

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**İMLANT DESTEKLİ TAM PROTEZLERDE
KULLANILAN TOP BAŞLI ABUTMENTLERİN
AŞINMALARININ VE TUTUCULARININ RETANSİYON
KAYIPLARININ İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

ALİ YABUL

PROF. DR. NECAT TUNCER

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2016

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Ali YABUL tarafından. Prof.Dr. Mustafa Necat TUNCER'in danışmanlığında hazırlanan İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Top Başlı Abutmentlerin Aşınmalarının ve Tutucularının Retansiyon Kayıplarının İn Vitro Olarak İncelenmesi başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 23.06.2016 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

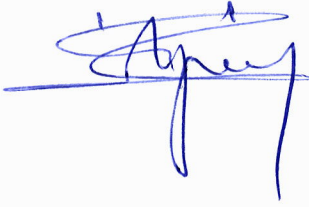
Jüri Başkanı

Prof.Dr. Mustafa Necat TUNCER
İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi



Jüri

Prof. Dr. Tayfun Bilgin
İstanbul Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



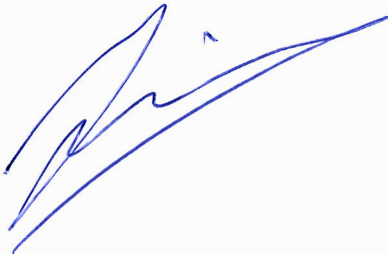
Jüri

Prof. Dr. Fatma Ünalın
İstanbul Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

Doç. Dr. Hakan Bilhan
Okan Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

Doç. Dr. Altuğ Çilingir
Trakya Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

ALİ YABUL



TEZ ONAYI

(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

ALİ YABUL

İTHAF

‘Oğlum Varol Can’a ve eğime ithaf ediyorum’

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi birikimini ve tecrübelerini bana aktaran, desteğini, anlayışını ve hoşgörüsünü her zaman hissettiğim **Prof. Dr. Necat Tuncer**'e,

Doktora eğitimime bilgi ve tecrübeleriyle katkıda bulunan bilim dalımızın değerli öğretim üyeleri **Prof. Dr. Tayfun Bilgin, Prof. Dr. Gülsen Bayraktar, Prof. Dr. Fatma Ünalın, Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol, Prof. Dr. Olcay Şakar ve Prof. Dr. Tonguç Sülün**'e,

Düşüncelerini, tecrübelerini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen **Doç. Dr. Hakan Bilhan, Doç. Dr. Hanefi Kurt, Doç. Dr. Altuğ Çilingir, Doç. Dr. Canan Bural ve Doç. Dr. Onur Geçkili, Dr. Burç Gencel**'e,

Sevgili asistan arkadaşlarım **Dr. Çağatay Dayan, Dt. Ercan Yılmaz, Dt. Selen Tokgöz, Dt. Özge Erdoğan, Dt. Gökçen Ateş, Dt. Melahat Çelik**'e,

Destekleri için kürsü sekreterimiz **Nermin Akyüz**'e, destek ve yardımları için **Cihan Bozpınar ve Mustafa Bacacı**'ya

Çalışmamıza verdikleri destek ve yardımlardan ötürü **Batı Dental, UMG Uysal Medikal, DTI İmplant Sistemleri** firmalarına,

Beni bu günlere getirmek için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan babam **Eryaman Yabul** ve annem **Emine Yabul**'a, destek ve sevgileri için **Prof. Dr. Varol Çelik ve Dt. Dilek Çelik**'e,

Bu tezi yazmamın en büyük sebebi olan eşim **Dr. Fatma Çelik Yabul**'a

Teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim..,

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 51429

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI.....	ii
BEYAN.....	iii
İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	xiv
ÖZET.....	xv
ABSTRACT.....	xvi
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Yaşlanma ve Total Dişsizlik	2
2.1.1. Total Dişsizliğin Etyolojisi	3
2.1.2. Total Dişsizliğin Sonuçları.....	3
2.1.3. Total Dişsiz Hastalarda Tedavi Seçenekleri	3
2.1.4. Total Dişsizlikte İmplant Seçeneği	5
2.2. DENTAL İMPLANTLAR.....	6
2.2.1. Dental İmplantların Tarihçesi	6
2.2.2. Dental İmplantların Tipleri	8
2.2.2.1. Kemik İle Olan İlişkilerine Göre Sınıflama;	8
2.2.2.2. Dental İmplantın Geometrik Şekline Göre Sınıflama	9
2.2.2.3. Yüzey Özelliklerine Göre Sınıflama	10
2.2.3. Dental İmplant Materyalleri.....	12
2.2.3.1. Metal ve Metal Alaşımları	13
2.2.3.2. Seramikler	14
2.2.3.3. Polimerler.....	14
2.3. OSSEOİNTEGRASYON	14
2.3.1. Osseointegrasyonun Biyolojik Seyri.....	16
2.3.1.1. Osteofilik Faz	16

2.3.1.2. Osteokondüktif Faz	16
2.3.1.3. Osteoadaptif Faz.....	16
2.3.2. Osseointegrasyonda Başarı	17
2.3.3. Osseointegrasyon Sürecinde Meydana Gelen Erken Kayıpların Sebepleri	19
2.3.4. Osseointegrasyon Sürecinden Sonraki Kayıpların Sebepleri.....	19
2.3.4.1. Aşırı Oklüzal Kuvvetler	19
2.3.4.2. Peri-İmplantitis ve Kötü Ağız Hijyeni	19
2.3.4.3. Protez Planlamasının Uygun Olmaması.....	19
2.3.4.4. Bilinmeyen sebepler (95, 148, 165)	20
2.4. İMPLANT DESTEKLİ HAREKETLİ PROTEZLER.....	20
2.4.1. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Avantajları	23
2.4.2. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Dezavantajları;	24
2.4.3. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Endikasyonları	24
2.4.4. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Tedavi Planlaması	25
2.4.5. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Tipleri.....	28
2.4.5.1. Top Başlı veya O-ring Tutucular	29
2.4.5.2. Mıknatıs tutucular	32
2.4.5.3. Teleskobik Tutucular	33
2.4.5.4. Locator Tutucular.....	33
2.4.5.5. Bar Tutucular	34
2.4.6. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Retansiyon.....	36
3. GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1. Örneklerin Hazırlanması	40
3.1.1. Blokların hazırlanması	40
3.1.2. Analogların Bloklara Yerleştirilmesi	42
3.1.3. Top başlı tutucuların bağlanması	43
3.2. Örneklerin Tutuculuk Ölçümleri ve Siklus Deneylerinin Yapılması	48
3.3. Örneklerin 3 Boyutlu(3D) Görüntülerinin Alınması	50
4. BULGULAR.....	54
4.1. Çalışmamızdan Elde Edilen Bulgular	54
4.2. Üç Boyutlu Tarama Bulguları.....	72
4.2.1. Siklus Deneyleri Öncesindeki Tarama Bulguları.....	72
4.2.2. Siklus Deneyleri Sonrası Tarama Bulguları.....	74

4.2.2.1. Biohorizons Tarama Bulguları	74
4.2.2.2. DTI Tarama Bulguları	85
4.2.2.3. ITI-G Tarama Bulguları	97
5. TARTIŞMA	121
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması	122
5.2. Top Başlı Tutucuların Tutuculuk Değişimlerinin Tartışılması.....	125
5.3. Aşınmanın ve Üç Boyutlu Tarama Bulgularının Tartışılması	131
6. SONUÇLAR	133
7. KAYNAKLAR	134
8. ÖZGEÇMİŞ	154

TABLolar LİSTESİ

Tablo 4-1: Tutucuların herbir siklustaki retansiyon kuvvetlerinin değerlendirilmesi	54
Tablo 4-2: Tutucularda ayrı retansiyon değerlerindeki değişimin değerlendirilmesi (10. Siklusa göre)	58
Tablo 4-3: Tutucularda ayrı retansiyon değerlerindeki değişimin değerlendirilmesi (Bir önceki siklusa göre)	61
Tablo 4-4: Tutucuların başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerindeki yüzdellik değişimlerinin değerlendirilmesi	63
Tablo 4-5: Tutucuların bir önceki siklusa göre retansiyon değerlerindeki yüzdellik değişimin değerlendirilmesi.....	67
Tablo 4-6: Tutucuların referans değere göre hacimsel yüzdellik değişimin değerlendirilmesi	71
Tablo 4-7: Biohorizons ball abutmentindeki referans değere göre hacimsel değişim miktarı.....	117
Tablo 4-8: DTI ball abutmentindeki referans değere göre hacimsel değişim miktarı (mm ³).....	118
Tablo 4-9: ITI ball abutmentinde gold tutucu siklusu sonrası hacimsel değişim miktarı (mm ³).....	119
Tablo 4-10: ITI ball abutmentinde, titanium tutucu siklusu sonrası hacimsel değişim miktarı (mm ³).....	120

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3-1: Analogların yerleştirileceği dikdörtgenler prizması şeklindeki blok.....	40
Şekil 3-2: CNC Freze Tezgahı.....	41
Şekil 3-3: Kestamid ve akrilik blokların CNC freze tezgahından çıktıktan sonraki görüntüsü	41
Şekil 3-4: Rehber oluklara analogların paralel şekilde yerleştirilmesi	42
Şekil 3-5: Analogların kestamid bloğa eşit şekilde yerleştirilmesi.....	42
Şekil 3-6: Biohorizons top başlı tutucu.....	43
Şekil 3-7: ITI gold ve ITI titanyum top başlı tutucular.....	43
Şekil 3-8: DTI top başlı tutucu	44
Şekil 3-9: Biohorizons metal yuva, tutucu parçalar, spacer	44
Şekil 3-10: DTI metal yuva, tutucu parça, spacer.....	44
Şekil 3-11: Biohorizons top başlı abutment – ITI top başlı abutment.....	45
Şekil 3-12: Toplam 4 grupta 40 çift abutment.....	45
Şekil 3-13: Analoglara vidalanmış top başlı abutmentler.....	45
Şekil 3-14: Kestamid bloğa vidalanmış abutment ve akrilik blokta hazırlanan boşluk..	46
Şekil 3-15: Polimerizasyondan önce sabitlenen blok	46
Şekil 3-16: Blokların polimerizasyon sırasındaki görüntüsü.....	47
Şekil 3-17: Akrilik reçineden hazırlanan, 40 adet protetik komponenti simüle eden bloklar	47
Şekil 3-18: MTS 322 Test Frame Cihazı	48
Şekil 3-19: Örneklerin yer düzlemine paralel bağlanması.....	49
Şekil 3-20: Tutuculuk ölçümleri	49
Şekil 3-21: Tutuculuk ölçümleri ve siklus deneyleri	50
Şekil 3-22: Tutuculuk ölçümlerinin bilgisayar görüntüsü	50
Şekil 3-23: GOM Atos 3 boyutlu tarayıcı.....	51
Şekil 3-24: GOM İnspect V8 yazılımında tarama görüntüsü	51
Şekil 3-25: ITI Referans Abutment Tarama Görüntüsü	52
Şekil 3-26: GOM Atos 3 boyutlu tarayıcı.....	52
Şekil 4-1: ITI-T tutuculuk değerleri.....	59
Şekil 4-2: ITI-G tutuculuk değerleri	60
Şekil 4-3: BİOH tutuculuk değerleri.....	60

Şekil 4-4: DTI tutuculuk değerleri.....	61
Şekil 4-5: Deney Gruplarının Yüzdellik Hacimsel Değişimleri	71
Şekil 4-6: Biohorizons Top Başlı Tutucu	72
Şekil 4-7: DTI Top Başlı Tutucu	73
Şekil 4-8: ITI Top Başlı Tutucu.....	73
Şekil 4-9: BİOH 1A Aşınma Görüntüsü.....	74
Şekil 4-10: BİOH 1B Aşınma Görüntüsü.....	74
Şekil 4-11: BİOH 2A Aşınma Görüntüsü.....	75
Şekil 4-12: BİOH 2B Aşınma Görüntüsü.....	75
Şekil 4-13: BİOH 3A Aşınma Görüntüsü.....	76
Şekil 4-14: BİOH 3B Aşınma Görüntüsü.....	76
Şekil 4-15: BİOH 4A Aşınma Görüntüsü.....	77
Şekil 4-16: BİOH 4B Aşınma Görüntüsü.....	77
Şekil 4-17: BİOH 5A Aşınma Görüntüsü.....	78
Şekil 4-18: BİOH 5B Aşınma Görüntüsü.....	78
Şekil 4-19: BİOH 6A Aşınma Görüntüsü.....	79
Şekil 4-20: BİOH 6B Aşınma Görüntüsü.....	79
Şekil 4-21: BİOH 7A Aşınma Görüntüsü.....	80
Şekil 4-22: BİOH 7B Aşınma Görüntüsü.....	80
Şekil 4-23: BİOH 8A Aşınma Görüntüsü.....	81
Şekil 4-24: BİOH 8B Aşınma Görüntüsü.....	81
Şekil 4-25: BİOH 9A Aşınma Görüntüsü.....	82
Şekil 4-26: BİOH 9B Aşınma Görüntüsü.....	82
Şekil 4-27: Siklus Deneyi öncesi BİOH abutment çapı (2.80 mm).....	83
Şekil 4-28: Siklus Deneyi Sonrası BİOH 2A abutment çapı (2.47 mm).....	83
Şekil 4-29: Siklus Deneyi Sonrası BİOH 2B abutment çapı (2.45 mm).....	84
Şekil 4-30: Siklus Deneyi Sonrası BİOH 5A abutment çapı (2.51 mm).....	84
Şekil 4-31: Siklus Deneyi Sonrası BİOH 5B abutment çapı (2.48 mm).....	85
Şekil 4-32: DTI 1A Aşınma Görüntüsü.....	85
Şekil 4-33: DTI 1B Aşınma Görüntüsü.....	86
Şekil 4-34: DTI 2A Aşınma Görüntüsü.....	86
Şekil 4-35: DTI 2B Aşınma Görüntüsü.....	87
Şekil 4-36: DTI 3A Aşınma Görüntüsü.....	87

Şekil 4-37: DTI 3B Aşınma Görüntüsü	88
Şekil 4-38: DTI 4A Aşınma Görüntüsü	88
Şekil 4-39: DTI 4B Aşınma Görüntüsü	89
Şekil 4-40: DTI 5A Aşınma Görüntüsü	89
Şekil 4-41: DTI 5B Aşınma Görüntüsü	90
Şekil 4-42: DTI 6A Aşınma Görüntüsü	90
Şekil 4-43: DTI 6B Aşınma Görüntüsü	91
Şekil 4-44: DTI 7A Aşınma Görüntüsü	91
Şekil 4-45: DTI 7B Aşınma Görüntüsü	92
Şekil 4-46: DTI 8A Aşınma Görüntüsü	92
Şekil 4-47: DTI 8B Aşınma Görüntüsü	93
Şekil 4-48: DTI 9A Aşınma Görüntüsü	93
Şekil 4-49: DTI 9B Aşınma Görüntüsü	94
Şekil 4-50: DTI Ball ataşman siklus deneyleri öncesi çapı (2,75mm)	94
Şekil 4-51: DTI 7B örneği siklus deneyleri sonrası çapı (2,60 mm)	95
Şekil 4-52: DTI 3A örneği siklus deneyleri sonrası çapı (2,48 mm)	95
Şekil 4-53: DTI 5A örneği siklus deneyleri sonrası çapı (2,41 mm)	96
Şekil 4-54: DTI 5A, 5B örneği siklus deneyleri sonrası çapı (2,44-2,41 mm)	96
Şekil 4-55: ITI GOLD 1A Aşınma Görüntüsü	97
Şekil 4-56: ITI GOLD 1B Aşınma Görüntüsü	97
Şekil 4-57: ITI GOLD 2A Aşınma Görüntüsü	98
Şekil 4-58: ITI GOLD 2B Aşınma Görüntüsü	98
Şekil 4-59: ITI GOLD 3A Aşınma Görüntüsü	99
Şekil 4-60: ITI GOLD 3B Aşınma Görüntüsü	99
Şekil 4-61: ITI GOLD 4A Aşınma Görüntüsü	100
Şekil 4-62: ITI GOLD 4B Aşınma Görüntüsü	100
Şekil 4-63: ITI GOLD 5A Aşınma Görüntüsü	101
Şekil 4-64: ITI GOLD 5B Aşınma Görüntüsü	101
Şekil 4-65: ITI GOLD 6A Aşınma Görüntüsü	102
Şekil 4-66: ITI GOLD 6B Aşınma Görüntüsü	102
Şekil 4-67: ITI GOLD 7A Aşınma Görüntüsü	103
Şekil 4-68: ITI GOLD 7B Aşınma Görüntüsü	103
Şekil 4-69: ITI GOLD 8A Aşınma Görüntüsü	104

Şekil 4-70: ITI GOLD 8B Aşınma Görüntüsü.....	104
Şekil 4-71: ITI GOLD 9A Aşınma Görüntüsü	105
Şekil 4-72: ITI GOLD 9B Aşınma Görüntüsü.....	105
Şekil 4-73: ITI GOLD 1. GRUP Siklus sonrası çap ölçümleri.....	106
Şekil 4-74: ITI GOLD 6. GRUP Siklus sonrası çap ölçümleri.....	106
Şekil 4-75: ITI Titanyum 1A Aşınma Görüntüsü	107
Şekil 4-76: ITI Titanyum 1B Aşınma Görüntüsü	107
Şekil 4-77: ITI Titanyum 2A Aşınma Görüntüsü	108
Şekil 4-78: ITI Titanyum 2B Aşınma Görüntüsü	108
Şekil 4-79: ITI Titanyum 3A Aşınma Görüntüsü	109
Şekil 4-80: ITI Titanyum 3B Aşınma Görüntüsü	109
Şekil 4-81: ITI Titanyum 4A Aşınma Görüntüsü	110
Şekil 4-82: ITI Titanyum 4B Aşınma Görüntüsü	110
Şekil 4-83: ITI Titanyum 5A Aşınma Görüntüsü	111
Şekil 4-84: ITI Titanyum 5B Aşınma Görüntüsü	111
Şekil 4-85: ITI Titanyum 6A Aşınma Görüntüsü	112
Şekil 4-86: ITI Titanyum 6B Aşınma Görüntüsü	112
Şekil 4-87: ITI Titanyum 7A Aşınma Görüntüsü	113
Şekil 4-88: ITI Titanyum 7B Aşınma Görüntüsü	113
Şekil 4-89: ITI Titanyum 8A Aşınma Görüntüsü	114
Şekil 4-90: ITI Titanyum 8B Aşınma Görüntüsü	114
Şekil 4-91: ITI Titanyum 9A Aşınma Görüntüsü	115
Şekil 4-92: ITI Titanyum 9B Aşınma Görüntüsü	115
Şekil 4-93: ITI Titanyum 10A-10B Aşınma Görüntüsü	116
Şekil 4-94: ITI Titanyum 5.grup çapsal değişim	116

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

BİOH	Biohorizons
DSÖ	Dünya Sağlık Örgütü
HA	Hidroksiapatit
ITI-G	ITI gold tutucu
ITI-T	ITI titanyum tutucu
in-vitro	Canlının dışında
mm	Milimetre
N	Newton
SLA	Sand Blasted-Large Grit-Acid Etched
TPS	Titanyum Plazma Spray
ZAAG	Zest Anchor Advanced Generation

ÖZET

Yabul A. İmplant destekli tam protezlerde kullanılan top başlı abutmentlerin aşınmalarının ve tutucularının retansiyon kayıplarının in vitro olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2016.

