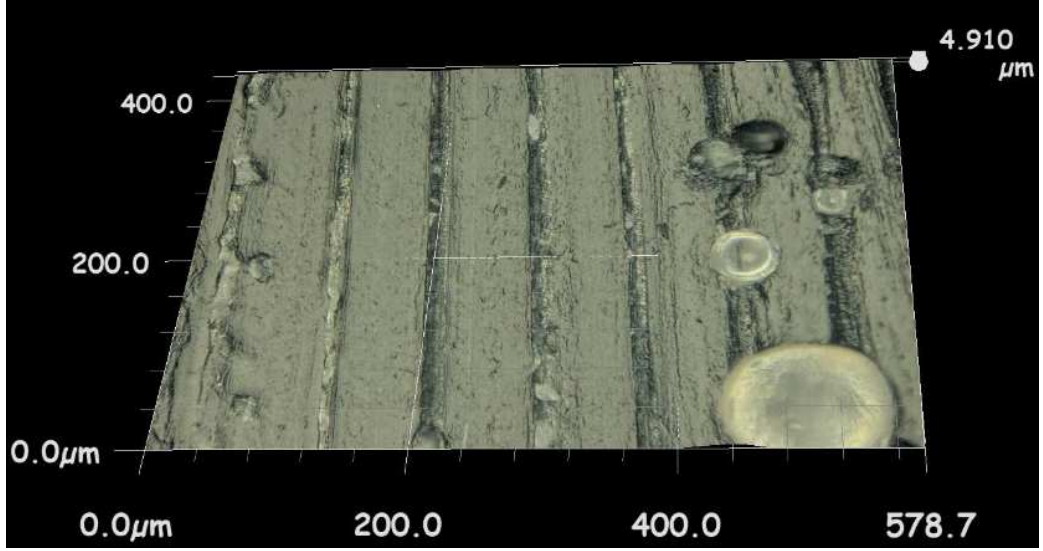
a)



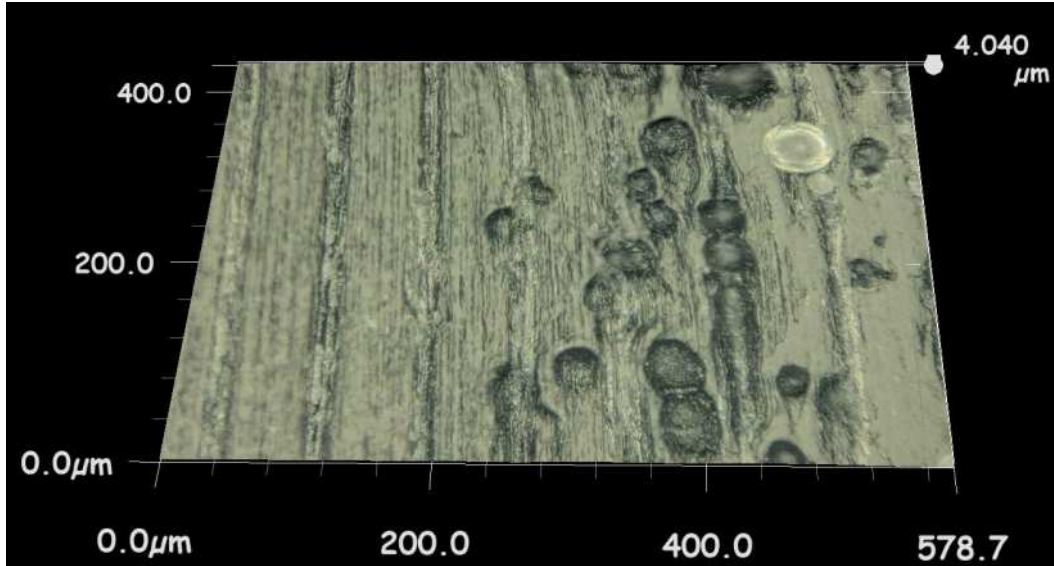
b)

Şekil 5.22 VE-UYMAPE gözeneksiz disk yüzeyinin 3B görüntüsü (a), PMMA parçacığının oluşturduğu çukurcuğun profil görüntüsü (b)

Yukarıdaki şekilde (Şekil 5.22) VE-UYMAPE diskin aşınmış yüzeyinden bir kesit görülmektedir. Yüzey üzerinde PMMA parçacıkları yoğun miktarda çukurcuk ve çizikler oluşturarak, malzemenin aşınmasına neden olmuştur. Şekil 5.22 b’de ise PMMA parçacığının oluşturduğu çukurcuğun profili görülmektedir. PMMA tanesi yüzeye saplanmış ve saplandığı kısmın ölçüleri kadar yüzeyde çukurcuk oluşturmuştur. Yüzeyde oluşan bu çukurcuk ve çizikler yüzey fibrillerinin oluşmasına neden olma, yüzeyde fibril oluşumu ise malzemenin aşınması ile sonuçlanmaktadır.

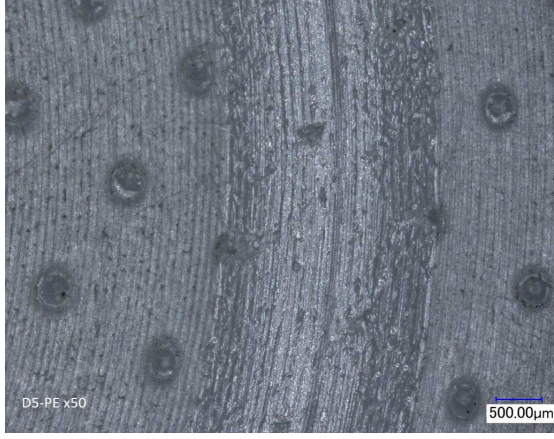


Şekil 5.23 ÇUYMAPE gözeneksiz disk yüzeyinin 3B görüntüsü



Şekil 5.24 VE-ÇUYMAPE gözeneksiz disk yüzeyinin 3B görüntüsü

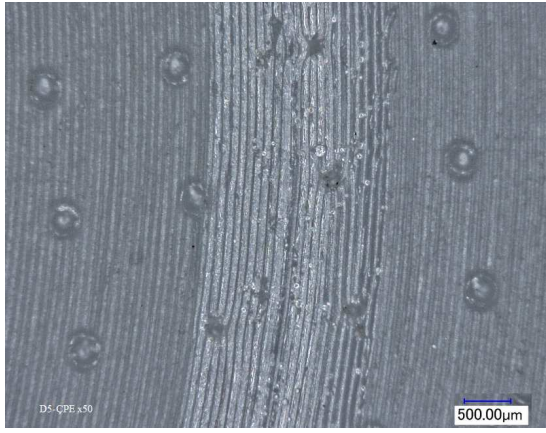
Çapraz bağlı numune yüzeylerinde PMMA parçacıklarının üç elemanlı abrazif aşındırma etkisinin son derece az olduğu görülmektedir (şekil 5.23, şekil 5.24). Numune yüzeylerindeki aşınma miktarı az olduğundan işleme izlerinin henüz kaybolmadığı görülmektedir.



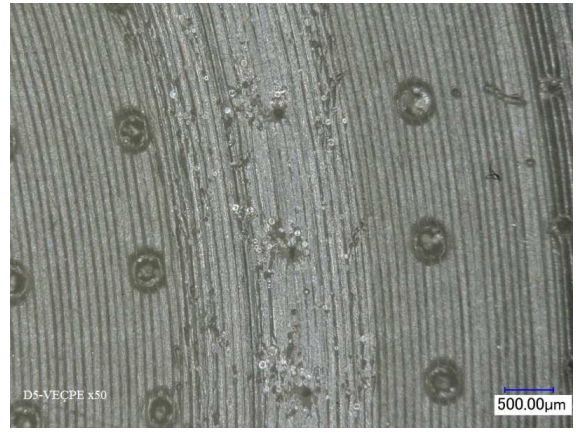
UYMAPE



VE-UYMAPE



ÇUYMAPE

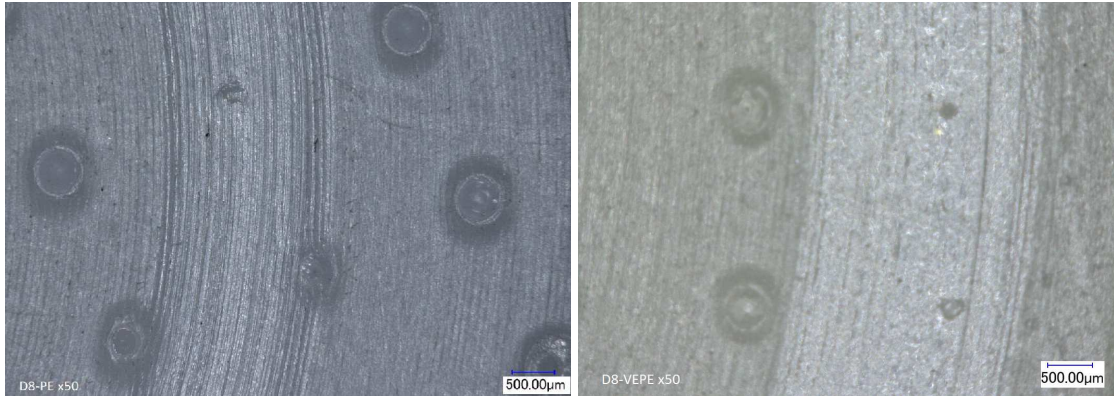


VE-ÇUYMAPE

Şekil 5.25 UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-UYMAPE 0,3 mm gözenekli disk numunelerinin aşınma izlerinin dijital mikroskop görüntüsü

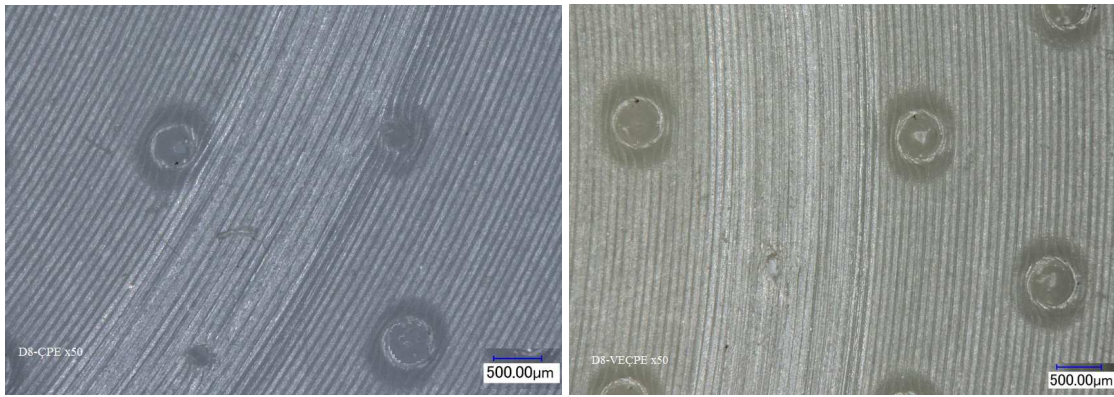
Yüzeyinde 0,3 mm çapında gözenekler bulunan disk numunelerinde, PMMA'nın aşındırıcı etkisi ile yüksek oranda çizik ve çukurcuklar oluşmuştur (şekil 5.25). PMMA parçacıklarının yüzeye gömülü olduğu halde, sürtünmenin etkisi ile yer değiştirmeye çalışması sonucunda, PMMA parçacığının çapı ve ilerleme boyu kadar yüzeyde aşınma izleri oluşmuştur. PMMA parçacıklarının bir kısmının ise gözenekler içerisinde hapsediği görülmektedir. Yüksek basınç ve uzun çevrim sürelerine rağmen çapraz bağlı numunelerin yüzeylerindeki gözeneklerin geometrilerinin büyük oranda korunduğu görülmektedir. UYMAPE numunelerin yüzeylerindeki gözenekler ise büyük oranda özelliklerini kaybetmişlerdir. Çapraz bağlanma, sürtünme yüzeyinde oluşan plastik deformasyonu ve buna bağlı olarak da aşınma hızını azalttığından [15] çapraz bağlı

numunelerin yüzeyinde daha az oranda aşınma meydana gelmiş ve yüzeylerdeki gözeneklerin geometrileri temas basıncından daha az oranda etkilenmişlerdir.



UYMAPE

VE-UYMAPE



ÇUYMAPE

VE-ÇUYMAPE

Şekil 5.26 UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-UYMAPE 0,5 mm gözenekli disk numunelerinin aşınma izlerinin dijital mikroskop görüntüsü

Şekil 5.26'deki görüntülerde ortama PMMA eklenmeden yapılan deneyler sonrasında elde edilen aşınma izleri görülmektedir. Aşınma izleri diğer yüzeylerde olduğu kadar keskin değildir. Bu yüzeylerde PMMA kullanılmadığından çukurcuk oluşumu yoktur. 0,5 mm çapındaki deliklerin şekilleri ise özelliklerini tam olarak kaybetmemişlerdir.

5.2 Sürtünme Similatörü Deneylerinin Sonuçları ve Değerlendirmesi

UYMAPE, VE- UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE malzemelerinden imal edilmiş, 28 mm çapındaki asetabular insert ve CoCrMo alaşımından imal edilmiş femur başı numunelerinin sürtünmeye bağlı sıcaklık artışı değerleri her bir malzeme çifti için ayrı ayrı ele alınmıştır. İlk olarak 1000N sabit yük altında üç saat süre ile farklı yüzey ve

PMMA miktarı kombinasyonlarında bir dizi deney yapılmış ve sonuçlar literatür sonuçları ile kıyaslanarak değerlendirilmiştir. Sonrasında ise seçilen faktör ve seviyelerinin yeterli sayıdaki kombinasyonunun uygulanması ve sonuçların istatistiksel açıdan yorumlanabilmesi amacıyla Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ve varyans analizinden faydalanılmıştır.

5.2.1 1000 N Sabit Yük Altında Sürtünme Yüzeylerinde Meydana Gelen Sıcaklık Artışı ve Değerlendirmesi

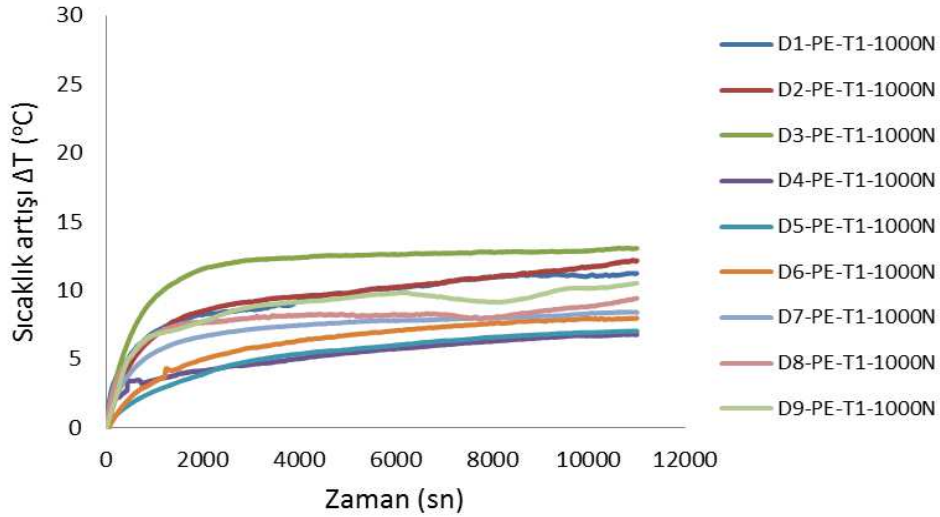
1000 N sabit yük altında, gözeneksiz, 0,3 mm çaplı ve 0,5 mm çaplı gözenekli yüzeylerde, ortama farklı oranlarda PMMA eklenerek gerçekleştirilen deneyler 3 saat yani 10.800 çevrim boyunca devam etmiştir. Dört malzeme grubu için ayrı ayrı tekrarlanmış deneylerin faktörleri ve elde edilen sonuçlar çizelge 5.23'de verilmiştir.

Çizelge 5.23 1000 N sabit yük altında, 10.800 çevrim sonunda 1 ve 4 numaralı temas noktalarında meydana gelen sıcaklık artış değerleri

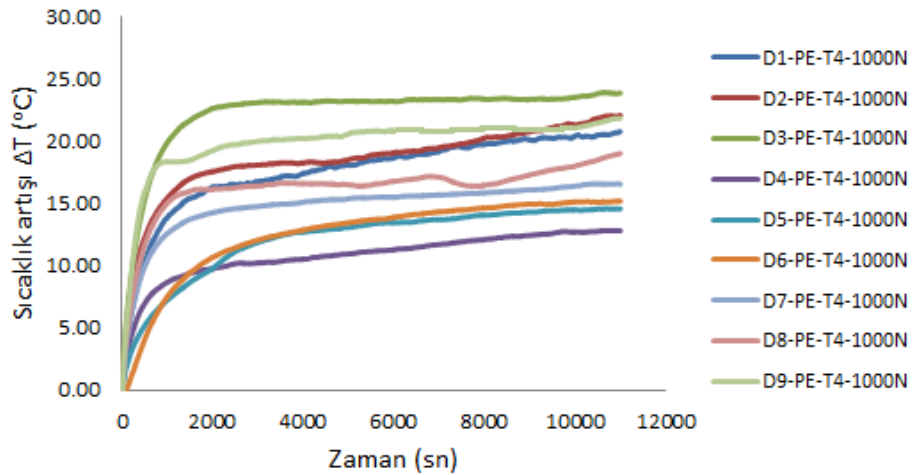
Deney	Faktörler		UYMAPE		VE-UYMAPE		ÇUYMAPE		VE- ÇUYMAPE	
	Yüzey	PMMA (mg)	$\Delta T1$ (°C)	$\Delta T4$ (°C)	$\Delta T1$ (°C)	$\Delta T4$ (°C)	$\Delta T1$ (°C)	$\Delta T4$ (°C)	$\Delta T1$ (°C)	$\Delta T4$ (°C)
1	0	0	11.22	20.76	10.87	19.31	11.57	25.87	11.28	21.32
2	0	25	12.16	22.08	11.38	20.82	14.02	27.67	11.80	21.28
3	0	50	13.06	23.86	12.96	22.23	14.78	28.12	13.05	22.56
4	0.3	0	6.79	12.79	6.02	11.56	7.04	14.38	6.18	12.07
5	0.3	25	7.02	14.56	6.83	14.20	8.08	16.14	6.97	14.72
6	0.3	50	7.96	15.17	7.18	14.26	8.95	18.22	7.38	15.32
7	0.5	0	8.39	16.55	7.73	14.76	8.78	17.28	7.93	16.03
8	0.5	25	9.42	19.01	8.07	16.57	10.08	20.27	9.56	18.96
9	0.5	50	10.58	21.89	9.86	18.68	11.22	23.52	10.47	20.61

Çizelge 5.23'de verilmiş olan ΔT değerleri femur başı ve asetabular insert numunelerinin yüzeylerinde, deney düzeneğinde 3 saat (10.800 çevrim) çalışma sonucunda meydana gelen sıcaklık artışı değerleridir. Hareket frekansının 1 Hz olduğu deneylerde, her bir çevrimde sıcaklık değerleri kaydedilmiş ve zamana bağlı sıcaklık grafikleri oluşturulmuştur. Numune yüzeylerindeki sıcaklık artış değerleri, ölçülen sıcaklık değerinin başlangıç sıcaklığından farkının alınması ile hesaplanmıştır. 1000 N sabit yük altında, farklı yüzey ve PMMA miktarı kombinasyonlarında gerçekleştirilen dokuz deneyde, 3 saat boyunca sürtünme yüzeylerinde elde edilen sıcaklık artış eğrileri

şekil 5.27 ve şekil 5.28'deki grafiklerde görülmektedir. Grafiklerde her bir deney şartı D harfi ve yanına eklenen deney numarası ile ifade edilmiştir. Isıl çiftler ve bulundukları konumlar ise T harfi ve sıcaklık ölçümünün alındığı noktanın numarası ile ifade edilmiştir.



Şekil 5.27 UYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 1 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri

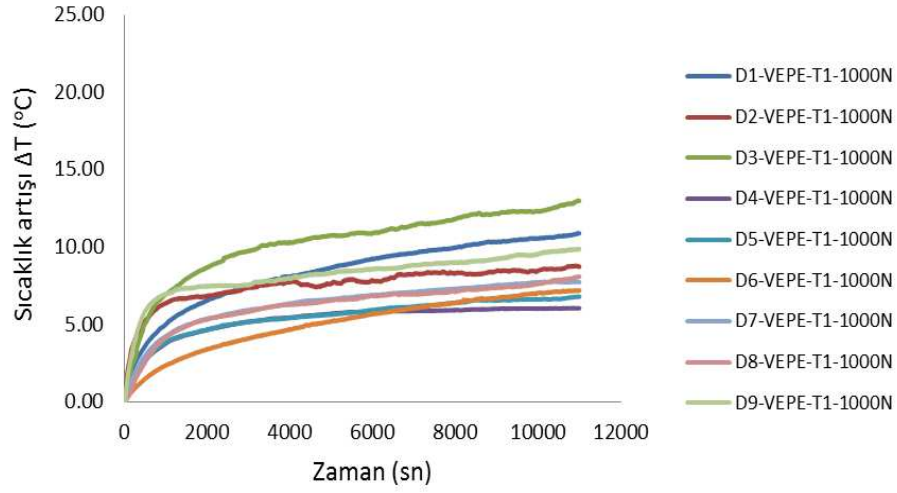


Şekil 5.28 UYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 4 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri

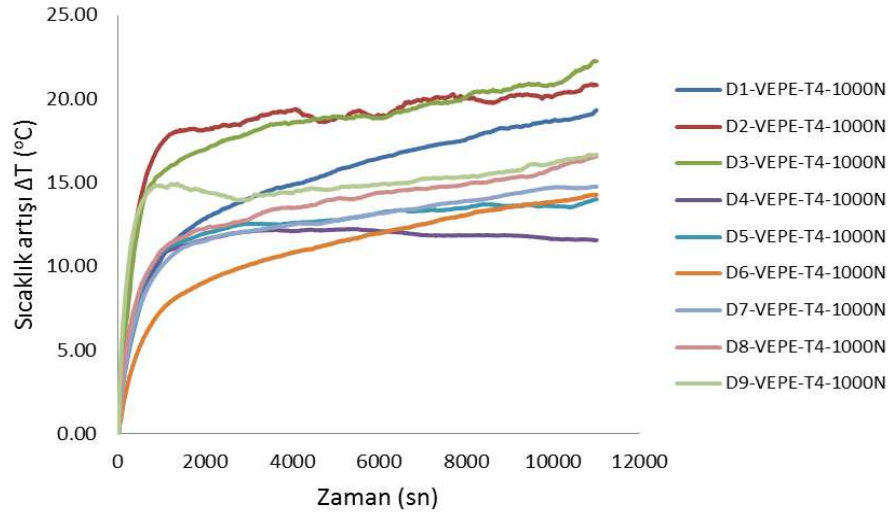
UYMAPE asetabular insert ile CoCrMo femur başı çiftinin sürtünmesine bağlı olarak ortaya çıkan sıcaklık eğrilerine bakıldığında bütün deney şartları için, sıcaklık değerlerinin yaklaşık 2000 çevrime kadar hızla arttığı görülmektedir. 2000 çevrimden sonra ise eğriler yataya yakın bir seyir izleseler de sıcaklık artışı nispeten düşük hızla devam etmiştir. Yağlayıcı ortama eklenen 25 mg PMMA, asetabular kabın temas

yüzeyinin merkezindeki T1 noktasında 0,94 °C'lik sıcaklık farkı oluşmasına neden olurken, 50 mg PMMA ise 1,84 °C'lik bir artışa neden olmuştur. Bu değerler femur başının temas yüzeyindeki T4 noktasında sırasıyla 1,32 °C ve 3,10 °C değerlerine ulaşmaktadır. Buna karşın asetabular insert yüzeylerinde oluşturulan gözeneklerin sürtünme yüzeylerindeki sıcaklık artışını önemli ölçüde azalttığı görülmektedir. UYMAPE asetabular insert yüzeyinde, gözeneksiz haldeki sıcaklık artışı 11,22 °C iken 0,3 mm çaplı gözeneklerin oluşturulduğu yüzeyde bu değer 6,79 °C'ye düşmüştür. Sıcaklık artışında yaklaşık 39,48 %'lik bir düşüş sağlanmıştır. Femur başı sıcaklığında ise 7,97 °C'lik, yani 38,39 %'luk azalma kaydedilmiştir. 0,5 mm gözenekli yüzeyde yapılan deneylerde ise insert yüzeyinde 25,22 %'lik, femur başı yüzeyinde 20,27 %'lik düşüş elde edilmiştir.

VE-UYMAPE asetabular insert ile CoCrMo femur başı bağlantı çiftinden elde edilen sıcaklık artış eğrilerinin karakteristikleri UYMAPE'nin sıcaklık değişim eğrilerine benzemektedir. VE-UYMAPE yüzeyinde deney sonuna kadar sıcaklık artış hızı daha yüksek olmasına karşın elde edilen sıcaklık artışı değerleri UYMAPE yüzeyindeki sıcaklık değerlerinden ortalama 0,5 °C daha düşüktür. Benzer şekilde femur başında T4 noktasında kaydedilen sıcaklık farkı değerleri ortalama 1,2 °C daha düşüktür. Asetabular insert yüzeylerinin gözeneklendirilmesi ile oluşturulan yüzey modifikasyonu bütün numune grupları için olumlu bir etki yapmış ve sürtünmeye bağlı ortaya çıkan sıcaklığın belirli oranlarda düşmesini sağlamıştır. Gözeneksiz VE-UYMAPE yüzeyinde 1.deney şartlarında 10,87 °C'lik sıcaklık artışı kaydedilirken, 0,3 mm gözenekli yüzeyde aynı şartlarda ölçülen sıcaklık artış miktarı 6,02 °C olmuştur. Yüzeyde oluşturulan gözenekler VE-UYMAPE yüzeyindeki sıcaklık artış miktarını 33,95 % oranında azaltmıştır. Yağlayıcı sıvı yüzeydeki gözeneklerin içine dolmuş ve hareket esnasında sürtünme yüzeyleri arasında yağlama özelliğini iyileştirerek yüzeyin daha fazla soğumasını sağlamıştır.

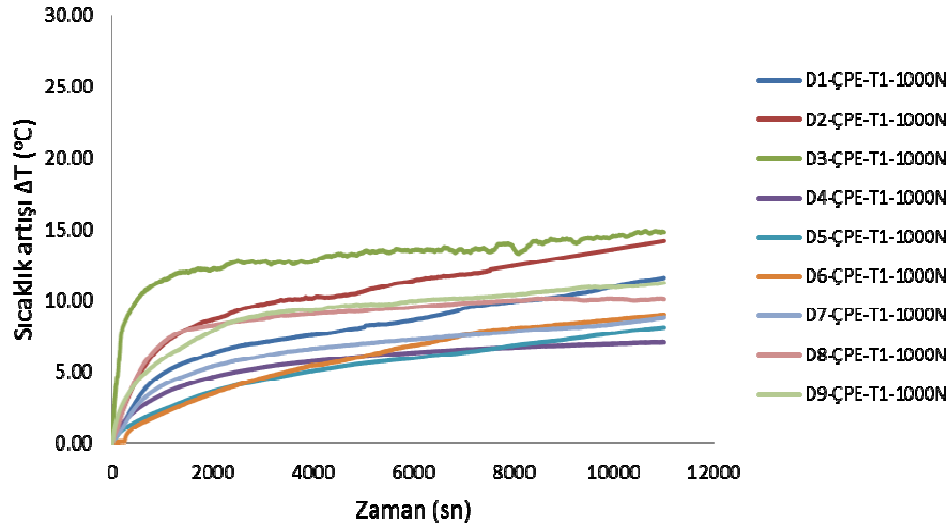


Şekil 5.29 VE-UYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 1 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri

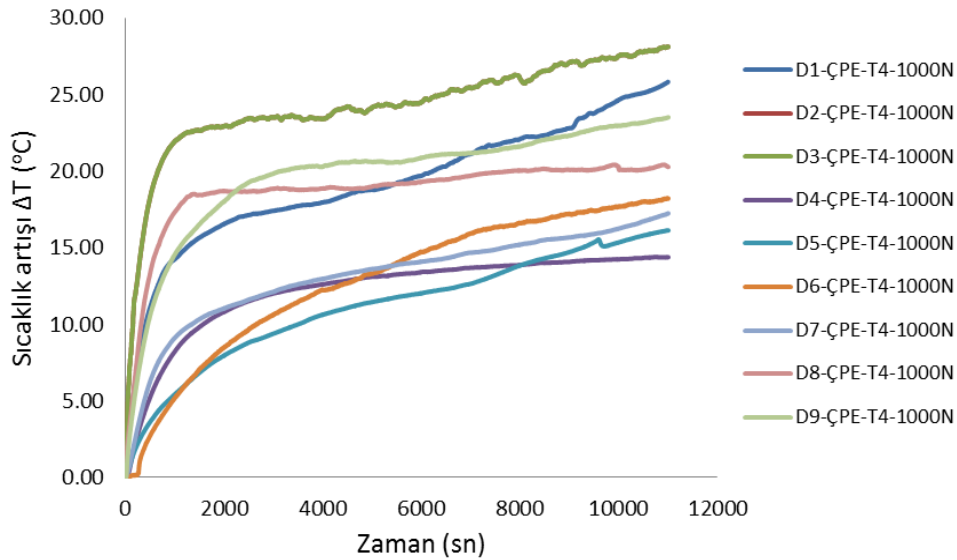


Şekil 5.30 VE-UYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 4 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri

Ortama aşındırıcı parçacık olarak eklenen PMMA partikülleri ise yüzeyler arasında sürtünme miktarını arttırdığından, sürtünme işine bağlı olarak oluşan sıcaklık artışı değerleri de artmaktadır. Ortama 50 mg PMMA eklendiğinde gözeneksiz VE-UYMAPE insert yüzeyinde kaydedilen ΔT_1 sıcaklığı 12,96 °C iken 0,3 mm çapında gözeneklerden oluşan yüzeyde ölçülen ΔT_1 sıcaklığı 7,18 °C olmuştur. Yüzeyin gözeneklendirilmesi ile aşındırıcı parçacıkların bulunduğu ortamda sıcaklık artış miktarında 44,6 % oranında düşüş sağlanmıştır. Yüzeyde bulunan gözenekler bu parçacıklar için bir tür kapan görevi üstlendiğinden, gözenekli yüzeylerde ortamda bulunan aşındırıcı parçacıkların etkinliği azaltılmış ve sonuç olarak daha düşük sıcaklık artış değerleri kaydedilmiştir.

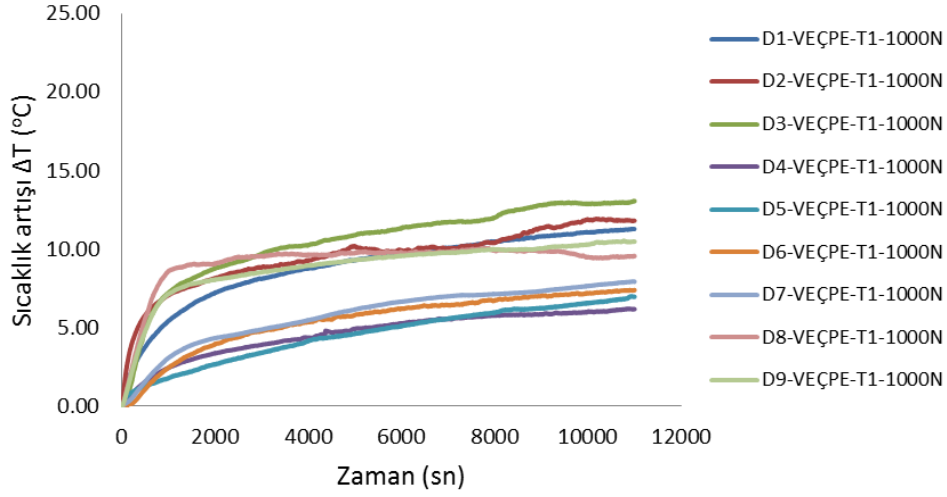


Şekil 5.31 ÇUYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 1 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri

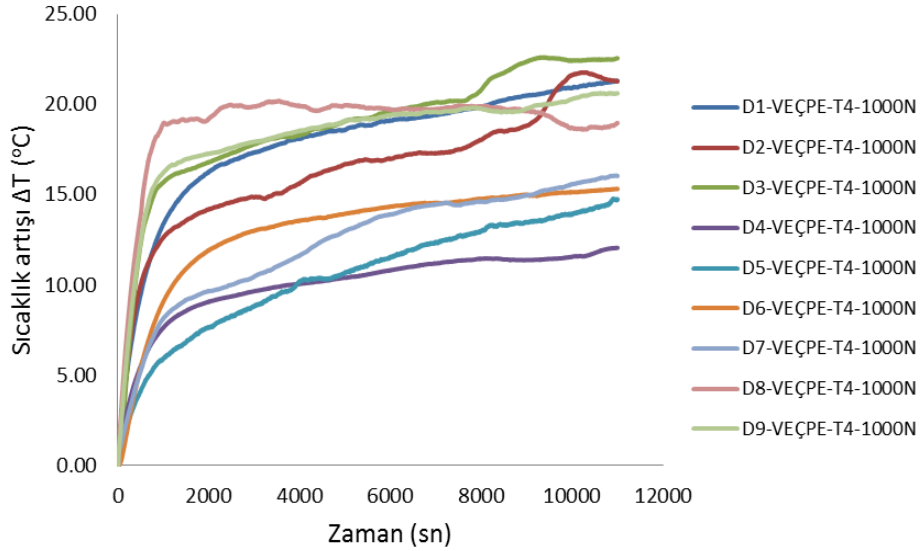


Şekil 5.32 ÇUYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 4 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri

ÇUYMAPE/CoCrMo ve VE-ÇUYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftlerine ait grafikler incelendiğinde bütün malzeme gruplarının sürtünmeye bağlı sıcaklık artış eğrilerinin benzer özellikler sergilediği anlaşılmaktadır. Buna karşın ölçülen sıcaklık artış değerlerinde bazı farklılıklar olduğu görülmektedir. ÇUYMAPE/CoCrMo malzeme çiftinin sürtünme yüzeylerinde $\Delta T1$ ve $\Delta T4$ noktalarında ölçülen sıcaklık artış değerleri diğer malzeme çiftlerine göre çok daha yüksektir. Bu durumun ÇUYMAPE/CoCrMo yüzeyleri arasındaki sürtünme katsayısının ve ÇUYMAPE'nin ısı iletim katsayısının diğer malzeme gruplarına göre yüksek olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.