Alt çenede tam dişsiz hastalara uygulanan total protezler başarılı bir tedavi seçeneğidir. Dental implantların diş hekimliğinde yaygın kullanım alanı bulunmaktadır. Günümüzde alt tam dişsiz hastalarda, alt total protezlerin 2 implant ile desteklenmesi tutuculuğu ve stabilizasyonu arttırarak hasta memnuniyetini olumlu etkilemektedir. İmplant destekli tam protezlerde birçok tutucu tipi bulunmaktadır. Klinik olarak kolay uygulanması ve maliyeti sebebiyle top başlı tutucular en çok tercih edilen tutucu tipleridir. Bu çalışmanın amacı 4 farklı top başlı tutucunun 5000 siklus sonunda tutuculuk kuvvetlerindeki değişimi ve abutmentlerindeki aşınmaların incelenmesidir. Çalışmamızda 3 farklı dental implant firmasının toplamda 4 adet farklı top başlı tutucusu karşılaştırıldı. 1. Grup Biohorizons ball ataşmanın pembe lastikli tutucusu, 2. Grup DTİ firmasının ball ataşman tutucusu, 3. Grup ITI Straumann firmasının altın tutucusu, 4. Grup ITI Straumann firmasının titanyum tutucusu olacak şekilde oluşturuldu. Alt çeneyi temsilen her bir gruptan 2 adet implant analogu kestamid bloğun içine paralel olarak yerleştirilmiştir. Her bir gruptan 20 adet tutucu, abutmentler ile bağlanmış ve siklus deneyleri yapılmıştır. Siklus deneyleri ve tutuculuk ölçümleri İstanbul Teknik Üniversitesi Uçak ve Uzay Bilimleri Fakültesi'ndeki Kompozit ve Yapı Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Bu birimdeki MTS 322 Test Frame cihazı doktora çalışmamızda tutuculuk ölçümleri ve siklus deneyleri sırasında kullanılmıştır. Deney sonunda meydana gelen aşınmalar ise üç boyutlu tarama yapılarak incelenmiştir. Çalışmamızın sonucuna göre ITI Straumann firmasının altın tutucusu en az retansiyon kaybı ve en az aşınma göstererek en başarılı grup olmuştur. ITI Straumann firmasının titanyum tutucusu çok yüksek aşınmaya sebep olmuş ve ciddi bir retansiyon kaybı göstermiştir. DTİ ve Biohorizons plastik tutucular arasında anlamlı bir fark olmamakla birlikte her iki grupta klinik kullanımı için uygun değerler sunmuştur. Çalışmamızın sonucuna göre uzun dönem başarı için altın tutuculu top başlı sistemlerin tercih edilmesi önerilebilir.

Anahtar Kelimeler: Aşınma, Tutuculuk, İmplant, Protez, Top başlı Tutucular

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 51429

ABSTRACT

Yabul A. In vitro evaluation of retention loss and wear of ball attachments for mandibular implant overdentures. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. Phd Thesis. İstanbul. 2016.

Total prothesis are a succesful treatment option for edentuloism. Nevertheless dental implants are applied widespread in dentistry. Recently, rehabilitation of edentulous mandible with 2 dental implants positively effect patient satisfaction by increasing retention and stabilization. There are many types attachment systems for implant supported overdentures. Mostly ball attachments preferred ones due to their low cost and easy clinical implamention.

The aim of this study is to examine the wear and change of the retention forces of four different types of ball attachment systems. In our study, 4 different ball attacment systems were compared. Group 1 Biohorizons ball attachment with pink plastic reteiner, Group 2 DTI ball attachment with pink plastic reteiner, Group 3 is gold reteiner from the ITI Straumann company and Group 4 is titanium reteiner from ITI Straumann company. Two implant analogs from each group are placed parallelly in kestamid blocks. 20 reteiner from each grup are connected with abutments. Cycle tests and measurement of retention forces are made in İstanbul Technical University by MTS 322 Test Frame Equipment. Wear of abutments are examined by 3D scanner.

In conclusion, golden attachments of ITI Straumann has been the most succesful group with lowest retention loss and lowest amount of wear. On the other hand titanium attachment of ITI Straumann performed highest wear levels and retention loss. Each two groups of plastic attachments of DTI and Biohorizons showed clinically proper values which did not significantly differ.

We suggest golden ball attachment systems for long term success based on our study results.

Key Words: Wear, Retention, Implant, Prothesis, Ball Attachment

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 51429

1. GİRİŞ VE AMAÇ

İmplant destekli total protezler tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda uzun yıllardır başarıyla uygulanan bir tedavi yöntemidir. İmplant destekli tam protezler, konvansiyonel tam protezlere göre tutuculuk, stabilizasyon ve hasta memnuniyeti açısından çok daha başarılı sonuçlar vermektedir. Günümüzde tam dişsiz alt çenelerde 2 implant destekli total protezlerin ilk tedavi alternatifi olarak hastaya sunulması gerektiği bir çok literatürde bildirilmiştir. İmplant destekli total protezlerde kullanılmak üzere piyasada farklı dizaynlarda birçok tutucu tipi bulunmaktadır. Birçok tutucu arasında top başlı tutucular kolay uygulanabilirliği, uygun maliyeti, geniş endikasyon aralığı, kolay temizlenebilmesi ve teknisyen aşamasının basit oluşu gibi sebeplerden dolayı en sık kullanılan tutucu tipidir.

Top başlı tutucularda zamanla gözlemlenen tutuculuk kaybı ve gerek erkek gerekse dişi parçalardaki aşınma en sık görülen komplikasyondur. Klinikte top başlı sistemlerde tutuculuk kaybının sadece dişi parçalarda olmadığını, abutmentlerde de zaman içerisinde ciddi bir deformasyon oluştuğunu gözlemledik. Değişik materyellerden üretilmiş farklı top başlı sistemleri deneyerek en başarılı grubu belirlemeyi hedefledik.

Bu çalışmanın amacı;

- 4 farklı top başlı tutucunun in-vitro ortamda 5000 takıp çıkarma siklusu sonunda tutuculuk kuvvet değerlerindeki değişimi görerek hangi tutucu sistemin klinikte daha başarılı sonuç vereceğini araştırmak,

- Deney öncesinde ve sonrasında top başlı abutmentleri üç boyutlu hassas tarayıcı ile tarayarak, meydana gelen aşınmaları belirlemek,

- Çalışma sonuçlarına göre klinisyenlere tutucu seçiminde yardımcı olmak ve benzer çalışmalara yol göstermektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Yaşlanma ve Total Dişsizlik

Yaşlanma, organizmanın biyolojik verimliliğinin giderek azalması, çevresine uyumda güçlük çekmesi ve direnç mekanizmalarında gerileme olarak tanımlanabilir. Tıbbi ve toplumsal gelişmelerin yaşlılığın sınırını sürekli olarak yukarı çekmesine rağmen genel uygulama 65 yaşı yaşlılığın başlangıcı olarak kabul etmektedir. 20. yüzyılın başından itibaren bilim ve teknolojiye görülen ilerlemeler sayesinde yaşam süresi uzamış, dünya üzerindeki yaşlı insan nüfusu artmıştır. Yapılan bir araştırmada Japonya ve bazı Avrupa ülkelerinde yaşayan her 10 kişiden 2'sinin yaşının 65'in üzerinde olduğu belirtilmiştir (11). Ülkemizde de yaşlı nüfusun toplam nüfusa oranı her yıl artış göstermektedir. Son 20 yıl içinde yaşlı nüfusun toplam nüfus içindeki oranı yüzde 4'ten yüzde 6'ya yükselmiştir (54).

Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ), sağlıklı bir yaşlılık için; düzenli beslenme, düzenli fiziksel aktivite, yaralanma ve sakatlıkların önlenmesi, sigara içmeme ve kronik hastalıkların tedavisini temel faktörler olarak belirlemiştir. Bu temel faktörler içerisinde sağlıklı bir beslenmenin sağlanması bizim uzmanlık branşımıza girmektedir. Dişler, sindirimin başlangıcını oluşturan, etkili beslenmede önemli rol oynayan bir organdır. Yaşlanmayla birlikte oral bölgede bazı değişiklikler meydana gelmektedir. Bu değişiklikler arasında, alveol kemiği, kaslar ve ağız mukozasının atrofiye olması, tükürük akış hızının azalması, tat alma duyusunun azalması sayılabilir. Ancak ağız sağlığının bozulması yaşlanmanın doğal bir sonucu değildir. Bu durumu ortaya çıkaran etkenler; sistemik hastalıklar, ilaç kullanımı, uygun olmayan beslenme ve koruyucu ağız bakımının uygulanmamasına bağlı olarak gelişir (130).

Diş kaybı; konuşma, çiğneme, beslenmeyle ilgili problemler, sosyal ilişkilerde zayıflık ve emosyonel sorunlar nedeniyle kişinin yaşam kalitesini düşüren bir durumdur (80). Koruyucu diş hekimliği çalışmaları ve toplumun ağız diş sağlığı hakkında bilinçlenmesi sayesinde gelişmiş ülkelerde total dişsizliğin insidansında azalma olduğu bildirilmiştir. Ancak yaşlı nüfusun artmasıyla birlikte birçok ülkede yapılmış olan epidemiyolojik çalışmalar sonucunda total dişsiz hastaların sayısında artış olduğu görülmüştür. (30, 55, 124, 136). Ülkemizde yapılan bir araştırmaya göre 65-74 yaş aralığında total dişsizliğin oranının %48 olduğu bildirilmiştir (75).

2.1.1. Total Dişsizliğin Etiyolojisi

Total dişsizliğin oluşmasında en önemli etkenler;

- Kök yüzeyi çürükleri
- Periodontal hastalıklar
- Hastanın ağız bakım alışkanlıkları
- Ekonomik ve sosyo-kültürel durum
- Geçmişte görülen diş tedavileri, şeklinde sıralanabilir(195).

2.1.2. Total Dişsizliğin Sonuçları

Total dişsizliğin meydana gelmesi, beraberinde fonksiyon kaybı, fonasyonda bozukluk, estetik kayıp, sosyal ve psikolojik düzensizlikler gibi bazı olumsuz faktörleri de beraberinde getirir. Dişsizlikte hasta çiğneme fonksiyonunu tam olarak yerine getiremez ve dengeli bir beslenme gerçekleştiremez. Diş kaybıyla birlikte dudak ve yanaklarda meydana gelen çöküntüden dolayı yüz estetiğinde kayıplar meydana gelir. Bu durum sonucunda dişleri olmayan bir insan toplum içinde sosyal hayatını sürdürmekte büyük zorluklar çeker. Ayrıca seslerin oluşma mekanizmasında dişler önemli bir rol oynar. Dişsizliğin oluşması seslerin tam oluşmamasına, dolayısıyla anlaşılır bir şekilde konuşamamaya sebep olur(49). Total dişsiz hastaların kaybetmiş oldukları fonksiyon, fonasyon ve estetiğin yeniden sağlanması için dişsizliğin tedavi edilmesi gerekmektedir.

2.1.3. Total Dişsiz Hastalarda Tedavi Seçenekleri

Total dişsizliğin tedavi alternatiflerini; klasik total protezler ve implant destekli hareketli protezler ve implant destekli sabit protezler oluşturmaktadır.

Alt veya üst çenede çeşitli etkenler nedeniyle tüm dişlerin kaybedildiği durumlarda hastaya estetik ve fonksiyonunun geri kazandırılması, fonasyonunun düzeltilmesi, sosyal ve psikolojik durumunun iyileştirilmesi için uygulanan ve tüm dişleri içeren protezlere total protezler adı verilir.

İlk olarak 15.yy'a ait bir mezarda bulunan ve Romalılar döneminde yapılmış olduğu sanılan total protezler bir bütün halinde ortaya çıkarılmış ve Almanya'da Warburg Enstitüsü'nde sergilenmektedir. Geçmişte çok basit ve deneysel yöntemlerle

hazırlanan total protezler, 18. yüzyılın başlarında Fransa'da Pierre Fauchard'ın başlattığı bilimsel çalışmalar sonucunda daha modern bir hal almaya başlamış ve günümüze kadar bir çok deneysel aşamadan geçerek bilimsel yöntemlerle yapılmaya başlanmıştır(49).

18. yy' dan bu yana yapılan çalışmalar sonucunda dişsiz hastalarda daha iyi bir retansiyon ve stabilitenin sağlanması için; alt protez kaidesinin ağırlığının arttırılması, yaylar ve mıknatıs ataşmanları, süksiyonlar gibi bir çok yöntem denenmiştir. Ancak günümüz pratiğinde bu gibi seçenekler uygulanmamaktadır(49).

Protez stabilitesi, proteze ağırlık eklenmeksizin, protez kaide sınırlarının iyi şekillendirilmesi, protez kaide materyalinin dokuları hermetik olarak örtmesi ve böylece uygun protez sınırlarının oluşmasını takiben oklüzal ilişkinin doğru sağlanabilmesi ile oluşmaktadır. Ayrıca stabiliteyi arttırmak için diş dizimi nötral alan olarak adlandırılan, dil ve yanak kaslarının birbirini dengelediği bölgede yapılmalıdır(49).

Total protez kullanan hastalar iyi yapılmış protezlere sahip olsalar da besinleri çiğnemekte güçlük çekmektedirler. Diş kaybıyla birlikte kas etkinliğinde de azalma meydana gelir, ve bu hastalar zamanla daha yumuşak besinlerle beslenmeye başlarlar (86). Yapılan çalışmalar, total protez kullanan hastaların çiğneme etkinliğinin doğal dişli bireylerin yaklaşık olarak %10-20'si kadar olduğunu göstermiştir (6).

Total protez kullanan bazı hastalarda ise ileri yaşta olmalarından dolayı adaptasyon yeteneği azalmış ve kas kontrol mekanizmaları zayıflamıştır. Ayrıca klasik total protezler, beklentisi yüksek olan hastalarda, ne kadar ideal yapılırsa yapılınsın hastayı tam olarak tatmin edememektedir.

İdeal koşullarda ve doğru oklüzal kontaklar kullanıldığında bile total protezler hasta memnuniyetini sağlamada tatminkar olmayabilir. Özellikle ilk kez total protez kullanan hastalarda bu durum sıklıkla görülebilmektedir. Bu hastalarda en çok tercih edilen ve en ekonomik tedavi seçeneklerinden bir tanesi alt çenede iki implantla desteklenen implant destekli hareketli protezlerdir. İmplant destekli hareketli protezlerin, total protezlerle karşılaştırıldıklarında daha retantif ve stabil olduğu böylece hastaların besinleri daha kolay çiğneyebildikleri ve daha rahat konuşabildikleri, yaşam kaliteleri ve beslenme durumlarının belirgin düzeyde iyileştiği bildirilmiştir (17, 126).

2.1.4. Total Dişsizlikte İmplant Seçeneği

Dental implantların hastalara bir tedavi seçeneği olarak sunulması ve uygulanması, kısa ve uzun dönemde diş hekimlerine başarılı sonuçlar vermektedir. İmplantlar ilk olarak dişsiz bölgelerin tedavisinde total protezlere bir alternatif olarak uygulanmaya başlanmıştır. Modern tıbbın ilerlemesi ile implantlar, diş çekimini takiben aynı seansta çekim soketlerine uygulanabilmekte ya da yeni uygulanmış bir implanta protez yüklemesi yapılabilmektedir (94).

İlk defa 1970'li yıllarda Branemark ve ark. tarafından diş eksikliklerinde total ya da parsiyel dişsizliğin tedavisinde kullanılmış olan dental implantlar, günümüzde başarılı bir tedavi alternatifi olarak hastalara sunulmaktadır.

Oral rehabilitasyonda doğru bir tedavi seçeneği için göz önüne alınması gereken dört önemli konsept mevcuttur. Bunlar; tedavinin güvenilirliği, beklentileri karşılaması, faydalı ve etkili olmasıdır. Bir klinisyenin bakış açısından uygulanacak olan tedavinin rutin bir prosedür haline gelmesi için güvenilirliği ve etkisi uzun dönem takip çalışmaları ve kontrollerle ispatlanması gerekmektedir. Ayrıca tedavinin hem hekim, hem de hasta tarafından kabul edilebilir olması için beklentileri de karşılaması gerekmektedir. Hastaların protezle ilgili olan en önemli beklentileri fonksiyon, rahatlık, estetik, tat duyusunu etkilememesi ve fonasyonda herhangi bir soruna yol açmamasıdır (196).

Genellikle dişhekimleri için tam dişsiz hastalar, tedavi edilmesi güç bir grubu oluşturmaktadırlar. Diş eksikliklerinin ve doku kayıplarının giderilmesinde, alt ve üst çeneye ait yapıların düzenlenmesi, bir çok karmaşık prosedürü beraberinde getirmektedir (78).

Dişlerin kaybı; diş çürükleri, periodontal hastalıklar, travmalar ve neoplasmalar gibi bir çok nedenden kaynaklanabilmektedir. Geçmişte tam dişsiz hastaların tedavisinde hareketli total protezler uygulanması ilk tedavi seçeneği olarak görülmekteydi. Zamanla kullanılmakta olan total protezlerin her iki çenede de alveol kemiğinde rezorpsiyona sebep olduğu gözlemlenmiştir. Alveol kemiğinde meydana gelen bu kayıp, zaman içerisinde hastaların protezlerini kullanmasını zor bir hale getirmekteydi (65).

Kemik rezorpsiyonun oluşması ile birlikte, tam dişsiz hastaların konvansiyonel protezler ile normal aktivitelerini yapabilmeleri olanaksız hale gelmektedir. Tam dişsizliğin tedavisinde elde edilecek sonuç, hastaya, kaybolan kas aktivitesini tekrar sunmalı; konuşma, estetik gibi unsurları hastaya kazandırmalı ve hastanın kendini psikolojik olarak iyi hissetmesini sağlamalıdır (83).

Total protez kullanan hastalar genellikle, üst protezlerini başarıyla kullanabilirken; alt protezlerin retansiyon yetersizliğinden dolayı çiğneme fonksiyonlarını yapmakta güçlük çekmektedirler. Ayrıca bu durum hastaları psikolojik olarak olumsuz etkilemektedir. Bir çok hasta total protezlere alışma sürecinde zorluklar yaşamaktadır. Hastalar tarafından en çok belirlenen şikayet, protezin hareketliliğidir.

2002 yılında McGill Konsensus Konferansı'nda, dişsiz mandibulada ilk tedavi seçeneğinin artık klasik total protezler olmadığı belirtilmiştir. Alt çene anterio bölgeye uygulanan iki implant destekli hareketli protezlerin ilk tedavi seçeneği olması gerektiği protodontistler tarafından ortak görüş olarak belirtilmiştir. Uzun yıllar boyunca yapılan çalışmalar ve incelemeler sonucunda iki implant destekli hareketli protezlerin daha retantif, daha stabil, çiğneme daha etkin, fonasyonda daha başarılı oldukları kanıtlanmıştır. Bu tip protezlerin yaşam standartını belirgin derecede yükselttiği belirtilmiştir. Bir çok farklı popülasyonda yapılan incelemelerde iki implant üstü hareketli protez kullanan hastaların yaşam kalite indeksi klasik total protezlere göre daha başarılı bulunmuştur (62).

Sonuç olarak total dişsiz hastalarda karşılaşılan fonksiyonel, estetik ve fonetik problemlerinin yanı sıra, hastaların kendilerini sosyal ve psikolojik açıdan yetersiz hissetmeleri günümüzde implant destekli hareketli protezleri, klasik total protezlere göre daha üstün kılmıştır.

2.2. DENTAL İMPLANTLAR

2.2.1. Dental İmplantların Tarihçesi

Protez Terimleri Sözlüğü'ne göre dental implant, sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyal/materyallerdir (162).

Çeşitli alloplastik malzemeler, dental implantolojide Helenistik dönemden bu yana (M.Ö. 4.yüzyıl) kullanılmıştır. Yapılan arkeolojik kazılarda, antik Mısır ve Güney Amerika kültürlerinde de dental implantoloji denemelerinin yapıldığı bildirilmiştir (44).

16-18. yüzyıllarda diş transplantasyon teknikleri geliştirilmiş ancak 18. yüzyılın sonlarında bulaşıcı hastalıkları yaygınlaştırdığı için kullanımı azalmıştır.

1807 yılında Jourdan ve Magiollo çekim sonrasında hemen implante ettikleri altın implantı, 14 gün bekleme süresinin ardından yüklemişlerdir ve bu çalışma dental implantolojideki ilk kayıtlı çalışma olarak tarihe geçmiştir (168).

20. yüzyılın başlarında, Greenfield patentini aldığı kafes şeklinde, iridyum platinyum alaşımından oluşan bir implant üretmiştir. Bu üretimle birlikte yüzyıllardır süren reimplantasyon ağırlıklı çalışmalardan sonra alloplastik implantlar dönemi başlamıştır (168). 1930'lu yıllarda implant üretiminde kullanılan altın, gümüş, platin gibi kıymetli metaller, dokuda galvanik reaksiyonlar oluşturması sebebiyle başarısız sonuçlar doğurmuşlardır. 1937'de Venable ve arkadaşları bir krom-kobalt-molibden alaşımından geliştirdikleri Vitalyumun galvanik reaksiyona sebep olmadığını bildirmişlerdir (168). 1947 yılında Formiggini paslanmaz çelikten, içi boşluklu ve spiral şeklindeki implant dizayn etmiş, kendinden sonraki birçok implant dizaynının temelini oluşturmuştur (183). Kemik içi implantasyondan dental literatürde 1960'lı yıllar itibariyle söz edilmeye başlanmıştır. İlk olarak blade tipi implantlar dental implantasyonda yer bulmuştur. Bunlar Linkow tarafından 1967 yılında geliştirilmiş implantlardır.(79).

1977 yılında Branemark yaptığı araştırmalar ve klinik gözlemleri sonucunda titanyumun dişetinde ve kemikte herhangi bir reaksiyona sebep olmayarak kemik ile tam olarak entegre olduğunu bildirmiştir (5, 33, 195). Biyolojik bir durum olan bu entegrasyon canlı kemik yüzeyi ve dental implant yüzeyi arasında oluşmakta ve 'osseointegrasyon' olarak isimlendirilmektedir.

Günümüzde modern implantolojinin babası olarak Per-Ingvar Brånemark kabul edilir. Branemark ve arkadaşlarının başlattıkları çalışmalar implantolojinin gerçek temellerini oluşturmaktadır. Yapılan hayvan deneylerinde titanyum vidalar implant materyali olarak kullanılmışlardır (32).

Dental implantlar 1980'lerden günümüze dek diş hekimliğinde aktif olarak kullanılmaktadır. Son yıllarda dünyada ve ülkemizde giderek yaygınlaşan bir uygulama sahası bulunmaktadır . Dental implantlar sayesinde ağız içerisindeki eksik dişleri yerine koyarken doğal dişlere zarar vermemekteyiz . Günümüzde dental implantlar, hastaya ve hekime sağladıkları avantajlar sayesinde tedavi protokolünün vazgeçilmez bir unsuru olmuştur.

2.2.2. Dental İmplantların Tipleri

Dental implantlar,

- Kemik ile olan ilişkilerine göre
- Geometrik şekillerine göre
- Yüzey özelliklerine göre sınıflandırılabilirler.

2.2.2.1. Kemik İle Olan İlişkilerine Göre Sınıflama;

Dental implantlar kemik ile olan ilişkilerine göre;

- Subperiosteal implant (Kemik üzeri)
- Transosteal implant (Kemik boyunca)
- Endosteal implant (Kemik içi)

şeklinde sınıflandırılırlar (89,157).

Subperiosteal İmplantlar (Kemik Üzeri)

Alveol kemiği üzerine, periostun altına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır (89,157). Modern implantların uygulanmaya başlanmasıyla bu tip implantların uygulanmasından vazgeçilmiştir.

Kemik içi implantların yerleştirilmesinin zor olduğu aşırı kemik rezorpsiyonlu vakalarda kullanılabilirler. Subperiosteal implantların başarı oranları konusunda yapılan uzun dönem takip çalışmaları olmadığından başarılı kabul edilmemişler (157).

Transosteal İmplantlar (Kemik Boyunca)

Metal bir plaka ve transosteal pinler veya postlardan oluşmuş implantlardır. Metal plaka, tutucu pinler veya vidalarla mandibulanın iç kenarına tutunur ve boyutları büyüktür. İmplantların zor ve kapsamlı cerrahi tekniğe sahip olmalarından dolayı

kullanımları çok yaygın değildir. Başarısızlık durumunda çıkarılmaları zordur ve çevre dokularda fazla zarar olmaktadır (102).

Endosteal İmplantlar (Kemik İçi)

Endosteal implantlar, dişsiz alveol kemiği içine frez kullanılarak açılan yuvalara yerleştirilen implantlardır. Kemik içinde kalan, osseointegre olan ana parça ve ağız içi ile ilişkili olan, protetik komponentlerin bağlandığı abutment olarak adlandırılan tutucu parça olmak üzere, iki bölümden oluşurlar (89,157).

2.2.2.2. Dental İmplantın Geometrik Şekline Göre Sınıflama

- Blade
- Kök formunda
 - o Silindirik
 - o Vida tipi
 - o Kombinasyon
- Transmandibular

implantlar olarak sınıflandırılırlar.

Blade İmplantlar

1940'lı yılların başlarında Lincow tarafından ilk kez tanıtılan Blade implantları geniş kullanım alanı bulmuş ve yaygın olarak tüm dünyada yaklaşık otuz yıl kadar kullanılmıştır (79).

Bu implantların kullanım alanı; serbest sonlanan vakalar ve silindirik implantların uygulanmasının zor olduğu ince kretlerdir . Fakat bu implantlar, çeşitli yumuşak doku problemleri ve devamlı kemik erimesi nedenleriyle uzun dönemde düşük başarı oranı göstermiştir (5). Rutin olarak kullanımı hemen hemen terk edilmiş olan bu implantlar nadiren cerrahi müdahalenin mümkün olmadığı ve ileri derecede kemik atrofisi gösteren vakalarda kullanılmaktadır (79).

Kök Formundaki İmplantlar

Silindirik Kök Formu

Silindirik kök formundaki implantlar, üzerlerindeki kaplamanın etkisiyle kemiğe mikroskobik bağlantı oluşturan ve kemiğin içine itilen veya çakılan türde implantlardır (174). Bu tip implantlarda implantların yüzeyi, kemik ile moleküler düzeyde retansiyonun sağlanması amacıyla titanyum plazma sprej veya hidroksiapatit plazma sprej ile kaplıdır (174).

Vida Tipi Kök Formu

Günümüzde rutin olarak kullanılan implant tipleridir. Bu tip implantlar kemik içine standardize edilmiş özel enstrümanlarla yerleştirilirler. Vida tip implantlarda kemik, mekanik fiksasyon sağlayan vida yivlerine doğru büyüme gösterir ve bu implantlarda daha iyi primer stabilizasyon sağlanır (155).

Kombinasyon Kök Formu

Hem silindirik hem de vida tipinin özelliklerini barındıran formdur(174, 157).

Transmandibular İmplantlar

Bu formlara ek olarak transmandibular implantlar alternatif bir dizayn olarak tanıtılmışlardır. Transmandibular implantların yerleştirilmesi için ekstraoral olarak submental bölgeden uygulama yapmak gerekmektedir. Ağız içine yerleştirilen kemik içi yivler mandibulanın alt sınırına konan baz plağa vidalanarak sabitlenir. Cerrahi uygulamadan sonra postların intraoral parçaları laboratuvarında kişiye özel olarak hazırlanmış bir bar aracılığı ile birbirlerine bağlanır (72, 90). Bu teknik eksternal uygulama ve genel anestezi gereksiniminden dolayı yaygınlaşmamıştır.

2.2.2.3. Yüzey Özelliklerine Göre Sınıflama

- Cilalı yüzeyli
- Titanyum plazma sprej (TPS) kaplı
- Hidroksiapatit (HA) kaplı
- Asitle pürüzlendirilmiş (SLA)

olarak sınıflandırılır.

Cilalı Yüzeyle İmplantlar

Cilalı yüzeyle implantlar, diğere bütün implant tiplerinin hepsinden daha uzun süre kullanılmışlardır. Bu implantlar kemikte güçlü implant ankrajı sağlamazlar. Özellikle üst çene posterior bölge veya atrofiye dişsiz arklarda olduğu gibi kemik kalitesi düşük ve azalmış dikey kemik yüksekliği olan vakalarda tercih edilmezler. Bu implantların primer stabilitesi, kemikte mekanik kilit oluşturacak şekilde vidalanması ile sağlanır (79).

Titanyum Plazma Sprey (TPS) Kaplı İmplantlar

Pürüzlendirilmiş implantların girintili yüzeyle Ti-plazma spreyle kaplanmıştır. Titanyum Plazma Sprey (TPS) kaplama ilk olarak Hahn ve Palich tarafından duyurulmuştur. Dental implant üretiminde yirmi yıldan fazla zamandır kullanılmaktadır (79). TPS, implant yüzeyine doğru direkt kemik apozisyonunu teşvik edici büyük bir alan sağlar (26). Kemik trabekülleri ile Ti yüzey arasındaki pürüzlü yüzeyle güçlü bir fiziksel bağ oluşumunu sağlar. Bu da osteointegrasyona destek sağlar ve kemik-implant kontakını oluşturur. Yirmi yıllık uzun dönemli retrospektif ve prospektif çalışmalarda mükemmel sonuçlar vermiştir (16, 39). Fakat yüzey kaplamasının en büyük dezavantajı titanyum partiküllerinin kopup periimplantik dokuya yerleşmesidir. Bu yüzden kaplama olmayan alternatif yüzey teknolojileri geliştirilmektedir.

Hidroksiapatit (HA) Kaplı Yüzeyle

Hidroksiapatit (HA) kaplama da alternatif kaplama yöntemlerinden birisidir. İmplant yüzeylelerinin hidroksiapatit ile kaplanmasının amacı iyonik bağlar oluşturarak kemikteki primer kontaklı arttırmaktır. Farklı deneysel çalışmalar titanyum üzerine hidroksiapatit tabakası ilavesinin başarılı bir primer iyileşme sağladığını göstermiştir (46, 53).

Hidroksiapatit kaplamalara ait olumlu kısa dönem sonuçlar bulunmasına rağmen, kaplamada soyulmalar, erimeler ve çözülmeler olduğu bildirilmiştir. Bu komplikasyonlar hidroksiapatit kaplamalar ile ilgili aydınlatılması gereken konular olarak karşımıza çıkmaktadır (46, 53).

Asitle Pürüzlendirilmiş Yüzey (SLA)

Diğer bir alternatif uygulama da kumlama veya asitle pürüzlendirilmiş saf titanyum yüzeydir. Deneysel ve klinik çalışmalar HCl / H₂SO₄ ile asitlenmiş yüzeylerde son derece iyi sonuçlar vermiştir (100). SLA yüzey (kumlanmış ve asitle pürüzlendirilmiş yüzey) Straumann Enstitüsü tarafından, kemik-implant aralığının kalitesini en yüksek seviyeye çıkarmak ve düşük yoğunluktaki kemikte ilk stabiliteyi geliştirmek amacıyla ileri sürülmüştür. Klinik uygulama için kemikteki rutin yüklenme zamanını azaltmak gibi avantajları vardır. Bir histolojik çalışmada dört farklı yüzeyin kemik ile direkt kontak oranı analiz edilmiştir. Bu yüzeyler kumlanmış, HA kaplı, TPS kaplı ve SLA yüzeylerdir (40). SLA yüzey kemik-implant kontağında en yüksek bağlantı oranına sahiptir. Günümüzde birçok dental implant firması bu yüzey tipini uygulamaya başlamıştır.

2.2.3. Dental İmplant Materyalleri

İmplantların üretiminde birçok biyomateryal kullanılmaktadır.

Biyomateryal, belirli bir süre vücudun herhangi bir doku, organ ve fonksiyonunun yerini tutan ve biyolojik sistemin bir parçası olarak kullanılabilen madde olarak tanımlanabilir (181).

İmplant yapımında kullanılan materyaller

1. Metaller
2. Seramikler
3. Polimerler

Şeklinde 3 ana başlık altında toplanabilir (160).

İdeal bir dental implant materyalinde şu özellikler olmalıdır:

- Biyolojik olarak uyumlu olmalı
- Mekanik olarak dayanıklı , korozyona uğramamalı
- Klinik olarak fonksiyonel ve estetik olmalı
- Radyo-opak olmalı
- Steril edilebilmeli

- Manipülasyonu kolay olmalı, Cerrahi ve protetik açıdan komplike olmamalı gerektiğinde kolayca çıkartılabilmeli
- Üretimleri ekonomik olmalı
- Hijyenik olmalı
- Aşınmaya dirençli olmalı (160).

2.2.3.1. Metal ve Metal Alaşımları

Dental implantların üretiminde kullanılacak metaller seçilirken o metalin; mekanik özellikleri, üretim aşamaları, biyoyumluluğu ve sterilize edilebilme özellikleri göz önünde bulundurularak tercih yapılır.

Günümüzde kullanılan modern dental implantlardan önce kobalt-krom ve molibden, demir-krom ve nikel gibi metal alaşımlarının kombinasyonları denenmiştir. Bu tip metal alaşımlarının kullanılması doku reaksiyonlarına ve klinik başarısızlıklara neden olmuştur. Günümüzde en çok kullanılan implant materyali titanyum ve alaşımlarıdır (160, 181).

Abutment vidaları, abutmentlar gibi protetik parçalarda hala altın alaşımları, paslanmaz çelik, krom-kobalt ve krom-nikel kullanılmaktadır.

Titanyum, implant biyomateryalleri içinde, biyolojik uyumlu ve biyoinert olması, kemiğe yakın elastisite ve hafifliği olması, antibakteriyel olması, korozyona karşı yüksek direncinin olması nedeniyle en uygunu olarak bildirilmiştir (34).

Dental implantlarda titanyum saf formda ya da Ti-6Al-4V (titanyum6alüminyum-4vanadyum) formunda kullanılır. Titanyumun en büyük özelliği üzerinde oluşan pasif oksit tabakasıdır. Titanyumun hava ile teması ile yüzeyinde hızlı bir oksidasyon başlar. Hava ile 1 milisaniye temasta 10\AA (Angstrom) kalınlığında oksit tabakası saf titanyum üzerinde oluşabilir. Bir dakika içinde bu tabaka 100\AA kalınlığına erişir. Kendiliğinden oluşan bu pasif oksit tabakası korozyona engel olduğu gibi, implantın konak ile karşılaştığı, konak hücre veya bakteri hücresi arasındaki etkileşimin yer aldığı alandır. Bu oksidasyon kemik içinde çok daha hızlıdır (88).

Titanyumun ayrıca, mekanik özellikleri iyidir, baskı ve çarpma dayanımı yüksektir. Kemikten daha sert olmasına rağmen, diğer tüm implant materyallerine göre kemiğe en yakın elastikiyet modülüne sahiptir. Bu özelliği kemik implant ara yüzünde

stres dağılımının daha düzenli olmasını sağlar. Tüm bu özelliklerinden dolayı titanyum ve alaşımları dental implantoloji alanında en çok tercih edilen biyomateryallerdir (160).

2.2.3.2. Seramikler

Dental implantlarda seramik materyali iki şekilde kullanılmaktadır. Bu kullanım şekilleri, ya tümüyle implantı oluşturan biyomateryal olarak kullanımı ya da implant yüzeyini kaplamada yararlanılan materyal olarak kullanımıdır (97).

Alüminyum oksit, hidroksilapatit ve trikalsiyum fosfat en çok kullanılan implant seramikleridir. Bu materyallerden alüminyum oksit inert, hidroksilapatit ve trikalsiyum fosfat ise biyoaktiftir, yani doku ile reaksiyona girer (181).

Tüm bu özelliklerinin yanı sıra hidroksilapatit ve trikalsiyum fosfat biyomateryallerinden üretilmiş olan dental implantlar, üzerlerine gelen yükleri taşımak için yeterli direnç göstermezler, dolayısıyla seramik materyalleri dental implantlarda sıklıkla yüzey kaplama materyali olarak kullanılırlar (101).

2.2.3.3. Polimerler

Geçmişte poliüretan, poliamid, polimetilmetakrilat rezin içeren polimerler dental implant biyomateryali olarak kullanılmıştır. Bu polimerlerin biyomateryal olarak kullanımı ile hedeflenen, polimerlerin yüksek esneklik özelliklerinin periodontal ligamentin mikrohareketliliğini taklit ederek, doğal diş implant bağlantısının başarı ile gerçekleştirilebilmesini sağlayabilmektir. Ancak polimerler zayıf mekanik ve biyolojik özellikleri nedeniyle kullanım alanı bulamamışlardır. Günümüzde polimerler oral implantolojide greft materyali olarak kullanılmaktadırlar (108).

2.3. OSSEOİNTEGRASYON

Oral implant uygulamalarının tedavi protokolündeki yeri, osseointegre olmuş implantlar ve bunlardan destek alan implant-üstü protezler ile dişsizliğin giderilmesidir.

Osseointegrasyon ile ilgili yapılan ilk çalışmalar 1965 yılında İsveç-Göteborg Üniversitesi, Deneysel Biyoloji Laboratuvarında başlatılmıştır. Osseointegre implantlar ile rehabilite edilen vakalara ait ilk araştırma sonuçları 1969 yılında Branemark ve arkadaşları tarafından yayımlanarak, titanyum implant materyali ile kemik dokusu arasındaki direkt temas tarif edilmiştir (32). İsviçre Bern Üniversitesi bünyesinde 1976 yılında yapılan çalışmalarda da titanyum implantlar ile kemik dokusu arasında temas

olduğu gözlenerek bu fenomene Schroeder tarafından fonksiyonel ankiloz adı verilmiştir (166). Branemark 1977'de ilk olarak osseointegrasyon terimini kullanmış, bu deyim araştırmacılar tarafından benimsenmiştir (33). Branemark ve arkadaşları osseointegrasyonu; "Canlı kemik dokusu ile titanyum implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas" şeklinde tanımlamışlardır (32). Yukarıdakine ek olarak 1985'te, canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı tanımı getirilmiştir (166). Bu tanımlamalar implant yüzeyi ve kemik dokusu arasında %100 bir bağlantı oluştuğunu ispatlamamasına rağmen osteointegre implant kavramı, implantın kemik dokusuna bağlantı oluşturduğunu ifade eder.

İmplantların bağlantısının kesin derecesini tanımlamaktaki problemler osteointegrasyonun histolojik kriterler dışında, stabilite ile de değerlendirilip açıklanmasına sebep olmuştur. Osteointegrasyon Zarb ve arkadaşları tarafından klinik olarak şu şekilde tanımlanmıştır:

"Kemik içine yerleştirilen alloplastik materyallerin iyileşme süreci boyunca başarıyla korunarak kemik ile sağlam kontak oluşturmasıdır (194)."

Kemiğin iyileşme mekanizması çok iyi bilinse dahi osteointegrasyonun hassas mekanizmasında hala bilinmeyenler vardır. Osteointegre kemiğin yapısı, kemik implant aralığına etki eden fiziksel ve kimyasal kuvvetler ile ilişkilidir (84). Fakat osteointegre kemiğin dayanıklılığında bu kuvvetlerin baskın rolü olduğuna dair bir kanıt yoktur. Bağlantının bütün olasılıklarında baskın olan biyomekaniktir.