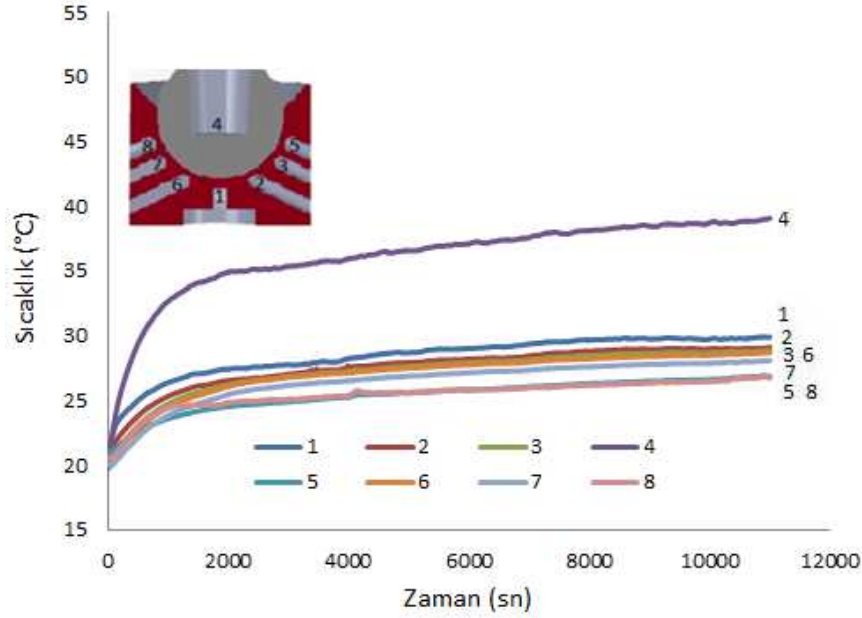
Şekil 5.33 VE-ÇUYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 1 noktasında meydana gelen sıcaklık değişim eğrileri



Şekil 5.34 VE-ÇUYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin 4 noktasında meydana gelen sıcaklık

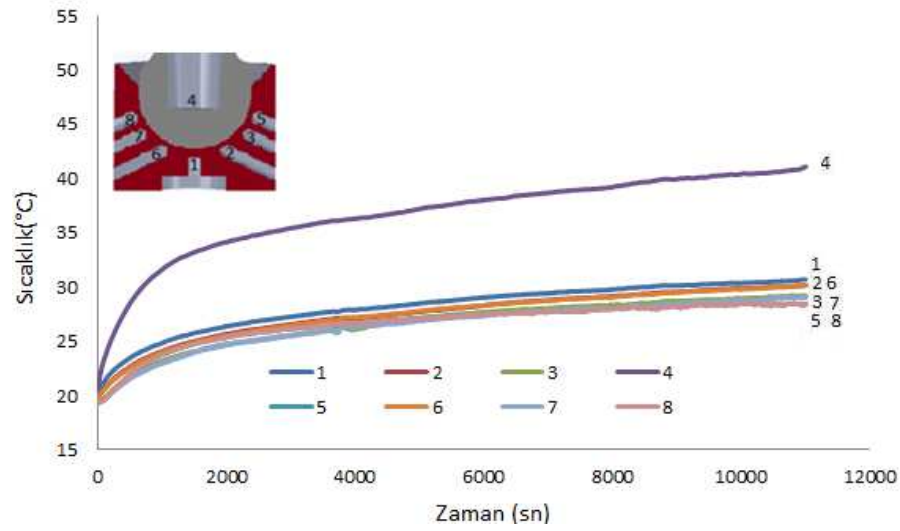
Şekil 5.35, Şekil 5.36, Şekil 5.37 ve Şekil 5.38’de 1000 N statik yük altında 10.800 çevrim boyunca UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE asetabular insert numuneleri ile CoCrMo femur başı numunelerinin sürtünme yüzeylerinde, farklı noktalarda kaydedilen sıcaklık dağılım eğrileri görülmektedir. Şekil 5.39’de ise CoCrMo femur başı yerine Zirkonya femur başının kullanılması ile UYMAPE asetabular kabın yüzeyinde oluşan sıcaklık dağılımı görülmektedir. Grafik üzerine yerleştirilen numunelerin kesit resminden de görüldüğü gibi, 4 numaralı ısıl çift (T4) femur başının sürtünme noktasında meydana gelen sıcaklık artışını kaydetmiştir. Asetabular kabın sürtünme yüzeyinin merkezinde meydana gelen sıcaklık artışı ise 1 numaralı ısıl çift (T1)

ile ölçülmüştür. Hareket eksenini boyunca asetabular insert yüzeyinde meydana gelen sıcaklık artışı T1'in sağına ve soluna yerleştirilen 2, 3, 5, 6, 7, 8 numaralı ısı çiftleri ile ölçülmüştür.



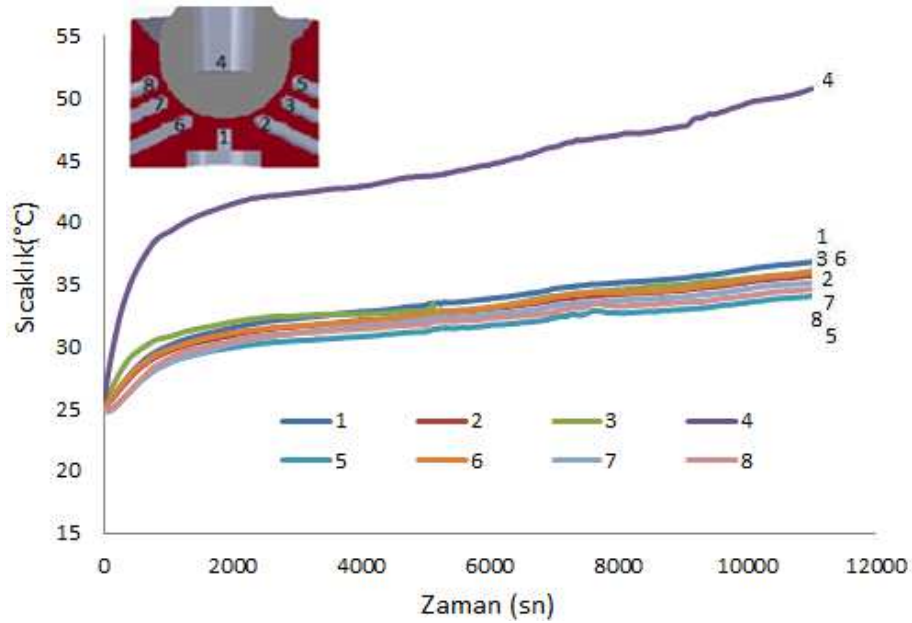
Şekil 5.35 UYMAPE/CoCrMo malzeme çiftinin sürtünme yüzeylerinde, 8 farklı noktada ölçülen sıcaklık değerlerinin zamana bağlı değişimi

CoCrMo femur başının ısı iletim katsayısı UYMAPE asetabular kabın ısı iletim katsayısından daha büyük olduğundan sürtünme yüzeylerinde ortaya çıkan sıcaklığın büyük bir bölümü femur başının içerisine ilerlemiştir. Bu nedenle en yüksek sıcaklık değeri 4 noktasında ölçülmüştür. Asetabular insert üzerindeki noktalara bakıldığında ise en yüksek sıcaklık değeri kuvvetin uygulandığı eksenin merkezinde bulunan 1 noktasında kaydedilmiştir. Sağında ve solunda bulunan 2 ve 6 noktalarından 5 ve 8 noktalarına doğru daha düşük olarak ölçülen sıcaklık değerleri hareket doğrultusu boyunca merkeze göre yaklaşık olarak simetrik bir dağılım göstermektedir. 4 noktasında ölçülen sıcaklık değeri 38,93 °C, 1 noktasında ölçülen sıcaklık değeri ise 29,91 °C'dir. Merkeze en yakın noktalar olan 2 ve 6 noktalarında sıcaklıklar sırasıyla 29,07 °C ve 28,88 °C olarak ölçülmüştür. 3 ve 7 noktalarında ölçülen sıcaklık değerleri 28,83 °C ve 28,06 °C iken, 5 ve 8 noktalarında ölçülen sıcaklık değerleri 26,86 °C ve 26,80 °C olmuştur.



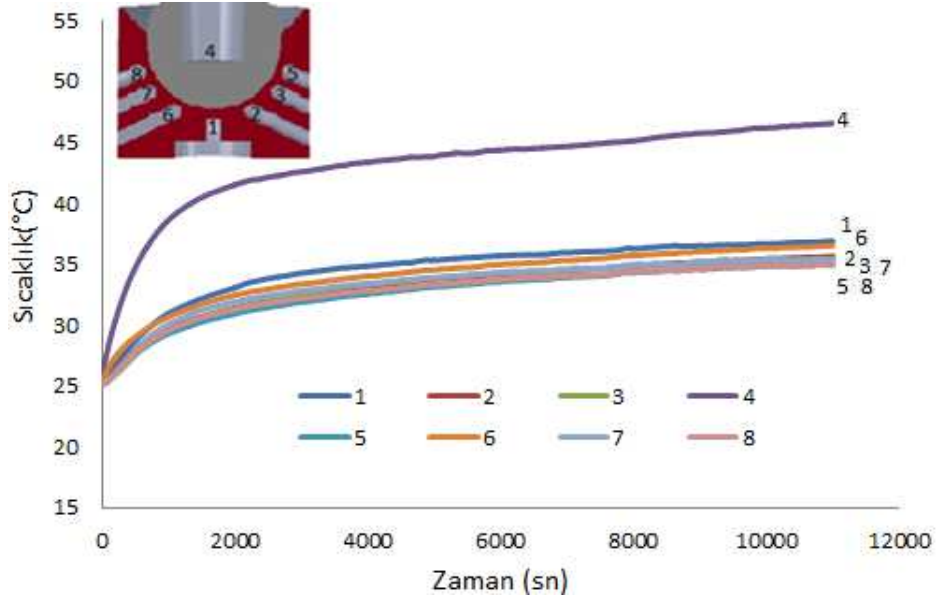
Şekil 5.36 VE-UYMAPE/CoCrMo malzeme çiftinin sürtünme yüzeylerinde, 8 farklı noktada ölçülen sıcaklık değerlerinin zamana bağlı değişimi

VE-UYMAPE/CoCrMo bağlantı çifti için elde edilen sıcaklık dağılımı şekil 5.32’de görülmektedir. Femur başının 4 noktasında VE-UYMAPE asetabular kabın 1 noktasında ölçülen sıcaklık değeri 30,54 °C iken 2 ve 6 noktalarında 30,03 °C ve 30,04 °C olmuştur. 3 ve 7 noktalarına gelindiğinde ölçülen sıcaklık değerleri 29,16 °C ve 29,02 °C, 5 ve 8 noktalarında 28,42 °C olarak kaydedilmiştir. Femur başının 4 noktasındaki sıcaklık değeri ise 40,73 °C’ye ulaşmıştır. VE-UYMAPE asetabular kabın iç yüzeyindeki sıcaklık değerlerinin bir önceki numune çiftine göre daha simetrik dağıldığı görülmektedir.



Şekil 5.37 ÇUYMAPE/CoCrMo malzeme çiftinin sürtünme yüzeylerinde, 8 farklı noktada ölçülen sıcaklık değerlerinin zamana bağlı değişimi

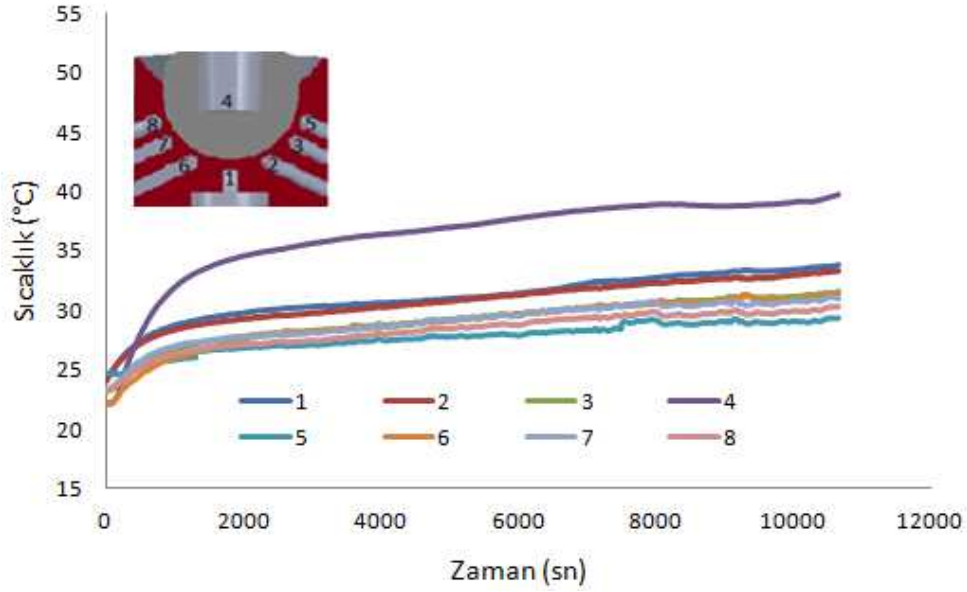
Şekil 5.37’de görülen ÇUYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinde ise femur başı sıcaklığı 50,37 °C ölçülmüştür. Asetabular insert yüzeyinde 1noktasında 36,66 °C, 2 ve 6 noktalarında 35,59 °C ve 35,82 °C ölçülen sıcaklık değerleri, 3 ve 7 noktalarında 35,91 °C ve 35,03 °C, 5 ve 8 noktalarında ise 33,96 °C ve 34,53 °C olarak kaydedilmiştir.



Şekil 5.38 VE-ÇUYMAPE/CoCrMo malzeme çiftinin sürtünme yüzeylerinde, 8 farklı noktada ölçülen sıcaklık değerlerinin zamana bağlı değişimi

VE-ÇUYMAPE/CoCrMo bağlantı çiftinin yüzeylerindeki sıcaklık değerleri ise, 4 noktasında 46,49 °C, 1 noktasında 36,80 °C, 2 ve 6 noktalarında sırasıyla 35,58 °C ve 36,45 °C, 3 ve 7 noktalarında 35,38 °C ve 35,41 °C, 5 ve 8 noktalarında ise 34,93 °C ve 34,90 °C olarak ölçülmüştür.

Şekil 5.39'de UYMAPE/Zirkonyum bağlantı çiftine ait sıcaklık-zaman eğrileri görülmektedir. Zirkonyum femur başı üzerindeki 4 noktasında ölçülen sıcaklık değeri 40,02 °C'dir. UYMAPE asetabular kabın 1 noktasında 33,86 °C olarak ölçülen sıcaklık değeri 2 ve 6 noktalarında 33,43 °C ve 32,46 °C, 3 ve 7 noktalarında 31,82 °C ve 31,44 °C, 5 ve 8 noktalarında ise 29,62 °C ve 30,28 °C olarak kaydedilmiştir.



Şekil 5.39 UYMAPE/Zirkonya malzeme çiftinin sürtünme yüzeylerinde, 8 farklı noktada ölçülen sıcaklık değerlerinin zamana bağlı değişimi

Sürtünmeye bağlı olarak ortaya çıkan ısının büyük bir bölümü ısı iletim katsayısı yüksek olan CoCrMo femur başı içerisinde ilerlediğinden bütün malzeme çiftleri için en yüksek sıcaklık artış değeri 4 noktasında ölçülmüştür. Benzer durum zirkonya femur başı ile yapılan deney için de geçerli olmuştur. Asetabular insert numuneleri üzerinde ise en yüksek sıcaklık değeri kuvvetin uygulandığı ve en fazla sürtünmenin gerçekleştiği merkez noktada bulunan 1 noktasında kaydedilmiştir. Asetabular kabın $\pm 24^\circ$ hareket ettiği doğrultu boyunca, 3 mm yükseklik farkı ile konumlanmış olan 2, 3, 5, 6, 7 ve 8 noktalarında ölçülen sıcaklık değerleri merkeze göre simetrik bir dağılım sergilemiştir. Merkezden uzaklaştığında ise ölçüm noktasının konumuna bağlı olarak sıcaklık değerlerinde farklı oranlarda düşüş gözlemlenmiştir. Hareket çevrimi esnasında asetabular kabın + ve – yöndeki hareketine bağlı olarak femur başı ve kabın 1 ve 4 noktalarındaki teması devam ederken, hareket yönünün aksi istikametinde kalan noktalarda temas azalmaktadır. Böylelikle yağlayıcı sıvı bu noktalara doğru hareket ederek soğutma görevini gerçekleştirmekte ve sıcaklık değerlerini düşürmektedir.

1000 N yük altında, 3 saatlik (10.800 çevrim) deney sonunda 1 numaralı ölçüm noktasında UYMAPE'nin maksimum sıcaklığı $29,91^\circ\text{C}$, CoCrMo femur başının sıcaklığı ise $38,93^\circ\text{C}$ olarak ölçülmüştür. Aynı şartlar zirkonyum femur başı kullanılarak yapılan deneyde ise femur başının 4 noktasında ölçülen sıcaklık $40,02^\circ\text{C}$, asetabular kabın 1

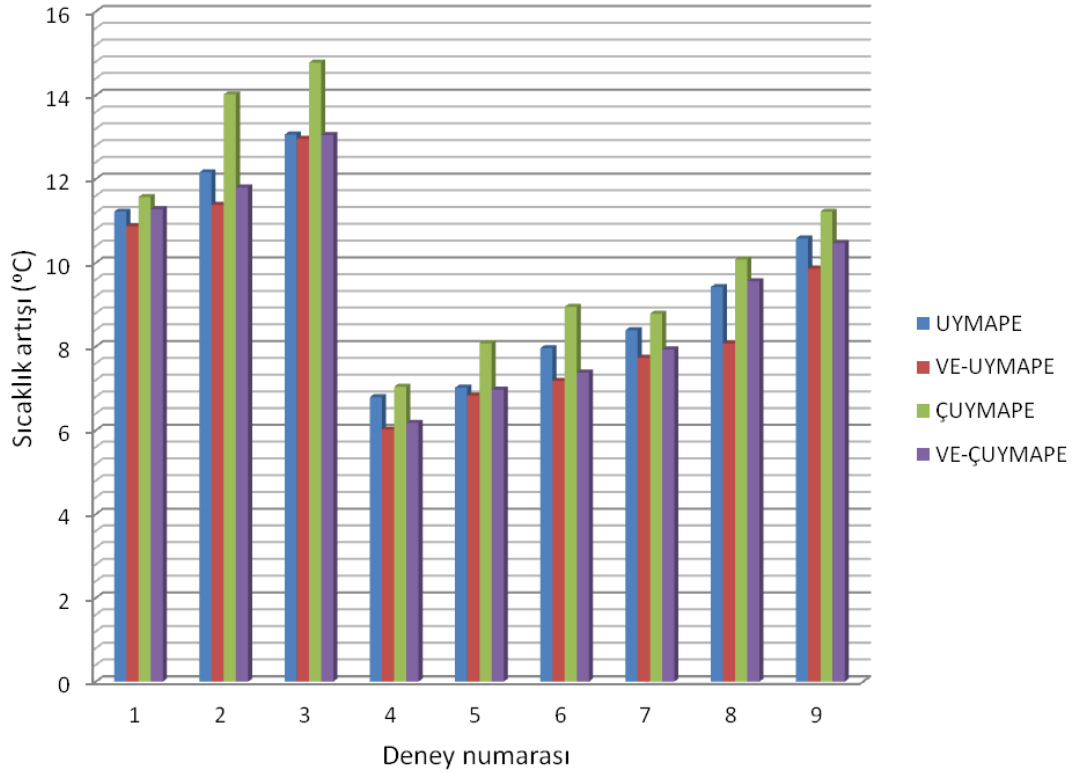
noktasındaki ölçülen sıcaklık değeri 33,86 °C olmuştur. Lu ve McKELLOP [22] de kalça bağlantı simülatörü kullanarak 2030 N yük altında 6 saatlik deney süresinde yaptıkları vücut dışı çalışmada zirkonyum femur başında sıcaklık değerini 51 °C, asetabular insertte ise 51,3 °C olarak ölçmüşlerdir. Aynı çalışmada CoCrMo femur başı sıcaklığı 40 °C, asetabular insert sıcaklığı ise 40,4 °C olarak ölçülmüş ve malzemeler arasındaki sıcaklık artışı farklılığı malzemelerin ısı iletim katsayılarının farklı olmasına bağlanmıştır. Liao vd. [27] de yaptıkları çalışmada CoCr femur başında sıcaklık değerini 41 °C zirkonya femur başında ise 55 °C olarak ölçülmüştür. Yazarlar sıcaklık artışına bağlı olarak zirkonya femur başının bulunduğu bağlantıdaki yağlayıcı sıvı içerisinde daha yüksek oranda proteinin çökeltiğini belirtmişlerdir. Bergmann vd. [14] ise insan vücudunda yaptıkları bir çalışmada CoCrMo femur başı sıcaklığını 43 °C olarak rapor etmişlerdir. Aynı yazarlar bilgisayar ortamında sonlu elemanlar analizi ile gerçekleştirdikleri bir diğer çalışmada ise pürüzsüz yüzeylerde sinovial sıvının sıcaklığının 46 °C'ye ulaştığını ve bu sıcaklık değerlerinde sıvının yağlayıcılık özelliğini kaybedeceğini belirtmişlerdir [21]. Pritchett [20] de vücut içerisinde yaptığı çalışmada 60 dakikalık yürüme sonrasında CoCrMo femur başı/UYMAPE asetabular insert çiftinde 7 °C'lik sıcaklık artışı gözlemlemiştir. Rocchi vd. [23] de yaptıkları çalışmada 28 mm çapındaki CoCrMo femur başı ve UHMWPE asetabular insert bağlantı çiftinde, insert yüzeyindeki sürtünmeye bağlı sıcaklık artışını 6 saat süren deney sonunda 51,44 °C olarak ölçmüşlerdir. Yazarların sonlu elemanlar analizi ile tahmin ettikleri asetabular insert yüzey sıcaklığı ise 48,88 °C'dir. Bir diğer modelleme çalışmasında Hu vd. [24] de iki boyutlu sonlu elemanlar analizi uygulayarak, asetabular insert sıcaklığını 42,9 °C olarak tahmin etmişlerdir. Literatür çalışmalarına bakıldığında genellikle UYMAPE asetabular insert ile farklı malzemelerden imal edilmiş femur başı bağlantı yüzeyleri arasındaki sürtünme sıcaklığı değerlerinin ölçülmüş olduğu görülmektedir. Yeni nesil UYMAPE malzemeler (VE-UYMAPE, ÇUYMAPE veya VE-UÇUYMAPE gibi) kullanılarak yapılan bu tür bir çalışma sonucuna rastlanılmamıştır. Yapılan deneysel çalışmada elde edilen sonuçların literatür sonuçları ile kıyaslanabilmesi için UYMAPE asetabular insert kullanılarak yapılan deneyler kontrol grubu olarak değerlendirilmiştir. Genel olarak değerlendirildiğinde elde edilen sonuçların literatürdeki sonuçlara yakın oldukları görülmektedir. Farklı yazarların elde ettikleri sonuçlar arasında bir takım farklılıklar

olabilmektedir. Bu farklılıklar genellikle deneyin yapıldığı ortam şartları, nem, sıcaklık değerleri, deney parametreleri, numune boyutları, yüzey pürüzlülükleri, deneyde kullanılan yağlayıcı sıvının cinsi ve hacmi, deney süresi vb. sebeplerden kaynaklanabilmektedir.

Yapılan deneyler sonucunda bütün malzeme çiftleri için sürtünmeye bağlı sıcaklık artışının oldukça yüksek değerlere ulaşabildiği görülmüştür. Bu sıcaklık artışı yağlayıcı sıvı içerisindeki proteinlerin çökmesine sebep olacağından, yağlayıcı sıvının yağlama özelliği artan sıcaklık ve zaman ile bozulacak ve malzemelerin adezif aşınması artacaktır [22]. Potansiyel biyolojik hasarlar 40 °C sıcaklıkta ortaya çıkmaya başlamakta [24], 42 °C veya 43 °C'de yumuşak dokular hasar görmekteyken, kemik hücreleri 45 °C' ye kadar dayanabilmektedir [21]. Bu bilgiler ve elde edilen sonuçlar dikkate alındığında bağlantı elemanlarında meydana gelen sıcaklık artışının gerek implant ömrünü, gerekse çevresindeki canlı dokuyu olumsuz yönde etkileyeceği anlaşılmaktadır.

İmplant ömrünü arttırmak için geliştirilmiş olan yeni nesil malzemelerin sıcaklık değerlerine bakıldığında en yüksek değer in çapraz bağlı ÇUYMAPE asetabular insert numunelerinin yüzeyinde ölçülmüş olduğu görülmektedir (şekil 5.40). Vitamin E karıştırılmış olan normal bağlı UYMAPE numunelerin yüzeylerinde ortaya çıkan sıcaklık değerleri ise en düşüktür. Radyasyonla çapraz bağlama sürecinde C - H ve C - C bağları koparak serbest radikal oluşturmaktadırlar. Bu radikallerin bir kısmı çapraz bağ oluşturmak için tekrar bağlanmakta, bir kısmı ise bağlanacak bir başka radikal bulamadığından kristal yapı içerisinde serbest halde hapsolmaktadır. Yapıda serbest halde bulunan bu radikaller ise uzun vadede malzemenin oksidasyona uğramasına neden olmaktadır. Oksijen ile reaksiyona giren serbest radikaller kararsız peroksit bileşikleri oluşturmakta, yapıdaki peroksit yoğunluğunun artması ise polimerin kırılma dayanımına, yüzeyinde bazı düzensizliklerin ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Yapıya antioksidan olarak eklenen E vitamini ise serbest radikaller ile bağ oluşturarak malzemenin oksidasyona uğramasını engellemektedir [15]. Deneyler süresince ÇUYMAPE yüzeyinde oksidasyona bağlı düzensizlikler oluşmuş olabileceğinden bu malzeme grubunda sürtünme katsayısı ve sıcaklık artış değeri yüksek olarak ölçülmüştür. Ayrıca ÇUYMAPE'nin ısı iletim katsayısı diğer asetabular insert

malzemelerine göre daha yüksek olduğundan ÇUYMAPE numunelerinin yüzeyinde daha yüksek sıcaklık değerleri ölçülmüştür.



Şekil 5.40 1000 N sabit yük altında, dokuz farklı deney şartında, 1 ve 4 numaralı temas noktalarında meydana gelen sıcaklık artış değerleri

Şekil 5.40 'daki grafik incelendiğinde, sürtünme yüzeylerindeki sıcaklık artışını düşürmek amacıyla asetabular insert numunelerinin yüzeylerinde oluşturulan gözeneklerin, sıcaklık artışını önemli ölçüde azalttığı görülmektedir. Buna karşın yağlayıcı ortama eklenen PMMA aşındırıcı parçacıkları ise sürtünme sıcaklığını önemli derecede yükseltmiştir. Sonuçları etkileyen faktör ve seviyelerinin etkilerinin tam olarak belirlenebilmesi ve sonuçların istatistiksel olarak değerlendirilebilmesi için Taguchi'nin deneysel tasarım yaklaşımı kullanılmış, faktörlerin anlamlı olup olmadıkları ise varyans analizi ile değerlendirilmiştir.

5.2.2 Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Sürtünmeye Bağlı Sıcaklık Artışının Ölçülmesi

Taguchi'nin L9 (3^4) ortogonal serisine göre düzenlenmiş deney koşullarında gerçekleştirilen dokuz deney sonrasında asetabular insert ve femur başı temas noktalarında kaydedilen sıcaklık artış değerleri çizelge 5.24 ve çizelge 5.25'de verilmiştir.

Çizelge 5.24 UYMAPE/CoCrMo ve VE-UYMAPE/CoCrMo malzeme çiftleri için 1 ve 4 noktalarında kaydedilen sıcaklık artış değerleri

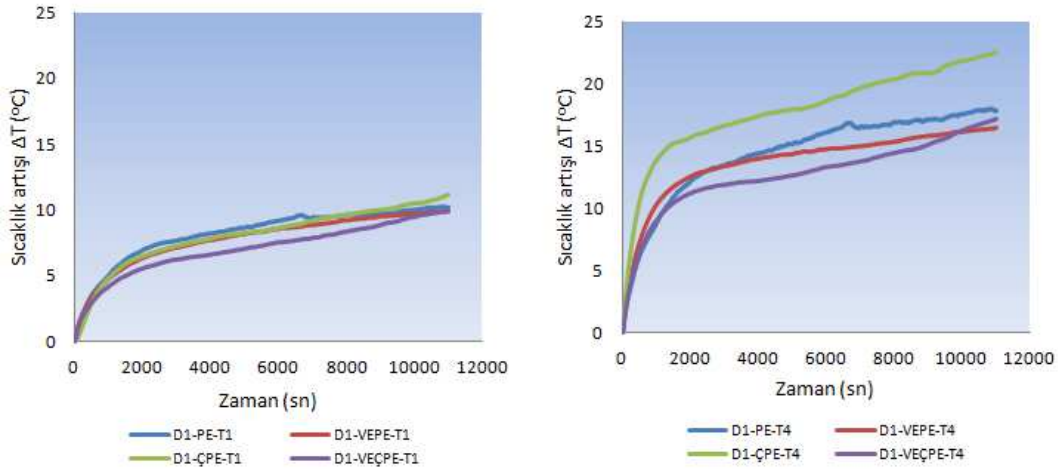
Deney	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (mg)	Zaman (saat)	UHMWPE		VE-UHMWPE	
					$\Delta T1$	$\Delta T4$	$\Delta T1$	$\Delta T4$
1	0	750	0	1	7.99	15.74	7.49	13.80
2	0	1000	25	2	10.67	19.56	10.79	19.93
3	0	1500	50	3	14.83	30.03	14.16	27.51
4	0.3	750	25	3	6.21	13.82	6.12	13.87
5	0.3	1000	50	1	6.1	12.57	4.44	10.52
6	0.3	1500	0	2	6.76	12.67	6.9	13.90
7	0.5	750	50	2	8.19	15.87	7.06	15.48
8	0.5	1000	0	3	8.41	16.55	7.72	14.70
9	0.5	1500	25	1	10.39	21.52	9.61	20.85

Çizelge 5.25 ÇUYMAPE/CoCrMo ve VE-ÇUYMAPE/CoCrMo malzeme çiftleri için 1 ve 4 noktalarında kaydedilen sıcaklık artış değerleri

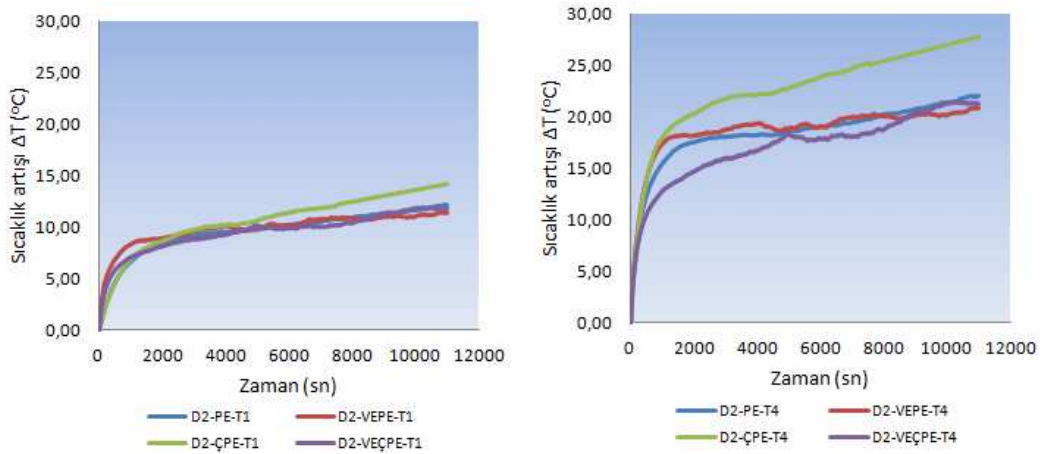
Deney	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (mg)	Zaman (saat)	ÇUYMAPE		VE-ÇUYMAPE	
					$\Delta T1$	$\Delta T4$	$\Delta T1$	$\Delta T4$
1	0	750	0	1	7.59	17.07	6.44	12.13
2	0	1000	25	2	11.89	24.96	10.04	17.34
3	0	1500	50	3	17.8	34.06	14.11	28.70
4	0.3	750	25	3	7.05	16.57	6.48	13.51
5	0.3	1000	50	1	5.07	11.64	5.17	13.36
6	0.3	1500	0	2	9.36	17.32	7.31	15.86
7	0.5	750	50	2	9.05	18.94	7.42	15.68
8	0.5	1000	0	3	8.67	17.03	8.31	16.86
9	0.5	1500	25	1	11.72	23.01	9.34	19.78

Her bir deney şartı için 10.800 çevrim boyunca 8 farklı noktadan sıcaklık ölçümleri alınmıştır. Sürtünme yüzeylerinin merkez noktalarında bulunan ve en yüksek sıcaklık artış değerlerinin kaydedildiği 1 ve 4 numaralı ısıl çiftlerden elde edilen değerler şekil

5.41 ve şekil 5.49 arasındaki grafiklerde görülmektedir. Asetabular kabın merkez noktasından alınan sıcaklık farkı ölçüm değerleri $\Delta T1$ ile femur başının merkez noktasından alınan sıcaklık farkı ölçüm değerleri ise $\Delta T4$ ile ifade edilmiştir.



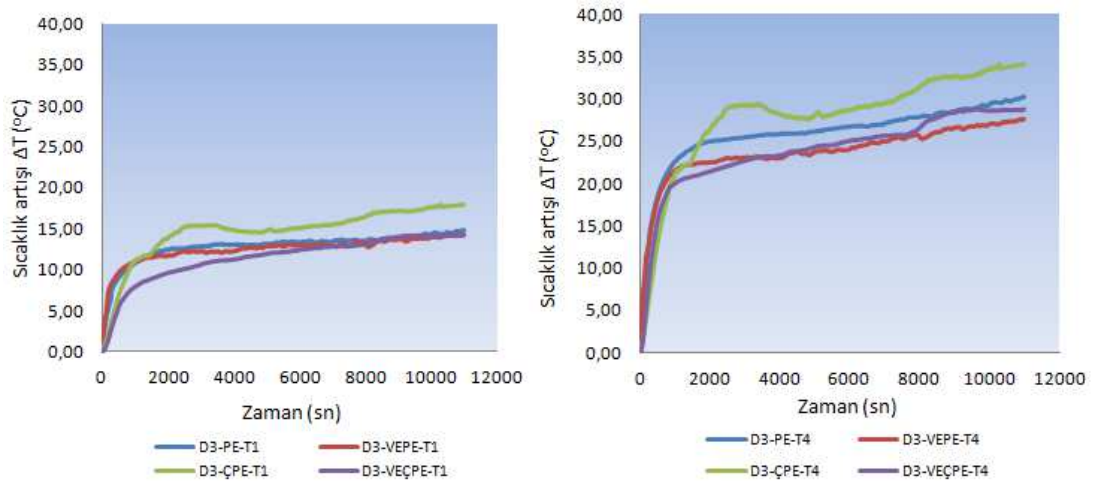
Şekil 5.41 Birinci deney şartlarında kaydedilen $\Delta T1$ ve $\Delta T4$ değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri



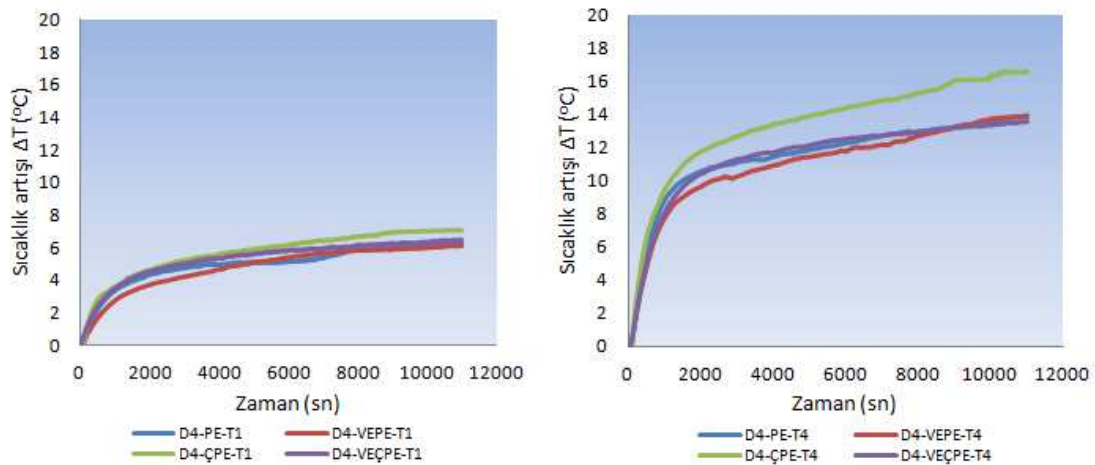
Şekil 5.42 İkinci deney şartlarında kaydedilen $\Delta T1$ ve $\Delta T4$ değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri

Tasarım matrisinde belirtilen şartlarda gerçekleştirilen deneyler sonucunda elde edilen sıcaklık artış eğrileri incelendiğinde bütün deney şartları için elde edilen eğrilerin benzer özellikler sergilediği görülmektedir. Deneylerin başlamasının ardından yaklaşık olarak ilk 2000 saniye hızla artış gösteren sıcaklık değerleri, deney sonuna kadar daha yavaş bir şekilde artmaya devam etmiştir. CoCrMo femur başı numunelerinin yüzeyindeki T4 noktasında ölçülen sıcaklık artış değerleri asetabular insert numunelerinin yüzeylerindeki değerlerden çok daha yüksektir. Asetabular insert

malzemeleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ise hemen hemen bütün deney şartlarında en yüksek sıcaklık artışı değerinin ÇUYMAPE'nin yüzeyinde ölçüldüğü görülmektedir. Daha sonra UYMAPE ve VE-ÇUYMAPE'nin yüzeyinde ölçülen sıcaklık değerleri gelmektedir. En düşük sıcaklık artışı ise VE-UYMAPE aseteabular insert yüzeylerinde ölçülmüştür. Sıcaklık artışı değerlerinde malzemeler arasında ortaya çıkan bu farkın malzemelerin termal, mekanik ve yüzey özelliklerine bağlı olduğu düşünülmektedir. CoCrMo femur başı malzemesinin ısı iletkenlik katsayısı 12,1'dir. Bu değer asetabular insert malzemelerinin ısı iletkenlik katsayılarından oldukça yüksektir. Dolayısı ile sürtünme yüzeylerinde oluşan ısı büyük oranda femur başına geçtiğinden, T4 noktasında ölçülen sıcaklık değerleri T1 noktasına göre çok daha yüksektir

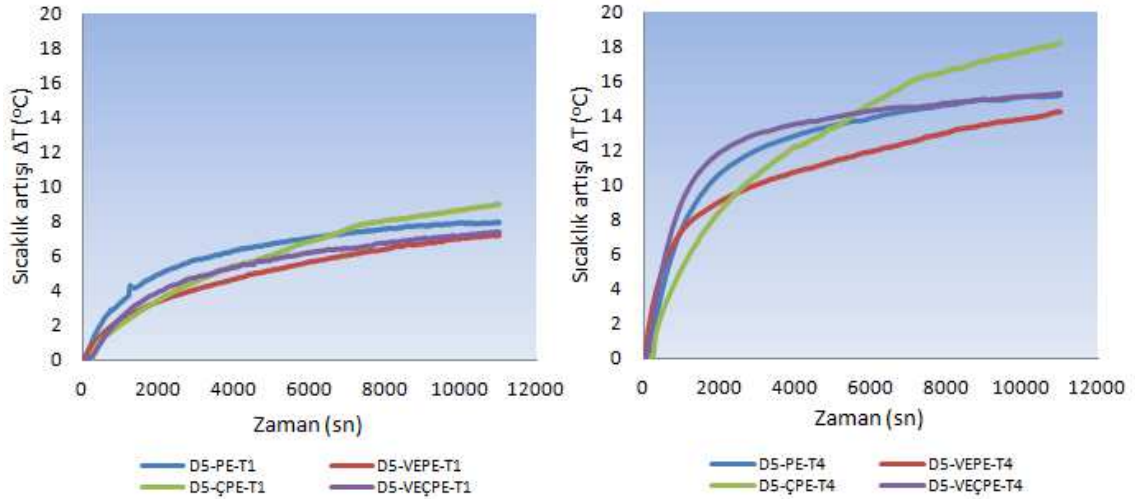


Şekil 5.43 Üçüncü deney şartlarında kaydedilen $\Delta T1$ ve $\Delta T4$ değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri

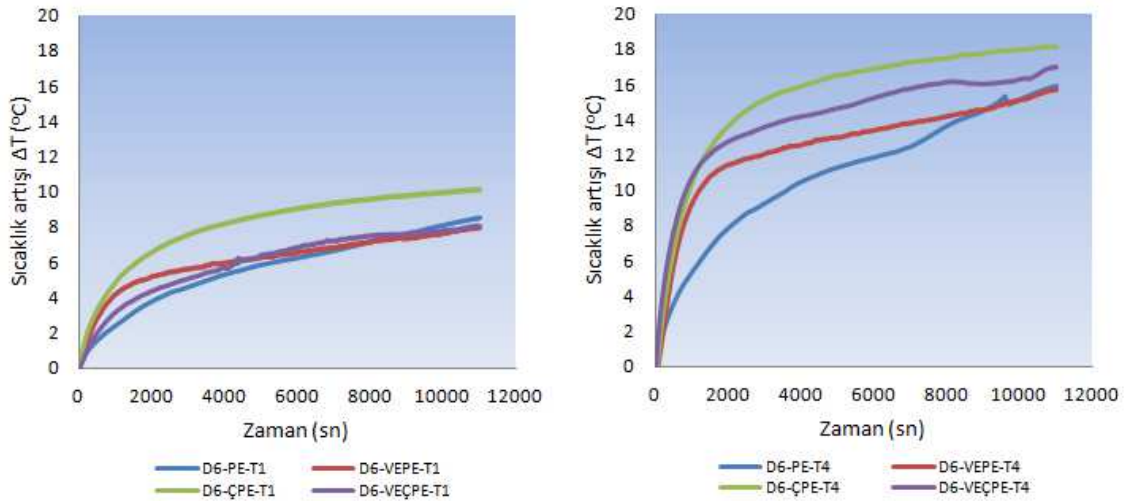


Şekil 5.44 Dördüncü deney şartlarında kaydedilen $\Delta T1$ ve $\Delta T4$ değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri

Asetabular insert malzemelerinden ÇUYMAPE'nin ısı iletkenlik katsayısının diğ er insert malzemelerine göre daha yüksek olması bu malzemenin yüzeyinde ölçülen sıcaklık değ erinin daha yüksek olmasına sebep olmuştur. Bunun yanında ÇUYMAPE'nin sürtünme katsayısının diğ er malzemelere oranla daha yüksek olması da sıcaklık artış değ erini etkileyen bir diğ er önemli faktördür.



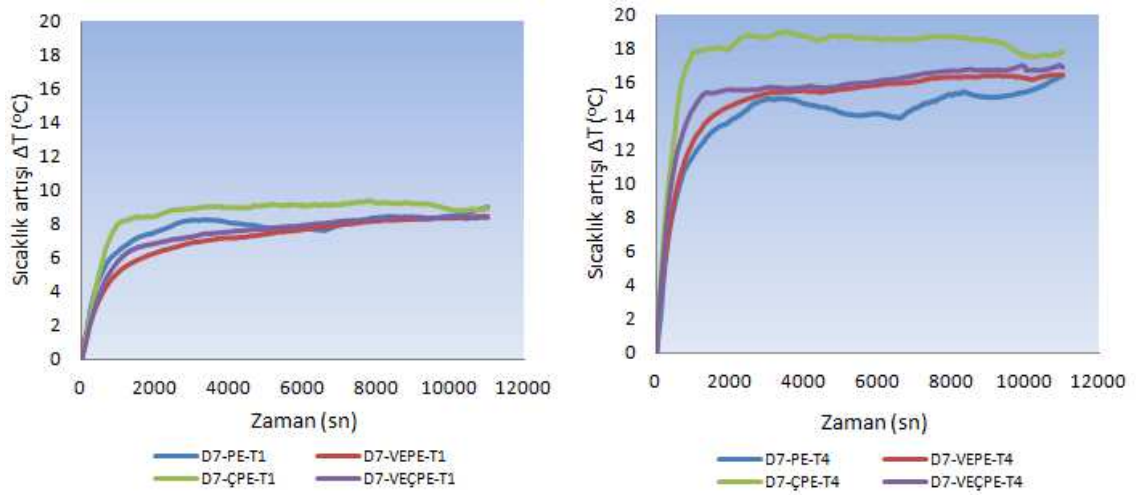
Şekil 5.45 Beşinci deney şartlarında kaydedilen ΔT_1 ve ΔT_4 değ erlerinin zamana bağı lı değ işim eğrileri



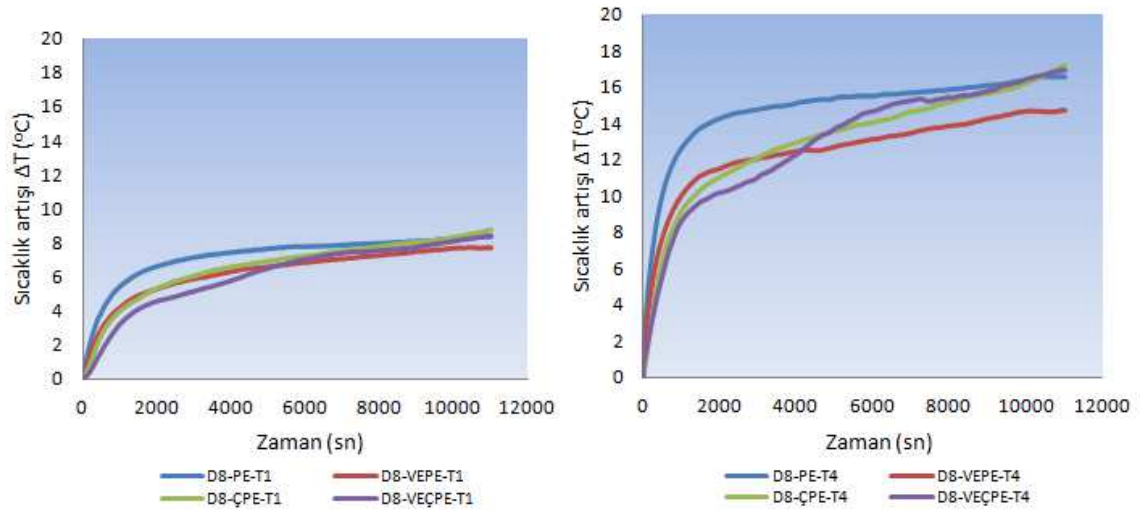
Şekil 5.46 Altıncı deney şartlarında kaydedilen ΔT_1 ve ΔT_4 değ erlerinin zamana bağı lı değ işim eğrileri

Gözeneksiz yüzeyler ile yapılan ilk üç deneyde sıcaklık artış ı çok yüksek iken, yüzeyde gözenek oluşturulması halinde daha düşük sıcaklık artış ları kaydedilmiştir. 0,3 mm gözenekli yüzeylerde sıcaklık artış miktarının 0,5 mm gözenekli yüzeylere göre daha

düşük olduğu görülmektedir. Bu durum 0,3 mm çapındaki gözeneklerden oluşan yüzeylerde gözenek yoğunluğunun daha fazla olmasına bağlanmaktadır. Yüzeydeki gözenek sayısının artması ile daha fazla hacimde yağlayıcı sıvı gözenekler içerisine dolarak, sürtünme yüzeylerinin daha iyi yağlanması ve soğutulması sağlanmıştır. Bunun yanında gözenekli yüzeylerde femur başının asetabular insert ile temas ettiği nokta sayısı azaldığından sürtünmeye bağlı sıcaklık artışının da azaldığı düşünülmektedir.



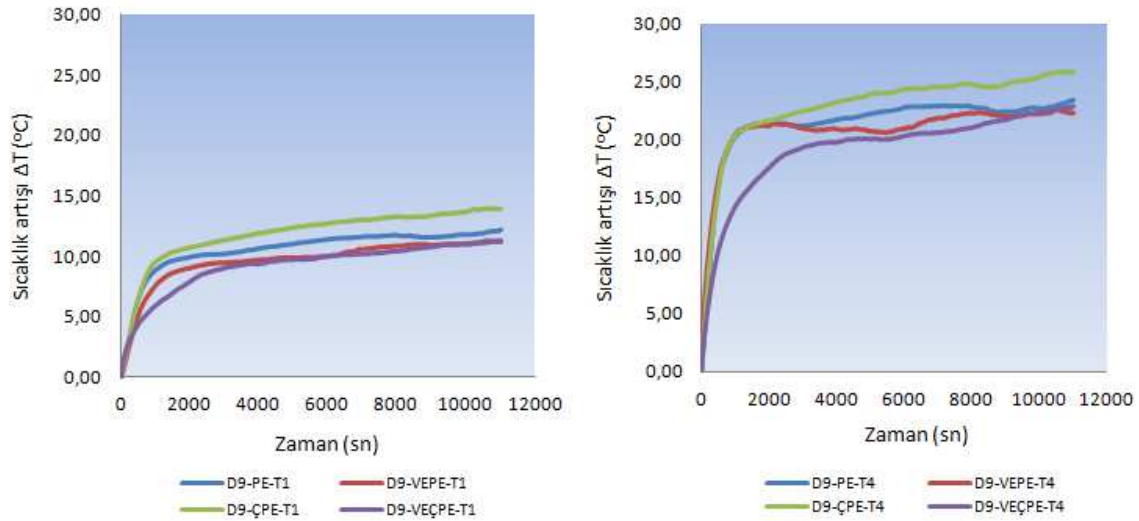
Şekil 5.47 Yedinci deney şartlarında kaydedilen $\Delta T1$ ve $\Delta T4$ değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri



Şekil 5.48 Sekizinci deney şartlarında kaydedilen $\Delta T1$ ve $\Delta T4$ değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri

Sürtünme yüzeyleri arasına eklenen kemik çimentosu (PMMA) parçacıkları sürtünmeye bağlı sıcaklık artışını önemli ölçüde arttırmıştır. Üç elemanlı aşınma durumunda olduğu gibi PMMA parçacıkları sürtünme yüzeylerinin çizilmesine neden olmakta özellikle

asetabular kabın aşınmasını hızlandırmaktadır. Yüzeyde sürtünme esnasında çok daha fazla noktada temas gerçekleştiğinden sürtünmeye bağlı ortaya çıkan sıcaklık da artış göstermektedir.



1Şekil 5.49 Dokuzuncu deney şartlarında kaydedilen $\Delta T1$ ve $\Delta T4$ değerlerinin zamana bağlı değişim eğrileri

Sonuçlara bakıldığında uygulanan kuvvetin, ortamdaki PMMA miktarının ve çevrim sayısının artması ile sürtünmeye bağlı olarak ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin de arttığı görülmektedir. Asetabular insert yüzeylerinde oluşturulan gözenekler ise bu sıcaklık değerlerinin düşürülmesinde önemli bir faktör olmuştur.

Deneyssel tasarım matrisinde bulunan faktör ve seviyelerinin etkilerinin tam olarak anlaşılabilmesi ve faktörlerin anlamlılık düzeylerinin belirlenebilmesi amacıyla aşınma deneylerinin sonuçlarının değerlendirilmesinde olduğu gibi her bir sürtünme çifti için Sinyal/Gürültü (S/G) oranı etki grafiklerinden faydalanılmıştır. Bunun yanında sonuçlar, varyans analizi ile değerlendirilerek deney faktörlerinin istatistiksel olarak anlamlı olup olmadıkları belirlenmiştir. S/G oranı ve varyans analizi ile deney faktörlerinin optimum kombinasyonu 95% güven seviyesinde tahmin edilmiştir. Yapılan hesaplamalar ve analizler sonrasında elde edilen çizelge ve grafikler UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE VE-ÇUYMAPE malzemeleri için ayrı ayrı hazırlanmış ve değerlendirilmiştir. Bütün malzeme grupları için yapılan değerlendirme analizlerinin Minitab program çıktıları Ek B'de verilmiştir.

5.2.2.1 UYMAPE'nin Sürtünme Simülatörü Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi

Çizelge 5.26'da UYMAPE malzemesi için sürtünme simülatörü deneyi faktör ve seviyelerine karşılık ölçülen sıcaklık artışı değerleri ve sinyal/gürültü oranları görülmektedir.

Çizelge 5.26 UYMAPE malzemesi için aşınma testi ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları

Deney	Deney Faktörleri ve Seviyeleri				Sürtünmeye Bağlı Sıcaklık Artışı (°C)			Ortalama	S/G
	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (mg)	Zaman (saat)	ΔT_1	ΔT_2	ΔT_3		
					ΔT_1	ΔT_2	ΔT_3	ΔT_{ort}	
1	0	750	0	1	7.99	8.18	8.04	8.0700	-18.1379
2	0	1000	25	2	10.67	10.86	10.72	10.7500	-20.6284
3	0	1500	50	3	14.83	15.04	14.89	14.9200	-23.4755
4	0,3	750	25	3	6.21	6.52	6.31	6.3467	-16.0527
5	0,3	1000	50	1	6.10	6.36	6.22	6.2267	-15.8864
6	0,3	1500	0	2	6.76	6.98	6.83	6.8567	-16.7230
7	0,5	750	50	2	8.19	8.36	8.31	8.2867	-18.3679
8	0,5	1000	0	3	8.41	8.67	8.61	8.5633	-18.6536
9	0,5	1500	25	1	10.39	10.72	10.43	10.5133	-20.4357

Üç tekrarlı gerçekleştirilen deneyler sonrasında elde edilen veriler, Minitab programının Taguchi analizi kısmında değerlendirilmiş ve her bir deney şartı için Sinyal/Gürültü oranları hesaplabarak, etki grafikleri çizilmiştir. Bu grafikler yardımıyla her bir kontrol faktörünün ortalamaya etkisi belirlenmiştir. Malzemelerin aşınma davranışlarının değerlendirilmesinde Taguchi'nin "en küçük en iyi" S/G oranı kalite karakteristiği esas alınmıştır. Gözlem değerlerinin program çıktıları çizelge 5.27'de görülmektedir.

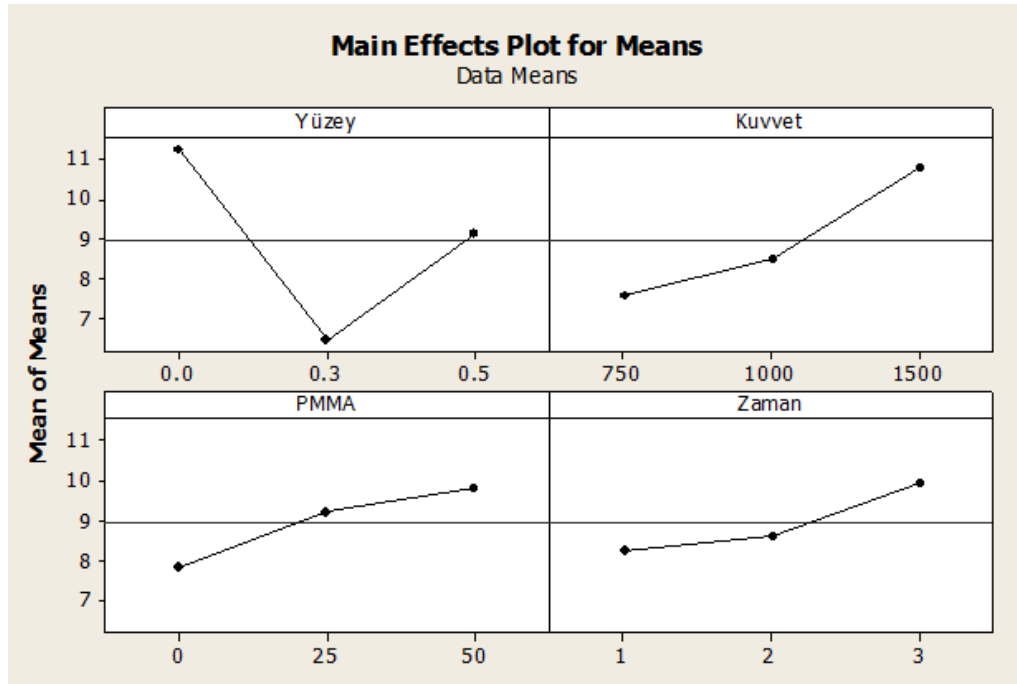
Çizelge 5.27 UYMAPE için gözlem değerlerinin minitab çıktıları

Worksheet 2 ***											
↓	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11
	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman	PE1	PE2	PE3	SNRA1	STDE1	MEAN1	CV1
1	0.0	750	0	1	7.99	8.18	8.04	-18.1379	0.098489	8.0700	0.0122043
2	0.0	1000	25	2	10.67	10.86	10.72	-20.6284	0.098489	10.7500	0.0091617
3	0.0	1500	50	3	14.83	15.04	14.89	-23.4755	0.108167	14.9200	0.0072498
4	0.3	750	25	3	6.21	6.52	6.31	-16.0527	0.158219	6.3467	0.0249295
5	0.3	1000	50	1	6.10	6.36	6.22	-15.8864	0.130128	6.2267	0.0208985
6	0.3	1500	0	2	6.76	6.98	6.83	-16.7230	0.112398	6.8567	0.0163925
7	0.5	750	50	2	8.19	8.36	8.31	-18.3679	0.087369	8.2867	0.0105433
8	0.5	1000	0	3	8.41	8.67	8.61	-18.6536	0.136137	8.5633	0.0158977
9	0.5	1500	25	1	10.39	10.72	10.43	-20.4357	0.180093	10.5133	0.0171299

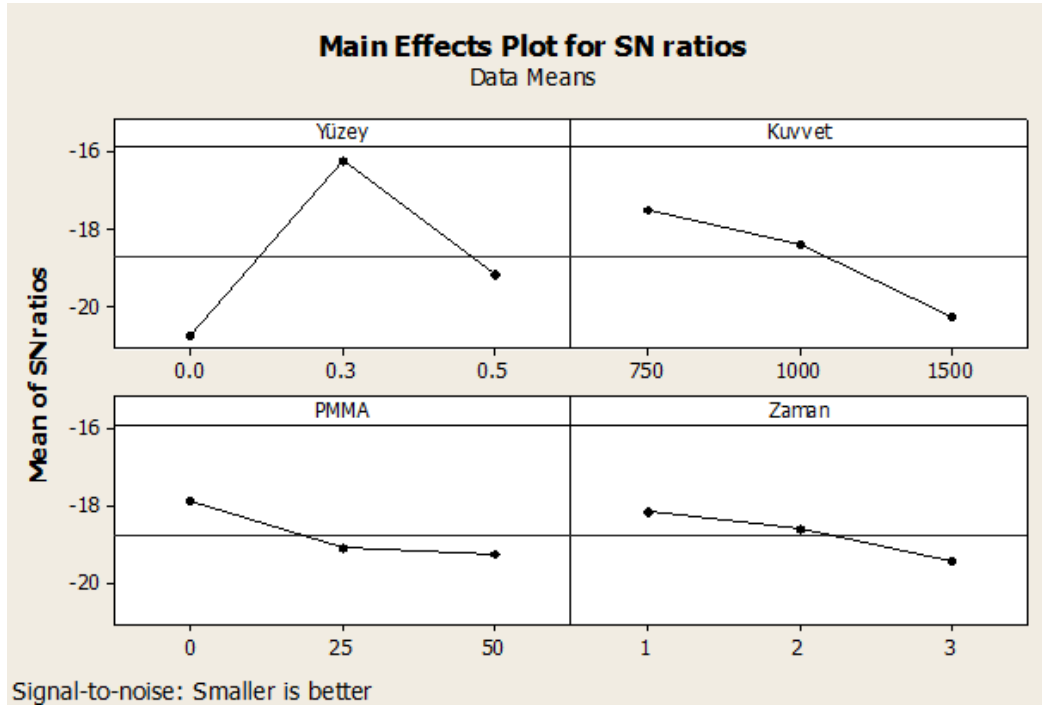
Çizelge 5.28 UYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri

Seviye	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	-20,76	-17,53	-17,84	-18,17
2	-16,24	-18,39	-19,06	-18,58
3	-19,15	-20,23	-19,24	-19,40
Delta	4,52	2,70	1,40	1,23
Rank	1	2	3	4

Faktörlerin S/G oranlarına ve rank değerine bakıldığında sıcaklık artışına etki eden en önemli faktörün yüzey olduğu anlaşılmaktadır. Sonrasında ise kuvvet, PMMA ve zaman faktörleri gelmektedir.



Şekil 5.50 UYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri



Şekil 5.51 UYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri

Faktörlerin en düşük sıcaklık artışını sağlayan optimum seviyeleri ise S/G oranları için etki grafiklerinden anlaşılmaktadır. UYMAPE asetabular insert için A2B1C1D1 kombinasyonunun yani, yüzeyde 0,3 mm çapında gözeneklerin bulunduğu, 750 N kuvvetin uygulandığı, ortamda hiç aşındırıcı parçacığın bulunmadığı, 1 saatlik çevrim süresinde en uygun sonucun alınacağı ön görülmektedir.

5.2.2.2 UYMAPE için Varyans Analizi

UYMAPE asetabular kabın yüzeyinde ölçülen sıcaklık artış miktarını etkileyen faktörlerin anlamlı olup olmadıklarının araştırılması için sonuçlar varyans analizi ile değerlendirilmiştir. Aşınma deneylerinde olduğu gibi, doğrusal model yöntemi kullanılarak faktörlerin ve hatanın serbestlik dereceleri, varyasyon ve F değerleri program yardımıyla hesaplanmış, bu değerler F tablosundan okunan F değeri ile karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak faktörlerin asetabular insert yüzeyindeki sıcaklık artışına olan etkileri $\alpha=0,05$ anlamlılık düzeyinde belirlenmiştir. Çizelge 5.29'da Varyans analizi program çıktısı görülmektedir.

Çizelge 5. 29 Varyans analizi program çıktısı

General Linear Model: PE versus Yüzey, Kuvvet, PMMA, Zaman						
Factor	Type	Levels	Values			
Yüzey	fixed	3	0.0, 0.3, 0.5			
Kuvvet	fixed	3	750, 1000, 1500			
PMMA	fixed	3	0, 25, 50			
Zaman	fixed	3	1, 2, 3			
Analysis of Variance for PE, using Adjusted SS for Tests						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Yüzey	2	102.901	102.901	51.451	3469.88	0.000
Kuvvet	2	49.103	49.103	24.552	1655.79	0.000
PMMA	2	18.660	18.660	9.330	629.21	0.000
Zaman	2	13.742	13.742	6.871	463.40	0.000
Error	18	0.267	0.267	0.015		
Total	26	184.674				
S = 0.121769 R-Sq = 99.86% R-Sq(adj) = 99.79%						

95% güven seviyesinde, faktör serbestlik derecesi=2, hata serbestlik derecesi=18 olduğu durumda tablodan F değeri $F_{\text{tablo}} 0.05 (2, 18) = 3,55$ olarak okunmuştur. Bu durumda faktörlerin F değerleri tablodan okunan F değerinden büyük olduğundan bütün faktörlerin UYMAPE asetabular kabın yüzeyinde ölçülen sıcaklık değeri üzerinde anlamlı bir etkisi vardır denilebilir. Bu faktörlerin sonuçlar üzerindeki % katkı değerleri ise Çizelge 5.30'da görülmektedir.

Çizelge 5.30 UYMAPE asetabular insert için varyans analizi tablosu

Faktörler	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı (KT)	Varyans (V)	F değeri	Katkı oranı (%)
Yüzey	2	102.901	51.451	3469.88	55.7204
Kuvvet (N)	2	49.103	24.552	1655.79	26.589
PMMA (mg)	2	18.660	9.330	629.21	10.1043
Zaman (saat)	2	13.742	6.871	463.40	7.44122
Hata	18	0.267	0.015		0.14458
Toplam	26	184,674			100

Varyans analizi tablosu incelendiğinde incelenen bütün faktörlerin UYMAPE asetabular kabın yüzeyinde sürütülmeye bağlı ortaya çıkan sıcaklık artışına anlamlı bir katkısı olduğu görülmektedir. Katkı oranlarına bakılacak olursa, sıcaklık artışında en önemli faktör yüzeydir. Daha sonra kuvvet, PMMA miktarı ve zaman faktörleri gelmektedir.