Dental implantlar, diş kayıpları sonrası kalan sağlıklı dokulara cerrahi olarak yerleştirildikten sonra cerrahi travmaya yanıt olarak kemikte hücresel bir yanıt oluşur. İmplantın kemiğe yerleştirilmesi, komşu dokularda kanamayı takiben akut enflamatuvar yanıtı sebep olur. Genel kural olarak proteinler, yağlar veya diğer biyomoleküller, implantın yanından emilir ve aynı zamanda da ara yüzeydeki etkileşim başlar. Osteoblastik aktivite sırasında kan damarlarına eşlik eden osteoklastik rezorbsiyonda meydana gelerek yeni kemik formasyonunu şekillendirir (152). Osteoblastlar kalsifiye olma potansiyeli olan fiberler üretirler ve sonrasında fibrokartilaj kalsifiye kısım oluşur. Üçüncü haftada bu kalsifiye doku woven kemiğe dönüşür. Yedi hafta sonra lameller kemik oluşur. Birçok deneysel araştırma yeni kemiğin, implant yüzeyine doğru direkt olarak oluştuğunu fakat osteointegre implant çevresinde bağ dokusu membranı

eksikliğini göstermiştir. Bu rejenere olmuş sert doku dişin etrafında oluşan kemik ile kalite ve sağlamlık açısından ayırt edilemez. Bu biyolojik süreç literatüre göre 3 faz da gerçekleşmektedir.

2.3.1. Osseointegrasyonun Biyolojik Seyri

İmplantların çevresindeki kemik iyileşmesinin 3 aşamada geliştiği öne sürülmektedir. Bu aşamalar;

- Osteofilik faz
- Osteokondüktif faz
- Osteoadaptif fazdır (71).

2.3.1.1. Osteofilik Faz

Dental implant kansellöz kemiğe yerleştirildiğinde , implant ve kemik arası kanla dolar ve pıhtı oluşur. İmplantla konak arasındaki ilk etkileşim sırasında, molekül üretimini ve kollejen sentezini düzenlemek için hücresel proliferasyonu değiştirmek ve kemik metabolizmasını düzenlemek gibi farklı fonksiyonları olan çok sayıda sitokin salgınır. İmplant yerleşimini takip eden yedi günün sonunda, yabancı antijenlere yanıt olarak iltihap hücreleri ortaya çıkar. İltihapsal faz aktifken, üçüncü gün çevredeki canlı dokulardan vasküler gelişim başlar. İlk hafta içinde ossifikasyon başlar. Osteofilik faz 1 ay sürer.

2.3.1.2. Osteokondüktif Faz

Başlangıçta gelişen kemik, olgunlaşmamış kemik olarak adlandırılan “woven kemik”tir. İmplant yerleşimini takip eden 3.ayın sonunda bu kemik yerini olgun kemik dokusuna bırakır.

2.3.1.3. Osteoadaptif Faz

Osteoadaptif faz 4. ayda başlar, bu faz ile dengeli bir remodeling döngüsü gelişir. Bu faz implant yüklenene kadar devam eder. Bu fazda implantlar yüklendiğinde, implantların çevresinde kemik kaybı ya da kazancı gözlemlenmemektedir (135).

2.3.2. Osseointegrasyonda Başarı

Osseointegrasyonun başarı ile sağlanmasında etkili olan faktörler vardır. Bunlar:

- Hastanın genel sağlık durumu
- Kemik kalitesi
- İmplant materyalinin doku uyumu
- İmplantın şekli
- İmplantın yüzey özellikleri
- İmplantın genişliği ve uzunluğu
- Cerrahi teknik (4).

İmplant tedavisi uygulanacak hastaların sahip olduğu bir takım sistemik hastalıklar osseointegrasyonu olumsuz etkiler. Bunlar; romatoid artrit, AIDS hastalığı, kontrol edilemeyen diabet, alkol ve ilaç bağımlılığı, aşırı sigara tüketimi, radyoterapi tedavisi , çeşitli hematolojik hastalıklar vb. durumlardır. Bunlar gibi hastalıklara ve sosyal davranışlara sahip olan hastalar risk grubu ve yüksek risk grubu olarak adlandırılır ve implant uygulaması sırasında osseointegrasyon açısından risk oluşturmaktadırlar (191).

Osseointegrasyonun başarısında implant yerleştirilecek kemiğin kalite ve miktarı önemli rol oynar.

Lekholm ve Zarb 1985 yılında, kemik yoğunluğunu göz önüne alarak yaptıkları sınıflamada kemiği 4 ayrı grupta incelemiştir (163).

Bunlar;

D1 Kemik: Kalın, yoğun, mineralize ve porözitesi az bir kortikal kemikten ibarettir. En çok görüldüğü bölge mental foramenler arasındaki atrofik mandibuladır.

D2 Kemik: Yoğun ve trabeküler yapısı zayıf spongioz kemiği çevreleyen kalın bir kortikal tabaka ile karakterizedir. Genellikle atrofik anterior mandibula, posterior mandibula ve anterior maksillada görülür.

D3 Kemik: Yeterli dirence sahip yoğun spongioz kemiği ince kortikal tabaka çevreler. Daha çok anterior maksillada görülür.

D4 Kemik: İç kısımdaki düşük yoğunluktaki trabeküler kemiğin etrafında ince tabaka kortikal kemik mevcuttur.Özellikle maksiller tüberler bölgesinde görülür (119, 163).

Başarılı bir osteointegrasyon oluşturmak için, implanta bağlı faktörlerin yanısıra, cerrahi teknikler ve yükleme şartlarını da göz önünde bulundurmak gereklidir.

Roos ve Albrektsson, implant başarı kriterlerini şu şekilde sıralamışlardır (146):

- Klinik olarak test edildiğinde implantlarda mobilite olmaması.
- İmplant çevresinde radyolusent alan olmaması.
- Yıllık kemik kaybının 0,2mm'yi geçmemesi.
- Dişeti enflamasyonu olmaması.
- Enfeksiyon veya ağrı semptomlarının olmaması.
- Komşu dişlere zarar gelmemiş olması.
- Parestezi, anestezi olmaması veya mandibular kanal ve maksiller sinüse zarar gelmemiş olması.
- Beş yıl içinde %90, on yıl içinde %85 başarı oranının sağlanmış olması.

Cochran ve Buser ise implant başarı kriterlerini dört maddede toparlamışlardır (43). Bunlar:

- İmplantta klinik olarak fark edilebilen bir mobilite olmaması.
- Herhangi bir ağrı veya hassasiyet bulunmaması.
- İmplant çevresindeki dokularda tekrarlayan enfeksiyon olmaması.
- Yüklemeden üç, altı ve on iki ay sonra implant çevresinde radyolusent alan olmamasıdır.

İmplant tedavisindeki başarısızlıklar ise genelde iki farklı zamanda meydana gelir (165). Bunlar:

- 1.Osseointegrasyon sürecinde meydana gelen erken kayıplar (genelde ilk bir yıl içerisinde görülenler).
- 2.Osseointegrasyon sürecinden sonraki kayıplar (genelde implant uygulanmasından bir yıl sonra görülenler).

2.3.3. Osseointegrasyon Sürecinde Meydana Gelen Erken Kayıpların Sebepleri

- Kemik kalite ve miktarının zayıf olması veya yumuşak doku kalitesinin zayıf olması.
- Hastanın normal kemik iyileşmesini etkileyen sağlık durumu.
- Hastanın normal dışı alışkanlıkları; bruksizm, sigara, kötü ağız hijyeni vb .
- Yetersiz cerrahi analiz ve teknik.
- Yetersiz protetik analiz ve teknik.
- Uygun olmayan implant dizaynı ve yüzey karakterleri.
- Bilinmeyen sebepler (59, 95, 147, 165).

2.3.4. Osseointegrasyon Sürecinden Sonraki Kayıpların Sebepleri

2.3.4.1. Aşırı Oklüzal Kuvvetler

- Tedavi edilmemiş diş sıkma ve gıcırdatma alışkanlıkları.
- Bebeklik yutkunması ve dil boyutu.
- Yüksek dikey boyut.
- Dişler arasında erken temas olması.
- Karşıt arkın durumu.
- Fiziksel nedenlerden dolayı ısırma kuvvetinin fazla olması.

2.3.4.2. Peri-İmplantitis ve Kötü Ağız Hijyeni

- Hastanın ağız hijyenine yeteri kadar önem göstermemesi.
- Hastanın engelli olması nedeniyle ağız hijyenini sağlayamaması.
- Protetik dizaynın ağız hijyenini sağlamaya uygun olmaması.
- Hekimin hastaya ağız hijyen eğitimi vermemiş olması.

2.3.4.3. Protez Planlamasının Uygun Olmaması

- Laboratuvar safhalarının uygun yapılmaması sonucu overdenture parçalarında kırılma olması.

- İmplant parçalarında yorgunluk oluşması sonucu vida gevşemeleri ve kırılmaların oluşması.

2.3.4.4. Bilinmeyen sebepler (95, 148, 165)

2.4. İMPLANT DESTEKLİ HAREKETLİ PROTEZLER

İmplant destekli hareketli protezler, implant uygulamasını takiben çeşitli tutucu ensturmanlar vasıtası ile dental implantlardan destek alan, hasta tarafından takıp çıkartılabilen, protezlerdir.

Total dişsiz hastaların klasik tedavi yöntemi alt-üst tam protezlerdir.

Tam protez yapımının 5 temel amacı vardır;

- Fonksiyon
- Estetik
- Fonasyon
- Psikolojik
- Kalan dokuların sağlık ve bütünlüğünün korunmasıdır (113).

Tam protez kullanan hastalar çoğunlukla alt protezlerinin hareket etmesinden ve etkin bir çiğneme gerçekleştiremediklerinden şikayetçidirler. Doundoulakis ve ark, tam protezlerin dezavantajlarını şu şekilde sıralamaktadırlar (57):

- Stabilite ve retansiyon eksikliği (özellikle alt protezde).
- Retansiyon ve stabilite kaybını da arttıran sürekli devam eden kemik yıkımı.
- Çiğneme etkinliğinin yetersiz olması.
- Sosyal problemler.
- Hastaların protezleri sürekli olarak bu konuda profesyonelleşmiş hekimlere yaptırma istekleri.

Ayrıca tam protez hastalarında konuşma, beslenme ve estetik problemlerden dolayı, sosyal ve mental sorunlar oluştuğuda bildirilmiştir (7).

Bu nedenlerden dolayı protetik apareylerin retansiyonu için kemik içinden destek alma fikri, yıllardır bir çok çalışmaya ilham vermiştir. Bu konu ancak Branemark'ın osseointegrasyon tekniği üzerine yaptığı araştırmalar sonucunda bilim

dünyası tarafından kabul görmüştür. Doku ile bütünleşmiş protezler konusunda Toronto'da 1982 yılında yapılan konferansta ilk olarak dental implant yüzeyi ile konak kemik arasında kontrollü osteogenezin gerçekleştirilebileceği diş hekimliği camiasına sunulmuştur (194). Bu birleşme protez terimleri sözlüğüne göre kemik doku ile alloplastik materyal arasında herhangi bir bağ dokusu girişi olmadan yapışması veya bağlanması olarak ifade edilmiş ve Branemark tarafından osseointegrasyon olarak tanımlanmıştır (162). 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda, iki adet kemik içi implantla desteklenmiş alt tam protezlerin tam dişsiz hastalara önerilmesi gereken ilk tedavi alternatifini olduğu konusunda görüş birliğine varılmıştır. Bu görüş "McGill Konsensüsü" olarak da adlandırılmıştır (62). İmplant destekli tam protezlerle ilgili longitudinal çalışmalar ilk kez 1987'de van Steenberghe tarafından yapılmıştır. Alt tam dişsizlik vakalarında 2 implantla protezin desteklenmesi de ilk kez van Steenberghe ve ark. tarafından önerilmiştir. 52 aylık gözlemden sonra elde ettikleri %98 başarı oranı diğer araştırmacıları da cesaretlendirmiştir (173).

Dental implantlar kaybolan doğal dişlerin yerini başarılı bir şekilde alarak protetik tedavide her geçen gün daha fazla kullanım alanı bulmaktadırlar.. Mericske-Stern diş destekli ve implant destekli hareketli protezleri karşılaştırmış ve implant destekli hareketli protezlerin başarı yüzdesinin daha yüksek olduğunu söylemiştir (37). Alt çene yerleştirilen implantların protetik olarak yüklendikleri zamandan itibaren beş yıllık kullanım sonundaki başarı oranı %94,5 ile %99 oranları arasında olmaktadır. Başarı oranlarının artmasıyla son yıllarda İDHP'ler giderek daha fazla kabul görmeye başlamıştır ve diş destekli olanların yerini almaktadır (51).

Bundan sonra yapılan çalışmalarda da tam protezlerle implant destekli tam protezler karşılaştırılmıştır. Atwood ve ark (12) ve Tallgren (161) alt çene ön bölgedeki fizyolojik kemik kaybının yıllık 0,4mm olduğunu bildirmiştir. Alt çene ön bölgede iki implantla desteklenen tam protez yapımı sonucunda ise kemik rezorpsiyonu beş yıl sonunda 0,5 mm olmuş ve yıllık 0,1 mm kemik kaybı gözlenmiştir (126, 151).

Ayrıca Kordatzis ve ark (93) 150 dişsiz hastada yaptıkları tomografi çalışmasında beş sene sonunda alt tam protez kullandırdıkları hastalarda kret yüksekliğindeki azalmayı ortalama 1,63 mm, alt İDHP kullandırdıkları hastalarda ise 0,69 mm bulmuşlardır.

Diş destekli ve implant destekli hareketli protezlere bakarsak;

- Her ikisi de protetik açıdan benzer yapıya sahiptir.
- Her ikisi de tutuculuk ve stabiliteye pozitif etki yapar.
- Her ikisi de kemik rezorpsiyonunun engellenmesi bakımından önemlidir. Ancak kalan diş köklerinin proteze bağlandığı diş destekli hareketli protezlerde periodontal hastalıklar sebebiyle kemik kaybı olabilmektedir.
- İmpant destekli protezlerde dayanak sayısına ve lokalizasyonuna hekim ve hasta beraber karar verir, diş destekli hareketli protezlerde mevcut dayanaklar kullanılır (64).
- İmplant destekli hareketli protezlerin başarısının ve güvenilirliğinin her geçen gün artmasıyla diş destekli hareketli protezler daha az tercih edilmektedir (64).

Geleneksel alt tam protezlerde yaşanan problemler, alt tam protezler implantlarla desteklendiği zaman elimine edilebilmektedir (129). Ayrıca alt çene anterior bölgede iki implantla desteklenen tam protez yapımı sonucunda kemik rezorpsiyonunun beş yıl sonunda 0,5 mm olduğu ve yıllık 0,1 mm kemik kaybı gözlemlendiği bildirilmiştir (126, 129). Geleneksel bir alt tam protez fonksiyon sırasında yaklaşık 10 mm kadar hareket edebilir. Bu şartlar altında oklüzal kontaktların tekrarlanabilirliği ve çiğneme kuvvetlerinin kontrol edilmesi imkansızlaşır. Bir çok çalışmada belirtildiği gibi çiğneme kuvvetlerinin alveolar kret üzerine dik gelmesi istenen bir durumdur (64). İmplant destekli protezin stabil olması sebebiyle, hasta tekrarlanabilir bir sentrik oklüzyona sahip olur (87). Yumuşak doku abrazyonları ve hızlı kemik rezorpsiyonları lateral kuvvetlerin etkisiyle protezin horizontal yöndeki hareketinden kaynaklanabilir. İmplant destekli hareketli protezlerle lateral kuvvetler protezi daha az etkiler (64). Diş destekli bir tam protezin geleneksel tam protez ile karşılaştırıldığında çiğneme etkinliğinin %20 daha fazla olduğu belirtilmiştir (144, 158). Alt implant destekli tam protezlerde ise daha yüksek ısırma kuvvetleri rapor edilmiştir. Tam protezler ile implant destekli tam protezlerin karşılaştırıldıkları çalışmalarda, çiğneme performanslarında (17, 159, 172) ve hasta memnuniyetlerinde (7, 125, 126, 132, 183) belirgin bir artış gözlemlenmiştir. Yapılan birçok araştırmada alt implant

destekli tam protezlerde hasta memnuniyetinin yüksek olduğu sonucuna varılmıştır (28, 38, 52, 63, 81, 85, 96, 109, 126, 127, 143, 188, 189).

Alt implant destekli tam protezlerle ilgili yapılan çalışmaların sonuçlarına göre araştırmacıların fikir birliğinde olduğu birçok konu vardır (36). Bunlar ;

- Geleneksel hareketli protezlere göre daha iyi tutuculuk ve stabilite sağlanır.
- Alt çene ön bölgede implantlarla sağlanan başarı oranı %100'e yakındır.
- İmplant destekli ya da tutuculu protezlerin geleneksel protezlere göre birçok avantajı vardır.
- Alt çene ön bölgedeki implantlar fizyolojik kemik kaybını yavaşlatır.
- Tedavi, komplikasyonları nedeniyle rutin bir kontrol gerektirir.
- Hasta memnuniyetinde, geleneksel protezlerle karşılaştırıldığında anlamlı bir artış gözlemlenir.

İmplant destekli tam protezlerin, tam protezlere göre daha üstün olduğu birçok araştırmacı tarafından kabul edilen bir gerçektir.

2.4.1. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Avantajları

İmplant destekli hareketli protezlerin avantajları şu şekildedir (35, 120):

- Minimum anterior kemik kaybı, kemik kaybının önlenmesi.
- Daha iyi estetik.
- Daha iyi stabilite.
- Daha iyi oklüzyon.
- Yumuşak doku yaralanmalarında azalma.
- Çiğneme performansı ve kuvvetinde belirgin artış.
- Daha iyi retansiyon.
- Daha iyi destek.
- Daha düzgün fonetik.
- Protez hacminde azalma.

Misch, implant destekli hareketli protezlerin, implant destekli sabit protezlere olan avantajlarını da şu şekilde belirtmiştir (120):

- İmplant sayısında azalma (implant yerleşiminin daha kolay olması ve daha kolay cerrahi).
- Daha iyi estetik (dudak yanak desteği gerekli olduğunda ve interalveolar mesafe fazla olduğu zaman daha küçük yapay diş kullanılabilme olanağı).
- Yumuşak dokulardaki üstünlük (periimplant dokularda daha kolay iyileşme ve sondalamada daha az cep oluşumu).
- İmplantlara gelen yüklerde azalma (parafonksiyona sahip bireylerde çok önemli).
- Hem cerrahisi hem protetik ve laboratuvar aşamalarının daha ucuz olması.

2.4.2. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Dezavantajları;

İmplant destekli hareketli protezlerin dezavantajlarını şu şekildedir (74, 120):

- Psikolojik (takıp çıkarılan bir protez istenmemesi).
- İnteralveolar mesafenin yetersiz olduğu durumlar.
- Uzun dönem izlenme ve hekim desteği gerekliliği (besleme, tutucu değişimi, her yedi yılda yeni protez yapılma gerekliliği).
- Posterior bölgede kemik yıkımının devam etmesi.
- Protezin altına gıda kaçması.
- Protezin hareket etmesi.

2.4.3. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Endikasyonları

- Geleneksel protez için kemik desteğinin yetersiz olması
- Nöromusküler koordinasyonun zayıf olması
- Mukozanın akrilik kaide için düşük toleransa sahip olması
- Protezin stabilitesini etkileyecek parafonksiyonel alışkanlıklar

- Aktif ya da hiper aktif kusma refleksi (üst protezler için)
- Hareketli protez kullanımı için psikolojik yetersizlik
- Hastanın kullandığı tam protezlerinden memnun olmaması, daha fazla stabilite ve rahatlık istemesi
- Tedavi gerektiren konjenital veya oral ve maksillofasiyal defektlerin varlığı
- Protetik beklentinin fazla olmasıdır (154).