5.2.2.3 Doğrulama Deneylerinin Yapılması

Yapılan değerlendirmeler sonucunda, UYMAPE malzemesinin aşınma miktarının en az olduğu optimum deney şartlarının A2B1C1D1 olduğu belirlenmişti. Bu koşullardaki faktör seviyeleri programda kullanıldığında elde edilen sonuçlar aşağıda görüldüğü gibidir.

Predicted values

S/N Ratio Mean StDev
-13.6113 3.3 0.130356

Factor levels for predictions
Yüzey Kuvvet PMMA Zaman

Optimum deney şartlarının kullanılması ile gerçekleştirilen deneylerde ise elde edilen sıcaklık farkı değeri 4,21 °C' dir. Ölçülen ve tahmin edilen değerler tasarım matrisindeki koşulların uygulanması ile elde edilen değerlerden daha az olduğundan doğrulama deneyi sonuçları ile analiz sonuçlarının uyumlu olduğunu söylemek mümkündür.

5.2.3 VE-UYMAPE'nin Sürtünme Simülatörü Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi

Çizelge 5.36'da VE-UYMAPE malzemesi için sürtünme simülatörü deneyi faktör ve seviyelerine karşılık ölçülen sıcaklık artışı değerleri ve sinyal/gürültü oranları görülmektedir.

Çizelge 5.36 VE-UYMAPE asetabular insert numuneleri için sıcaklık artışı ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları

Deney	Deney Faktörleri ve Seviyeleri				Sürtünmeye Bağlı Sıcaklık Artışı (°C)			Ortalama	S/G
	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (mg)	Zaman (saat)	ΔT_1	ΔT_2	ΔT_3		
					ΔT_1	ΔT_2	ΔT_3	ΔT_{ort}	
1	0	750	0	1	7.49	7.61	7.72	7.6067	-17.6245
2	0	1000	25	2	10.79	10.83	10.91	10.8433	-20.7033
3	0	1500	50	3	14.16	14.26	14.22	14.2133	-23.0540
4	0,3	750	25	3	6.12	6.31	6.19	6.2067	-15.8579
5	0,3	1000	50	1	4.44	4.62	4.51	4.5233	-13.1103
6	0,3	1500	0	2	6.90	7.15	7.09	7.0467	-16.9607
7	0,5	750	50	2	7.06	7.35	7.12	7.1767	-17.1198
8	0,5	1000	0	3	7.72	7.98	7.79	7.8300	-17.8761
9	0,5	1500	25	1	9.61	9.84	9.68	9.7100	-19.7448

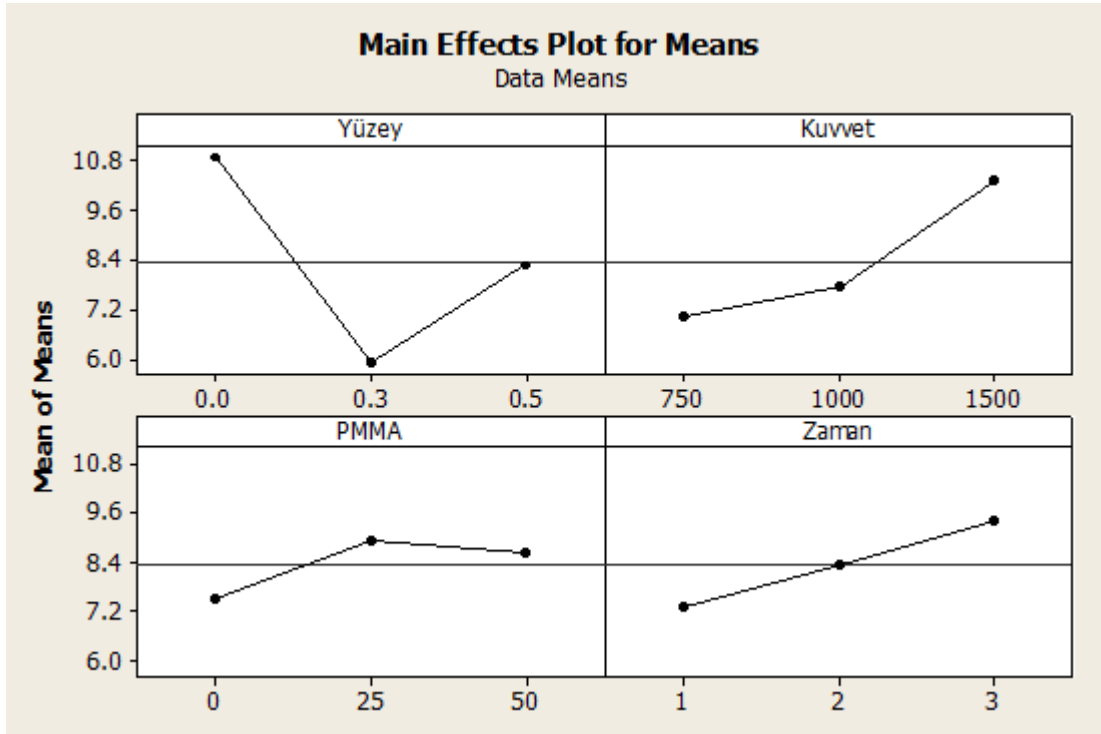
Çizelge 5.37 VE-UYMAPE için gözlem değerlerinin minitab çıktıları

Worksheet 2 ***											
↓	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11
	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman	VEPE1	VEPE2	VEPE3	SNRA1	STDE1	MEAN1	CV1
1	0.0	750	0	1	7.49	7.61	7.72	-17.6245	0.115036	7.6067	0.0151231
2	0.0	1000	25	2	10.79	10.83	10.91	-20.7033	0.061101	10.8433	0.0056349
3	0.0	1500	50	3	14.16	14.26	14.22	-23.0540	0.050332	14.2133	0.0035412
4	0.3	750	25	3	6.12	6.31	6.19	-15.8579	0.096090	6.2067	0.0154818
5	0.3	1000	50	1	4.44	4.62	4.51	-13.1103	0.090738	4.5233	0.0200599
6	0.3	1500	0	2	6.90	7.15	7.09	-16.9607	0.130512	7.0467	0.0185211
7	0.5	750	50	2	7.06	7.35	7.12	-17.1198	0.153080	7.1767	0.0213302
8	0.5	1000	0	3	7.72	7.98	7.79	-17.8761	0.134536	7.8300	0.0171822
9	0.5	1500	25	1	9.61	9.84	9.68	-19.7448	0.117898	9.7100	0.0121419

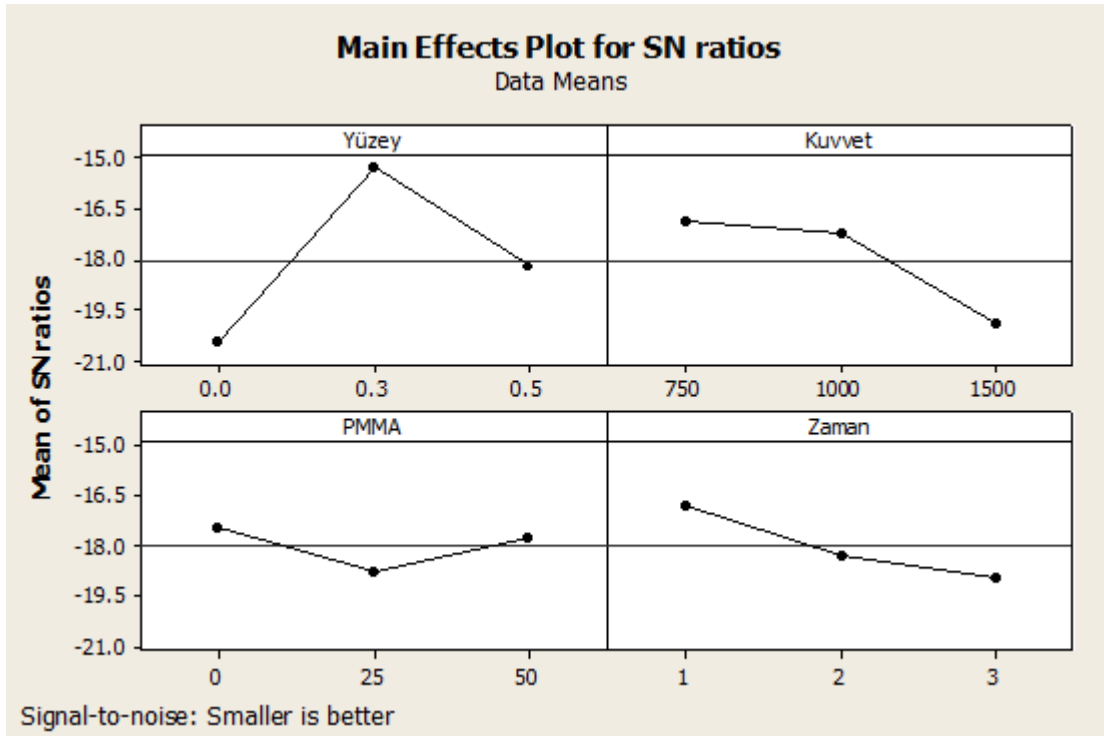
Çizelge 5.38 VE-UYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri

Seviye	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	-20.46	-16.87	-17.49	-16.83
2	-15.31	-17.23	-18.77	-18.26
3	-18.25	-19.92	-17.76	-18.93
Delta	5.15	3.05	1.28	2.10
Rank	1	2	4	3

Faktörlerin S/G oranlarına ve rank değerine bakıldığında sıcaklık artışına etki eden en önemli faktörün bu malzeme için de yüzey olduğu görülmektedir. Sonrasında ise kuvvet, zaman ve PMMA faktörleri gelmektedir. UYMAPE için PMMA faktörü sonuçları zaman faktöründen daha fazla etkilemekteydi. Fakat VE-UYMAPE için zaman faktörü daha etkin PMMA ise daha az etkin görülmektedir.



Şekil 5.52 VE-UYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri



Şekil 5.53 VE-UYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri

S/G oranları için etki grafiklerine bakıldığında VE-UYMAPE asetabular insert yüzeyinde ortaya çıkan sıcaklık artışı için optimum faktör seviyelerinin A2B1C1D1 olduğu görülmektedir.

5.2.3.1 VE-UYMAPE için Varyans Analizi

Çizelge 5.39'da VE-UYMAPE için varyans analizi program çıktısı görülmektedir. Bu program çıktısındaki değerlerden yola çıkılarak hazırlanan varyans analizi tablosu ise çizelge 5.40'dadır. Bu tablolarda görülmektedir ki, 56.34 % katkı oranıyla sonuçları en çok etkileyen faktör yüzeydir. Sonrasında 27.91 % ile kuvvet, 10.430 % ile zaman ve son olarak da 5.21 % lik oran ile PMMA faktörleri gelmektedir.

Çizelge 5.39 VE-UYMAPE için varyans analizi program çıktısı

General Linear Model: VEPE versus Yüzey, Kuvvet, PMMA, Zaman						
Factor	Type	Levels	Values			
Yüzey	fixed	3	0.0, 0.3, 0.5			
Kuvvet	fixed	3	750, 1000, 1500			
PMMA	fixed	3	0, 25, 50			
Zaman	fixed	3	1, 2, 3			
Analysis of Variance for VEPE, using Adjusted SS for Tests						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Yüzey	2	110.975	110.975	55.488	4563.41	0.000
Kuvvet	2	54.965	54.965	27.482	2260.20	0.000
PMMA	2	10.257	10.257	5.129	421.79	0.000
Zaman	2	20.544	20.544	10.272	844.80	0.000
Error	18	0.219	0.219	0.012		
Total	26	196.961				
S = 0.110269 R-Sq = 99.89% R-Sq(adj) = 99.84%						

Çizelge 5.40 VE-UYMAPE asetabular insert için varyans analizi tablosu

Faktörler	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı (KT)	Varyans (V)	F değeri	Katkı oranı (%)
Yüzey	2	110.975	55.488	4563.41	56.3436
Kuvvet (N)	2	54.965	27.482	2260.20	27.9065
PMMA (mg)	2	10.257	5.129	421.79	5.20763
Zaman (saat)	2	20.544	10.272	844.80	10.4305
Hata	18	0.219	0.012		0.11119
Toplam	26	196.961			100

5.2.3.2 Doğrulama Deneylerinin Yapılması

Yapılan değerlendirmeler sonucunda, VE-UYMAPE malzemesi için de optimum deney şartlarının A2B1C1D1 olduğu belirlenmişti. Bu koşullardaki faktör seviyeleri programda kullanıldığında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

Predicted values

S/N Ratio Mean StDev
-12.4736 2.64444 0.145326

Factor levels for predictions

Yüzey Kuvvet PMMA Zaman
0.3 750 0 1

Program aracılığı ile tahmin edilen değer 2,64 °C iken, deneysel çalışma sonucunda ölçülen değer 3,98 °C olmuştur. Her iki değer de tasarım matrisindeki faktör ve seviyelerinin kullanılması ile elde edilen değerlerden daha düşük olduğundan sonuçların uyumlu olduğunu söylemek mümkündür.

5.2.4 ÇUYMAPE'nin Sürtünme Simülatörü Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneysel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi

Çizelge 5.41'de ÇUYMAPE malzemesi için sürtünme simülatörü deneyi faktör ve seviyelerine karşılık ölçülen sıcaklık artışı değerleri ve sinyal/gürültü oranları görülmektedir.

Çizelge 5.41 ÇUYMAPE asetabular insert numuneleri için sıcaklık artışı ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları

Deney	Deney Faktörleri ve Seviyeleri				Sürtünmeye Bağlı Sıcaklık Artışı (°C)			Ortalama	S/G
	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (mg)	Zaman (saat)	ΔT_1	ΔT_2	ΔT_3		
					ΔT_1	ΔT_2	ΔT_3	ΔT_{ort}	
1	0	750	0	1	7.59	7.72	7.78	7.6967	-17.7265
2	0	1000	25	2	11.89	12.01	11.96	11.9533	-21.5499
3	0	1500	50	3	17.80	17.97	17.89	17.8867	-25.0507
4	0,3	750	25	3	7.05	7.12	7.17	7.1133	-17.0417
5	0,3	1000	50	1	5.07	5.15	5.18	5.1333	-14.2083
6	0,3	1500	0	2	9.36	9.51	9.44	9.4367	-19.4966
7	0,5	750	50	2	9.05	9.17	9.22	9.1467	-19.2255
8	0,5	1000	0	3	8.67	8.82	8.55	8.6800	-18.7711
9	0,5	1500	25	1	11.72	11.96	11.92	11.8667	-21.4869

Çizelge 5.42 ÇUYMAPE için gözlem değerlerinin minitab çıktıları

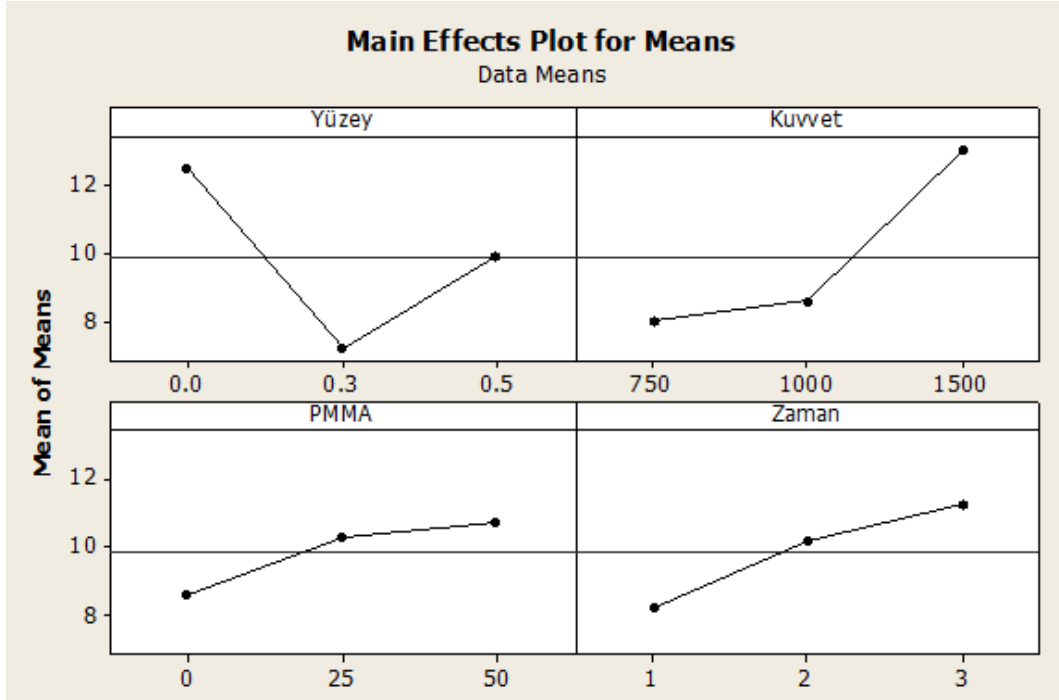
Worksheet 2 ***											
↓	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11
	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman	ÇPE1	ÇPE2	ÇPE3	SNRA4	STDE4	MEAN4	CV4
1	0.0	750	0	1	7.59	7.72	7.78	-17.7265	0.097125	7.6967	0.0126191
2	0.0	1000	25	2	11.89	12.01	11.96	-21.5499	0.060277	11.9533	0.0050427
3	0.0	1500	50	3	17.80	17.97	17.89	-25.0507	0.085049	17.8867	0.0047549
4	0.3	750	25	3	7.05	7.12	7.17	-17.0417	0.060277	7.1133	0.0084738
5	0.3	1000	50	1	5.07	5.15	5.18	-14.2083	0.056862	5.1333	0.0110771
6	0.3	1500	0	2	9.36	9.51	9.44	-19.4966	0.075056	9.4367	0.0079536
7	0.5	750	50	2	9.05	9.17	9.22	-19.2255	0.087369	9.1467	0.0095520
8	0.5	1000	0	3	8.67	8.82	8.55	-18.7711	0.135277	8.6800	0.0155850
9	0.5	1500	25	1	11.72	11.96	11.92	-21.4869	0.128582	11.8667	0.0108356

Çizelge 5.43 ÇUYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri

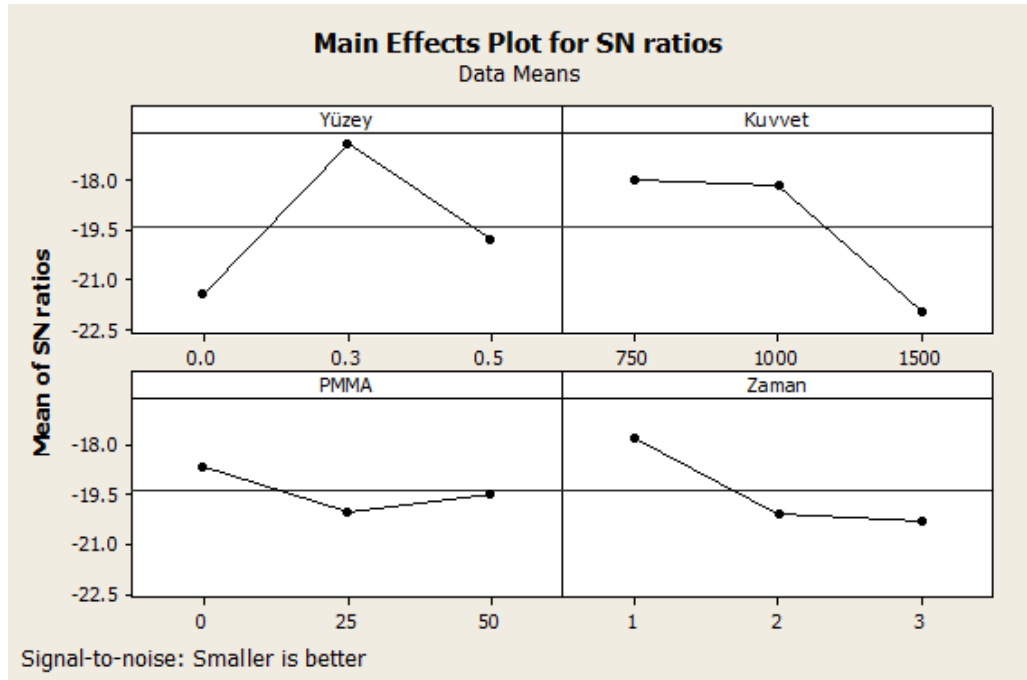
Seviye	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	-21.44	-18.00	-18.66	-17.81
2	-16.92	-18.18	-20.03	-20.09
3	-19.83	-22.01	-19.49	-20.29
Delta	4.53	4.01	1.36	2.48
Rank	1	2	4	3

ÇUYMAPE asetabular insert numuneleri için de en etkin faktör yüzey olmuştur.

Sonrasında ise kuvvet, zaman ve PMMA faktörleri gelmektedir.



Şekil 5.54 ÇUYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri



Şekil 5.55 ÇUYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri S/G oranları için etki grafiklerine bakıldığında ÇUYMAPE asetabular insert yüzeyinde ortaya çıkan sıcaklık artışı için optimum faktör seviyelerinin diğer iki malzemede de olduğu gibi A2B1C1D1 olduğu görülmektedir.

5.2.4.1 ÇUYMAPE için Varyans Analizi

ÇUYMAPE için varyans analizi program çıktısı ve varyans analizi tablosu çizelge 5.43 ve çizelge 5.44'de görülmektedir.

Çizelge 5. 43 VE-UYMAPE için varyans analizi program çıktısı

General Linear Model: ÇPE versus Yüzey, Kuvvet, PMMA, Zaman						
Factor	Type	Levels	Values			
Yüzey	fixed	3	0.0, 0.3, 0.5			
Kuvvet	fixed	3	750, 1000, 1500			
PMMA	fixed	3	0, 25, 50			
Zaman	fixed	3	1, 2, 3			
Analysis of Variance for ÇPE, using Adjusted SS for Tests						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Yüzey	2	125.669	125.669	62.834	7513.41	0.000
Kuvvet	2	138.505	138.505	69.253	8280.89	0.000
PMMA	2	22.700	22.700	11.350	1357.18	0.000
Zaman	2	41.562	41.562	20.781	2484.89	0.000
Error	18	0.151	0.151	0.008		
Total	26	328.587				
S = 0.0914492 R-Sq = 99.95% R-Sq(adj) = 99.93%						

Çizelge 5.44 ÇUYMAPE asetabular insert için varyans analizi tablosu

Faktörler	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı (KT)	Varyans (V)	F değeri	Katkı oranı (%)
Yüzey	2	125.669	62.834	7513.41	38.2453
Kuvvet (N)	2	138.505	69.253	8280.89	42.1517
PMMA (mg)	2	22.700	11.350	1357.18	6.90837
Zaman (saat)	2	41.562	20.781	2484.89	12.6487
Hata	18	0.151	0.008		0.04595
Toplam	26	328.587			100

Faktörlerin sonuçlar üzerindeki katkı oranlarına bakıldığında en yüksek katkıyı 42.15 % ile kuvvet faktörünün sağladığı görülmektedir. Diğer malzemeler için en yüksek katkıyı sağlayan yüzey faktörü ise ÇUYMAPE numuneleri için 38.25 %'lik oran ile ikinci sırada katkı sağlayan faktör olmuştur. Sonrasında ise 12.65 % katkıyla zaman ve 6.91 % katkıyla PMMA faktörleri gelmektedir.

5.2.4.2 Doğrulama Deneylerinin Yapılması

Yapılan değerlendirmeler sonucunda, ÇUYMAPE malzemesi için optimum deney şartlarının A2B1C1D1 olduğu belirlenmişti. Bu koşullardaki faktör seviyeleri programda kullanıldığında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

Predicted values

S/N Ratio Mean StDev
-13.1997 2.41222 0.0803732

Factor levels for predictions

Yüzey Kuvvet PMMA Zaman
0.3 750 0 1

Optimum şartların deneysel çalışmada kullanılması ile elde edilen sıcaklık artışı değeri ise 4,23 °C olmuştur. Programda tahmin edilen değer ile deneysel çalışma sonrasında elde edilen değer arasında 1.82 °C'lık bir fark bulunmaktadır. Bu farkın gerek programda kullanılan modelden gerekse deneysel çalışma koşullarından kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir. Buna karşın programda tahmin edilen değer ve deneysel çalışma sonucunda elde edilen değer tasarım matrisindeki koşulların kullanılması ile elde edilen sıcaklık farkı değerlerinden daha küçük olduğundan sonuçların uyumlu olduğu düşünülmektedir.

5.2.5 VE-ÇUYMAPE'nin Sürtünme Similatörü Deneyi Sonuçlarının Taguchi'nin Deneyisel Tasarım Yaklaşımı ile Değerlendirilmesi

Çizelge 5.45'de VE-ÇUYMAPE malzemesi için sürtünme similatörü deneyi faktör ve seviyelerine karşılık ölçülen sıcaklık artışı değerleri ve sinyal/gürültü oranları görülmektedir.

Çizelge 5.45 VE-ÇUYMAPE asetabular insert numuneleri için sıcaklık artışı ölçüm değerleri ve sinyal/gürültü oranları

Deney	Deney Faktörleri ve Seviyeleri				Sürtünmeye Bağlı Sıcaklık Artışı (°C)			Ortalama	S/G
	Yüzey	Kuvvet (N)	PMMA (mg)	Zaman (saat)	ΔT_1	ΔT_2	ΔT_3		
					ΔT_1	ΔT_2	ΔT_3	ΔT_{ort}	
1	0	750	0	1	6.44	6.62	6.66	6.5733	-16.3566
2	0	1000	25	2	10.04	10.22	10.09	10.1167	-20.1010
3	0	1500	50	3	14.11	14.34	14.28	14.2433	-23.0724
4	0,3	750	25	3	6.48	6.79	6.55	6.6067	-16.4014
5	0,3	1000	50	1	5.17	5.28	5.31	5.2533	-14.4093
6	0,3	1500	0	2	7.31	7.55	7.36	7.4067	-17.3933
7	0,5	750	50	2	7.42	7.56	7.51	7.4967	-17.4976
8	0,5	1000	0	3	8.31	8.49	8.54	8.4467	-18.5343
9	0,5	1500	25	1	9.34	9.52	9.48	9.4467	-19.5059

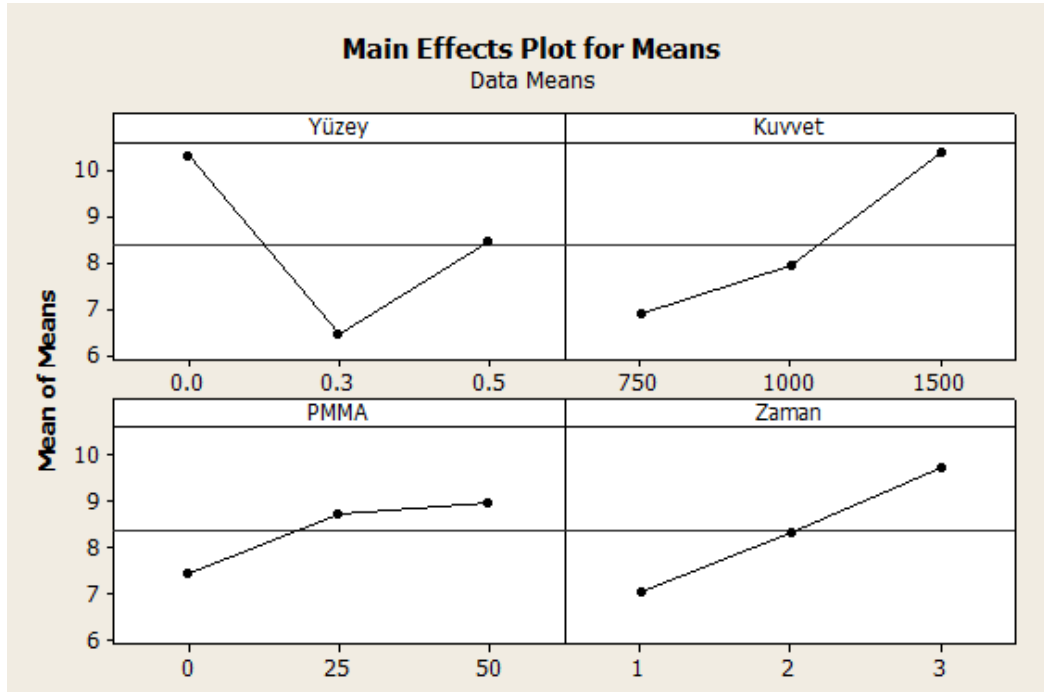
Çizelge 5.46 VE-ÇUYMAPE için gözlem değerlerinin minitab çıktıları

Worksheet 2 ***											
↓	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11
	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman	VEÇPE1	VEÇPE2	VEÇPE3	SNRA1	STDE1	MEAN1	CV1
1	0.0	750	0	1	6.44	6.62	6.66	-16.3566	0.117189	6.5733	0.0178280
2	0.0	1000	25	2	10.04	10.22	10.09	-20.1010	0.092916	10.1167	0.0091844
3	0.0	1500	50	3	14.11	14.34	14.28	-23.0724	0.119304	14.2433	0.0083761
4	0.3	750	25	3	6.48	6.79	6.55	-16.4014	0.162583	6.6067	0.0246090
5	0.3	1000	50	1	5.17	5.28	5.31	-14.4093	0.073711	5.2533	0.0140313
6	0.3	1500	0	2	7.31	7.55	7.36	-17.3933	0.126623	7.4067	0.0170958
7	0.5	750	50	2	7.42	7.56	7.51	-17.4976	0.070946	7.4967	0.0094637
8	0.5	1000	0	3	8.31	8.49	8.54	-18.5343	0.120968	8.4467	0.0143214
9	0.5	1500	25	1	9.34	9.52	9.48	-19.5059	0.094516	9.4467	0.0100053

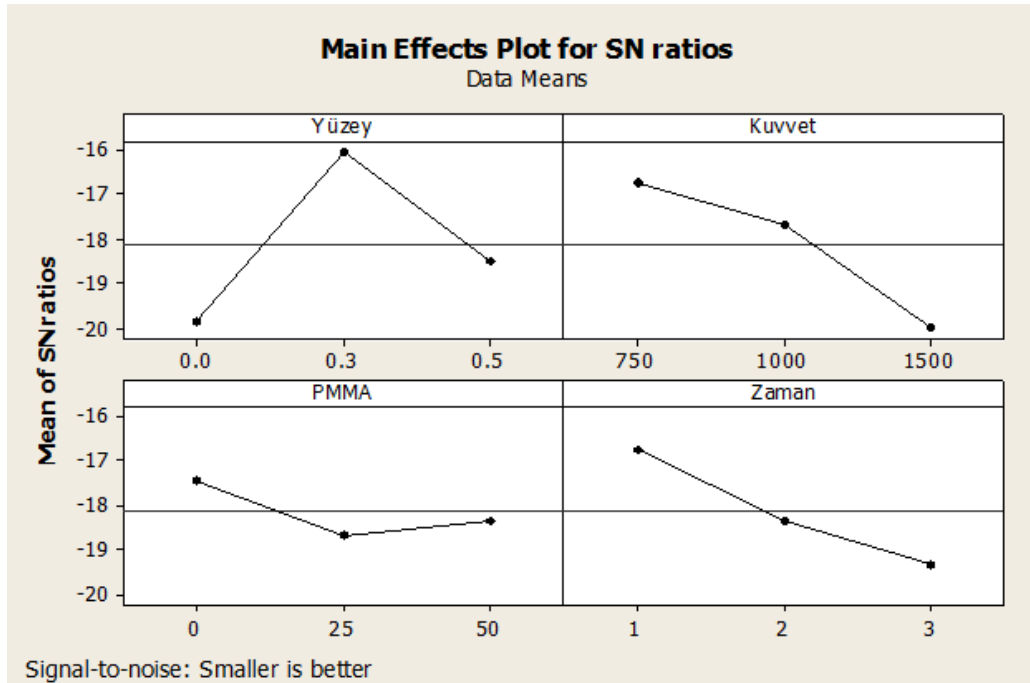
Çizelge 5.47 VE-ÇUYMAPE için faktör Seviyelerinin S/G oranları, Delta ve Rank Değerleri

Seviye	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	-19.84	-16.75	-17.43	-16.76
2	-16.07	-17.68	-18.67	-18.33
3	-18.51	-19.99	-18.33	-19.34
Delta	3.78	3.24	1.24	2.58
Rank	1	2	4	3

Faktörlerin S/G oranlarına ve rank değerine bakıldığında sıcaklık artışına etki eden en önemli faktörün VE-ÇUYMAPE için de yüzey faktörü olduğu görülmektedir. Sonrasında ise kuvvet, zaman ve PMMA faktörleri gelmektedir.



Şekil 5.56 VE-ÇUYMAPE malzemesinin ortalamalar için etki grafikleri



Şekil 5.57 VE-ÇUYMAPE malzemesinin ortalama Sinyal/Gürültü oranları için etki grafikleri

S/G oranları için etki grafiklerine bakıldığında VE-ÇUYMAPE asetabular insert yüzeyinde ortaya çıkan sıcaklık artışı için optimum faktör seviyelerinin A2B1C1D1 olduğu görülmektedir.