2.4.4. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Tedavi Planlaması

İmplant destekli hareketli protezlerde genel olarak 3 tedavi seçeneği mevcuttur (187). Bunlar ;

- Esas olarak doku destekli protezler
- İmplant ve doku destekli protezler
- Esas olarak İmplant destekli protezler

Esas olarak yumuşak dokudan destek alan implant destekli hareketli protezler rezilient tutucularla implantlara bağlıdırlar. Tutucu olarak genelde splintlenmeyen top başlı, locator veya mıknatıs gibi tutucular kullanılabilir. Esas olarak doku destekli protezler, alt tam protezin tutuculuğundan ve stabilitesinden memnun olmayan hastalarda tercih edilir. Ayrıca el yeteneği düşük olan yaşlı veya engelli hastalarda da ağız hijyeni daha rahat sağlandığı için tercih edilebilir (111). Bu tip bir endikasyon konulurken mutlaka hastanın ekonomik durumu da göz önünde bulundurulmalıdır. İki implantın yüksek maliyet oluşturacağı düşük gelir seviyesindeki hastalara, alt çenede orta hatta yerleştirilen tek implant protezin retansiyonuna bir miktar katkı sağlayabilir. Bu yaklaşımla ilgili yapılan çalışmalarda olumlu sonuçlar alındığı bildirilmiştir (45, 96, 105).

Mukoza ve implant destekli hareketli protezlerde ise 2 veya 4 implant bar tutucu ile birleştirilir. Bar üstüne yerleştirilen tutucular, barın etrafında bir miktar rotasyona izin verebilmelidir. İmplantların splintlenmesinin stabilite açısından iyi sonuç verdiği, tutucu matriksin bar ekseninde dönebilmemesinin, özellikle yatay kuvvetler söz konusu olduğunda kuvvetin iki implant arasında paylaşılmasını ve implant çevresindeki kemiğin korunmasını sağladığı belirtilmiştir (140). Aşırı rezorbe alt çenelerde bu

yaklaşım tercih edilebilir çünkü implant boyları kısa olacağı için implantların bar ile splintlenmesi uzun dönem başarı için olumlu olacaktır (116).

Esas olarak implant destekli hareketli protezlerde ise 4 veya 6 implant bar ile splintlenerek protez bar üzerindeki rijit tutuculara bağlanır. Anatomik olarak protetik açıdan olumsuz özelliklere sahip bıçak sırtı kretilerde, yüksek kas bağlantılarının mevcut olduğu durumlarda, mental sinirin yüzeye çıktığı durumlarda ve bulantı refleksi aşırı gelişmiş hastalarda bu tip protezler tercih edilebilir. Ayrıca karşıt arka doğal dişler mevcut ise implant destekli hareketli protez yapımı stres dağılımı açısından daha olumlu sonuçlar verir (186).

Planlama, implant destekli hareketli protezlerde, alt ve üst çeneler için farklılıklar gösterebilir. Her hastanın kendi içinde, kendine özel olarak değerlendirilmesi gereklidir. Protez kullanım süresi, mevcut kemik rezorpsiyonu, karşıt çenede bulunan protez tipi veya doğal dentisyon, değerlendirilmesi gereken birçok parametreden sadece bazılarıdır. Uzun süre total protez kullanan ve aşırı kemik rezorpsiyonu nedeni ile protezlerinde tutuculuğun ve stabilitenin bozulduğu ileri yaşlı bireylerde alt implant destekli tam protezler endikedir. Üst çene implant destekli hareketli protezlerin karşıt çenede total protez varlığında kullanımı tercih edilmez. Bu tip protezler, karşıt arka implant destekli veya doğal dişle desteklenen sabit veya hareketli protez kullanan vakalarda endikedir (22, 111, 174).

Misch'e göre total dişsiz hastalarda alt çenede, implant destekli hareketli protezler için 5 adet tedavi seçeneği mevcuttur.

Bunlar;

- 1- Anterior bölgeye uygulanan birbirinden bağımsız 2 implant üzeri bağlantı. Bu tedavi seçeneği, hastada gerekli çap ve uzunlukta implant yerleştirmek için kemik mevcut ise ve de maliyet hasta için birincil faktör ise tercih edilebilir. Top başlı tutucu, locator, teleskop veya mıknatıs bağlantılar bu tip protezler için uygun protez tipleridir.
- 2- Anterior bölgeye uygulanan ve birbirine bir bar ile splintlenmiş 2 implant üzeri bağlantı. Hastanın anatomik koşulları implant başarısı için uygun olmalıdır ve hasta bar tipi tutucuyu kabullenebilmelidir.

- 3- a: Anterior bölgeye uygulanan ve birbirine bir bar ile splintlenmiş 3 implant üzeri bağlantı. Bu tedavi seçeneği yüksek tutuculuk, destek ve stabilite sağladığı için ilk seçenek olarak hastaya sunulabilir.
- b: Anterior bölgeye birbirlerine yakın olarak uygulanan ve bir bar ile splintlenmiş 3 implant üzeri bağlantı.
- 4- Anterior bölgeye uygulanan 4 implant üzeri birbirlerine bir bar ve 10 mm.lik kantilever uzantısı ile splintlenmiş bağlantı. Bu tip protez daha fazla stabilite ve daha kısıtlı bir protez alanı elde etmek için tercih edilebilir.
- 5- Anterior bölgeye uygulanan 5 implant üzeri birbirlerine bir bar ve 15 mm.lik kantilever uzantısı ile splintlenmiş bağlantı. Geleneksel protezler ile orta dereceden aşırı dereceye kadar problemlili olan hastalar için endikedir. Protez hacmini azaltma ihtiyacı varsa ve hastada tam protezler için uygun olmayan anatomik koşullar mevcut ise bu tedavi seçeneği düşünülmelidir. İkincil endikasyonu, alt çenede posterior bölgede devam eden kemik rezorpsiyon sürecini, gelen oklüzal stresleri azaltarak yavaşlatmak içindir (64).

Misch'e göre alt çenede total dişsizlik vakalarında 5 farklı tip implant destekli hareketli protez seçeneği mevcutken, üst çenede implant destekli hareketli protezlerde 2 adet tedavi alternatifi bulunur. Bunlar;

- 1- En az 3'ü anterior bölgede olmak üzere 4-6 adet implant splintlenerek protetik yapı uygulanır. İmplantlar en az 9 mm uzunluğunda ve en az 3.5 mm çapında olmalıdır.
- 2- 7-10 adet implantın bar ile splintlenmesi. Hastada aşırı kemik rezorpsiyonu sebebiyle estetik açıdan sabit restorasyonun kontrendike olduğu durumlarda bu tedavi alternatifi değerlendirilebilir (64).

Alt çenede 5 farklı tedavi alternatifi mevcutken üst çenede iki tedavi seçeneğinin olmasının nedeni, üst çenenin alt çeneye göre biyomekanik olarak farklılıklar göstermesidir. İmplantların birbirinden bağımsız tutucularla proteze bağlanması veya kanatlı barların kullanılması, üst çenenin daha zayıf olan kemik kalitesi ve üst çeneye gelen yıkıcı kuvvetler sebebiyle tercih edilemez.

Özetlemek gerekirse implant destekli hareketli protezlerin uzun dönemde başarılı olabilmesi için;

- Alt çene total dişsizlik vakalarında anterior bölgede en az 10 mm'lik dikey kemik yüksekliği bulunmalıdır.
- İmplant uygulaması planlanan alt ve üst çenede sert ve yumuşak dokular sağlıklı olmalıdır.
- Karşıt çenede tam dişsizlik söz konusu değilse mevcut dişlerin periodontal ve konservatif açıdan tedavileri yapılmalı ve dişsiz alanlarda sabit veya hareketli protezler ile tedavi edilerek ideal bir okluzal ilişki sağlanmalıdır.
- Hastada protetik tedaviyi engelleyecek herhangi bir psikiyatrik sorun bulunmamalıdır.
- Hastada osseointegrasyonu ve yumuşak doku iyileşmesini engelleyebilecek hiçbir sistemik hastalık bulunmamalıdır.
- Çeneler arası ilişki normal boyutlarda olmalıdır.
- Ağız hijyeni daima iyi seviyede tutulmalıdır.
- Hastada sigara kullanımı mümkünse hiç olmamalı, var ise belli bir düzeyde tutulmalıdır.
- Operasyonlar uygun cerrahi teknikler ve tam sterilizasyon koşulları çerçevesinde gerçekleştirilmelidir.

2.4.5. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Tipleri

Tutucu sistemi, Oral ve Maksillofasiyal İmplant Sözlüğü'ne göre, birbirine karşılık gelen matrix ve patriks olarak adlandırılan komponentlerinden oluşan belirli bir retansiyon sağlayan mekanizma olarak tanımlanır. Matriks tutucu sistemde dişi parça olarak işlev görür, patriks ise matrikse bağlanan ve sürtünmesel uyumu sağlayan erkek parça bölümdür (99). İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan tutucu sistemler 2 farklı grupta incelenebilir;

1- Splintlenmemiş Tutucular (Tek başına duran tutucular)

- Mıknatıs tutucular
- ZAAG tutucular
- ERA tutucular

- Teleskobik tutucular
- Top başlı veya O-ring tutucular
- Locator tutucular

2- Splintlenmiş tutucular

a- Kuvvet kırıcı mekanizmalı:

- Yuvarlak kesitli barlar
- Yumurta kesitli barlar (Dolder)

b- Rijit mekanizmalı:

- -U-kesitli barlar (195).

İmplant destekli hareketli protezlerde retansiyonun sağlanması için günümüzde en çok top başlı, bar, mıknatıs, teleskop veya locator tutuculu sistemler tercih edilmektedir (154).

Splintlenmemiş tutucular, splintlenmiş tutucularla kıyaslandığında;

1. Daha iyi hijyen sağlar ve daha az komplikasyona neden olabilir.
2. Daha ucuzdurlar.
3. Daha kolay yerleştirilirler, tutuculukları ayarlanabilir ve kontrol edilebilir.
4. Kretler arası mesafenin yetersiz olduğu durumlarda rahatlıkla kullanılabilir.
5. Teknik hassasiyeti daha azdır.
6. Fonksiyonel yükleri daha iyi dağıtabilirler (21, 58, 66).

2.4.5.1. Top Başlı veya O-ring Tutucular

Birbirinden bağımsız splintlenmemiş destekler akrilik içindeki metal bir koping ya da halka şeklinde bir lastik içine bağlanırlar. İçindeki naylon yapı vertikal sıkıştırıcı hareketler sonucunda destek ile kaide arasında rotasyona izin verir, yani esnek bir düzenektir. Top başlı tutucular implantlar arasında 28°'ye kadar olan paralellikten sapmaya izin verir. Bazı sistemlerde O-ring şeklinde bağlantılı tutucular bazılarında ise klips şeklinde bağlantılar kullanıma sunulmaktadır. Zamanla gözlenen tutuculuk kaybı;

lastiklerin değiştirilmesi veya klipslerin özel anahtarlarla aktifleştirilmesi ile giderilir. (48, 127)

Rahat kullanımları ve kolay uygulanabilir olmalarından dolayı günümüzde en çok tercih edilen tutucu sistemi top başlı tutuculardır. Bar tipi tutuculara göre hasta ağzında daha az yer kaplarlar, doku destekleri daha yüksektir ve maliyet olarak daha uygun sistemlerdir. Ayrıca total protez kullanan hastalara implant uygulandığı zaman mevcut protezleri değiştirmeye gerek kalmadan bu tutucular protez içerisine uygulanabilir. Bu da hem maddi açıdan hem de iş gücü açısından bir kazanç sağlamaktadır.

O-ringler direnç karşısında eğilme ve daha sonra yaklaşık olarak eski şekillerine geri dönebilme yeteneğine sahip simit şeklinde sentetik polimer yapıdaki tutuculardır. O-ringler hareketli protezlerde tutucu eleman olarak kullanılırken implantlarla desteklenen diş üstü protezlerin yaygınlaşmasıyla beraber tekrar tercih edilmeye başlanmıştır.

O-ringler simit şeklinde bir lastik tutucu, lastiğin içine oturduğu metal yuva ve lastiğin üzerine geçtiği titanyum post kısmından oluşur. Metal yuva protezin iç kısmına yerleşir. Metal veya plastik bir yuva aşınma veya hasar sonrasında değiştirilmenin kolay olmasını sağlar, soğuk akrilikle lastik tutucu arasında bir bariyer görevi görür. Bu şekilde hasta başında soğuk akrilikle yeni bir tutucunun yerleştirilmesi ihtiyacı ortadan kalkar. Metal yuvanın genellikle paslanmaz çelikten yapılmış olması tercih edilir.

O-ring postunun baş, boyun ve gövde kısımları vardır. Baş kısmı boyundan daha geniştir ve o-ring yerleştirme sırasında baş kısmından sıkışır. Başın altında ringin başta esnedikten sonra yerine oturduğu, postun andırkatlı kısmı olan ve boyun olarak adlandırılan kısmı vardır. Postun gövdesi implant abutmentına veya üst yapı barına bağlıdır. O-ringin iç yüzeyi post boynuna oturur. O-ringin internal çapı (boşluğun çapı) post boynundan daha küçük olmalıdır ve boynun çapına rahatça uymalıdır (120).

O-ringler altı farklı yönde harekete izin verirlerken implantlara üst yapı bağlandıktan sonra hareket alanı azalır. Bir tutucunun hareket serbestliği ne kadar yüksekse, tutucudaki moment kuvveti o kadar fazla olur. O-ringin rotasyon noktası o-ring postunun boynunda olduğu için, rotasyon noktası çok yüksek değildir. Ancak eğer protez hatalı yapılmışsa ve posta lateral kuvvetler uyguluyorsa, post yüksekliğinin

kaldıraç kolu bara, vidalara, implanta ve kemiğe gelen zararlı kuvvetleri arttırabilir (120).

Top Başlı (Ball) Tutucularda Kullanılan Materyaller

Ball Lastiği: Silikon, nitril florokarbon veya etilen-propilenden yapılmış olabilir. Bu materyaller çeşitli endüstriyel üreticilerden temin edilir. Ayrıca lastiğin yüzeyi protezin takılıp çıkarılması sırasında abrazyon, kopma veya delinmeyi önlemek için bir lubrikant ile muamele edilmiştir.

Ball Postu: O-ring postu genellikle cilalı titanyum yüzeyine sahiptir. O-ring postunun baş, boyun ve gövde kısımları vardır.

Metal Yuva (Kapsül): Lastiğin içinde bulunduğu metal yuvanın alüminyum, bronz, altın veya pirinç gibi yumuşak materyallerden yapılması tercih edilmez. Oluşabilecek hasarların minimuma indirilmesi için tercih edilen materyal genellikle paslanmaz çeliktir. Ayrıca lastiğin deforme olmaması için metal yuvanın her tarafının yuvarlatılmış olması gerekir (72).

Top Başlı Tutucuların Avantajları

- Bağlantının değiştirilmesindeki kolaylık.
- Geniş hareket alanı.
- Düşük maliyet.
- Değişik derecelerde retansiyon sağlanabilmesi.
- Protezin üst yapısı için harcanan zamanın azalmasıdır (120).

Birçok araştırma top başlı tutucuların tercih edileceği durumlarda uygulanan implantların mümkün olduğunca birbirlerine paralel olması gerektiğini söylemektedir. İmplantların paralel olarak yerleştirilmediği durumlarda kullanımını önermemektedir ve bu durumlarda açılı abutmentleri, fleksibil tutucuları ve bar-klip tutucuların kullanımını tavsiye etmektedirler (98, 117, 118, 134).

Birçok araştırmacıya göre ise top başlı tutucuların, kullanımı kolay ve maliyeti düşük olmasına rağmen, uygun pozisyonda yerleştirilmemiş implantlar ile kullanıldıklarında ciddi tutuculuk kaybının görüleceği bildirilmiştir (118).

Yapılan bir uzun dönem çalışmada, 25 hastada top başlı tutucularla desteklenen protezlerde ortalama 4 yıl 2 ay sonunda osseointegrasyonda ve protetik aşamada başarı oranının %94 olduğunu bildirilmiş ve küçük çaplı komplikasyonların olduğunu rapor edilmiştir (193).

2.4.5.2. Mıknatıs tutucular

Mıknatıs tutucular, protetik diş hekimliği pratiğinde;

- Diş üstü protezlerde
- Tam ve bölümlü protezlerde
- İmplant destekli protezlerde
- Çene-yüz protezlerinde kullanılmaktadır (141).

Mıknatıs tutucular implant destekli hareketli protezler için alternatif bir tutuculuk mekanizması sağlamaktadır. Mıknatıs tutucular, iki komponentten oluşur: Protezin içerisinde kalan mıknatıs parça ve abutment veya implantın üzerinde bulunan mıknatıslanabilen ancak mıknatıs olmayan metal kısım. Mıknatıslı tutucular hem klinikte direkt ağız içerisinde, hem de laboratuvarında endirekt olarak proteze bağlanabilmektedir (123).

Mıknatıs tutucuların en büyük avantajı protezin giriş yolundan bağımsız olarak uygulanabilmeleridir. Bu özelliklerinden dolayı, mıknatıs tutuculu sistemler tek başlarına veya başka tipteki retatif sistemlerle beraber kullanılabilirler. Tokuhisa ve ark. protezin her yönde harekete olanak tanınması (üniversal esneklik) özelliğine bağlı olarak mıknatıs tutuculu protezlerde doğal dişe veya implanta lateral kuvvet iletiminin çok az olduğunu belirtmişlerdir (164).

İmplant destekli hareketli protezlerde mıknatıs tutucu kullanımının başarılı olduğunu bildiren birçok klinik çalışma mevcuttur (41, 177, 178). Buna karşılık yine birçok çalışmada, protezin stabilizasyonu, çiğneme fonksiyonu ve hasta memnuniyeti araştırılmış; mıknatıs tutucular, top başlı ve bar tutucularla karşılaştırılmış, top başlı ve bar tutucularda memnuniyetin daha yüksek olduğu bildirilmiştir (128, 188).

Son zamanlarda mıknatıs tutucuların dezavantajı olarak özellikle koroziv oral ortamda baş ve boyun bölgesinde oluşan manyetik alanın yan etkileri düşünülmektedir

(2, 47). Bazı araştırmacılar mıknatıs tutucuların kullanımının hem düşük retansiyon değerleri hem de biyolojik yan etkileri sebebiyle tercih etmemektedir (25, 73).

2.4.5.3. Teleskobik Tutucular

Teleskobik tutucular, retantif yüzeyler arasında mükemmel bir uyumun olduğu, paralel yüzölü çift kuronlar olarak tanımlanabilir. Teleskobik kuronlar iki kısımdan oluşur. Bunlar;

1. Primer kuron veya koping: Daimi olarak ağız içine simante edilen ve tercihen altın alaşımından yapılan kuron.

2. Sekonder kuron: Hareketli protezin içine yerleştirilen, primer kuronla birebir uyumlu olan parça. Sekonder kuron, primer kuronun üzerine tam olarak oturur ve retansiyonu sağlar. Sekonder ve primerin aynı malzemeden yapılması tercih edilir. Farklı malzemeler kullanıldığı takdirde sert malzeme yumuşak olan malzemeyi zaman içerisinde aşındırır ve retansiyon kaybına sebep olur.

Güzel bir alternatif oluşturması ve uzun dönem başarısından dolayı teleskobik tutucular protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Dayanakların mevcut eğim farklılıkları primerlerin konturları ile giderilmekte, sekonderler protezin içinde konumlandırılarak hekim ve hasta tarafından takip çıkarılabilmektedir (142). Teleskop tutucular günümüzde implant destekli hareketli protezlerde de kendisine yer bulmuştur. İmplant destekli protezlerde teleskop kullanımı 1989'da başlamıştır. İmplant abutmentleri primerler olarak kullanılmakta ve paralel olmayan implantlarda konturlar modifiye edilerek proteze giriş yolu hazırlanabilmektedir. Ayrıca teleskop protezler, abutment vida boşlukları sadece primerlerde bulunduğu için diş yapıdan çıkan vida boşluklarının oluşmasını da önlemektedir (82, 142).