5.2.5.1 VE-ÇUYMAPE için Varyans Analizi

Çizelge 5.48’de VE-ÇUYMAPE için varyans analizi program çıktısı görülmektedir.

Çizelge 5.48 VE-ÇUYMAPE için varyans analizi program çıktısı

General Linear Model: VE-ÇPE versus Yüzey, Kuvvet, PMMA, Zaman						
Factor	Type	Levels	Values			
Yüzey	fixed	3	0.0, 0.3, 0.5			
Kuvvet	fixed	3	750, 1000, 1500			
PMMA	fixed	3	0, 25, 50			
Zaman	fixed	3	1, 2, 3			
Analysis of Variance for VE-ÇPE, using Adjusted SS for Tests						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Yüzey	2	68.112	68.112	34.056	2710.01	0.000
Kuvvet	2	57.145	57.145	28.572	2273.67	0.000
PMMA	2	11.848	11.848	5.924	471.42	0.000
Zaman	2	32.234	32.234	16.117	1282.51	0.000
Error	18	0.226	0.226	0.013		
Total	26	169.565				
S = 0.112101 R-Sq = 99.87% R-Sq(adj) = 99.81%						

Çizelge 5.49 VE-ÇUYMAPE asetabular insert için varyans analizi tablosu

Faktörler	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı (KT)	Varyans (V)	F değeri	Katkı oranı (%)
Yüzey	2	68.112	34.056	2710.01	40.1687
Kuvvet (N)	2	57.145	28.572	2273.67	33.7009
PMMA (mg)	2	11.848	5.924	471.42	6.98729
Zaman (saat)	2	32.234	16.117	1282.51	19.0098
Hata	18	0.226	0.013		0.13328
Toplam	26	169.565			100

5.2.5.2 Doğrulama Deneylerinin Yapılması

Yapılan değerlendirmeler sonucunda, VE-ÇUYMAPE malzemesi için de diğer malzemeler de olduğu gibi optimum deney şartları A2B1C1D1 olarak öngörülmüştü. Bu koşullardaki faktör seviyeleri programda kullanıldığında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

Predicted values

S/N Ratio	Mean	StDev
-12.5813	2.68444	0.128359

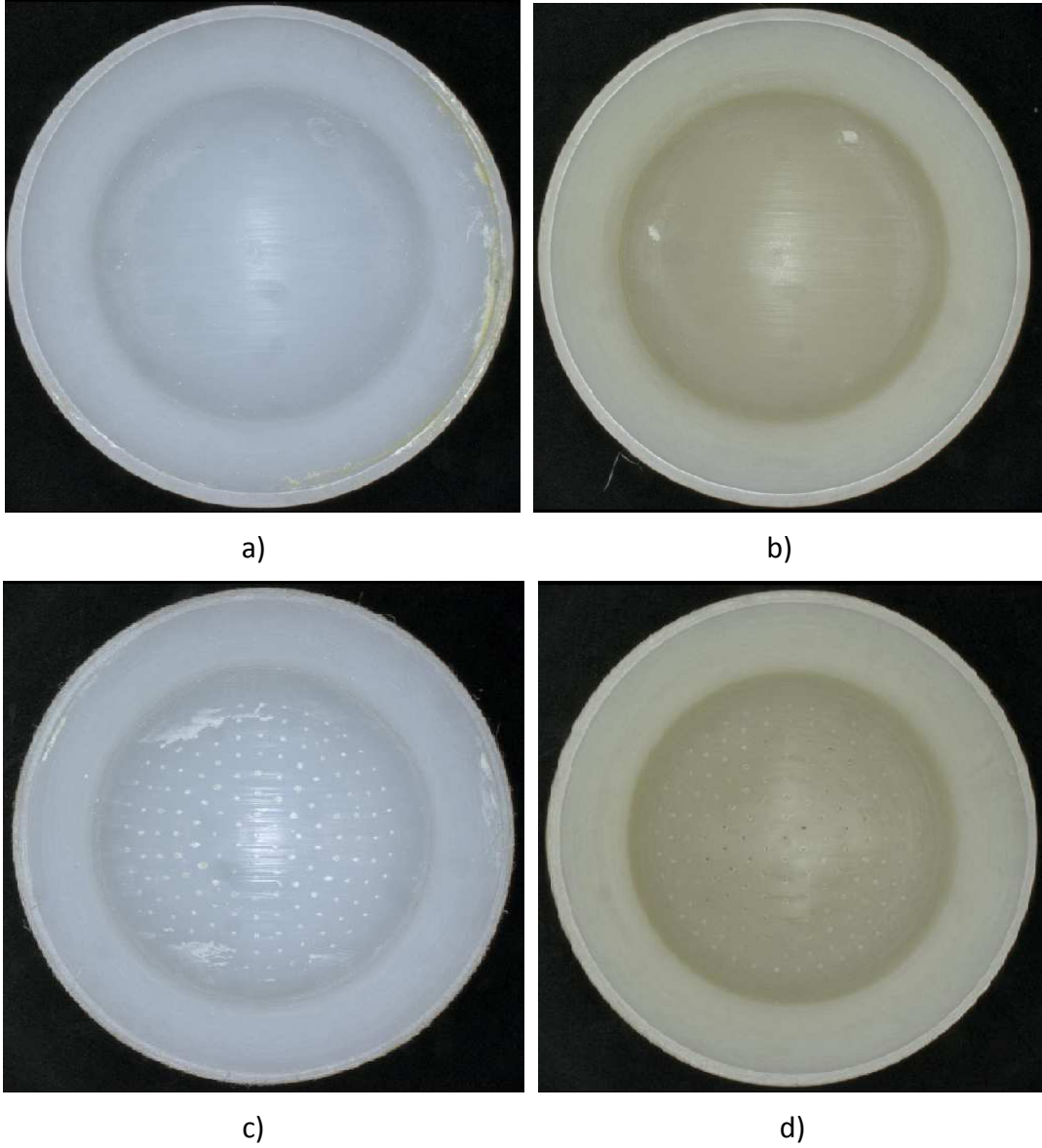
Factor levels for predictions

Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
0.3	750	0	1

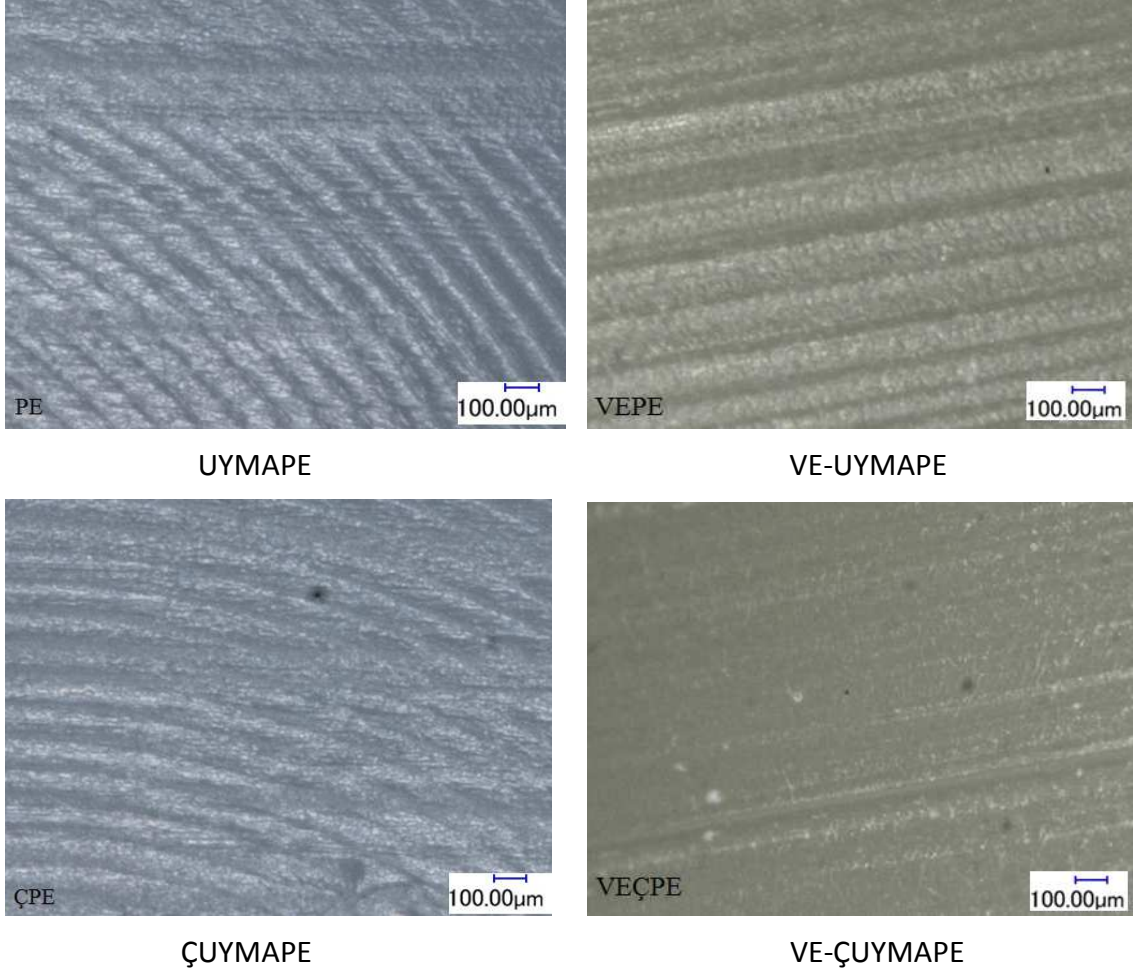
Program yardımıyla, optimum faktör seviyelerinde 2,68 °C olarak tahmin edilen sıcaklık artışı aynı koşulların deneysel çalışmada kullanılması ile 3,86 °C olarak ölçülmüştür. Optimum koşullarda tahmin edilen ve deneysel çalışma ile elde edilen sıcaklık artışı değerleri deneysel tasarım matrisinde uygulanmış olan koşullarda elde edilen sıcaklık değerlerinden daha düşük olduğundan sonuçların kabul edilebilir olduğu düşünülmektedir.

5.2.6 Asetabular İnsert ve Femur Başı Sürtünme Yüzeylerinin Mikroskop ile Değerlendirilmesi

Deneyler sonrasında numune yüzeyleri Viyana Teknik Üniversitesi Nanometroloji Laboratuvarı'nda Keyence VHX Dijital Mikroskobu ile incelenmiştir.

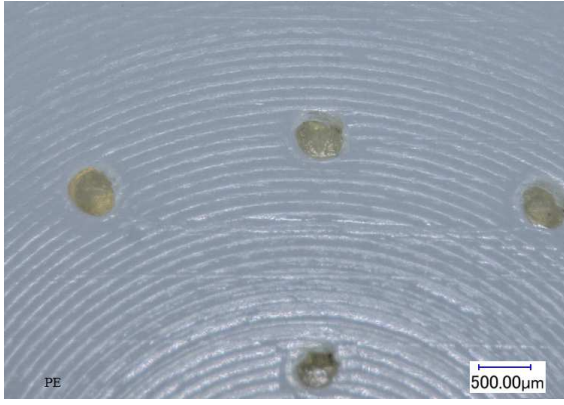


Şekil 5.58 Sürtünme simülatörü deneyleri sonrasında asetabular insert numunelerinin yüzey görüntüleri. Gözeneksiz UYMAPE (a), gözeneksiz VE-UYMAPE (b), gözenekli ÇUYMAPE (c), VE-ÇUYMAPE (d)



Şekil 5.59 Gözeneksiz asetabular insert numunelerinin deney sonrasındaki yüzey görüntüleri

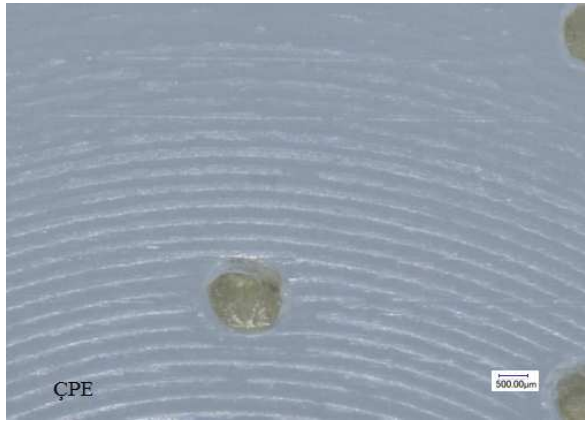
Deneyler sonrasında gözeneksiz asetabular insert yüzeylerinde ortamda bulunan PMMA parçacıklarının etkisi ile üç elemanlı abrazyon meydana gelmiştir. Yüzeyde meydana gelen aşınma izlerine bakıldığında aşınmanın UYMAPE numunelerinin yüzeylerinde daha fazla olduğu görülmektedir. VE-ÇUYMAPE yüzeyi ise aşınmadan en az etkilenen yüzey olarak görünmektedir. Bu görüntüler pim-disk aşınma deneylerinden elde edilen sonuçları doğrular niteliktedir.



UYMAPE



VE-UYMAPE



ÇUYMAPE

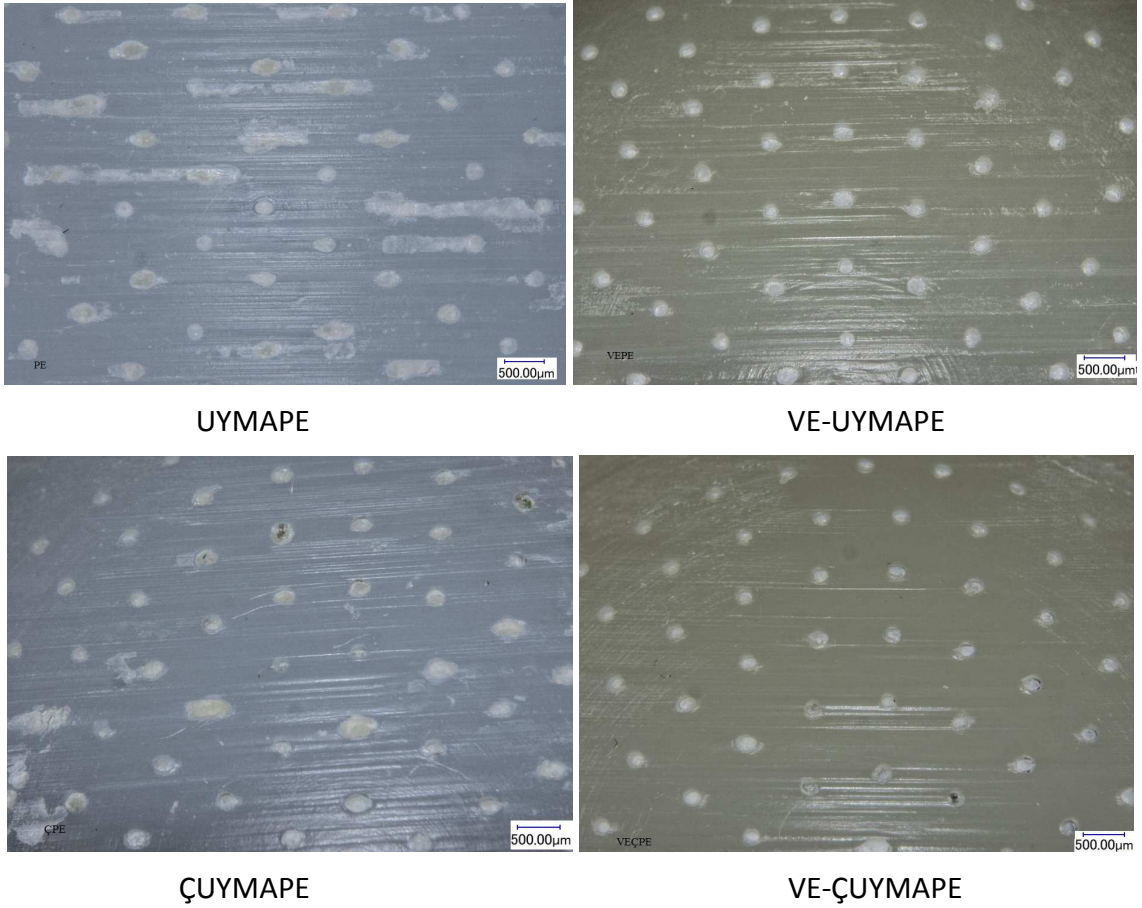


VE-ÇUYMAPE

Şekil 5.60 0,5 mm gözenekli asetabular insert numunelerinin, yağlayıcı ortamda PMMA bulunmadığı şartlarda elde edilen yüzey görüntüsü

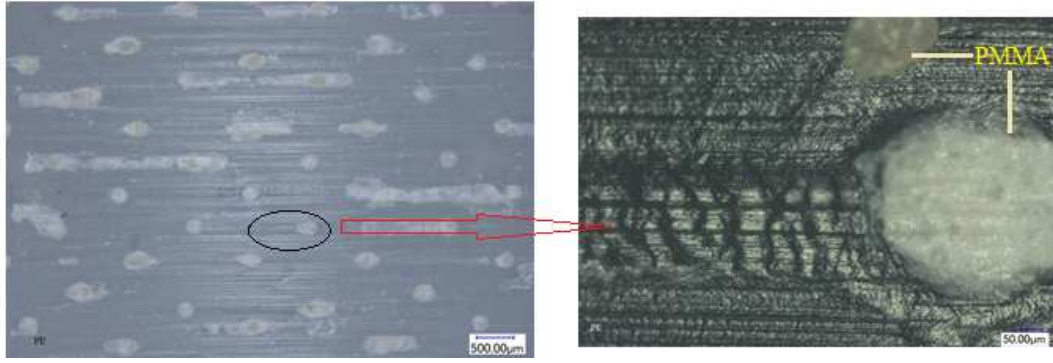
Yüzeylerinde 0,5 mm çapında gözeneklerin bulunduğu asetabular insert numunelerinin görüntüleri incelendiğinde pim-disk aşınma deneylerinde kullanılan disk yüzeylerindeki gözeneklerin aksine insert yüzeylerindeki gözeneklerin formlarının bozulmadığı görülmektedir. Bu da yüzeye etki eden temas basıncının yüzeyde meydana gelen plastik şekil değişimi üzerindeki etkisini açıkça göstermektedir. Ayrıca numunelerin geometrisi ve tasarımı da bu konuda etkili olmaktadır.

Numune yüzeylerine bakıldığında aşınma miktarının çok az olduğu görülmektedir. Özellikle çabraz bağlı numunelerin yüzeylerinde çizik oluşumu UYMAPE'den çok daha azdır.

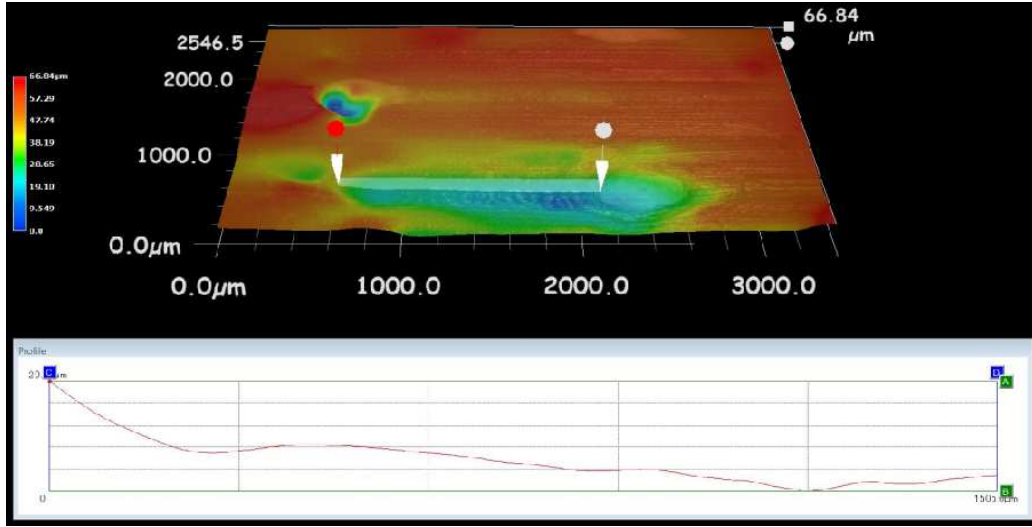


Şekil 5.61 0,3 mm gözenekli asetabular insert numunelerinin, yağlayıcı ortama PMMA eklendiği şartlarda elde edilen yüzey görüntüsü

Şekil 5.61’de görüldüğü gibi yüzeyi gözenekli olan asetabular insert numunelerinde gözenekler ortama eklenen PMMA parçacıklarını hapsederek serbest bir şekilde hareket etmelerini engellemişlerdir. PMMA parçacıklarının bir kısmı gözeneklerin içerisinde hapsolürken bir kısmı ise sürtünme yüzeyleri arasında serbestçe hareket ederek, hareket yönünde yuvarlanmışlar ve asetabular insert yüzeylerinde çizik ve aşınma oluşumuna neden olmuşlardır. UYMAPE asetabular insert yüzeyinin görüntüsüne bakıldığında PMMA parçacıklarının, yüzeylerin hareketi doğrultusunda insert yüzeyine sıvandığı görülmektedir. Bu parçacıklar tekrarlanan çevrimler boyunca femur başı yüzeyinde de çiziklerin ve çukurcukların oluşmasına neden olmuşlardır. Diğer asetabular insert numunelerinin yüzeylerinde de çizikler oluşmuştur. PMMA parçacıkları bütün yüzeylerde gözenekler içerisine dolmuş fakat VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE numunelerinin yüzeylerinde çok az miktarda sıvanmıştır. Bu nedenle bu malzemelerin yüzeylerindeki çizik ve çukurcukların oranının UYMAPE’dekinden daha az olduğu görülmektedir.



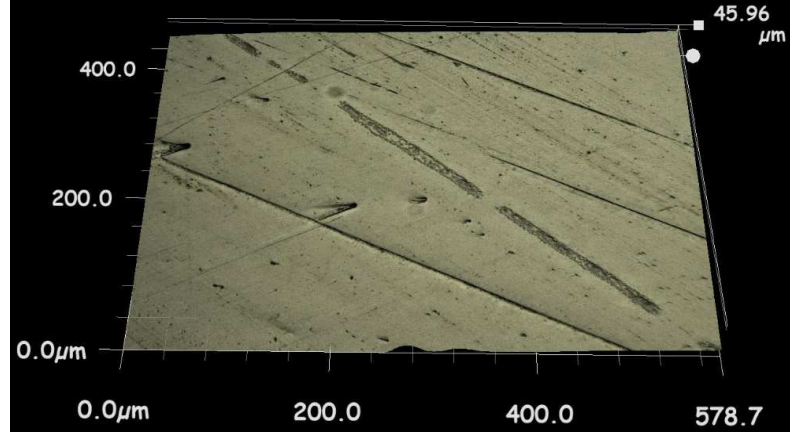
a)



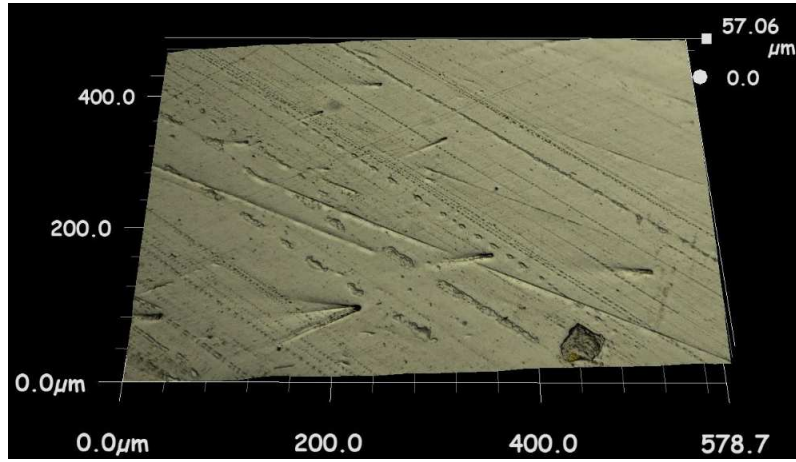
b)

Şekil 5.62 PMMA parçacığının 0,3 mm çaplı gözenekli UYMAPE asetabular insert yüzeyinde oluşturduğu izin görüntüsü (a), aşınma izinin profil görüntüsü (b)

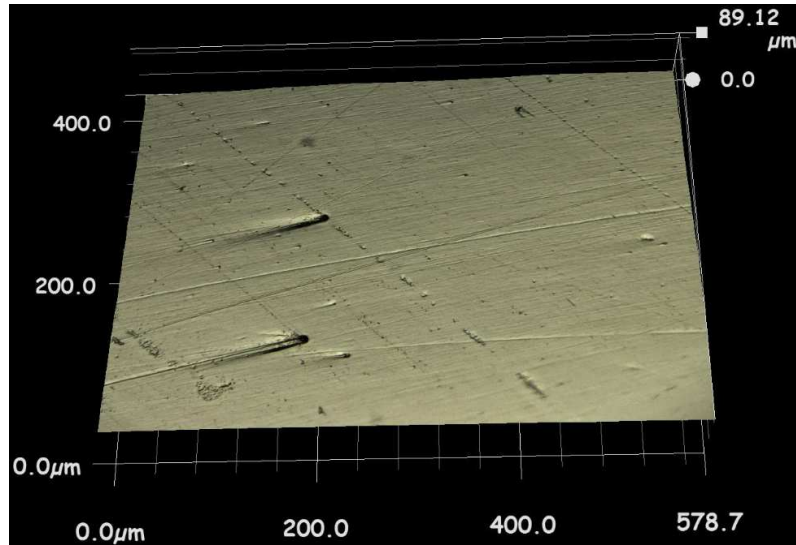
Şekil 5.62’de UYMAPE asetabular insert yüzeyindeki aşınma izinin büyütülmüş hali görülmektedir. PMMA parçacığı femur başı ve asetabular insert yüzeyleri arasında sıkışarak, hareket yönünde, yüzeyde aşınma izi oluşturmuştur. Bu izin profil görüntüsü Şekil 5.62 b’de görülmektedir. İzin boyutları PMMA parçacığının çapı ve yüzeyler arasındaki hareket boyuna bağlı olarak oluşmuştur.



Şekil 5.63 Ortamda PMMA'nın bulunduğu durumda kullanılmış olan CoCrMo femur başının deneyler sonrasında elde edilen yüzey görüntüsü



Şekil 5.64 Ortamda PMMA'nın bulunduğu durumda kullanılmış olan CoCrMo femur başının deneyler sonrasında elde edilen yüzey görüntüsü



Şekil 5.65 Ortamda PMMA'nın bulunmadığı durumda kullanılmış olan CoCrMo femur başının deneyler sonrasında elde edilen yüzey görüntüsü

Femur başı numunelerinin görüntüleri incelendiğinde ortamda PMMA bulunduğu durumda numune yüzeylerinde çok sayıda çizik ve kavitasyonun olduğu görülmektedir. Bu yüzey bozuklukları temas halinde oldukları asetabular insert numunelerinin yüzeylerinin daha yüksek oranda aşınmasına sebep olacaktır. Ortamda aşındırıcı parçacığın bulunmadığı durumda ise femur başı yüzeyi nispeten daha az çizilmiştir.

5.3 UYMAPE Asetabular İnsert Yüzeyindeki Sıcaklık Artışının Modellenmesi

Kalça protezlerinin yüzeylerinde meydana gelen sıcaklık artışının canlı içi ortamda yapılan ölçümler veya laboratuvar ortamında gerçekleştirilen simülatör deneyleri ile belirlenmesi son derece maliyetli ve uzun zaman gerektiren çalışmalardır. Bu nedenle bilgisayar ortamında gerçekleştirilen benzetimler ve geliştirilen matematiksel modeller sürtünme işine bağlı olarak malzeme yüzeylerinde meydana gelen sıcaklık artışının belirlenmesi konusunda etkin bir çözüm sunmaktadır.

5.3.1 Tamamlayıcı Hata Fonksiyonu Analizi ile Yarısonsuz Katı İçerisinde Zamana Bağlı Sıcaklık Dağılımının Modellenmesi

Yarı sonsuz katı, tek düzlem yüzeyi olan ve diğer bütün doğrultularda sonsuza uzanan idealleştirilmiş bir cisimdir ve yüzeydeki ısı şartları sebebi ile yüzeye yakın bölgesinde oluşan sıcaklık değişimini göstermek için kullanılmaktadır. Isının cisim içerisinde derinlere ilerlemesi için yeterli zaman olmadığından, kısa zaman dilimlerinde çoğu cisim yarı sonsuz katı olarak modellenenilmekte ve ısı transferi hesaplamalarında cismin kalınlığı kullanılmamaktadır [190]. Bu modele göre UYMAPE asetabular insert yarı sonsuz bir katı olarak kabul edilmiştir. Bunun yanında plastik deformasyonun olmadığı, ortamda yağlayıcı sıvının bulunmadığı, sürtünme katsayısının sabit olduğu ve sürtünme sıcaklığı ile değişmediği kabul edilmiştir. Bütün malzemelerin lineer elastik olduğu varsayılmış, malzeme özelliklerinin sıcaklıkla değişmediği kabul edilmiştir. Yapılan modellemelerde sürtünme ısının tamamının sürtünme yüzeyleri içerisine ilerlediği varsayılmıştır.

Başlangıçta her yeri T_i üniform sıcaklıkta olan yarı sonsuz bir katıda, iç ısı üretiminin olmadığı, termofiziksel özelliklerinin sabit ve açık yüzeyindeki ısı şartlarının üniform

olduğu durumda ısı transferi sadece yüzeye dik doğrultuda (x doğrultusunda) ve tek boyutlu olacaktır. Bu durumda Kartezyen koordinatlarda zamana bağlı olmayan tek boyutlu ısı iletiminin, diferansiyel denklemi (eşitlik 5.1) uygulanabilmektedir.

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T}{\partial \theta} \quad (5.1)$$

Başlangıç şartı; $T(x,0)=T_i$

Sınır şartı; $T(0,t)=T_s$ ve $T(x \rightarrow \infty, t) = T_i$

Diferansiyel denklemin sınır koşullarındaki çözümü için, x ve t bağımsız değişkenleri η olarak gösterilen tek bir benzerlik değişkeninde birleştirilerek kısmi diferansiyel denklem tek benzerlik değişkeni cinsinden yazılan bir adi diferansiyel denkleme dönüştürülmektedir. Benzerlik değişkeni;

$$\eta = \frac{x}{\sqrt{4\alpha t}} \quad (5.2)$$

Bu dönüşümü doğrulamak için, ısı iletimi denkleminin türevindeki değişkenlere zincir kuralı ile dönüşüm uygulanacaktır.

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T}{\partial \theta} \quad \text{ve} \quad \eta = \frac{x}{\sqrt{4\alpha t}}$$

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{dT}{d\eta} \frac{\partial \eta}{\partial t} = \frac{x}{2t\sqrt{4\alpha t}} \frac{dT}{d\eta}$$

$$\frac{\partial T}{\partial x} = \frac{dT}{d\eta} \frac{\partial \eta}{\partial x} = \frac{1}{\sqrt{4\alpha t}} \frac{dT}{d\eta}$$

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \frac{d}{d\eta} \left(\frac{\partial T}{\partial x} \right) \frac{\partial \eta}{\partial x} = \frac{1}{4\alpha t} \frac{d^2 T}{d\eta^2} \quad (5.3)$$

$x=0$ 'da $\eta=0$ ve $x \rightarrow \infty$ 'da $\eta \rightarrow \infty$ ($t=0$ 'da da) olduğu dikkate alınarak eşitlik 5.1'de yerine koyulup gerekli sadeleştirmeler yapıldıktan sonra

$$\frac{\partial^2 T}{\partial \eta^2} = -2\eta \frac{dT}{d\eta} \quad (5.4)$$

$$T(0) = T_s \quad \text{ve} \quad T(\eta \rightarrow \infty) = T_i$$

elde edilmektedir. İkinci sınır şartı ve başlangıç şartı aynı sınır şartında birleşmiştir. Hem dönüştürülen denklem hem de sınır şartları, yalnızca η 'ye bağlıdır ve x ve t'den

bağımsızdır. Bu durumda dönüşümün başarılı olduğu, η' 'nin ise gerçekten bir benzerlik değişkeni olduğu söylenebilir.

Eşitlik 5.4'teki diferansiyel denklemi çözebilmek için $w = \frac{dT}{d\eta}$ olarak yeni bir değişken tanımlanır. Değişkenlere ayırma yöntemi uygulandığında,

$$\frac{dw}{d\eta} = -2\eta w \rightarrow \frac{dw}{w} = -2\eta d\eta \rightarrow \ln w = -\eta^2 + C_0 \rightarrow w = C_1 e^{-\eta^2}$$

Eşitlik birinci mertebe diferansiyel denkleme indirgenir. Burada $C_1 = \ln C_0$ 'dır.

$w = \frac{dT}{d\eta}$ denklemde tekrar geriye koyulur ve integre edilirse,

$$T = C_1 \int_0^\eta e^{-u^2} du + C_2 \quad (5.5)$$

elde edilir. Burada u bir integrasyon ara değişkenidir. $\eta=0$ 'daki sınır şartı, $C_2 = T_s$ ve $\eta \rightarrow \infty$ sınır şartları uygulanır ve eşitlik 5.5 tekrar düzenlenirse,

$$T_i = C_1 \int_0^\infty e^{-u^2} du + C_2 = C_1 \frac{\sqrt{\pi}}{2} + T_s \rightarrow C_1 = \frac{2(T_i - T_s)}{\sqrt{\pi}} \quad (5.6)$$

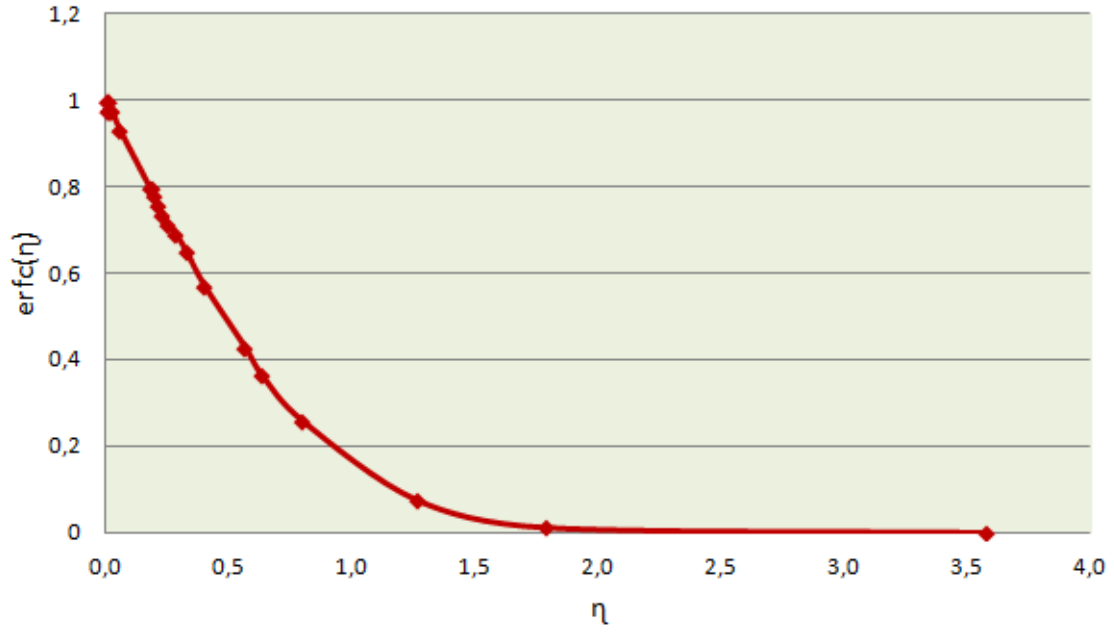
$$\frac{T - T_s}{T_i - T_s} = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^\eta e^{-u^2} du = \text{erf}(\eta) = 1 - \text{erfc}(\eta) \quad (5.7)$$

elde edilmektedir. Burada,

$$\text{erf}(\eta) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^\eta e^{-u^2} du \quad \text{ve} \quad \text{erfc}(\eta) = 1 - \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^\eta e^{-u^2} du \quad (5.8)$$

η' 'nün hata fonksiyonu ve tamamlayıcı hata fonksiyonu olarak adlandırılmaktadır.

Hata fonksiyonu integralini çözmek son derece zor olduğundan $\text{erfc}(\eta)$ fonksiyonu η' 'nin farklı değerleri için sayısal olarak hesaplanmış ve sonuçlar bir tablo olarak listelenmiştir. Çengel'in kitabında [190] bulunan Tamamlayıcı hata fonksiyonu tablosundan oluşturulmuş olan hata integrali olasılık fonksiyonu grafiği Şekil 5.66'da görülmektedir.



Şekil 5.66 Hata integrali olasılık fonksiyonu grafiği

Tanımlı Yüzey Sıcaklığı, $T_s = \text{sabit olduğu durumda:}$

$$\frac{T(x,t) - T_i}{T_s - T_i} = \text{erfc} \frac{x}{\sqrt{4\alpha t}} \quad \text{ve} \quad \dot{q}_s(t) = \frac{k(T_s - T_i)}{\sqrt{\pi\alpha t}} \quad (5.9)$$

$T_s = \text{yüzey sıcaklığı,}$

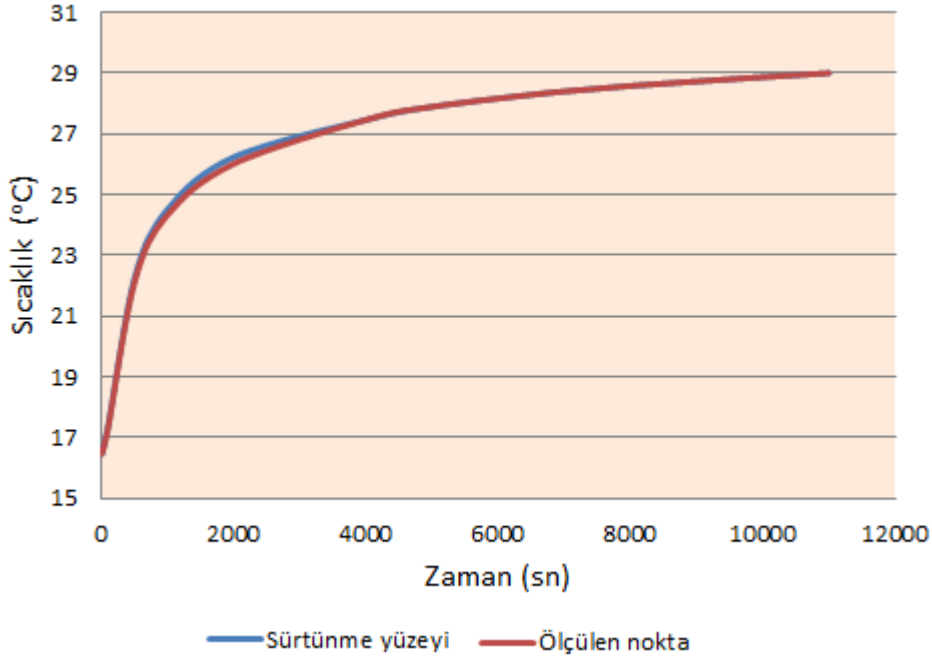
$T_i = \text{başlangıç sıcaklığı}$

$\alpha = 1,91 \cdot 10^{-7}$ (ısı yayılım katsayısı, m^2/s)

$\alpha = k / (\rho \cdot C_p)$ eşitliği ile hesaplanmaktadır.

$k = 0,420$ (ısı iletkenlik, $\text{W}/\text{m}^\circ\text{K}$), $\rho = 936$ (yoğunluk, kg/m^3), $C_p = 2,3$ (özellik ısı, $\text{J}/\text{kg}^\circ\text{K}$)

Bu durumda ısı çiftlerin yerleştirildiği nokta olan yüzeyden 0,5 mm içerde ölçülen sıcaklık değerleri yardımı ile temas yüzeyinde ortaya çıkan sıcaklık değeri hesaplandığında şekil 5.67 'deki eğri elde edilmiştir.



Şekil 5.67 Tanımlı yüzey sıcaklığı sabit olduğu durumda temas yüzeyinde hesaplanan sıcaklık değerleri

5.3.2 Sürtünme Yüzeylerinde Ortaya Çıkan Sıcaklığın Matematiksel Olarak Modellenmesi

Sürtünme yüzeylerinde sıcaklık analizi konusunda yapılan çalışmalarda, ilk kez Blok tarafından [191] önerilmiş, Jeager ve Carslow tarafından [192] geliştirilmiş olan hareketli ısı kaynağı teorisi kullanılmaktadır [6], [193], [194]. Tribolojistler sürtünme yüzeylerinde meydana gelen sürtünme işinin tamamının ısıya dönüştüğünü kabul etmektedirler [6]. İki elemanlı sürtünme sistemlerinde sürtünme yüzeylerine dağılan toplam enerji Q , yüzeylerin relatif hızı V , yüzeydeki normal kuvvet F_n ve yüzeyler arasındaki sürtünme katsayısı μ 'ye bağlı olarak eşitlik 5.10 ile hesaplanmaktadır.

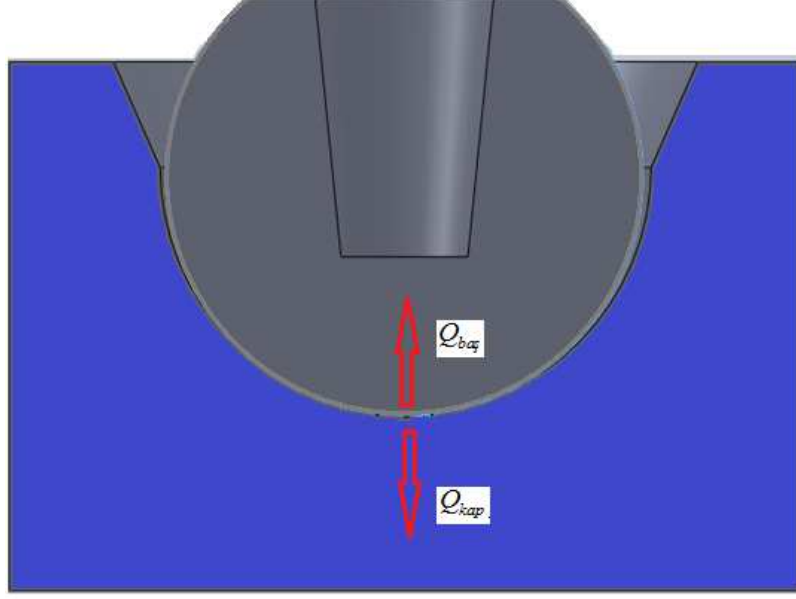
$$Q = Q_{kap} + Q_{baş} = \mu \int_0^T F_\tau |V_\tau| d\tau \quad (5.10)$$

Q_{kap} , asetabular insert içerisine geçen ısı miktarını, $Q_{baş}$ ise femur başına geçen ısı miktarını ifade etmektedir. Jaeger ve Carslow'un modeli iki yarı sonsuz eleman arasında oluşan ısının yüzeyler arasındaki paylaşımının boyutsuz bir değer olan Peclet numarası (Pe) ile ifade edilebileceğini belirtmektedir [88].

$$Pe_{kap/baş} = \frac{v_{kap/baş} \cdot b}{2 \cdot \alpha} \quad (5.11)$$

Burada v hız (m/sn), b temas boyu (m), α ise termal difüzivitedir (m^2/s).

Yüksek Pe değerlerinde ısı, katı içerisinde zamana bağlı olarak çok kısa mesafelere kadar ilerleyebilmektedir.



Şekil 5.68 Isı enerjisinin UYMAPE asetabular insert ve CoCrMo femur başı arasındaki dağılımının şematik gösterimi

Asetabular insert yüzeyinde sürtünmeye bağlı olarak meydana gelen sıcaklık miktarını tahmin edebilmek için asetabular kaba geçen ısı oranını belirlemek gerekmektedir.

Bunun için ise $\varepsilon = \dot{Q}_{kap} / \dot{Q}_{baş}$ şeklinde ifade edilen ısı paylaşım katsayısı kullanılmaktadır. Kararlı şartlarda temas halindeki yarı sonsuz cisimler içerisinde ilerleyen ısı, malzemelerin termal iletkenlikleri oranında paylaşılmaktadır.

$$\varepsilon_{kap} = \frac{k_{kap}}{k_{kap} + k_{baş}} \quad (5.12)$$

Eşitlik 5.12'ye göre hesaplanan ısı paylaşım katsayıları;

$\varepsilon_{kap} = 3,35 \%$, $\varepsilon_{baş} = 96,64 \%$ dir.

Normal günlük yürüme aktivitelerinde bile kalça eklemindeki protezlerin temas yüzeyleri normalden çok daha yüksek basınç değerlerine maruz kalabilmekte ve bu yüksek basıncın etkisi ile yerel deformasyonlar ortaya çıkabilmektedir. Ortaya çıkan yerel deformasyonların statik, kuru ortam şartları için belirlenmesinde Hertz teorisi kullanılmaktadır. Top-yuva geometrisi için temas alanının yarıçapı aşağıdaki formül yardımı ile hesaplanmaktadır.

$$a = \left(\frac{3F_n R}{4E^*} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (5.13)$$

Burada F_n normal yük (N), R asetabular insert ve femur başının efektif yarıçapı,

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_{kap}} + \frac{1}{R_{baş}} \quad (5.14)$$

E^* efektif elastisite modülü,

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1}{2} \left(\frac{1 - \nu_{kap}^2}{E_{kap}} + \frac{1 - \nu_{baş}^2}{E_{baş}} \right) \quad (5.15)$$

E malzemelerin elastisite modülü, ν ise poisson oranıdır [1].

Eşitlik 5.13'e göre hesaplanan a değeri 8 mm'dir.

Sürtünme yüzeylerinde meydana gelen ısının asetabular insert ve femur başı arasında paylaşılması ile asetabular insert yüzeyindeki birim i elemanına geçen ısı miktarı

$\dot{q}_i$ (W/m²);

$$\dot{q}_i = \frac{\mu}{\tau \left(1 + \frac{k_{baş}}{k_{kap}} \right)} \int_0^{\tau} P_{\tau} |V_{\tau}| d\tau \quad (5.16)$$

formülü ile hesaplanmaktadır. P_{τ} , τ zamanında, birim i elemanı üzerine etki eden basınçtır.

$$dT = \frac{dQ \operatorname{erfc}\left(\frac{r}{\sqrt{4\alpha t}}\right)}{2k\pi r} \quad (5.17)$$

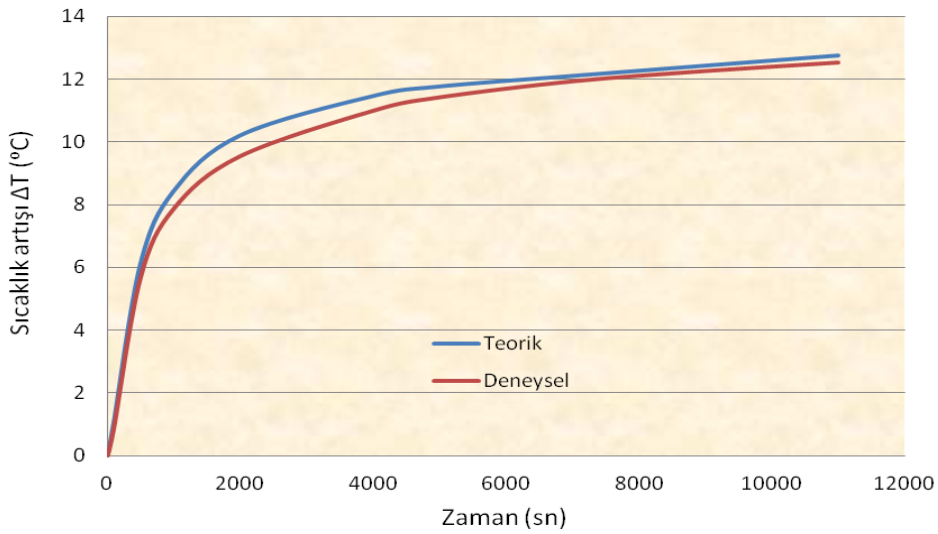
Bu eşitlikte α termal diffüzivite (m^2/s), k termal iletkenlik ($\text{W}/\text{m.K}$), t ise zamandır (sn).

Eşitlik 5.17'nin $x = -a \rightarrow a$ ve $y = -a \rightarrow a$ kare temas alanına göre integrali alındığında temas yüzeyinde, zamana bağlı sıcaklık artışı belirlenebilecektir.

$r = \sqrt{x^2 + y^2}$ ve $dQ = q \, dx \, dy$ olmak üzere, temas yüzeylerindeki sıcaklık artışı;

$$\Delta T = \frac{q}{2k\pi} \int_{-a}^a \int_{-a}^a \frac{\operatorname{erfc}\left(\frac{\sqrt{x^2 + y^2}}{\sqrt{4\alpha t}}\right)}{\sqrt{x^2 + y^2}} \, dx \, dy \quad (5.18)$$

Eşitlik 5.18'e göre hesaplanan kuru ortam şartlarında, UYMAPE asetabular insert yüzeyinde, sürtünmeye bağlı olarak ortaya çıkan sıcaklık artışı grafiği şekil 5.70'de görülmektedir.



Şekil 5.69 UYMAPE asetabular insert yüzeyinde teorik olarak tahmin edilen ve deneysel olarak ölçülen sürtünmeye bağlı sıcaklık artış eğrileri

Zaman sonsuza gittiğinde eşitlik 5.18'deki hata fonksiyonu da 1'e yaklaşmaktadır. Bu durumda kararlı hal için eşitlik 5.18 basitleştirilerek;

$$\Delta T_{kararlı} = \frac{q}{2k\pi} \int_{-a}^a \int_{-a}^a \frac{1}{\sqrt{x^2 + y^2}} dx dy \quad (5.19)$$

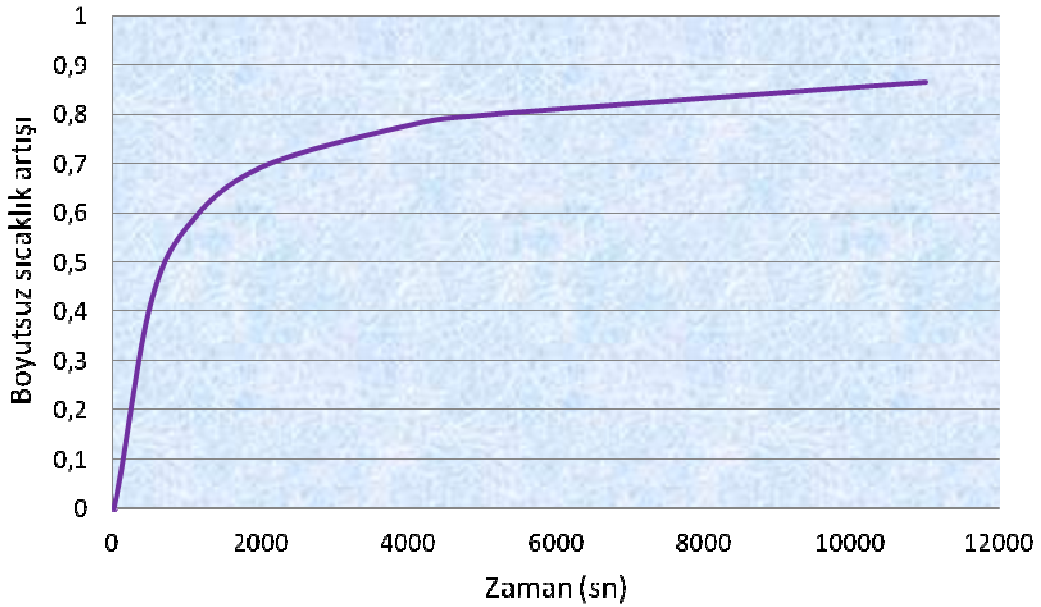
şeklinde ifade edilebilmektedir.

Elde edilen sıcaklık artış değerlerinin boyutsuz bir şekilde ifade edilebilmesi için ise;

$$\Delta T_{boyutsuz} = \frac{\Delta T}{\Delta T_{kararlı}} \quad (5.20)$$

formülü kullanılmaktadır.

Boyutsuz olarak hesaplanan sıcaklık artışı-zaman grafiği şekil 5.71 'de görülmektedir.



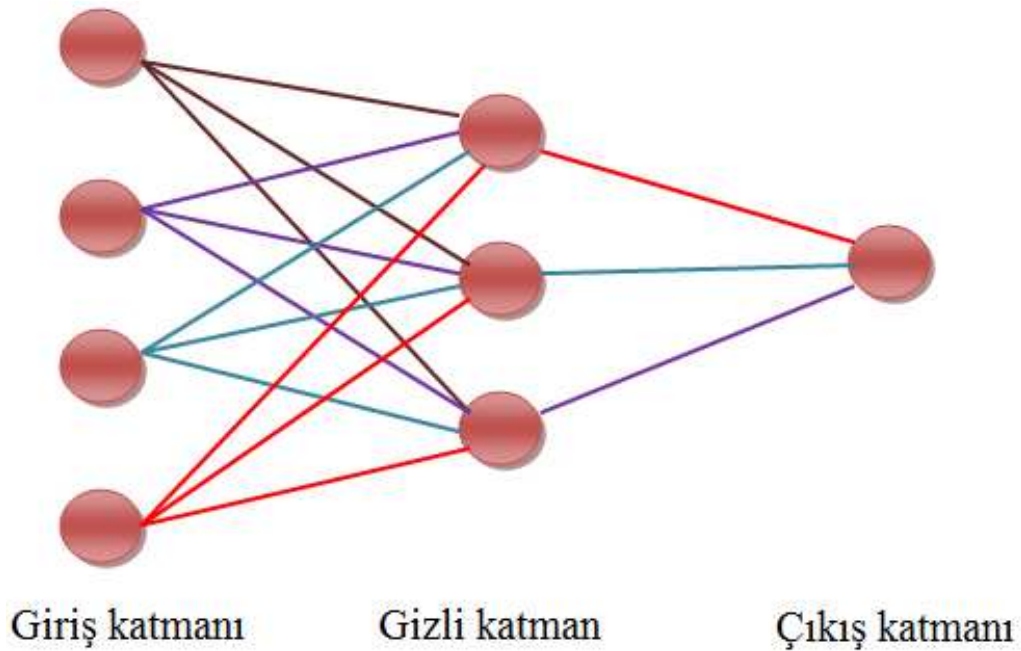
Şekil 5.70 Boyutsuz sıcaklık artışı-zaman grafiği

Teorik olarak hesaplanan sıcaklık artış değerleri deneysel olarak ölçülmüş olan değerlerden en fazla 0,66 °C, en az ise 0,17 °C daha yüksektir. Bu durum deneysel çalışmadaki ortam şartları ve teorik çalışmada yapılan kabuller ile açıklanabilecektir. Teorik çalışmada sürtünme yüzeylerinde oluşan ısının tamamının asetabular insert ve femur başı içerisine dağıldığı varsayılmıştır. Oysa gerçekte sürtünme ısısı sürtünen yüzeyler ile birlikte ortam içerisine de yayılmaktadır. Ayrıca sıcaklık ölçümleri yüzeyden 0,5 mm daha içerideki bir noktadan alınmıştır. Temas yüzeylerindeki sıcaklığın bir

miktar daha fazla olması beklenir. Bu nedenle teorik olarak tahmin edilen değerlerin deneysel sonuçlardan daha yüksek olması anlamlıdır.

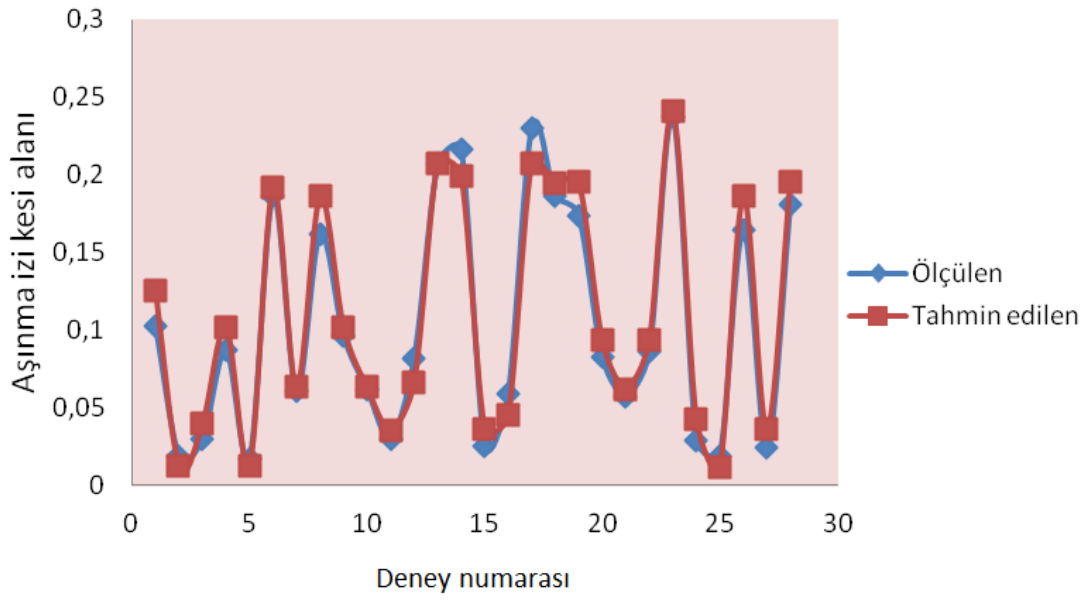
5.4 Pim-Disk Aşınma Deneylerinde Disk Yüzeylerinde Meydana Gelen Aşınmanın Yapay Sinir Ağları ile Modellenmesi

Disk numunelerindeki aşınma miktarlarının doğru bir şekilde tahmin edilebilmesi için sonuçlar yapay sinir ağları kullanılarak modellenmiştir. Yapay sinir ağı modelinin ağ yapısı giriş katmanı, gizli katman ve çıkış katmanı olmak üzere üç katmandan oluşmaktadır. İleri beslemeli geri yayınlı (back probagation) algoritmanın kullanıldığı modelin ağ yapısındaki giriş katmanında dört nöron bulunmaktadır. Bu nöronlar deney faktörleri olan yüzey, kuvvet, PMMA ve zaman gibi girdi parametreleridir. Çıktı katmanında ise aşınma alanı bulunmaktadır. Momentum, öğrenme katsayısı ve iterasyon sayısı modelin gizli katmanında bulunmaktadır.



Şekil 5.71 Yapay sinir ağı katmanlarının şematik gösterimi

Eğitim seti için 54 tane, test için 28 tane örneğin kullanıldığı modelin gizli katman değerleri; momentum: 0,2, öğrenme katsayısı: 0,3, iterasyon sayısı: 18500'dür. Bu değerler ile elde edilen ortalama mutlak hata 0,011 olmuştur. Yapay sinir ağı modeli ile tahmin edilen aşınma iz alanı sonuçları ve deneysel çalışma sonrasında ölçülen değerler şekil 5.73 'deki eğrilerde görülmektedir.



Şekil 5.72 Yapay sinir ağı ile tahmin edilen ve deneylerde elde edilen sonuçların grafiksel gösterimi

Deneysel sonuçlar ve tahmin edilen sonuçlar arasındaki maksimum hata 0,65% dir. Bu sonuçlardan yola çıkarak yapay sinir ağları ile oluşturulan modelin doğru yönde ilerlediğini söylemek mümkündür.

SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

UYMAPE, VE-UYMAPE, ÇUYMAPE ve VE-UYMAPE malzemelerinin pim-disk aşınma testi sonuçları ve sürtünmeye olarak bağlı meydana gelen sıcaklık artışı ölçümleri aşağıda özetlenmiştir.

- Pim-disk aşınma deneyleri sonunda hemen hemen bütün deney koşullarında VE-UYMAPE disk numunelerinin sürtünme katsayıları diğer malzemelerden daha düşük olarak kaydedilmiştir. Sonrasında UYMAPE ve VE-ÇUYMAPE malzemeleri gelmektedir. En yüksek sürtünme katsayısı ise ÇUYMAPE numunelerde ölçülmüştür.
- Yüzeyde oluşturulan gözeneklerin sürtünme katsayısı üzerindeki etkisine bakıldığında VE-UYMAPE numuneleri hariç diğer numunelerin sürtünme katsayılarında düşüş gözlenmiştir. UYMAPE numunelerinde en düşük sürtünme katsayısı 0,3 mm çapında gözenekli olan yüzeylerde ölçülürken, çapraz ÇUYMAPE ve VE-ÇUYMAPE numunelerinde 0,5 mm gözenekli yüzeylerde en düşük sürtünme katsayıları elde edilmiştir.
- Yağlayıcı ortama aşındırıcı parçacık olarak PMMA eklendiğinde numunelerin sürtünme katsayılarında az miktarda artış gözlemlenmiştir. Bütün numune grupları için kuvvetin artması ile sürtünme katsayılarında düşüş kaydedilmiştir. Bu durum literatürdeki sonuçlar da göz önünde bulundurularak, artan temas basıncı sonucunda, sürtünme yüzeylerinin temas noktalarında harekete karşı daha düşük direnç oluşması ile açıklanabilecektir.

- Aşınma faktörü değerlerine bakıldığında hemen hemen bütün deney şartları için çapraz bağlı numunelerin aşınma dayanımlarının daha yüksek olduğu görülmektedir. Ortamdaki PMMA miktarının ve uygulanan kuvvetin artması ile bütün numunelerin aşınma miktarlarında artış kaydedilmiştir.
- Vitamin E karıştırılmış olan normal bağlı VE-UYMAPE'nin aşınma dayanımı konvansiyonel UYMAPE'den daha yüksek bulunmuştur. Çapraz bağlı olan numunelerin ise aşınma dayanımları normal bağlı numunelere göre çok daha yüksektir. Çapraz bağlı vitamin E ile karıştırılmış olan VE-ÇUYMAPE numunelerin aşınma dayanımları ÇUYMAPE numunelerine göre daha düşük bulunmuştur. Bu durum vitamin E'nin UYMAPE yapısına karıştırma yöntemi ile eklenmesinden kaynaklanmaktadır. Toz halindeki UYMAPE yapısına karıştırılan vitamin E imalat işlemleri süresince ve çapraz bağlama prosesi boyunca UYMAPE'yi oksitlenmeye karşı korumaktadır. Fakat çapraz bağlama esnasında çapraz bağ oluşturacak olan moleküllerin bir kısmı vitamin E ile bağlandığından çapraz bağ yoğunluğu düşmektedir. Bu da çapraz bağlama etkinliğini azaltmakta ve malzemenin aşınma direncini düşürmektedir. Bu durumun UYMAPE içerisine karıştırılacak olan vitamin E oranının, aşınma ve oksidasyon dirençleri bakımından en uygun değerlere ayarlanması ile mümkün olabileceği düşünülmektedir.
- Disk yüzeylerinde oluşturulan gözeneklerin UYMAPE hariç diğer malzeme gruplarında aşınma miktarını azalttığı görülmektedir. UYMAPE'nin aşınma davranışına bakıldığında en düşük aşınmanın gözeneksiz numunelerde olduğu görülmektedir. 0,5 mm gözenekli numunelerde aşınma bir miktar artmakta, 0,3 mm gözenekli numunelerde ise aşınma en yüksek değere ulaşmaktadır. UYMAPE disk yüzeyinde oluşturulan gözenekler elastik deformasyona uğradıklarından gözeneklerin yağlama özelliklerini iyileştirme ve aşındırıcı parçacıkları hapsedme özellikleri ortadan kalkmıştır. Özellikle gözenek yoğunluğunun daha fazla olduğu 0,3 mm gözenekli numunelerde temas alanı azaldığından temas basıncının arttığı ve bunda aşınma direncini azalttığı düşünülmektedir.

- VE-UYMAPE disk numunelerinde 0,5 mm çapındaki gözenekler yağlayıcı sıvı için bir rezervuar görevi sergilemiş ve yüzeyin daha iyi yağlanmasına bağlı olarak aşınma miktarını düşürmüştür. 0,3 mm çaplı gözenekli numune yüzeylerinde ise gözenek oranı fazla olduğundan artan temas basıncıyla gözeneklerin plastik deformasyona uğradıkları, etkinliklerini kaybeden gözeneklerin aşınma miktarını arttırdığı düşünülmektedir.
- ÇUYMAPE malzemelerde en düşük aşınma miktarı 0,3 mm çaplı gözenekli numunelerde kaydedilmiştir. Gözeneksiz numunelerde ise aşınma en yüksek değerdedir. Çapraz bağlıamanın etkisi ile malzemenin mekanik özelliklerinde artış olduğundan, yüzeyde oluşturulan 0,3 mm ve 0,5 mm çaplı gözeneklerin plastik deformasyona uğramadıkları ve yağlayıcılık görevlerini etkin bir şekilde yerine getirdikleri düşünülmektedir. Gözeneklerin geometrileri aşınma testi boyunca büyük oranda korunduklarından, gözenek yoğunluğunun daha yüksek olduğu 0,3 mm çaplı gözenekli yüzeylerde daha iyi yağlama şartlarının oluştuğu, daha fazla miktarda aşındırıcı parçacığın gözeneklere hapsolması ile üç elemanlı aşınmanın azaldığı düşünülmektedir.
- VE-ÇUYMAPE malzemelerde ise gözenekli numunelerde aşınma miktarları gözeneksiz numunelere göre daha düşük olarak kaydedilmiştir. En düşük aşınma miktarı 0,5 mm çaplı gözenekli numunelerde elde edilmiştir. Gözeneksiz numunelerde ise aşınma miktarı en yüksek değerdedir. Vitamin E'nin çapraz bağ yoğunluğunu düşürmesi ile 0,3 mm çaplı gözenekli yüzeylerin aşınma direnci, 0,5 mm çaplı gözenekli numunelerin aşınma direncinden daha düşük hale gelmiştir. Fakat buna rağmen yüzeyde oluşturulan gözeneklerin aşınma miktarını önemli ölçüde azalttığı açıktır.
- Elde edilen sonuçlar yeni nesil malzemelerin yüzeyinde oluşturulan gözeneklerin aşınma deneyleri boyunca şekillerini daha iyi koruduklarından, yağlayıcı sıvı için bir rezervuar gibi davranarak sürtünme yüzeylerinin daha iyi yağlanmasını sağladığını göstermektedir. Bunun yanında ortama eklenen aşındırıcı parçacıkları hapsederek, bu parçacıkların sürtünme yüzeylerinin arasında serbestçe dolaşmasını önlemiş ve abrazif aşınmayı azaltmıştır.