Yapılan uzun dönem bir takip çalışmasında 23 hastanın interforaminal bölgesine yerleştirilen 2 implant destekli teleskobik protezler 10 yıl süreyle izlenmiş, klinik ve radyografik olarak olumlu sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir (82).

2.4.5.4. Locator Tutucular

Locator tutucular , splintlenmiş ve splintlenmemiş implant destekli hareketli protezlerde alternatif bir tutucu türüdür. Locator tutucunun dişi parçası , direkt olarak implanta vidalanabilir veya bar üstüne yerleştirilebilir. Dişi parça titanyumdan

yapılmıştır ve titanyum nitrür kaplıdır. Titanyum nitrür kaplama, titanyumun zayıf olan aşınma ve sürtünme dayanımını arttırmak için yapılan bir yüzey modifikasyonudur. Locator tutucuların tutucu parçası ise derlin plastik elementinden (DuPont Zytel 101L NC-10 Naylon) yapılmıştır ve hareketli protezdeki paslanmaz çelikten yapılmış metal yuvaya oturacak şekilde yerleştirilir. Metal yuvanın iki özelliği vardır;

1. Erkek parça aşındığında kolayca değiştirilmesini sağlar
2. Pivotal hareketlere izin vererek stres kırıcı mekanizma olarak rol oynar.

İnteralveolar mesafe veya protezlerin yükseklikleri ball tutucuların yerleşimi için yetersiz olduğu zaman, tutuculara komşu yapay dişlerde çatlamlar veya kırılmaların görüldüğü durumlarda düşük profillerinden dolayı locator tutucular tercih edilebilir (10).

Locator tutucuların abutmentinin kendinden hizalanma özelliği, iskelet protezin giriş yolunun gördüğü işleve benzer bir özelliktir. Hastalar böylece protezlerini bu rehberlikle hizalar ve yerine oturtabilirler. Ayrıca locator tutucuların düz, ve iki farklı açıda (10 ve 20) olmak üzere 3 abutment seçeneği mevcuttur. İmplant ve üst yapı arasındaki açılanmaları 40 dereceye kadar kompanse edebildikleri için kompleks vakalarda kullanım avantajları vardır (133). Tutuculuk kuvvetini artırmak için barlarla birlikte de kullanılabilirler (122). Locator tutucular kendinden hizalanma özellikleri sayesinde ağza uygulanması sırasında minimum aşınmayla yerine otururlar, bu da naylon lastiğin klinik ömürünün daha uzun olmasını sağlar. Günümüzde locator implant abutment 51 farklı implant firması için mevcuttur bu sayede geniş kullanım alanı bulmuştur (84). Locator tutucular , Zest, Preat gibi birçok hassas bağlantı üretici firmanın yanında, abutment seçenekleriyle beraber implant firmaları tarafından da üretilmektedir. Tüm firmaların ürettiği locator tutucularda abutment ve tutucu prensibi hemen hemen aynıdır.

2.4.5.5. Bar Tutucular

İmplant destekli tam protezlerde bar tutucu sistemlerin kullanımı ilk olarak 1980'li yılların başında başlamıştır (57, 176).

Bar tutuculu sistemler üst çene protezlerinde, alt çenede aşırı rezorbe kret varlığında, oval kretlerde, kemik ve/veya yumuşak dokuda parsiyel rezeksiyon yapılan

vakalarda, tutuculuğun ve stabilitenin fazla olmasının istendiğinde tercih edilebilir .
Endikasyonları;

- Üst çenedeki tüm implant destekli hareketli protez planlamalarında
- Alt çenede aşırı rezorbe kret varlığında
- Alveol kretlerinin oval formda olduğu vakalarda
- Kemik ve yumuşak dokuda parsiyel rezeksiyon sonrasında
- Daha tutucu ve stabil protez ihtiyacı olduğunda (120).

Bar tutuculu protezlerin kontraendikasyonları;

- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda
- Hastanın ekonomik durumu izin vermiyorsa
- Hijyeni iyi sağlamayacağı düşünülen hastalarda

İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu, rezorpsiyona uğramamış kretlerde, bar tutucu ekstra bir yer kaplayacağı için kullanımı doğru değildir. Hastanın ekonomik durumunun yetersiz olduğu durumlarda hem implant sayısındaki artış hem de yüksek laboratuvar maliyatından dolayı bar tipi tutucular tercih edilmemelidir. Ağız hijyeninin iyi sağlanamayacağı düşünülen hastalarda kontrendikedir (120). Tutuculuk ve stabiliteyi olumlu yönde etkilemeleri avantaj olarak kabul edilirken, ekonomik olmaması ve yapım aşamalarının karmaşık olması dezavantajlarıdır (120, 154, 170).

Bar tutucuların avantajları:

- 1) Tutuculuk ve stabilite daha iyidir.
- 2) Splintleme nedeniyle kuvvetler dayanaklara daha az iletilir (114).
- 3) Hekimin hasta başında geçirdiği süre azalır.
- 4) Alt çenede 3-4 implant üzerine bar ile hemen yüklemek (immediat loading) mümkün olur.
- 5) Dolder bar'ın yer tutucusu sayesinde protez ve bar aynı gün teslim edilebilir.

Üst çenede implant destekli tam protezlerde tutucu sistem olarak bar kullanımı için en az 4 adet implant olması ve bunların birbirlerine bir bar ile birleştirilmesi gerekmektedir. Yapılan barda kantilever uzantısı olabilir veya olmayabilir. Ancak,

birinci küçük azı bölgesinden daha öne yerleştirilebilen implantlarda distal kantilever uzantıların protezin stabilitesine olumlu etki yaptığı yapılan çalışmalarda bildirilmiştir. Literatürde bar tutucularda rijit veya esnek (rezilient) bağlantıların kullanılması konusunda çelişkiler mevcuttur (115, 117).

Alt çenede implant destekli tam protezlerde tutucu sistem olarak bar kullanımı için ise 2 implant yeterlidir (126, 151, 179).

İmplant destekli tam protezlerde stabilizeyi arttırmak için distal kantilever uzantıların yapılması önerilmiştir. Yapılan barın birinci küçük azılardan daha distale uzanmaması ve sadece ön bölgede küçük bir bölgeyi kaplayacak kadar da kısa olmaması gerekmektedir (117).

Bar tutuculu sistemlerin birçok çeşidi bulunmaktadır:

U şeklinde bar: Rijittir ve dört implant desteğinin olduğu durumlarda uygundur. Kennedy 3 bölümlü dişsizlik vakalarında kullanılabilir.

Yuvarlak kesitli bar: Esnektir ve implantlara gelen yatay ve çapraz kuvvetleri azaltır.

Yumurta kesitli bar (DOLDER): Hem esneklik, hem de endirekt tutuculuk açısından avantajlıdır (120).

HADER bar: Menteşe hareketine izin veren, yarı rezilient bir tutucu türüdür. Az da olsa paralellik problemlerini tolere edebilir (170, 180).

2.4.6. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Retansiyon

Retansiyon kelimesi dilimizde kendisine tutuculuk kelimesi ile karşılık bulmuştur. Tutuculuk bir eylemdir ve bu eylemin değerini belirlemek için kullandığımız ölçüte tutuculuk değeri ya da tutuculuk kuvveti diyebiliriz. Tutuculuk kuvveti protezin giriş yolu boyunca yerinden çıkmasını engelleyen kuvvet olarak tanımlanır. Bu kuvvet literatürde kavrama kuvveti olarak da adlandırılır ve protezin tutuculardan ayrılmaya karşı gösterdiği dirençtir (138). İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan tutucular protezin rahat fonksiyon görebilmesini sağlayacak kadar retantif özelliklere sahip olmalı, aynı zamanda hastanın protezini rahat takıp çıkartmasına imkan vermelidir. Minimum sayıda implantın kullanıldığı implant destekli hareketli protezlerde implantlardan çok yumuşak doku desteğinin fazla olmasından dolayı

tutucular daha fazla strese ve aşınmaya maruz kalırlar. İmplant sayısı arttıkça fulkrum eksenini etrafındaki hareket azaldığı için fonksiyon sırasında protez hareketi azalır. Günümüzde farklı tutuculuk özelliklerine sahip birçok tutucu vardır. Yapılan çalışmalarda, mıknatıs, top başlı ve bar tutucuların tutuculuk kuvvetinin 3 - 85 Newton (N) arasında değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir. En yüksek tutuculuk kuvvetine sahip tutucuların titanyum-altın alaşımli top başlı tutucular olduğu (85 N), en düşük tutuculuk kuvvetine sahip tutucunun ise mıknatıs tutucular (3 N) olduğu bildirilmiştir (153). El becerisi kısıtlı olan hastalarda daha az retantif mekanizmalar tercih edilebilir.

Tutuculuk değerlerinin incelenmesiyle ilgili yapılan bir çok araştırmada kullanılan test yöntemleri, ağız içindeki ortamla kıyaslandığında çok basit kalmaktadır. İn vitro koşullarda yapılan deneylerde bir çok faktörden dolayı ağız içi ortam tam olarak taklit edilememektedir. Yapılan çalışmaların birçoğunda kuvvetler sadece giriş yoluna paralel olarak uygulanmaktadır oysa klinik koşullarda tutuculara gelen yükler çok daha karmaşıktır. Birçok klinik ölçüm, fonksiyon altında tutucuların 3 boyutlu yüklere maruz kaldığını göstermiştir (153, 182).

İmplant destekli hareketli protezlerde, tutuculuk kuvvetini etkileyen birçok faktör mevcuttur. Bunlar; kullanılan implant sayısı, tutucunun üretildiği malzemenin cinsi, tutucunun dizaynı, tutucunun boyutudur (9). Ayrıca tutuculuğun artması hasta memnuniyetini de arttırmaktadır.

a- İmplant Sayısı

Yapılan in vitro çalışmalarda implant sayısı arttıkça tutuculuk kuvvetinin arttığını bildirilmiştir (150). Fakat 2 veya 4 implant destekli top başlı ve bar tutuculu protezlerin hastalar üzerinde karşılaştırıldığı bir çalışmada ise implant sayısının artmasının hasta memnuniyetiyle ilişkili olmadığı sonucu bildirilmiştir (188). Mericske-Stern R ve ark.'ları 67 hastayı, 29'u 2 implant destekli bar, 27'si 2 implant destekli top başlı tutucu ve 11'i 3 veya 4 implant destekli bar olmak üzere 3 farklı gruba ayırmıştır. Çalışmanın sonucunda implant sayısı arttıkça protezin tutuculuk ve stabilitesinin çok az arttığı bildirilmiştir (112). Yapılan bu çalışmaları değerlendirdiğimiz zaman alt çenede iki implanttan daha fazla sayıda implant; geniş posterior alveol kretine sahip hastalarda, üst çenede doğal diş ya da sabit restorasyon olduğu durumlarda, boyu 8 mm'den kısa implant kullanılması gerekli olan vakalarda, yüksek kas bağlantılarının olduğu durumlarda, protetik beklentisi yüksek bireylerde, keskin mylohyoid kenarların ve geniş

V şeklindeki kreterlerin varlığında tercih edilmesi uygundur (18, 117). Alt çene de 2 implant destekli hareketli protez kullanan hastalarda zamanla oluşan tutuculuk kaybı, memnuniyete olumsuz yansır. Ayrıca tutuculuğu kaybolmuş bir protez kemikte rezorpsiyon ve yumuşak dokuda hasar oluşturabilir. Bundan dolayı hekimin tutucu seçiminde hastanın ağız içi faktörlerini ve beklentilerini iyi değerlendirmesi, bu çerçevede tutucu seçimini yapması gerekmektedir. Hastaların periyodik kontrollere çağrılıp, gerekliyse tutucu parçaların yenilenmesi büyük önem taşımaktadır.

b- Tutucu Dizaynı

Tutucu sistemler basit bir dizayna sahip olmalı ve mümkün olduğunca az sayıda üniteden oluşmalıdır (77). Bu sayede öngörülebilir ve sürekli bir tutuculuk sağlanabilir, komplikasyonlar en aza indirilir. Top başlı tutucuların dizaynına baktığımızda; matrikslerin serbest hareketi, protezin giriş çıkış yoluna paralel bir şekilde tutucuların ayarlanmasına izin verir (185). Bu da implantlar arasındaki açılabilir farklılıkları bir yere kadar tolare etmemizi sağlar. Paralel duvarlara sahip top başlı tutucular, kilit sistemi olan top başlı tutucular ve derin andırkatı olan matriksler sınırlı esnekliğe sahiptir. Fakat bu tutucu tasarımlarının paralel olmayan implantlar üzerinde uzun süreli yeterli tutuculuk sağlayıp sağlamadığı araştırılmamıştır.

Fonksiyon sırasında sürtünmesel tutuculuğa sahip tutucuların, yaylı tutuculara göre daha stabil bir tutuculuk kuvvetine sahip olduğu belirtilmiştir. Klinik olarak yaylı tutucuların patrikste yüksek derecede aşınmaya neden olduğu, bu yüzden tutuculuk kuvvetlerinde daha hızlı bir düşüş olduğu ve belirli bir miktar aşınmadan sonra tutucunun aktive edilmesiyle de kompanse edilemediği belirtilmiştir (25).

c- Tutucu Boyutu

Geniş patrikse ve matrikse sahip top başlı sistemler daha düşük çaptaki tutucularla kıyaslandığında daha yüksek tutuculuk kuvvetine sahiptirler (138, 145). Bu durumu, artan yüzey alanına bağlı olarak yükselen sürtünme miktarıyla açıklamak mümkün olabilir.

Splintlenmeyen tek implantlarda seçilen tutucu sisteminin geniş olmasının tutuculuğu olumlu etkilediği bildirilmiştir (8). Fakat tutucu genişledikçe protezin kırılma riski artar. Alt iki veya tek implant destekli hareketli protezler üzerinde yapılan bir çok çalışmada protez kırığı önemli bir protetik komplikasyondur (105, 107, 171,

175). Tutucu sisteminin fonksiyon görmeyen parçalarını elimine etmek bu durumda önerilebilir (104). Fakat aşırı rezorbe kretlerde, mental tüberküllerle genial tüberküller arası mesafe geniş ve idealdir. Bu hastalarda, daha geniş çaplı ve yüksek tutucular kullanılması hastanın fonetiğini veya estetiğini etkilemez çünkü o bölgedeki akrilik rezin rezorbe olmuş kretin yerini alarak tutucular etrafındaki akrilik kalınlığı önemsizleştirir (150).

d- Tutucunun hammaddesi

Tutucu sistemin malzeme seçimi uzun süreli fonksiyonda uygun tutuculuk kuvvetini sağlayacak şekilde yapılmalıdır. Literatüre baktığımızda ideal malzeme seçimi hakkında fikir birliği yoktur. İki farklı çalışmanın bulgularına göre (68, 70) polimerik komponentlerdeki aşınma (plastik, lastik, naylon) metalik olanlara kıyasla daha fazladır. Bu komponentlerde gözlemlenen yapısal değişikliklerin komponentlerin siklus yüklemeleri altındaki ısıl genişlemesinden kaynaklandığını düşünen yazarlar vardır (184). Saf metalik komponentli tutucu sistemlerin birçok çalışmada aşınma simülasyonlarına tutuculuk kaybı olmadan dayanabildiği bildirilmiştir (24, 56, 153). Ayrıca tutucu alaşımlarının fiziksel özellikleri (özellikle elastik modülüsü) bu tutucuların aşınma özelliğini azalttığı bildirilmiştir (23).

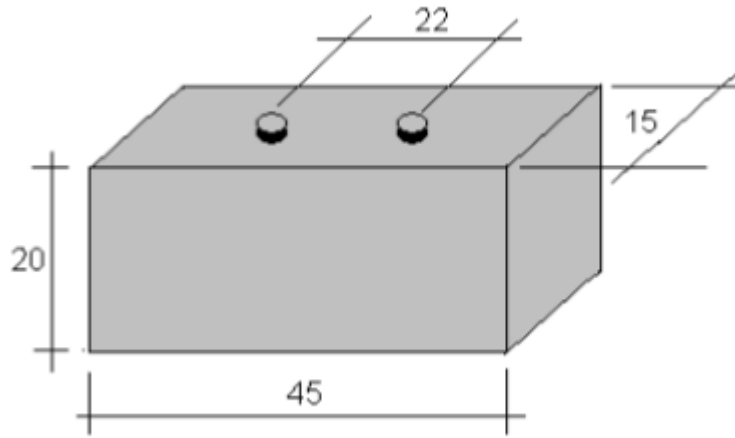
e- Hasta Memnuniyeti

Tutuculuk kuvvet değerinin uzun dönem başarıya ve hasta memnuniyetine etkisi olduğu bildirilmiştir. Yapılan bir çalışmaya göre 5-7 N arasındaki tutuculuk kuvveti dış destekli protezlerin stabilitesi için yeterlidir fakat hasta memnuniyetiyle ilgili yapılan klinik bir çalışmada hastaların daha retantif tutucuları tercih ettiği bildirilmiştir (38, 103). Bir başka çalışmaya göre ise hareketli protezlerde hasta memnuniyeti için gerekli minimum tutuculuk 8N-20 N değerleri arasında olmalıdır (106). Bu rakamlar kesin değerler olmasa da hangi tutucunun seçilmesinin gerektiği konusunda rehber olabilmektedirler. Hasta memnuniyetinin tutuculuk kuvvetiyle doğru orantılı olarak arttığı düşünüldüğünde, tutuculuk kuvvetinin ve zamanla kaybedilen tutuculuk miktarının, tutucu sistemin seçimindeki önemli parametrelerden olduğu söylenebilir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamız için dikdörtgen prizması şeklinde boyutları 15x20x45 mm olan blok taslağı oluşturuldu. Taslak CNC freze tezgahında kestamid materyalinden üretildi. Bloğun tam ortasına, aralarında 22 mm mesafe olacak şekilde analogların yerleşeceği 2 adet yuva birbirine paralel olarak hazırlandı.



Şekil 3-1: Analogların yerleştirileceği dikdörtgenler prizması şeklindeki blok

3.1.1. Blokların hazırlanması

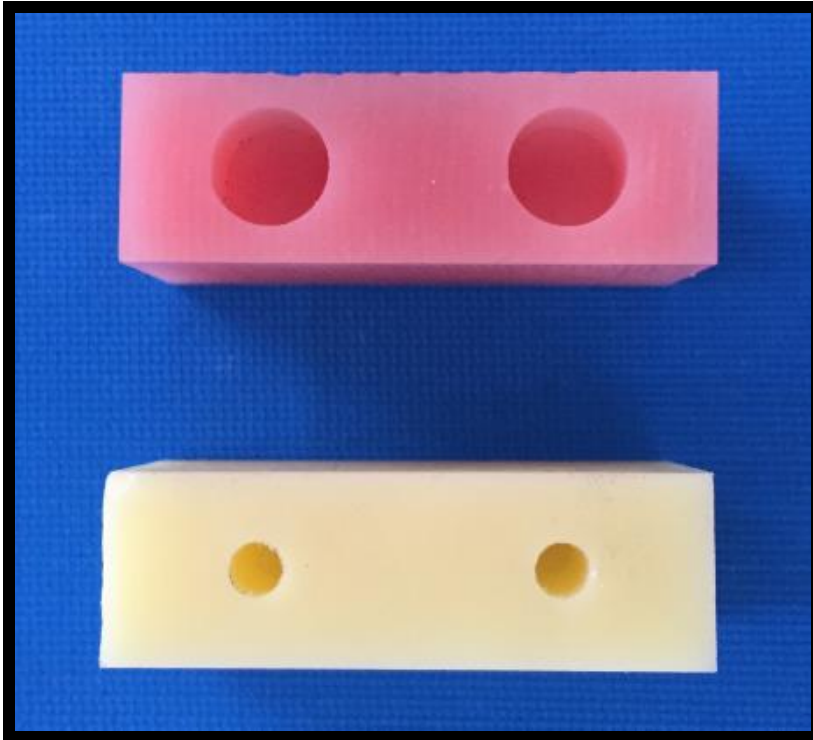
Çalışmamızda 2 tip blok kullanılmıştır. Bunlardan 1. Tip Blok analogların ve ball abutmentlerin yerleştirildiği blok, 2. Tip Blok protetik dişi parçaların yer aldığı bloktur. Analogların yerleşeceği bloklar, kestamid materyalinden, oluşturduğumuz taslağa uygun şekilde CNC freze tezgahında üretilmiştir. Kestamit, polyamit grubundan bir materyaldir, döküm yoluyla imal edilir, sıkı bir dokuya ve sertliğe sahiptir. Dişli yapımında özellikle büyük çapta dişlilerde tercih edilir. Kestamit'in üstünlüğü aşınma mukavemetinin çok yüksek olmasıdır. Metallerle sürtünerek çalışma durumunda dahi çok yüksek aşınma dayanımına ulaşır. Bu özelliğinden dolayı çelik halat makaralarında kullanılabilir. 2. Tip bloklarımızı soğuk akrilik materyalden oluşturduk.