UYMAPE numunelerinin yüzeylerinde ise gözenekler plastik şekil değişimine uğrayarak formlarını kaybetmiş ve aşınma miktarının artmasına neden olmuşlardır.

- Sonuç olarak, aşınma deneylerinin ardından yeni nesil malzemelerin yüzeylerinde oluşturulan gözeneklerin, malzemelerin aşınma özelliklerini iyileştirebileceği görülmüştür. Uygun gözenek tasarımının belirlenmesi ve en uygun işleme yöntemlerinin seçilmesi ile yeni nesil malzemelerde daha iyi sonuçların alınabileceği düşünülmektedir. Bu çalışmanın geliştirilebilmesi için farklı geometrilerde gözeneklerin farklı yöntemler ile numune yüzeylerine işlenmesinin ve aşınma deneylerinin gerçekleştirilmesinin faydalı olacağı düşünülmektedir. Bunun yanında kalça protezleri için geliştirilmiş olan aşınma simülatörlerinde aşınma deneylerinin tekrarlanmasının, gerçek geometrideki asetabular insert ve femur başı numunelerinin kullanılmasının gerçeğe daha yakın sonuçlar vereceği açıktır.
- Sürtünme simülatörü ile gerçekleştirilen sıcaklık ölçümü deneylerinde asetabular insert yüzeylerinin gözeneklendirilmesi ile oluşturulan yüzey modifikasyonu bütün numune grupları için olumlu bir etki yapmış ve sürtünmeye bağlı ortaya çıkan sıcaklığın belirli oranlarda düşmesini sağlamıştır. Yağlayıcı sıvı yüzeydeki gözeneklerin içine dolmuş ve hareket esnasında sürtünme yüzeyleri arasında yağlama özelliğini iyileştirerek yüzeyin daha fazla soğumasına katkı sağlamıştır. Bütün numune grupları için, en düşük sıcaklık artış miktarları, 0,3 mm çaplı gözeneklerin bulunduğu numunelerde kaydedilmiştir. En yüksek sıcaklık değerleri ise gözeneksiz numunelerde ölçülmüştür. 0,3 mm çaplı gözenekli yüzeylerde gözenek yoğunluğu daha yüksek olduğundan, daha fazla miktarda sıvı gözeneklere depolanmış ve yüzeyin daha iyi yağlanması ve soğuması sağlanmıştır.
- Ortama aşındırıcı parçacık olarak eklenen PMMA partikülleri yüzeyler arasında sürtünme miktarını arttırdığından, sürtünme işine bağlı olarak meydana gelen sıcaklık artışı da yükselmektedir. Yüzeyde 0,3 mm çapında gözeneklerin oluşturulması ile aşındırıcı parçacıkların bulunduğu ortamda sıcaklık artış

miktarında 44,6 % oranında düşüş sağlanmıştır. Yüzeyde bulunan gözenekler bu parçacıklar için bir tür kapan görevi üstlendiğinden, gözenekli yüzeylerde ortamda bulunan aşındırıcı parçacıkların etkinliği azaltılmış ve sonuç olarak daha düşük sıcaklık artış değerleri kaydedilmiştir.

- ÇUYMAPE/CoCrMo malzeme çiftinin sürtünme yüzeylerinde $\Delta T1$ ve $\Delta T4$ noktalarında ölçülen sıcaklık artış değerleri diğer malzeme çiftlerine göre çok daha yüksektir. Bu durumun ÇUYMAPE/CoCrMo yüzeyleri arasındaki sürtünme katsayısının ve ÇUYMAPE'nin ısı iletim katsayısının diğer malzeme gruplarına göre daha yüksek olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Radyasyonla çapraz bağlama prosesinde C - H ve C - C bağları koparak serbest radikal oluşturmaktadırlar. Bu radikallerin bir kısmı çapraz bağ oluşturmak için tekrar bağlanmakta, bir kısmı ise bağlanacak bir başka radikal bulamadığında kristal yapı içerisinde serbest halde hapsolmaktadır. Yapıda serbest halde bulunan bu radikaller ise uzun vadede malzemenin oksidasyona uğramasına neden olmaktadır. Oksijen ile reaksiyona giren serbest radikaller kararsız peroksit bileşikleri oluşturmakta, yapıdaki peroksit yoğunluğunun artması ise polimerin kırılganlaşmasına, yüzeyinde çatlakların oluşmasına neden olmaktadır. Bu nedenlerden dolayı ÇUYMAPE numunelerinin yüzeylerinde sürtünme katsayısının daha yüksek olduğu ve buna bağlı olarak da ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin artış gösterdiği düşünülmektedir.
- Sıcaklık artışı değerleri VE-UYMAPE ve ÇUYMAPE asetabular insert numunelerinde normal bağlı UYMAPE ve VE-UYMAPE asetabular insertlere göre daha yüksek değerlerde ölçülmüştür. Çapraz bağlama prosesinin ardından uygulanan ısı işlemler malzemelerin kristalleşme oranlarını düşürmektedir. Bu nedenle çapraz bağlı numuneler yük taşıyan bağlantılarda karşı yüzeye daha kolay uyum sağladığından temas alanını arttırmaktadır. Daha geniş bir alanda sürtünen yüzeylerde ise daha yüksek sıcaklık artışlarının ortaya çıkmış olabileceği düşünülmektedir.
- En düşük sıcaklık değerleri ise Vitamin E karıştırılmış olan normal bağlı UYMAPE asetabular insert yüzeylerinde ölçülmüştür. Yapıya antioksidan olarak eklenen E

vitamini serbest radikaller ile bağ oluşturarak malzemenin oksidasyona uğramasını engellemektedir. Bunun yanında UYMAPE'nin kristalleşme oranını arttırdığından yüzeyde çatlak oluşumunu önlemektedir.

- Bütün malzeme grupları için, CoCrMo femur başının ısı iletim katsayısı asetabular insert numunelerinin ısı iletim katsayısından daha büyük olduğundan sürtünme yüzeylerinde ortaya çıkan sıcaklığın büyük bir bölümü femur başının içerisine ilerlemiştir. Bu nedenle en yüksek sıcaklık değerleri femur başı üzerindeki 4 noktasında ölçülmüştür. Asetabular insert üzerindeki noktalara bakıldığında ise en yüksek sıcaklık değeri kuvvetin uygulandığı eksenin merkezinde bulunan 1 noktasında kaydedilmiştir. Sağında ve solunda bulunan 2 ve 6 noktalarından 5 ve 8 noktalarına doğru daha düşük olarak ölçülen sıcaklık değerleri hareket doğrultusu boyunca merkeze göre yaklaşık olarak simetrik bir dağılım göstermiştir. Hareket çevrimi esnasında asetabular kabın + ve – yöndeki hareketine bağlı olarak femur başı ve kabın 1 ve 4 noktalarındaki teması devam ederken, hareket yönünün aksi istikametinde kalan noktalarda temas azaldığından, yağlayıcı sıvının bu noktalara doğru hareket ederek yüzeyi soğuttuğu ve sıcaklık değerlerini düşürdüğü düşünülmektedir.
- Yapılan deneyler sonucunda bütün malzeme çiftleri için sürtünmeye bağlı sıcaklık artışının oldukça yüksek değerlere ulaşabildiği görülmüştür. Bu sıcaklık artışı yağlayıcı sıvı içerisindeki proteinlerin çökmesine sebep olacağından, yağlayıcı sıvının yağlama özelliği artan sıcaklık ve zaman ile bozulacak ve malzemelerin adeziv aşınması artacaktır. Bu bilgiler ve elde edilen sonuçlar dikkate alındığında bağlantı elemanlarında meydana gelen sıcaklık artışının gerek implant ömrünü, gerekse çevresindeki canlı dokuyu olumsuz yönde etkileyeceği anlaşılmaktadır.
- Total kalça protezlerinde kullanılmakta olan yeni nesil malzemelerin yüzeylerinde oluşturulan gözeneklerin, malzemelerin aşınma miktarını ve sürtünmeye bağlı sıcaklık artışını azalttığı görülmüştür.

- [1] Mattei, L., DiPuccio, F., Piccigallo, B. ve Ciulli, E., (2011). "Lubrication and wear modelling of artificial hip joints: A review", *Tribology International*, 44(5): 532–549.
- [2] Scholes, S.C. ve Unsworth, A., (2000). "Comparison of friction and lubrication of different hip prostheses", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Mechanical Engineering Science*, 214(1): 49-57.
- [3] Dowson, D., McNie, C.M. ve Goldsmith, A.A.J., (2000). "Direct experimental evidence of lubrication in a metal-on-metal total hip replacement tested in a joint Simulator", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 214 (1): 75-86.
- [4] Brown, A.S., (2006). "Hip new world", *ASME Mechanical Engineering*, 128:28–33.
- [5] Bhatt, H. ve Goswami, T., (2008). "Implant wear mechanisms—basic Approach", *Biomedical Materials*, 3(4): 1-9.
- [6] Galetz, M.C., Uth, T., Wimmer, M.A., Adam, P. ve Glatzel, U., (2010). "Determination of the temperature rise within UHMWPE tibial components during tribological loading", *Acta Biomaterialia*, 6: 552–562.
- [7] Hall, R. M., Bankes, M. J. K. ve Blunn, G., (2001). "Biotribology for joint replacement", *Current Orthopaedics*, 15: 281-290.
- [8] Banchet, V., Fridrici, V., Abry, J.C. ve Inserts, P., (2007). "Wear and friction characterization of materials for hip prosthesis", *Wear* 263: 1066–1071.
- [9] Stanczyk, M. ve Telega, J.J., (2002). "Modelling of heat transfer in biomechanics: review, Part II. Orthopaedics", *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 4: 3-33.
- [10] Amiri, M. ve Khonsari, M.M., (2010). "On the Thermodynamics of Friction and Wear—A Review", *Entropy*, 12: 1021-1049.
- [11] Dong, G.N., Hua, M., Li, J. ve Chuah, K.B., (2007). "Temperature field and wear prediction for UHMWPE acetabular cup with assumed rectangular surface texture", *Materials and Design*, 28: 2402–2416.

- [12] Young, S.K., Lotito, M.A. ve Keller, T.S., (1998). "Friction reduction in total joint arthroplasty", *Wear*, 222: 29–37.
- [13] Wang, A. ve Schmidig, G., (2003). "Ceramic femoral heads prevent runaway wear for highly crosslinked polyethylene acetabular cups by third-body bone cement particles", *Wear*, 255: 1057–1063.
- [14] Bergmann, G., Graichen, F. Rohlmann, A. Verdonschot, N. ve Van Lenthe, G.H., "Frictional heating of total hip implants. Part 1: measurements in patients", *Journal of Biomechanics*, 34: 421–428.
- [15] Kurtz, S., *UHMWPE Biomaterials Handbook*, (2009), 2nd ed., Elsevier Inc., Academic Press, Burlington
- [16] Buford, A. ve Goswami, T., (2004). "Review of wear mechanisms in hip implants: Paper I – General", *Materials and Design* 25: 385–393.
- [17] Jin, Z.M., Stone, M., Ingham, E. ve Fisher, J., (2006). "Biotribology", *Current Orthopaedics*, 20: 32–40.
- [18] Wang, A., Essner, A. ve Klein, R., (2001). "Effect of contact stress on friction and wear of ultra high molecular weight polyethylene in total hip replacement", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*, 215(2): 133-139.
- [19] Brown, S.S. ve Clarke, I.C., (2006), " A Review of Lubrication Conditions for Wear Simulation in Artificial Hip Replacements", *Tribology Transactions*, 49(1): 72-78.
- [20] Pritchett J., (2011). "Heat generated by hip resurfacing prosthesis : an in vivo pilot study ", *Journal of Long Term Effects of Medical Implants*, 21(1): 55-62.
- [21] Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Verdonschot, N. ve Van Lenthe, G.H., (2001). "Frictional heating of total hip implants Part 2: Finite element study", *Journal of Biomechanics*, 34: 429–435.
- [22] Lu, Z. ve McKellop, H., (1997). "Frictional heating of bearing materials tested in a hip joint wear simulator", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine*, 211: 101-108.
- [23] Rocchi, M., Affatato, S., Falasca, G. ve Viceconti, M., (2007). "Thermomechanical analysis of ultra-high molecularweight polyethylene–metal hip prostheses", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine*, 221: 561-568.
- [24] Hu, C.C., Liao, J.J., Lung, C.Y., Huang, C.H. ve Cheng, C.K., (2001). "A two dimensional finite element model for frictional heating analysis of total hip prosthesis", *Materials Science and Engineering C*, 17: 11–18.
- [25] Saikko, V., (2009). "Friction Measurement in the Biaxial Rocking Motion Hip Joint Simulator", *Journal of Tribology*, 131(1):1-8.
- [26] Mishina, H. ve Kojima, M., (2008). "Changes in human serum albumin on arthroplasty frictional surfaces", *Wear*, 265: 655–663.

- [27] Liao, Y.-S., McKellop, H., Lu Z., Campbell, P. ve Benya, P., (2003). "The effect of frictional heating and forced cooling on the serum lubricant and wear of UHMW polyethylene cups against cobalt–chromium and zirconia balls", *Biomaterials*, 24: 3047–3059.
- [28] Pritchett, J.W., (2011). "Heat Generated by Hip Resurfacing Prostheses: An in Vivo Pilot Study", *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 21(1): 55–62.
- [29] Imado, K., Miura, A., Nagatoshi, M., Kido, Y., Miyagawa, H. ve Higaki, H., (2004). "A study of contact temperature due to frictional heating of UHMWPE", *Tribology Letter*, 16: 265–73.
- [30] Xiong, D. ve Ge, S., (2001). "Friction and wear properties of UHMWPE/Al₂O₃ ceramic under different lubricating conditions", *Wear*, 250: 242–245.
- [31] Slonaker, M. ve Goswami, T., (2004). "Review of wear mechanisms in hip implants: paper II—ceramics IG004712", *Materials and Design*, 25: 395–405.
- [32] Passuti, N., Philippeau, J.M. ve Gouin, F., (2009). "Friction couples in total hip replacement", *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 95(4): 27–34.
- [33] Mavraki, A. ve Cann, P.M., (2011). "Lubricating film thickness measurements with bovine serum", *Tribology International*, 44(5): 550–556.
- [34] Unsworth, U., (2006). "Tribology of artificial hip joints", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*, 220(8): 711–718.
- [35] Wimmer, M.A., Loos, J., Nassutt, R., Heitkemper, M. ve Fischer, A., (2001). "The acting wear mechanisms on metal-on-metal hip joint bearings: in vitro results", *Wear*, 250: 129–139.
- [36] Cho, H.J., Wei, W.J., Kao, H.C. ve Cheng, C.K., (2004), "Wear behavior of UHMWPE sliding on artificial hip arthroplasty materials", *Materials Chemistry and Physics*, 88: 9–16.
- [37] Ma, L., Rainforth, V.M., Sun, D., Wharton, J.A. ve Wood, R.J.K., (2009). "A '3-body' abrasion wear study of bioceramics for total hip joint replacements", *Wear*, 267: 2122–2131.
- [38] Spinelli, M., Affatato, S., Tiberi, L., Carmignato, S. ve Viceconti, M., (2010). "Integrated friction measurements in hip wear simulations: short-term results", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 224(7): 865–876.
- [39] Hua, Z. K. ve Zhang, J. H., (2008). "A New Simulator for Bio-Tribological Study", *Journal of Bionic Engineering*, 5: 143–147.
- [40] Affatato, S., Spinelli, M., Zavalloni, M., Mazzega-Fabbro, C. ve Viceconti, M., (2008). "Tribology and total hip joint replacement: current concepts in mechanical simulation", *Medical Engineering & Physics*, 30: 1305–1317.

- [41] Minakawa, H., Stone, M.H., Wroblewski, B.M., Lancaster, J.G., Ingham, E. ve Fisher, J., (1998). "Quantification of third-body damage and its effect on UHMWPE wear with different types of femoral head", *Journal of Bone and Joint Surgery Br.*, 80(5): 894-9.
- [42] Renò, F. ve Cannas, M., (2006). "UHMWPE and vitamin E bioactivity: An emerging perspective", *Biomaterials*, 27(16): 3039-3043.
- [43] Vaidya, C., Alvarez, E., Vinciguerra, J., Bruce, D.A. ve DesJardins, J.D., (2011). "Reduction of Total Knee Replacement Wear with Vitamin E Blended Highly Cross-Linked Ultra-High Molecular Weight Polyethylene", *Proc Inst Mech Eng H.*, 225(1): 1-7.
- [44] Tipper, J. L., Galvin, A. L., Williams, S., McEwen, H. M. J. ve Stone, M. H., Ingham, E., ve Fisher, J., (2006). "Isolation and characterization of UHMWPE wear particles down to ten nanometers in size from in vitro hip and knee joint simulators", *J. Biomed. Mater. Res., Part A*, 78A(3): 473–480.
- [45] Bergstrom, J.S. ve Bischoff, J. E., (2010). "An Advanced Thermo mechanical Constitutive Model for UHMWPE", *International Journal of Structural Changes in Solids– Mechanics and Applications*, 2(1): 31,39.
- [46] Jacobs, C.A., Christensen, C.P., Greenwald, A.S. ve McKellop, H., (2007). "Clinical Performance of Highly Cross-Linked Polyethylenes in Total Hip Arthroplasty", *The Journal of Bone & Joint Surgery Am*, 89: 2779-2786.
- [47] Bradford, L., Baker, D.A., Graham, J., Chawan, A., Ries, M.D. ve Pruitt, L.A., (2004). "Wear and Surface Cracking in Early Retrieved Highly Cross-Linked Polyethylene Acetabular Liners", *the Journal of Bone & Joint Surgery*, 86(6): 1271-1282.
- [48] Furmanski, J., Gupta, S., Chawan, A., Kohm, A., Lannutti, J., Jewett, B., Pruitt, L.A. ve Ries, M.D., (2001). "Aspherical femoral head with highly cross-linked ultra-high molecular weight polyethylene surface cracking", *the Journal of Bone & Joint Surgery*, 89:2266-2270.
- [49] Oral, E., Wannomae, K.K., Hawkins, N., Harris, W.H. ve Muratoglu, O.K., (2004). "Alpha-tocopherol-doped irradiated UHMWPE for high fatigue resistance and low wear", *Biomaterials*, 25(24): 5515-22.
- [50] Oral, E., Malhi, A. S., ve Muratoglu, O. K., (2006). "Mechanisms of decrease in fatigue crack propagation resistance in irradiated and melted UHMWPE", *Biomater.*, 27(6), 917–925.
- [51] Micheli, B. R., Wannomae, K. K., Lozynsky, A. J., Christensen, S. D. ve Muratoglu, O. K., (2012). "Knee simulator wear of vitamin E stabilized irradiated ultrahigh molecular weight polyethylene", *The Journal of Arthroplasty*, 27: 95-104.
- [52] Bracco, P. ve Oral, E., (2011). "Vitamin E-stabilized UHMWPE for Total Joint Implants", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 469: 2286–2293.
- [53] Blunn, G., Brach del Preva, E. M., Costa, L., Fisher, J. ve Freeman, M. A. R., (2002). "Ultra high Molecular-weight polyethylene (UHMWPE) in total knee

replacement: fabrication, sterilisation and wear", *Journal of Bone Joint Surgery British*, 84: 946-949.

- [54] Oral, E., Christensen, S.D., Malhi, A.S., Wannomae, K.K. ve Muratoglu, O.K., (2006). "Wear Resistance and Mechanical Properties of Highly Cross-linked, Ultrahigh-Molecular Weight Polyethylene Doped With Vitamin E", *Joint Arthroplasty*, 4:580-591.
- [55] Tomita, N., Kitakura, T., Onmori, N., Ikada, Y. ve Aoyama, E., (1999). "Prevention of fatigue cracks in ultrahigh molecular weight polyethylene joint components by the addition of vitamin E", *Journal of Biomedical Material Research*, 48:474-478.
- [56] Wolf, C., Lederer, K. ve Muller, U., (2002). "Tests of biocompatibility of alphas-tocopherol with respect to the use as a stabilizer in ultrahigh molecular weight polyethylene for articulating surfaces in joint endoprotheses", *J Mater Sci Mater Med*, 13:701-705.
- [57] Oral, E., Rowell, S.L., ve Muratoğlu, O.K., (2006). "The effect of a-tocopherol on the oxidation and free radical decay in irradiated uhmwpe", *Biomaterials*, 27(32): 5580-5587.
- [58] Scholes, S.C., Unsworth, A., Hall, R.M. ve Scott, R., (2000). "The effects of material combination and lubrication on the friction of total hip prostheses", *Wear* 241: 209-213.
- [59] Mishina, H. ve Kojima, M., (2008). "Changes in serum albumin on arthroplasty frictional surface", *Wear*, 265:(5-6) 655-663.
- [60] Fisher, J. ve Dowson, D., (1991). "Tribology of total artificial joints", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part J: Journal of Engineering in Medicine*, 205: 73-79.
- [61] Zhang, B., Huang, W. ve Wang, X., (2012). "Biomimetic surface design for ultrahigh molecular weight polyethylene to improve the tribological properties", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*, 0(0): 1-9.
- [62] Allen, C., Bloyce, A. ve Bell, T., (1996). "Sliding wear behaviour of ion implanted ultra high molecular weight polyethylene against a surface modified titanium alloy Ti-6Al-4V", *Tribology International*, 29: 527-534.
- [63] Ge, S., Wang, W., Zhang, D., Zhu, H., Xiong, D., Huang, C. ve Huang X., (2003). "Friction and wear behavior of nitrogen ion implanted UHMWPE against ZrO₂ ceramic", *Wear*; 255: 1069-1075.
- [64] Mathia, T.G., Pawlus, P. ve Wieczorowski, M., (2011). "Recent trends in surface metrology", *Wear*, 271: 494-508.
- [65] Wang, X.L., Kate, K., Adachi, K. ve Aizava, K., (2003). "Loads carrying capacity map for the surface texture design of SiC thrust bearing sliding in water", *Tribology International*, 36: 189-197.

- [66] Stephens, L.S., Siripuram, R., Hayden, M. ve McCartt, B., (2004). "Deterministic micro asperities on bearings and seals using a modified LIGA process", *Journal of Engineering for Gas Turbines and Power*, 126: 147–154.
- [67] Kovalchenko, A., Ajayi, O., Erdemir, A., Fenske, G. ve Etsion, I., (2005) "The effect of laser surface texturing on transitions in lubrication regimes during unidirectional sliding contact", *Tribology International*, 38: 219–225.
- [68] Nishimura, I., Yuhta, T., Ikubo, K., Shimooka, T., Murabayashi, S. ve Mitamura, Y., (1993). "Modification of the frictional surfaces of artificial joints", *ASAIO Journal*, 39(3): 762–766.
- [69] Ito, H., Kaneda, K., Yuhta, T., Nishimura, I., Yasuda, K. ve Matsuno, T., (2000). "Reduction of polyethylene wear by concave dimples on the frictional surface in artificial hip joints", *The Journal of Arthroplasty*, 15(3): 332-338.
- [70] Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği, Eklem Protezleri, <http://www.artroplasti.org/hastalik.php?id=8>- 07.03.2013.
- [71] Durakbaşı, M.N. ve Karahasanoğlu, C., (2008). Ölçme Tekniği ve Değerlendirme, Technische Universität Wien / Yıldız Teknik Üniversitesi yayınları, ISBN 3-901888-32-2, İstanbul.
- [72] Durakbasa, M.N., (2003). Geometrical Product Specifications and Verification for the Analytical Description of Technical and non-Technical Structures, TU, Abteilung Austauschbau und Messtechnik, Viyana.
- [73] Wolf, K., Roller, D. ve Schäfer, D., (2000). "An approach to computer-aided quality control based on 3D coordinate metrology", *Journal of Materials Processing Technology*, 107: 96-110.
- [74] Veselko, M., Jenko, M. ve Lipuscek I., (1998). "The use of the Co-ordinate Measuring Machine for the Study of Three-Dimensional Biomechanics of the Knee", *Computers in Biology and Medicine*, 28: 343-357.
- [75] Andrzej, R. ve Adam, G., (2010). "Comparison of different metrological devices used in biomedical applications", *Journal of Physics: Conference Series*, 238: 1-6.
- [76] Sağbaş B., Akdoğan (Nomak) A. ve Durakbaşı M.N., (2009). "Biyomekanik Alanda Kullanılan İleri Ölçme Tekniği Metotları ve Optik Ölçme Sistemleri", *Mühendis ve Makine Dergisi*, 597, s.30-34, 2009.
- [77] Durakbasa, M.N. ve Osanna, P.H., (2003). "Utilization of Co-ordinate Measurement Technique in Biomedicine to Evaluate the Shape of Non-technical Structures", *Measurement*, 33: 157–161.
- [78] Durakbasa, M. N., Osanna, P. H., Afjehi-Sadat, A., Samarawickrama, D. ve Krsek, A., (2005). "Application of Sophisticated Production Metrology and Nanometrology for Quality Control in Bio-Engineering", *Measurement Science Review*, 5(2):1-10.

- [79] Liu X., Kim W. ve Drerup B., (2004). "3D Characterization and Localization of Anatomical Landmarks of the Foot by FastSCAN", *Real-Time Imaging*, 10: 217–228.
- [80] Şahin, H., (2006). Otomotiv endüstrisinde serbest yüzeylerin tasarımı ve kalite değerlendirilmesi, Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [81] Akdoğan, A.N., (2006). Kalıp yüzeylerinin ve proses sırasındaki değişimlerinin geometrik mamul şartları temelinde incelenmesi ve modellenmesi, Doktora Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [82] Lonardo, P.M., Trumpold, H. ve Dechiffre, L., (1996). "Progress in 3D Surface Microtopography Characterization" *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 45(2): 589–598.
- [83] Smith G.T., (2002), *Industrial Metrology Surfaces and Roundness*, Springer and NPL, Great Britain.
- [84] ISO 8015, (2011). *Geometrical product specifications (GPS) -- Fundamentals -- Concepts, principles and rules*, ISO, Büküsel.
- [85] DIN EN ISO 25178-2, (2012). *Geometrical product specifications (GPS) -- Surface texture: Areal -- Part 2: Terms, definitions and surface texture parameters*, DIN, Berlin.
- [86] EN ISO 25178-70, (2011). *Geometrical product specifications (GPS)-- Surface texture: Areal -- Part 70: Physical measurement standards*, ASI, Viyana.
- [87] EN ISO 4287 EN Edition, (2012). *Geometrical product specifications (GPS) — Surface texture: Profile method — Terms, definitions and surface texture parameters*, ASI, Viyana.
- [88] Bhushan B., (2001), *Modern Tribology Handbook*, 1. Cilt, CRC Press LLC, Florida.
- [89] Bozdana, T., Ders Notları, Gaziantep Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, http://www1.gantep.edu.tr/~bozdana/ME472_8.pdf, 07.03.2013.
- [90] Demircioğlu, P. ve Durakbaşı, M.N., (2011). "Investigations on machined metal surfaces through the stylus type and optical 3D instruments and their mathematical modeling with the help of statistical techniques", *Measurement*, 44(4): 611–619.
- [91] Durakbasa, M.N., Osanna, P.H., Bauer, J. ve Bas, G., (2012). "Innovation in production metrology for precision engineering and to support sustainability and improvement of process and product quality in modern manufacturing industry", *MSD Journal*, 4(1):5-11.
- [92] Haupt, B.J., Pelling, A.E. ve Horton, M.A., (2006). "Integrated Confocal and Scanning Probe Microscopy for Biomedical Research", *The Scientific World Journal*, 6: 1609–1618.

- [93] Nano Türkiye, NANO 101 - Atomik Kuvvet Mikroskobu, <http://nanoturkiye.blogspot.com/2008/04/nano-101-atomik-kuvvet-mikroskobu.html>, 07.03.2013.
- [94] Watters, E.P.J., Spedding, P.L., Grimshaw, J., Duffy, J.M. ve Spedding, R.L. (2005). "Wear of artificial hip joint material", *Chemical Engineering Journal*, 112:137–144.
- [95] Ge, S., Wang, S., Gitis, N., Vinogradov, M. ve Xiao, J., (2008). "Wear behavior and wear debris distribution of UHMWPE against Si3N4 ball in bi-directional sliding", *Wear*, 264:571–578.
- [96] ISO 14242-2, (2000), *Implants for surgery — wear of total hip joint prostheses. Part 2. Methods of measurement*, ISO, İsviçre.
- [97] Carmignato, S., Spinelli, M., Affatato, S. ve Savio, E., (2011). "Uncertainty evaluation of volumetric wear assessment from coordinate measurements of ceramic hip joint prostheses", *Wear*, 270: 584–590.
- [98] Bills, P., Brown, L., Jiang, X. ve Blunt, L., (2005). "A metrology solution for the orthopaedic industry", *Journal of Physics: Conference Series* 13: 316–319.
- [99] Blunt, L., Bills, P., Jiang, X., Hardaker, C. ve Chakrabarty, G., (2009). "The role of tribology and metrology in the latest development of bio-materials", *Wear*, 266: 424–431.
- [100] Rahmat, R.W.O.K., Beng, N.G.S. ve Sangaralingam, K.A/P., (2006). "Complex shape measurement using 3D scanner", *Jurnal Teknologi*, 45(D): 97–112.
- [101] Teeter, M. G., Naudie, D.D.R., Milner, J.S. ve Holdsworth, D.W., (2011). "Determination of Reference Geometry for Polyethylene Tibial Insert Wear Analysis", *The Journal of Arthroplasty*, 26: 497-503.
- [102] Sagbas, B. ve Durakbaşı, M.N, (2012), "Measurement of Wear in Orthopedic Prosthesis", *Acta Physica Polonica A*, 121(1): 131-134.
- [103] Bills, P., Blunt, L. ve Jiang, X., (2007). "Development of a technique for accurately determining clinical wear in explanted total hip replacements" *Wear*, 263: 1133–1137.
- [104] Muratoglu, O.K., Rubash, H.E., Bragdon, C.R., Burroughs, B.R., Huang, A. ve Harris, W.H., (2007). "Simulated normal gait wear testing of a highly cross-linked polyethylene tibial insert", *Journal of Arthroplasty*, 22: 435-444.
- [105] Blunt, L.A., Bills, P.J., Jiang, X.Q. ve Chakrabarty, G., (2008). "Improvement in the assessment of wear of total knee replacements using coordinate-measuring machine techniques", *Proc Inst Mech Eng H*, 222(3): 309-318.
- [106] Estok II, D. M., Bragdon, C.R., Plank, G.R., Huang, A., Muratoglu, O.K. ve Harris, W.H., (2005). "The Measurement of Creep in Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene", *The Journal of Arthroplasty*, 20(2): 239-243.
- [107] Muratoglu, O. K., Bragdon, C.R., Murali Jasty, B.S., O'Connor, D. O., Von Knoch, R.S. ve Harris, W.H., (2004). "Knee-Simulator Testing of Conventional

- and Cross-Linked Polyethylene Tibial Inserts”, The Journal of Arthroplasty, 19(7): 887-897.
- [108] Spinelli, M., Carmignato, S., Affatato, S. ve Viceconti, M., (2009). “CMM-based procedure for polyethylene non-congruous unicompartmental knee prosthesis wear assessment”, Wear, 267:753–756.
- [109] Bowden, A. E., Kurtz, S. M. ve Edidin, A. A., (2005). “Validation of a Micro-CT Technique for Measuring Volumetric Wear in Retrieved Acetabular Liners” Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 75(B): 205–209.
- [110] Grochowsky, J. C., Alaways, L. W., Siskey, R., Most, E. ve Kurtz, S. M., (2006). “Digital Photogrammetry for Quantitative Wear Analysis of Retrieved TKA Components”, Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 79(2): 263-267.
- [111] Bogue, R., (2010). “Three-dimensional measurements: a review of technologies and applications”, Sensor Review, 30(2): 102–106.
- [112] Akbari, A., Roy, M. E., Whiteside, L. A., Katerberg, B.J. ve Schnettgoecke, D.J., (2011). “Minimal Backside Surface Changes Observed in Retrieved Acetabular Liners”, The Journal of Arthroplasty, 26(5): 686–692.
- [113] Bhushan, B., (2000). Modern Tribology Handbook, Two Volume Set, CRC Press, Boca Raton.
- [114] METEK Mühendislik Mümessilik ve Tic. Ltd. Şti., <http://www.metekltd.com/urunler/mineral-kapli-termokupl/>, 07.03.2013.
- [115] Gebze Rezistans, http://www.rezistansitici.com/foto_galeri/50/termokupl-rezistans.html, 07.03.2013.
- [116] Bulut, H., Sıcaklık Ölçümü, <http://eng.harran.edu.tr/~hbulut/6Sicaklik.pdf>, 07.03.2013.
- [117] Wooridul Türkiye Omurga Merkezi, ,Total Kalça Protezi, <http://www.wooridulturkiye.com/Hastaliklar/63/Total-Kalca-Protezi.aspx>, 08.03.2013.
- [118] Bruck, A.L., (2007). Friction and wear behavior of ultra-high molecular weight polyethylene as a function of crystallinity and in the presence of the phospholipid DPPC (dipalmitoyl phosphatidylcholine), Yüksek Lisans Tezi, Iowa State University, Iowa.
- [119] Sonel, B., (2001). "Kalça Biyomekaniği", T Klin J PM & R, 1:209-218.
- [120] Gale, L.R., Collier, R., Hargreaves, D.J., Hills, B.A. ve Crawford R., (2007). “The role of SAPL as a boundary lubricant in prosthetic joints”, Tribology International, 40: 601–606.
- [121] Hills, B.A. ve Crawford, R.W., (2003). “Normal and prosthetic synovial joints are lubricated by surface-active phospholipid—A hypothesis”, Joint Arthroplasty, 18: 499–505.