Çalışmamızda kullanacağımız kestamid ve akrilik bloklar KIA Uper KiaTurn 21 CNC freze cihazında(Şekil 3.2), hazırladığımız taslak modele uygun (15x20x45 mm)

ebatlarda üretilmiştir. Tesviye bölümünde blokların çapak alma işlemi gerçekleştirilmiş ve son olarak yıkama işlemine tabi tutulmuşlardır.



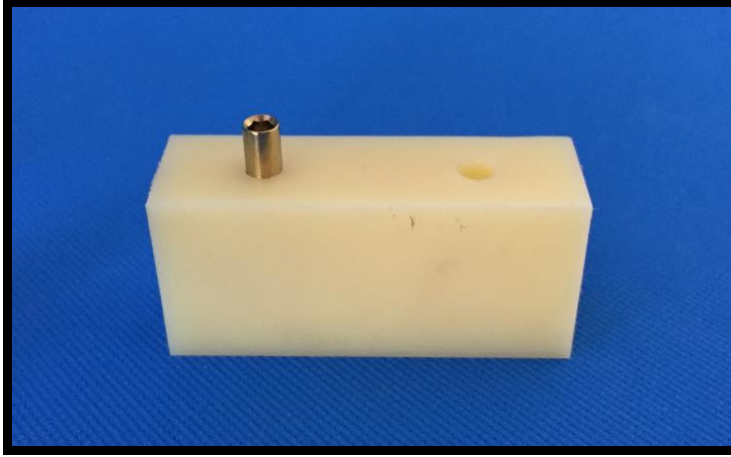
Şekil 3-2: CNC Freze Tezgahı



Şekil 3-3: Kestamid ve akrilik blokların CNC freze tezgahından çıktıktan sonraki görüntüsü

3.1.2. Analogların Bloklara Yerleştirilmesi

Çalışmamızda 3 farklı dental implant firmasının toplamda 4 adet farklı ball ataşman tutucusunu karşılaştırıldı. 1. Grup Biohorizons ball ataşmanın pembe lastikli tutucusu, 2. Grup DTİ firmasının ball ataşman tutucusu, 3. Grup ITI Straumann firmasının altın tutucusu, 4. Grup ITI Straumann firmasının titanyum tutucusu olarak oluşturuldu. Karşılaştırılan tutucular farklı firmalardan olduğu için birbirlerine en yakın çapta tutucu ve analog seçimini gerçekleştirildi. Biohorizons grubunda 3.8, DTİ ve ITI gruplarında 3.5 çaplı analoglar çalışmamızda kullanıldı. Kestamid bloklarımızın tam ortasına aralarında 22 mm mesafe olacak analog yuvaları seçtiğimiz analoglarla birebir ebatlarda ve birbirlerine tam paralel şekilde CNC freze tezgahında hazırlandı. Her bir analog hazırlanan yuvalara taşıyıcı parçalar yardımıyla yerleştirildi.



Şekil 3-4: Rehber oluklara analogların paralel şekilde yerleştirilmesi



Şekil 3-5: Analogların kestamid bloğa eşit şekilde yerleştirilmesi

3.1.3. Top başlı tutucuların bağlanması

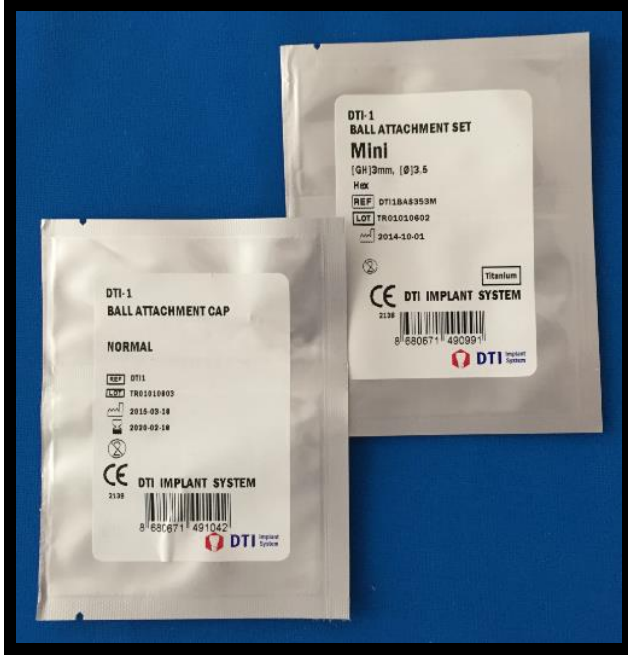
Abutmentlar (Şekil 3.13) analogların üzerine vidalanıp her firmanın tavsiye ettiği tork değerine uygun kuvvetle sıkıldı.



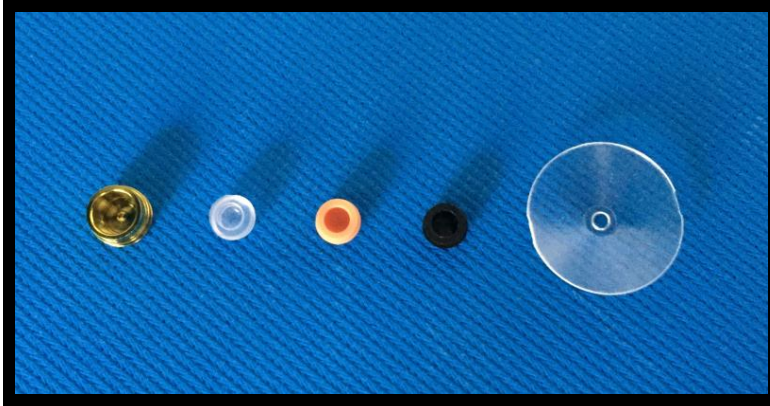
Şekil 3-6: Biohorizons top başlı tutucu



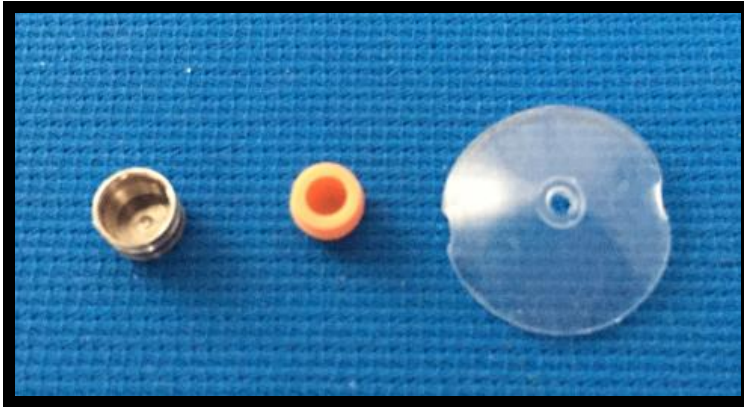
Şekil 3-7: ITI gold ve ITI titanyum top başlı tutucular



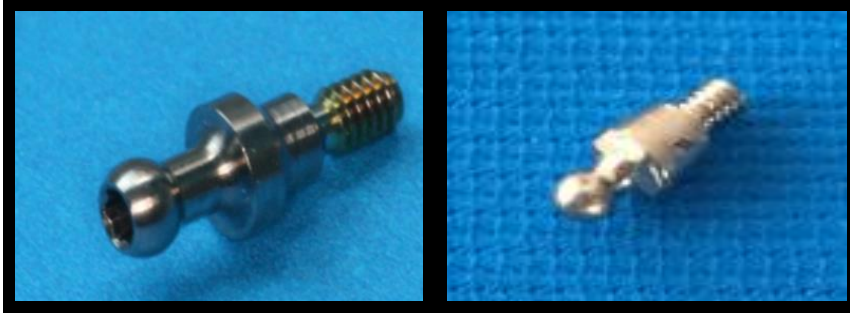
Şekil 3-8: DTI top başlı tutucu



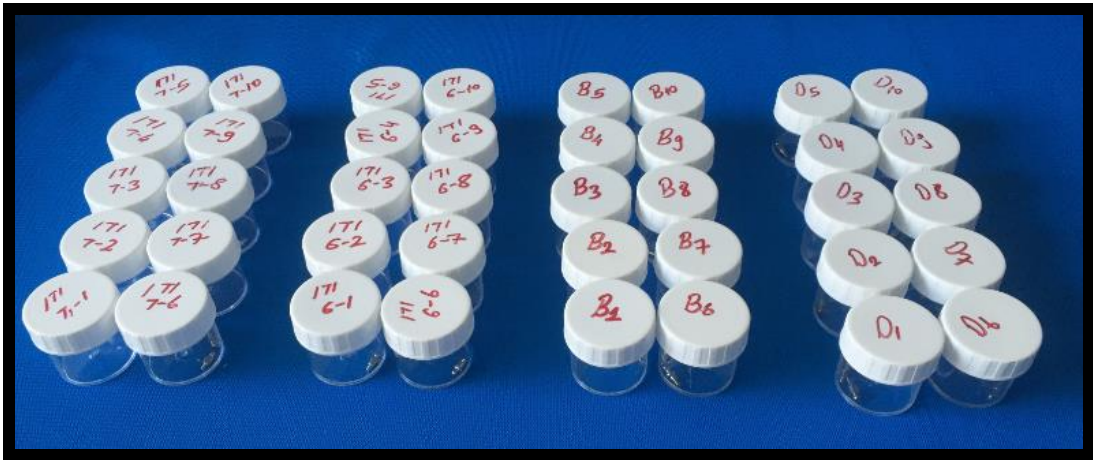
Şekil 3-9: Biohorizons metal yuva, tutucu parçalar, spacer



Şekil 3-10: DTI metal yuva, tutucu parça, spacer



Şekil 3-11: Biohorizons top başlı abutment – ITI top başlı abutment

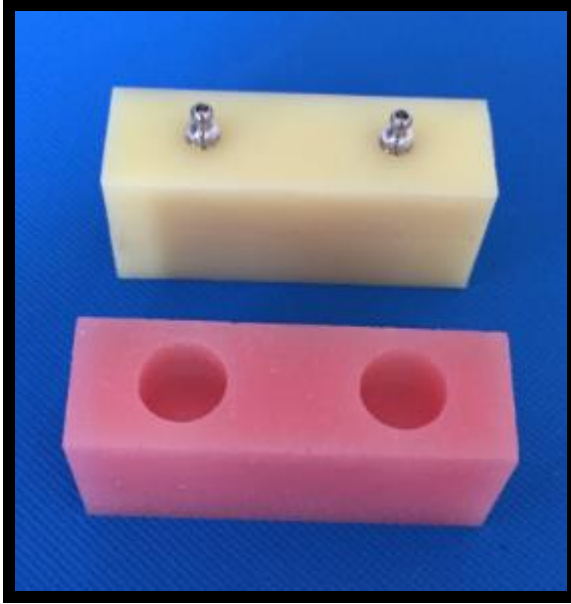


Şekil 3-12: Toplam 4 grupta 40 çift abutment

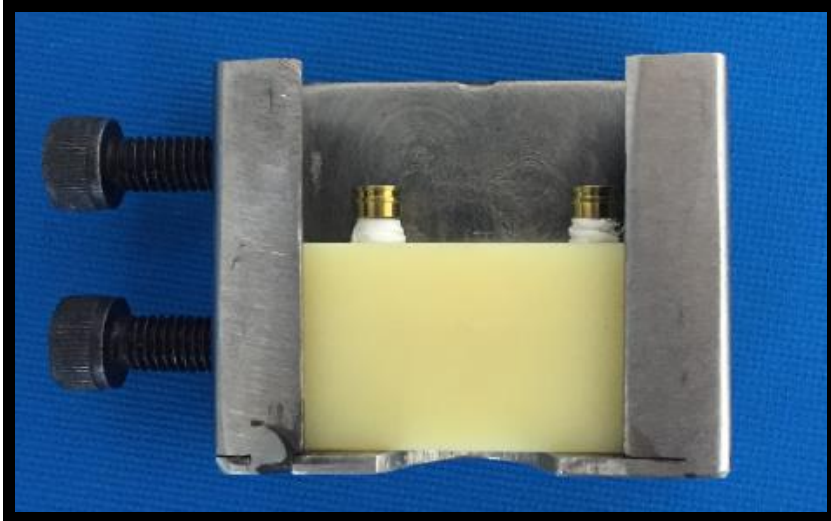


Şekil 3-13: Analoglara vidalanmış top başlı abutmentler

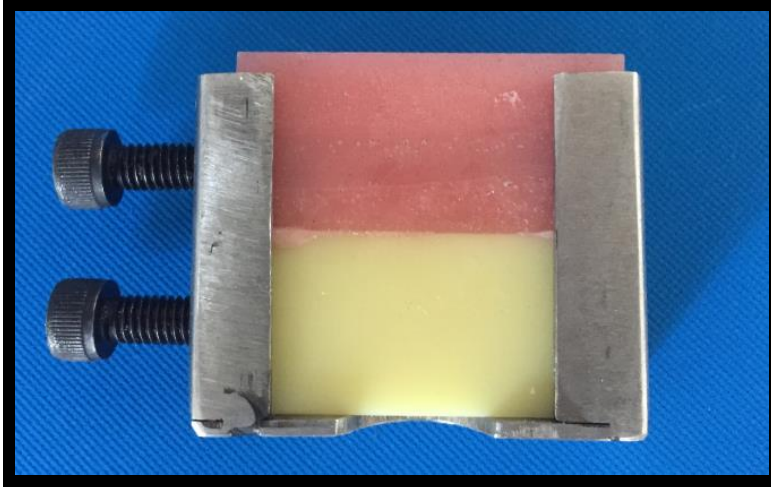
Bu işlemden sonra ball abutmentleri ile dişi parçaların bağlantı işlemine geçilmiştir. Ball abutmentleri üzerine o firmaya ait dişi tutucular yerleştirilmiş, andırkatlı alanlara akrilik reçinenin sızmasını engellemek için abutmentlerin üzerinde yer tutuculardan faydalanılmıştır. Bu işlem sonunda protetik komponentin bağlantı işlemine geçilmiştir. Bağlantı için akrilik bloklardaki boşluklar CNC freze tezgahında standart olarak hazırlanmıştır.



Şekil 3-14: Kestamid bloğa vidalanmış abutment ve akrilik blokta hazırlanan boşluk



Şekil 3-15: Polimerizasyondan önce sabitlenen blok



Şekil 3-16: Blokların polimerizasyon sırasındaki görüntüsü

Akrilik blok içindeki boşluklara soğuk akrilik uygulanarak polimerizasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Polimerizasyon süresince örneklerin pozisyonları sabitlenmiştir. Akrilik blok ile kestamid blok arasına izolasyon mataryeli uygulanmıştır. Polimerizasyonu takiben protetik component çıkartılmış gerekli tesviye ve cila işlemleri yapılmıştır.



Şekil 3-17: Akrilik reçineden hazırlanan, 40 adet protetik componenti simüle eden bloklar

3.2. Örneklerin Tutuculuk Ölçümleri ve Siklus Deneylerinin Yapılması

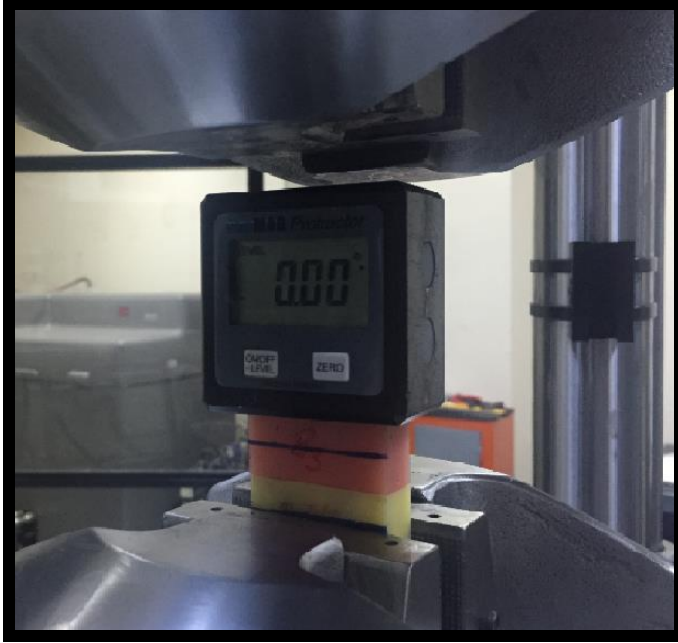
Örneklerin tutuculuk ölçümleri ve siklus deneyleri, İstanbul Teknik Üniversitesi Uçak ve Uzay Bilimleri Fakültesi'ndeki Kompozit ve Yapı Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Bu birimdeki MTS 322 Test Frame (Şekil 3.18) cihazı doktora çalışmamızda tutuculuk ölçümleri ve siklus deneyleri sırasında kullanılmıştır.



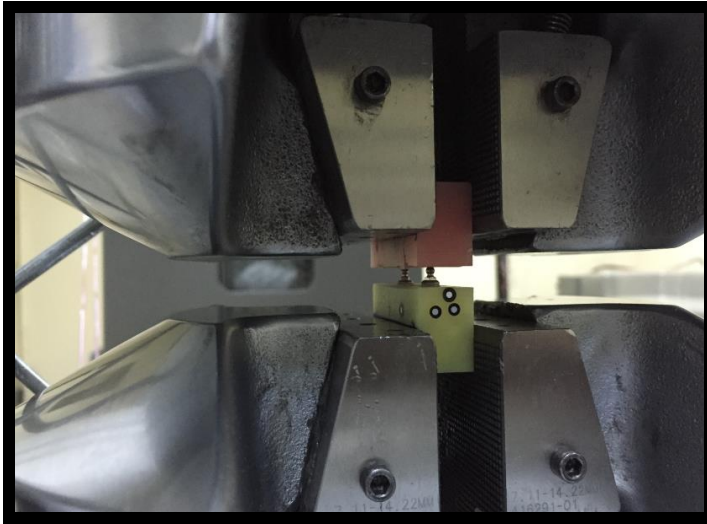
Şekil 3-18: MTS 322 Test Frame Cihazı

Tam olarak yerine oturmuş olan erkek ve dişi parçaların birbirinden ayrılıp , tekrar yerine oturması işi 'siklus' olarak adlandırılmıştır. Erkek ve dişi parçaları cihazın alt ve üst ünitelerine yere tam olarak paralel (Şekil 3.19) yerleştirdikten sonra her bir örneğimiz 5000 sıklusa kadar yorulma deneyine tabi tutulmuştur. 5000. Sıklusa kadar;

10, 100, 200, 300, 400, 500, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000 ve 5000. siklularda tutuculuk değerleri ölçölmüş ve kaydedilmiştir.