- [122] Crossfit for Glory, Hip and Pelvis, <http://www.crossfitforglory.com/learn-yourself/hip-and-pelvis>, 07.03.2013.
- [123] Ettienne-Modeste, G., (2009). A study of lubrication, processing conditions, and material combinations that affect the wear of micro-textured-carbide coated cobalt-chromium-molybdenum (CoCrMo) alloy surfaces used for artificial joint implants, Doktora Tezi, Maryland Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Baltimore.
- [124] Menk, P.K., (2009). Development of High Performance Tribological Coatings for Application on to Hip Joint Prosthesis, Doktora Tezi, Wolverhampton Üniversitesi.
- [125] Sawae, Y., Murakami, T. ve Chen, J., (1998). "Effect of synovia constituents on friction and wear of ultra-high molecular weight polyethylene sliding against prosthetic joint materials", *Wear*, 216(2): 213-219.
- [126] Range of Movement (ROM), <http://www.brianmac.co.uk/musrom.htm>, 08.03.2013.
- [127] Roach, K.E. ve Miles, T.P., (1991), "Normal Hip and Knee Active Range of Motion: The the relationship to age", *Physical Therapy*, 71:(9), 656-665.
- [128] Genda, E., Iwasaki, N., Li, G., MacWilliams, B.A., Barrance, P.J. ve Chao, E.Y., (2001). " Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing--effect of gender and anatomic parameters", *Journal of Biomechanics*, 34(7):895-905.
- [129] Kurtz, S., Ong, K., Lau, E., Mowat, F. ve Halpern. M., (2007). "Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030", *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 89(4): 780–785.
- [130] Pisanec, S., Ciacchi, L.C., Vesselli, E., Comelli, G., Sbaizero, O., Meriani, S. ve De Vita, A., (2004). "Bioactivity of TiN-coated titanium implants", *Acta Materialia*, 52(5): 1237–45.
- [131] Gandhi, R., Davey, J.R. ve Mahomed, N.N., (2009). "Hydroxyapatite coated femoral stems in primary total hip arthroplasty: a meta-analysis" *Joint Arthroplasty*, 24: 38–42.
- [132] Lee, J.M. ve Lee, C.W., (2007). "Comparison of hydroxyapatite-coated and non-hydro- xyapatite-coated noncemented total hip arthroplasty in same patients", *Joint Arthroplasty*, 22:1019–1023.
- [133] Ribeiro, R., (2006). A Tribological and biomimetic study of potential bone joint repair materials, Doktora Tezi, Teksas A&M Üniversitesi, Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü, Teksas.
- [134] Nguyen, N.C., Maloney, W.J. ve Dauskardt, R.H., (1997). "Reliability of PMMA bone cement fixation: fracture and fatigue crack-growth behaviour", *J Mater Sci Mater Med*, 8(8): 473-483.

- [135] Lewis, G., (1997). "Properties of acrylic bone cement: state of the art review", *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 38: 155–182.
- [136] Perez, M.A., Grasa, J., Garcia-Aznar, J.M., Bea, J.A. ve Doblaré, M., (2008). "Probabilistic analysis of the influence of the bonding degree of the stem-cement interface in the performance of cemented hip prostheses", *Journal of Biomechanics*, 39: 1859–1872.
- [137] Van Citters, D.W., (2006). *An Investigation of the Microstructure, Mechanical Properties, and Tribological Performance of UHMWPE for Applications in Total Joint Arthroplasty*, Doktora Tezi, Hanover.
- [138] Kane, S.R., (2008). *Surface Modification of Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene to Improve Lubrication in Total Hip Replacements*, Doktora Tezi, California Üniversitesi, Biyomühendislik Bölümü, San Francisco.
- [139] Geringer, J., Atmani, F. ve Forest, B., (2009). "Friction–corrosion of AISI 316L/bone cement and AISI 316L/PMMA contacts: Ionic strength effect on tribological behaviour", *Wear*, 267(5-8): 763-769.
- [140] Liao, Y.S., (1999). *The Effect of Temperature and Protein Precipitation in Hip Simulator Tests*, Doktora Tezi, Güney Kalifornia Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği, Kalifornia.
- [141] Park, J.B. ve Bronzino, J.D., (2003). *Biomaterials Principals and Application*, CRC Press, Boca Raton.
- [142] Roba, M., (2009). *Interaction of Synovial Fluid Components with Artificial Hip-Joint Materials*, Doktora Tezi, Politecnico di Milano, Zürih.
- [143] Park, J. ve Lakes, R.S., (2007). *Biomaterials an Introduction*, Third Edition, Springer Science Business Media, New York.
- [144] Bartolo, P. ve Bidanda, B., (2008). *Bio-Materials and Prototyping Applications in Medicine*, Springer Science Business Media, LLC, New York.
- [145] Hwang, D.S., Kim, Y.M. ve Lee, C.H., (2007). "Alumina femoral head fracture in uncemented total hip arthroplasty with a ceramic sandwich cup", *Journal of Arthroplasty*, 22:468–71.
- [146] Kurtz, S.M., Hozack, W., Marcolongo, M., Turner, J., Rimnac, C. ve Edidin, A., (2003). "Degradation of mechanical properties of UHMWPE acetabular liners following long-term implantation", *The Journal of Arthroplasty*, 18(1): 68–78.
- [147] Goswami, T. ve Alhassan, S. (2008). "Wear rate model for UHMWPE in total hip and knee arthroplasty", *Material Design*, 29: 289–96.
- [148] Cho, H.J., Wei, W.J., Kao, H. C. ve Cheng, C.K., (2004). "Wear behavior of UHMWPE sliding on artificial hip arthroplasty materials", *Mater. Chem. Phys.* 88: 9–16.
- [149] Teoh, S.H., Chan, W.H. ve Thampuran, R., (2002). "An elasto-plastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty", *J. Biomech.* 35: 323–30.

- [150] Bennett, D., Orr, J. ve Baker, R., (2000). "Movement loci of selected points on the femoral head of individual total hip arthroplasty patients using three-dimensional computer simulation" *J. Arthroplasty* 15: 909–915.
- [151] Turell, M., Friedlaender, G., Wang, A., Thornhill, T. ve Bellare, A., (2005). "The effect of counterface roughness on the wear of UHMWPE for rectangular wear paths", *Wear*, 259: 984–991.
- [152] Bragdon, C., Jasty, M., Muratoglu, O., O'Connor, D. ve Harris, W., (2003). "Third-body wear of highly cross-linked polyethylene in a hip simulator" *J. Arthroplasty* 18: 553–561.
- [153] Wang, A. ve Essner, A., (2001). "Three-body wear of UHMWPE acetabular cups by PMMA particles against CoCr, alumina and zirconia heads in a hip joint simulator", *Wear*, 250: 212–216.
- [154] Oral, E., Godleski Beckos, C.A., Lozynsky, A.J., Malhi, A.S. ve Muratoglu, O.K., (2009). "Improved resistance to wear and fatigue fracture in high pressure crystallized vitamin E-containing ultra-high molecular weight polyethylene", *Biomaterials*, 30(10):1870-1880.
- [155] Howling, G.I., Sakoda, H., Antonarulrajah, A., Marrs, H., Stewart, T.D., Appleyard, S., Rand, B., Fisher, J. ve Ingham, E., (2003). "Biological response to wear debris generated in carbon based composites as potential bearing surfaces for artificial hip joints", *J. Biomed. Mater. Res. B* 67: 758–64.
- [156] Sambasivan, S., Fischer, D.A., Shen, M.C. ve Hsu, S.M. (2004). "Molecular orientation of ultrahigh molecular weight polyethylene induced by various sliding motions", *J. Biomed. Mater. Res. B*, 70: 278–285.
- [157] Kurtz, S.M., Gawel, H.A. ve Patel, J.D., (2011). "History and Systematic Review of Wear and Osteolysis Outcomes for First-generation Highly Crosslinked Polyethylene", *Clin Orthop Relat Res.*, 469(8):2262-77.
- [158] Muratoglu, O., Bragdon, C., O'Connor, D., Jasty, M., Harris, W., Gul, R. ve McGrary, F., (1999). "Unified wear model for highly crosslinked ultra-high molecular weight polyethylenes (UHMWPE) ", *Biomaterials*, 20: 1463–1470.
- [159] Ries, M., (2005). "Highly cross-linked polyethylene: the debate is over-in opposition" *J. Arthroplasty*, 20(2): 59–62.
- [160] Stachowiak, G.W. ve Batchelor, A.W., (1993), *Engineering Tribology*, Tribology Series, 24; Elsevier Science, Amsterdam.
- [161] Merkher, Y., Sivan, S., Etsion, I., Maroudas, A. Halperin, G. ve Yosef, A., (2006). "A rational human joint friction test using a human cartilage-on-cartilage arrangement", *Tribology Letters*, 22(1), 29-36.
- [162] Gispert, M.P., Serro, A.P., Colaço, R. ve Saramago, B., (2006). "Friction and wear mechanisms in hip prosthesis: Comparison of joint materials behaviour in several lubricants", *Wear*, 260: 149–158.
- [163] Hall, R.M. ve Unsworth, A., (1997). "Friction in hip prostheses", *Biomaterials*, 18: 1017-1026.

- [164] Bowsher, J.G. ve Shelton, J.C., (2001). "A hip Simulator study of influence of patient activity level on the wear of crosslinked polyethylene under smooth and roughened femoral conditions", *Wear*, 250:167–179.
- [165] Widmer, M.R., (2002). *Modified Molecular Friction in Artificial Hip Joints*, Doktora Tezi, Swiss Federal Institute of Technology, Zürich.
- [166] Eddoumy, F., (2012). *Impact of Texturing on Sliding Wear Behaviour of UHMWPE*, Doktora Tezi, Strazburg Üniversitesi, Strazburg.
- [167] El-Tayeb, N.S.M., (2008). "Abrasive Wear Performance of Untreated SCF Reinforced Polymer Composite", *Journal of Materials Processing Technology*, 206:305-314.
- [168] Gul, R.M., McGarry, F.J., Bragdon, C.R., Muratoğlu, O.K. ve W.H. Harris, (2003). "Effect of consolidation on adhesive and abrasive wear of UHMWPE", *Biomaterials*, 24:3193-3199.
- [169] Davis, J.R., (2003). *Handbook of materials for medical devices*, ASM International, U.S.A.
- [170] ISO 5834-2, (2011). *Implants for surgery - Ultra-high-molecular-weight polyethylene - Part 2: Moulded forms*, ISO.
- [171] ISO 7206-2, (2011). *Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses -- Part 2: Articulating surfaces made of metallic, ceramic and plastics materials*, ISO.
- [172] Galanis, N.I. ve Manolakos, D.E., (2009). "Investigation of Cutting Parameters in Manufacturing of Femoral Heads", *Proceedings of the World Congress on Engineering*, 1-3 Temmuz 2009, Londra.
- [173] G99-05, (2010). *Standard Test Method for Wear Testing with a Pin-on-Disk Apparatus*, ASTM, U.S.A.
- [174] Suh, N.P., Mosleh, M. ve Howard, P.S., (1994). "Control of friction", *Wear* 175: 151–158.
- [175] Ross, P.J., (1995). "Taguchi Techniques for Quality Engineering" McGraw-Hill Professional; 2 edition,
- [176] Şırvancı, M., (1997). *Kalite için Deney Tasarımı Taguchi Yaklaşımı*, Literatür yayıncılık, İstanbul.
- [177] Gökçe, B. ve Taşgetiren, S.,(2009) " Kalite için Deney Tasarımı ", *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 6(1):71-83.
- [178] Saat, M., (2000). "Kalite Denetiminde Taguchi Yaklaşımı", *G.Ü.İ.İ.B.F Dergisi*, 3: 97-108.
- [179] Pylios, T. ve Shepherd, D. E. T., (2008)." *Wear of Medical Grade Silicone Rubber Against titanium and Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene*", *Inc. J Biomed Mater Res Part B: Appl. Biomater*, 84B: 520–523.
- [180] ISO 21535:2007, *Non-active surgical implants -- Joint replacement implants -- Specific requirements for hip-joint replacement implants*

- [181] Yan, Y., Neville, A., Dowson, D., Williams, S. ve Fisher, J., (2009). "Effect of metallic nanoparticles on the biotribocorrosion behaviour of Metal-on-Metal hip prostheses", *Wear*, 267: 683–688.
- [182] Baykal, D., Siskey, R. ve Kurtz, S.M., (2010). "Tribological Studies of Highly Crosslinked and Vitamin-E Blended UHMWPE", 6-9 Mart 2010, New Orleans.
- [183] Unal, H. ve Mimaroglu, A., (2003). "Influence of test conditions on the tribological properties of polymers", *Industrial Lubrication and Tribology*, 55(4): 178 - 183.
- [184] Klapperich, C., Komvopoulos, K. ve Pruitt, L., (1999). "Tribological properties and microstructure evolution of ultra-high molecular weight polyethylene", *Joint ASME/STLE Tribology Conference*, 121(2): 394-402.
- [185] Uzuner, F. ve Gediktaş, M., (2004). "Salınım hareketi yapan radyal kaymalı plastik yataklarda sürtünme", *İTÜ Dergisi*, 3(6):
- [186] Kurtz, S., Mazzucuo, D., Rimnac, C. ve Schroeder, D., (2006). "Anisotropy and oxidative resistance of highly crosslinked UHMWPE after deformation processing by solid-state ram extrusion", *Biomaterials*, 27: 24–34.
- [187] Rieker, C., Konrad, R., Schon, R., Schneider, W. ve Abt, N., (2003). "In vivo and in vitro surface changes in a highly cross-linked polyethylene", *The Journal of Arthroplasty*, 18(1): 48–54.
- [188] Wannomae, K., Bhattacharyya, S., Freiberg, A., Estok, D., Harris, W. ve Muratoglu, O., (2006). "In vivo oxidation of retrieved cross-linked ultra-high-molecular weight polyethylene acetabular component with residual free radicals", *The Journal of Arthroplasty*, 21: 1005-1011.
- [189] Sakoda, H., Nono, D., Kuramoto, K., Suzuki, M., Moriya, H. ve Tomita, N., (2006). "Superior wear resistance of vitamin E added uhmwpe tested on knee joint simulator ", 52nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, 19-22 Mart 2006, Chicago.
- [190] Çengel, Y.A., (2011). *Isı ve Kütle Transferi - Pratik Bir Yaklaşım*, 3. Baskı, İzmir Güven Yayınları.
- [191] Blok, H., (1937). "Theoretical study of temperature rise at surfaces of actual contact under oiliness lubricating conditions", *Proc General Discussion on Lubrication Inst. Mech. Engs*, 2:222–235.
- [192] Carslaw, H.S. ve Jaeger, J.C., (1959). *Conduction of heat in solids*. Oxford Clarendon Press, New York.
- [193] Sawyer, W.G., Hamilton, M.A., Fregly, B.J. ve Banks, S.A., (2003). "Temperature modeling in a total knee joint replacement using patient-specific kinematics", *Tribology Letters*, 15:343–351.
- [194] Samyn, P. ve Schoukens, G., (2008). "Calculation and significance of the maximum polymer surface temperature T^* in reciprocating cylinder-on-plate sliding", *Polymer Engineering Science*, 48:774–785.

AŞINMA DENEYLERİ İÇİN YAPILAN ANALİZLERİN PROGRAM ÇIKTILARI

A-1 UYMAPE İçin Program Çıktısı

Taguchi Design

Taguchi Orthogonal Array Design

L9(3**4)

Factors: 4
Runs: 9

Columns of L9(3**4) Array

1 2 3

Taguchi Analysis: PEA1; PEA2; PEA3 versus Yüzey; Kuvvet; PMMA; Zaman

Response Table for Signal to Noise Ratios
Smaller is better

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	19,51	27,69	19,50	20,52
2	18,55	19,39	19,27	18,12
3	19,40	10,40	18,70	18,83
Delta	0,96	17,29	0,81	2,40
Rank	3	1	4	2

Response Table for Means

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	0,15469	0,04164	0,16209	0,12770
2	0,16618	0,10721	0,13562	0,17050
3	0,13277	0,30480	0,15594	0,15544
Delta	0,03341	0,26316	0,02647	0,04280
Rank	3	1	4	2

Response Table for Standard Deviations

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	0,007033	0,004723	0,013061	0,010767
2	0,014460	0,007867	0,010310	0,015423
3	0,011419	0,020322	0,009541	0,006721
Delta	0,007427	0,015600	0,003520	0,008702
Rank	3	1	4	2

A-2 VE-UYMAPE İçin Program Çıktısı

Taguchi Design

Taguchi Orthogonal Array Design

L9(3**4)

Factors: 4
Runs: 9

Columns of L9(3**4) Array

1 2 3 4

Taguchi Analysis: VEPE1; VEPE2; VEPE3 versus Yüzey; Kuvvet; PMMA; Zaman

Response Table for Signal to Noise Ratios
Smaller is better

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	23.64	28.43	22.07	23.65
2	21.10	23.96	21.08	20.46
3	21.47	13.82	23.06	22.10
Delta	2.54	14.61	1.98	3.19
Rank	3	1	4	2

Response Table for Means

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	0.10964	0.03882	0.09643	0.08923
2	0.10876	0.06497	0.10743	0.11110
3	0.08944	0.20405	0.10398	0.10750
Delta	0.02020	0.16523	0.01099	0.02187
Rank	3	1	4	2

Response Table for Standard Deviations

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	0.005443	0.007189	0.005214	0.004572
2	0.005735	0.002051	0.005205	0.009827
3	0.008942	0.010880	0.009700	0.005720
Delta	0.003499	0.008828	0.004495	0.005255
Rank	4	1	3	2

A-3 ÇUYMAPE İçin Program Çıktısı

Taguchi Design

Taguchi Orthogonal Array Design

L9(3**4)

Factors: 4
Runs: 9

Columns of L9(3**4) Array

1 2 3 4

Taguchi Analysis: ÇPE1; ÇPE2; ÇPE3 versus Yüzey; Kuvvet; PMMA; Zaman

Response Table for Signal to Noise Ratios
Smaller is better

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	27.87	34.25	29.34	25.95
2	24.67	26.36	25.90	26.50
3	25.79	17.72	23.09	25.89
Delta	3.20	16.53	6.25	0.61
Rank	3	1	2	4

Response Table for Means

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	0.08822	0.02120	0.04893	0.05830
2	0.05776	0.04919	0.06320	0.06420
3	0.05961	0.13520	0.09345	0.08309
Delta	0.03046	0.11400	0.04452	0.02479
Rank	3	1	2	4

Response Table for Standard Deviations

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	0.003021	0.003063	0.006098	0.007029
2	0.006282	0.002495	0.006847	0.007423
3	0.008463	0.012207	0.004821	0.003313
Delta	0.005442	0.009712	0.002026	0.004111
Rank	2	1	4	3

A-4 VE-ÇUYMAPE İçin Program Çıktısı

Taguchi Design

Taguchi Orthogonal Array Design

L9(3**4)

Factors: 4
Runs: 9

Columns of L9(3**4) Array

1 2 3 4

Taguchi Analysis: VEÇPE1; VEÇPE2; VEÇPE3 versus Yüzey; Kuvvet; PMMA; Zaman

Response Table for Signal to Noise Ratios
Smaller is better

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	23,53	30,97	25,37	22,57
2	23,67	24,08	22,08	23,98
3	22,08	16,22	23,83	24,72
Delta	3,45	14,74	3,29	2,15
Rank	2	1	3	4

Response Table for Means

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	0,10745	0,02817	0,07194	0,06629
2	0,07932	0,06482	0,07705	0,09061
3	0,06538	0,15915	0,10315	0,09524
Delta	0,04207	0,13099	0,03121	0,02895
Rank	2	1	3	4

Response Table for Standard Deviations

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	0,005187	0,006716	0,005163	0,005498
2	0,003508	0,002534	0,005348	0,009240
3	0,009642	0,009087	0,007827	0,003599
Delta	0,006134	0,006553	0,002664	0,005641
Rank	2	1	4	3

SÜRTÜNME SİMÜLATÖRÜ DENEYLERİ İÇİN YAPILAN ANALİZLERİN PROGRAM ÇIKTILARI

B-1 UYMAPE İçin Program Çıktısı

Taguchi Design

Taguchi Orthogonal Array Design

L9(3**4)

Factors: 4

Runs: 9

Columns of L9(3**4) Array

1 2 3 4

Taguchi Analysis: PE1, PE2, PE3 versus Yüzey, Kuvvet, PMMA, Zaman

Response Table for Signal to Noise Ratios
Smaller is better

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	-20.75	-17.52	-17.84	-18.15
2	-16.22	-18.39	-19.04	-18.57
3	-19.15	-20.21	-19.24	-19.39
Delta	4.53	2.69	1.41	1.24
Rank	1	2	3	4

Response Table for Means

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	11.247	7.568	7.830	8.270
2	6.477	8.513	9.203	8.631
3	9.121	10.763	9.811	9.943
Delta	4.770	3.196	1.981	1.673
Rank	1	2	3	4

Response Table for Standard Deviations

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	0.10171	0.11469	0.11567	0.13624
2	0.13358	0.12158	0.14560	0.09942
3	0.13453	0.13355	0.10855	0.13417
Delta	0.03282	0.01886	0.03705	0.03682
Rank	3	4	1	2

B-2 VE-UYMAPE İçin Program Çıktısı

Taguchi Design

Taguchi Orthogonal Array Design

L9(3**4)

Factors: 4

Runs: 9

Columns of L9(3**4) Array

1 2 3 4

Taguchi Analysis: VEPE1, VEPE2, VEPE3 versus Yüzey, Kuvvet, PMMA, Zaman

Response Table for Signal to Noise Ratios
Smaller is better

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	-20.46	-16.87	-17.49	-16.83
2	-15.31	-17.23	-18.77	-18.26
3	-18.25	-19.92	-17.76	-18.93
Delta	5.15	3.05	1.28	2.10
Rank	1	2	4	3

Response Table for Means

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	10.888	6.997	7.494	7.280
2	5.926	7.732	8.920	8.356
3	8.239	10.323	8.638	9.417
Delta	4.962	3.327	1.426	2.137
Rank	1	2	4	3

Response Table for Standard Deviations

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	0.07549	0.12140	0.12669	0.10789
2	0.10578	0.09546	0.09170	0.11490
3	0.13517	0.09958	0.09805	0.09365
Delta	0.05968	0.02594	0.03500	0.02124
Rank	1	3	2	4

B-3 ÇUYMAPE İçin Program Çıktısı

Taguchi Design

Taguchi Orthogonal Array Design

L9(3**4)

Factors: 4
Runs: 9

Columns of L9(3**4) Array

1 2 3 4

Taguchi Analysis: ÇPE1, ÇPE2, ÇPE3 versus Yüzey, Kuvvet, PMMA, Zaman

Response Table for Signal to Noise Ratios
Smaller is better

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	-21.44	-18.00	-18.66	-17.81
2	-16.92	-18.18	-20.03	-20.09
3	-19.83	-22.01	-19.49	-20.29
Delta	4.53	4.01	1.36	2.48
Rank	1	2	4	3

Response Table for Means

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	12.512	7.986	8.604	8.232
2	7.228	8.589	10.311	10.179
3	9.898	13.063	10.722	11.227
Delta	5.284	5.078	2.118	2.994
Rank	1	2	4	3

Response Table for Standard Deviations

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	0.08082	0.08159	0.10249	0.09419
2	0.06407	0.08414	0.08305	0.07423
3	0.11708	0.09623	0.07643	0.09353
Delta	0.05301	0.01464	0.02606	0.01996
Rank	1	4	2	3

B-4 VE-ÇUYMAPE İçin Program Çıktısı

Taguchi Design

Taguchi Orthogonal Array Design

L9(3**4)

Factors: 4

Runs: 9

Columns of L9(3**4) Array

1 2 3 4

Taguchi Analysis: VEÇPE1, VEÇPE2, VEÇPE3 versus Yüzey, Kuvvet, PMMA, Zaman

Response Table for Signal to Noise Ratios
Smaller is better

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	-19.84	-16.75	-17.43	-16.76
2	-16.07	-17.68	-18.67	-18.33
3	-18.51	-19.99	-18.33	-19.34
Delta	3.78	3.24	1.24	2.58
Rank	1	2	4	3

Response Table for Means

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	10.311	6.892	7.476	7.091
2	6.422	7.939	8.723	8.340
3	8.463	10.366	8.998	9.766
Delta	3.889	3.473	1.522	2.674
Rank	1	2	4	3

Response Table for Standard Deviations

Level	Yüzey	Kuvvet	PMMA	Zaman
1	0.10980	0.11691	0.12159	0.09514
2	0.12097	0.09587	0.11667	0.09683
3	0.09548	0.11348	0.08799	0.13429
Delta	0.02550	0.02104	0.03361	0.03915
Rank	3	4	2	1

MALZEMELERİN ÖZELLİKLERİ

C1- Tedarikçi Firma Tarafından Malzemelere Uygulanan İşlemler

Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen

Ürün Kodu: Chirulen 1020

- Basınçlı kalıplama,
- Azot atmosferinde tavlama.

Vitamin E ile karıştırılmış ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen

Ürün Kodu: Chirulen 1020E

- Basınçlı kalıplama,
- Azot atmosferinde tavlama,
- 0,1 % oranında vitamin E ile karıştırma.

Çapraz bağlı ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen

Ürün Kodu: Chirulen 1020 X-PE

- Basınçlı kalıplama,
- Azot atmosferinde tavlama,
- 75kGy $\pm$ 10% Gama ışınıyla çapraz bağlama,
- Azot atmosferinde yeniden ergitme.

Çapraz bağlı vitamin E karıştırılmış ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen

Ürün Kodu: Chirulen 1020-E X-PE

- Basınçlı kalıplama,
- Azot atmosferinde tavlama,
- 0,1 % oranında vitamin E ile karıştırma,
- 75kGy 10% Gama ışınıyla çapraz bağlama,
- Azot atmosferinde yeniden ergitme.

Çizelge Ek-C.1 Tedarikçi Firmadan Temin Edilen Malzeme Özellikleri

Özellik	Birim	UHMWPE	VE- UHMWPE	ÇUYMAPE	VE- ÇUYMAPE
Moleküler ağırlık	g/mol*10 ⁶	5.166-5.415	5.166-5.415	5.166-5.415	5.166-5.415
Yoğunluk	kg/m ³	936	937	931	932
Çekme dayanımı	MPa	51,1	54,3	48,04	52,3
Sertlik	Shore D HV	65	66	65	64
Termal iletkenlik	W/(m*K)	0.420	0.412	0.458	0.428
Çapraz bağ yoğunluğu	g/mol	-	-	0.185	
Kristalinite	%	<57	<56	52.30	53.90
Ergime noktası	°C	137.3	137.3	137.23	134,7
Çentik darbe dayanımı (Charpy)	KJ/m2	150	161	79.7	97.3

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Binnur SAĞBAŞ
Doğum Tarihi ve Yeri : 01.04.1940/ Çanakkale
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : bzeybek@yildiz.edu.tr
bsagbas@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Y. Lisans	Makine Mühendisliği	Y.T.Ü	2007
Y.Lisans	İşletme Yönetimi	Y.T.Ü.	2007
Lisans	Makine Mühendisliği	Y.T.Ü.	2004
Lise	Fen/Matematik	İbrahim Bodur Lisesi	1998

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	Firma/Kurum	Görevi
2005	Y.T.Ü	Araştırma Görevlisi

YAYINLARI

Makale

1. **B.Sağbaş, M.N Durakbaşı,** “Effect of Surface Patterning on Frictional Heating of Vitamin E Blended UHMWPE”, *Wear*, Vol. 303, 313–320, 2013. (SCI)
2. **Sagbas, B., Durakbasa, M.N.,** “Evaluating Frictional Temperature Rise in Sliding Surface of Artificial Hip Joint Materials with Different Loading Conditions ”, *Acta Physica Polonica A*, Vol. 123(2), pp. 453-455, (2013). (SCI-E)
3. **Sagbas, B., Durakbasa, M.N.,** “Measurement of Wear in Orthopedic Prosthesis”, *Acta Physica Polonica A*, Vol. 121(1), pp. 131-134, (2012). (SCI-E)
4. **Sağbaş B., Durakbaşı M.N.,** “Tıbbi Ölçüm ve Analizlerde Kullanılan Biyosensörler”, *Mühendis ve Makine Dergisi*, 600, s.16-23, 2010.
5. **Sağbaş B., Akdoğan (Nomak) A., Durakbaşı M.N.,** “Biyomekanik Alanda Kullanılan İleri Ölçme Tekniği Metotları ve Optik Ölçme Sistemleri”, *Mühendis ve Makine Dergisi*, 597, s.30-34, 2009.

Bildiri

1. **Sagbas, B., Durakbasa, M.N.,** “Surface Texturing of Vitamin E Blended UHMWPE for Reduction of Wear”, 3. International Advances in Applied Physics and Materials Science Congress, Antalya, 24-28 Nisan 2013.
2. **Sagbas, B., Durakbasa, M.N.,** “Investigating Effects of Testing Parameters on Frictional Heating of UHMWPE by Taguchi Method”, 3. International Advances in Applied Physics and Materials Science Congress, Antalya, 24-28 Nisan 2013.
3. **Gunay, A., Sagbas, B., Durakbasa, M.N.,** “Importance of Measurement Parameters for the Dental Implant Surface Characterization”, 3. International Advances in Applied Physics and Materials Science Congress, Antalya, 24-28 Nisan 2013.
4. **Koyun, A., Yurci, M.E., Sagbas, B., Durakbasa, M.N.,** “Evaluation of Temperature Rise within Articulating Surfaces of Artificial Hip Joint Materials ”, 2nd International Conference on Quality and Innovation in Engineering and Management, 22–24 November 2012, Cluj-Napoca, Romania.
5. **Sagbas, B., Durakbasa, M.N.,** “Determining Frictional Behavior of Vitamin E Blended UHMWPE”, XX IMEKO World Congress, Metrology for Green Growth, 9-14 September 2012, Busan, South Korea.
6. **Sagbas, B., Durakbasa, M.N.,** “Coordinate Metrology and Coordinate Measuring Machines for Biomedical Applications”, The International Journal of Arts & Sciences (IJAS) Conferences, 21-24 June 2011, Prague, Czech Republic.
7. **Sagbas, B., Turan, A.,** “Mathematical Modelling of Friction, Wear and Lubrication in Artificial Hip Joints”, The International Journal of Arts & Sciences (IJAS) Conferences, 11-15 March 2011, USA.

- 8.Durakbasa, M.N., Osanna, P.H., Sagbas, B., Hornikova, A.,** "High Precision Production Metrology for Quality Improvement in Biomedical Applications", 8th International Conference on Measurement, Smolenice, Slovakia; 27-30 April 2011; in: "Measurement 2011", VEDA, Bratislava, Slovakia , ISBN: 978-80-969-672-4-7; 135 - 140.
- 9.Hornikova, A., Bas, G., Sagbas, B., Durakbasa, M.N.,** "Contributing With Design of Experiment Theory to Quality", 1st International Conference on Quality and Innovation in Engineering and Management, March 17th-19th; 95-100, Cluj-Napoca, Romania.
- 10.Sağbaşı, B., Yumurtacı, S.,** "Kalıpların Onarımında Kullanılan Gazaltı Kaynak Yöntemlerinin Karşılaştırılması", 1. International Conference on Welding Technologies, 11-13 Haziran 2009, Ankara, Türkiye.
- 11.Sağbaşı, B., Yumurtacı, S.,** "Determining Optimal Maintenance Welding Conditions for En/40CrMnNiMo8-6-4 Plastic Injection Mould Material", Proceedings of the International Journal of Art and Sciences Conference (IJAS), 1-4 December 2008, Gottenheim, Germany.

Proje

- 1.2011-06-01-DOP03** numaralı BABK Projesinde araştırmacı, Proje Konusu: Kalça Protezlerinde Sürtünmeye Bağlı Olarak Değişim Gösteren Fiziksel Büyüklüklerin Ve Geometrik Özelliklerin Ölçüm, Analiz Ve Metrolojik Değerlendirilmesi, Proje Yürütücüsü: Prof. M.Emin YURCİ.