Şekil 3-19: Örneklerin yer düzlemine paralel bağlanması

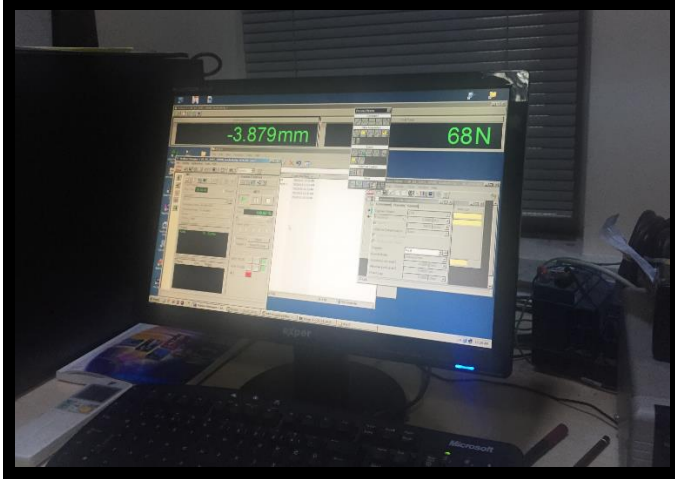


Şekil 3-20: Tutuculuk ölçümleri

Her bir deney örneğine 5000 siklus uygulanmış, toplamda 12 ayrı siklus zamanında retansiyon ölçümleri tamamlanmıştır. Siklus deneyleri tamamlanan örnekler 3D tarama öncesi hava-su spreyi ile yıkanmış, üzerindeki çapaklardan arındırılmıştır.



Şekil 3-21: Tutuculuk ölçümleri ve siklus deneyleri



Şekil 3-22: Tutuculuk ölçümlerinin bilgisayar görüntüsü

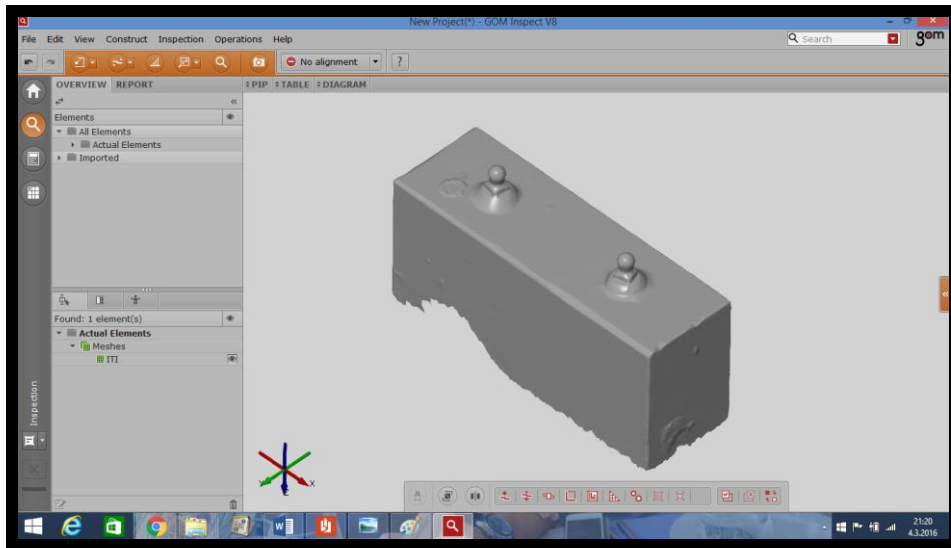
3.3. Örneklerin 3 Boyutlu(3D) Görüntülerinin Alınması

Örneklerin 3 boyutlu görüntüleri ve hacimsel değerlendirmeleri ORSA Mühendislik ve Proje Danışmanlık firması tarafından gerçekleştirilmiştir. 3 boyutlu taramalar GOM Atos 3D Scanner ile yapılmış veriler GOM Inspect V8 yazılımında değerlendirilmiştir (Şekil 3.23). Çalışmamızda kullandığımız her bir gruptan birer çift abutment siklus deneyleri öncesinde taranmış ve taranan parçalar referans olarak kullanılmıştır (Şekil 3.24) . 5000 siklus sonunda abutmentler tekrar tarayıcı ile taranarak

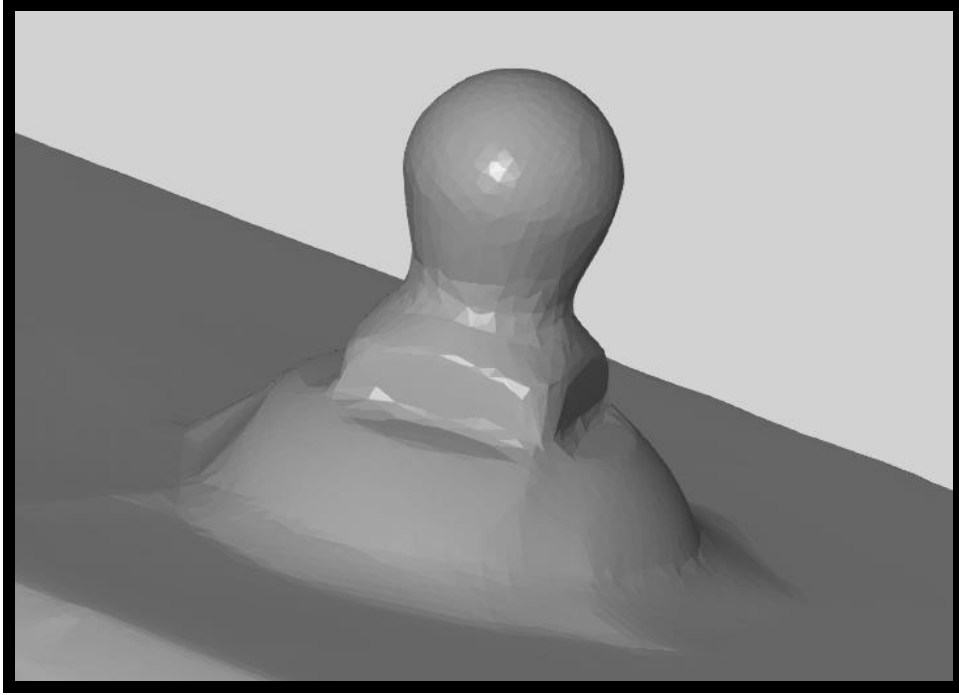
çalışmamızın amaçlarından biri olan abutment aşınmaları ve hacimsel kayıplar gözlemlenmiştir.



Şekil 3-23: GOM Atos 3 boyutlu tarayıcı



Şekil 3-24: GOM Inspect V8 yazılımında tarama görüntüsü



Şekil 3-25: ITI Referans Abutment Tarama Görüntüsü



Şekil 3-26: GOM Atos 3 boyutlu tarayıcı

3.4. İstatistiksel İnceleme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiştir normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası

karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Mann Whitney U test kullanıldı. Normal dağılım gösteren parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında paired sample t testi kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Çalışmamızdan Elde Edilen Bulgular

Tablo 4-1: Tutucuların herbir siklustaki retansiyon kuvvetlerinin değerlendirilmesi

	ITI-T	ITI-G	BIOH	DTI	P
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
10. siklus	50,39±4,81	48,16±6,46	34,12±4,99	26,41±5,8	0,001**
100. siklus	44,53±3,64	60,97±10,46	33,22±5,11	25,92±5,78	0,001**
200. siklus	35,61±3,4	69,9±12,99	32,05±4,82	24,78±5,63	0,001**
300. siklus	28,96±4,84	72,15±14,48	30,73±4,83	24,02±5,72	0,001**
400. siklus	25,77±3,88	70,39±11,07	29,75±4,56	23±5,19	0,001**
500. siklus	22,86±3,4	67,96±10,61	28,41±4,11	22,44±5,16	0,001**
1000. siklus	19,35±3,71	63,75±8,35	26,66±3,71	20,05±4,12	0,001**
1500. siklus	14,46±1,8	60,97±8,87	24,12±3,25	18,34±3,57	0,001**
2000. siklus	11,69±0,96	58,15±9,23	21,76±3,49	17,21±3,49	0,001**
3000. siklus	9,16±1,48	53,26±8,42	18,95±3,97	14,85±2,84	0,001**
4000. siklus	6,84±1,97	47,77±6,86	15,32±3,34	12,71±2,74	0,001**
5000. siklus	5,59±2,27	43,0±6,3	11,19±2,8	10,58±2,96	0,001**

OneWay ANOVA Test

**** p<0.01**

Tutucuların 10.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; DTI grubunun 10.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T ($p:0.001$), ITI-G ($p:0.001$) ve BIOH ($p:0.018$) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p<0.01$; $p<0.05$). BIOH grubunun 10.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T ($p:0.001$) ve ITI-G ($p:0.001$) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p<0.01$). ITI-T ve ITI-G tutucularının 10.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 100.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; DTI grubunun

100.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.001), ITI-G (p:0.001) ve BIOH (p:0.046) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0.01; p<0.05). BIOH grubunun 100.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.001) ve ITI-G (p:0.001) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0.01). ITI-T tutucusunun 100.siklustaki retansiyon ortalamaları, ITI-G tutucusundan anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p:0.004; p<0.05).

Tutucuların 200.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; DTI grubunun 200.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.001), ITI-G (p:0.001) ve BIOH (p:0.037) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0.01; p<0.05). BIOH (p:0.001) ve ITI-T (p:0.001) tutucularının 200.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-G grubundan anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0.01). ITI-T ve BIOH tutucularının 200.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 300.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunun 300.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.001), BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.01). ITI-T, BIOH ve DTI tutucularının 300.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 400.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunun 400.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.001), BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.01). BIOH tutucusunun 400.siklustaki retansiyon ortalamaları, DTI tutucusundan anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0.038; p<0.05). ITI-T tutucusunun 400.siklustaki retansiyon ortalaması ile BIOH ve DTI tutucuları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 500.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunun

500.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.001), BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.01). BIOH tutucusunun 500.siklustaki retansiyon ortalamaları, ITI-T tutucusundan anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0.025; p<0.05). DTI tutucusunun 500.siklustaki retansiyon ortalaması ile BIOH ve ITI-T tutucuları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 1000.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunun 1000.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.001), BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.01). BIOH grubunun 1000.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.002) ve DTI (p:0.009) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.01). ITI-T ve DTI tutucuları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 1500.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunun 1500.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.001), BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.01). BIOH grubunun 1500.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.001) ve DTI (p:0.008) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.01). DTI tutucusunun 1500.siklustaki retansiyon ortalamaları, ITI-T tutucusundan anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0.049; p<0.05).

Tutucuların 2000.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunun 2000.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.001), BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.01). ITI-T tutucusunun 2000.siklustaki retansiyon ortalaması, BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.004) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0.01). BIOH ve DTI tutucuları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 3000.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunun

3000.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.001), BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.01). ITI-T tutucusunun 3000.siklustaki retansiyon ortalaması, BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0.01). BIOH ve DTI tutucuları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 4000.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunun 4000.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.001), BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.01). ITI-T tutucusunun 4000.siklustaki retansiyon ortalaması, BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0.01). BIOH ve DTI tutucuları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 5000.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunun 5000.siklustaki retansiyon ortalaması, ITI-T (p:0.001), BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p<0.01). ITI-T tutucusunun 5000.siklustaki retansiyon ortalaması, BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.003) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0.01). BIOH ve DTI tutucuları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

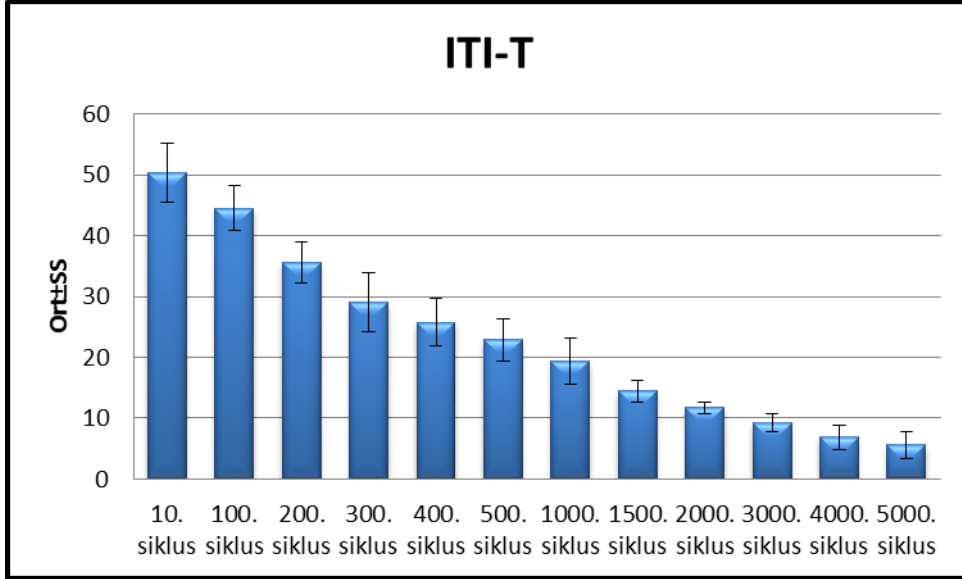
Tablo 4-2: Tutucularda ayrı retansiyon değerlerindeki değişimin değerlendirilmesi (10. Siklusa göre)

ITI-T	ITI-T	ITI-G	BIOH	DTI
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
10. siklus	50,39±4,81	48,16±6,46	34,12±4,99	26,41±5,8
100. siklus	44,53±3,64	60,97±10,46	33,22±5,11	25,92±5,78
200. siklus	35,61±3,4	69,9±12,99	32,05±4,82	24,78±5,63
300. siklus	28,96±4,84	72,15±14,48	30,73±4,83	24,02±5,72
400. siklus	25,77±3,88	70,39±11,07	29,75±4,56	23±5,19
500. siklus	22,86±3,4	67,96±10,61	28,41±4,11	22,44±5,16
1000. siklus	19,35±3,71	63,75±8,35	26,66±3,71	20,05±4,12
1500. siklus	14,46±1,8	60,97±8,87	24,12±3,25	18,34±3,57
2000. siklus	11,69±0,96	58,15±9,23	21,76±3,49	17,21±3,49
3000. siklus	9,16±1,48	53,26±8,42	18,95±3,97	14,85±2,84
4000. siklus	6,84±1,97	47,77±6,86	15,32±3,34	12,71±2,74
5000. siklus	5,59±2,27	43,0±6,3	11,19±2,8	10,58±2,96
10.-100. siklus p	0,001**	0,001**	0,001**	0,005**
10.-200. siklus p	0,001**	0,001**	0,001**	0,002**
10.-300. siklus p	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
10.-400. siklus p	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
10.-500. siklus p	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
10.-1000. siklus p	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
10.-1500. siklus p	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
10.-2000. siklus p	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
10.-3000. siklus p	0,001**	0,004**	0,001**	0,001**
10.-4000. siklus p	0,001**	0,764	0,001**	0,001**
10.-5000. siklus p	0,001**	0,005**	0,001**	0,001**

Paired sample t test kullanıldı ** $p < 0.01$

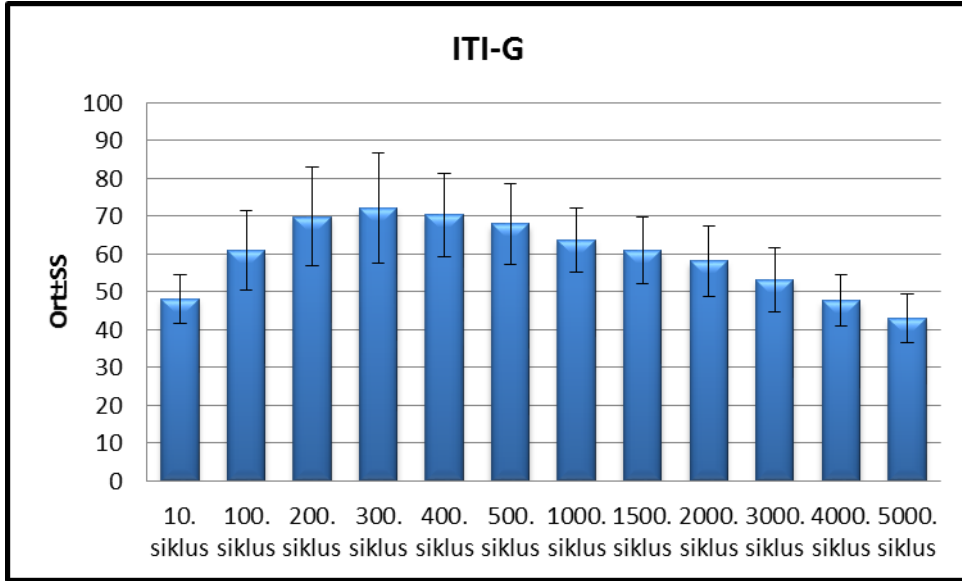
ITI-T tutucusunda; 10. siklustaki retansiyon ortalamasına göre 100. Siklus, 200.siklus, 300.siklus, 400.siklus, 500.siklus, 1000.siklus, 1500.siklus, 2000.siklus,

3000.siklus, 4000.siklus ve 5000.siklustaki retansiyon ortalamalarında görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.01$).



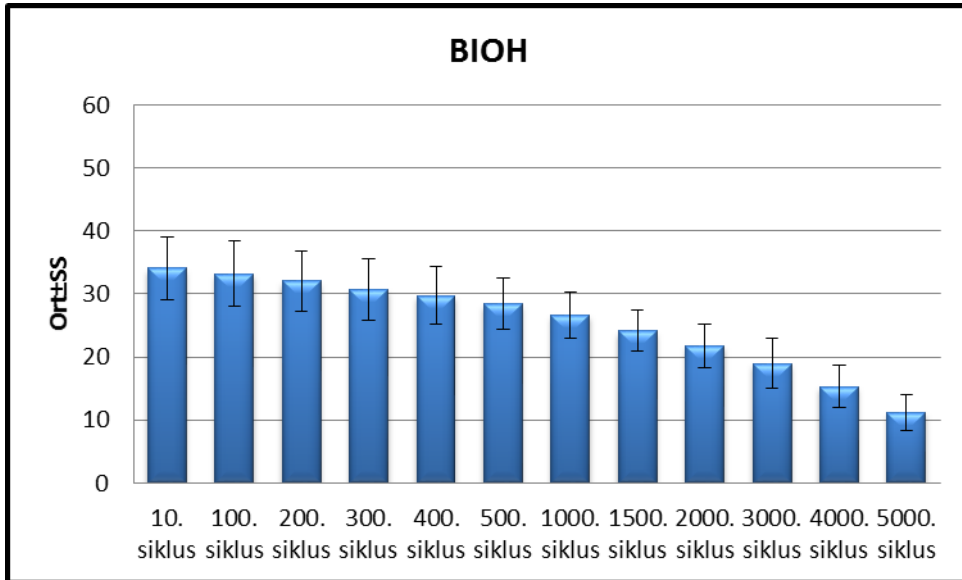
Şekil 4-1: ITI-T tutuculuk değerleri

ITI-G tutucusunda; 10. siklustaki retansiyon ortalamasına göre 100. Siklus, 200.siklus, 300.siklus, 400.siklus, 500.siklus, 1000.siklus, 1500.siklus, 2000.siklus ve 3000.siklustaki retansiyon ortalamalarında görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.01$). 10. siklustaki retansiyon ortalamasına göre 4000.siklusta anlamlı bir değişim görülmezken ($p>0.05$), 10.siklusa göre 5000.siklusta görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.01$).



Şekil 4-2: ITI-G tutuculuk değerleri

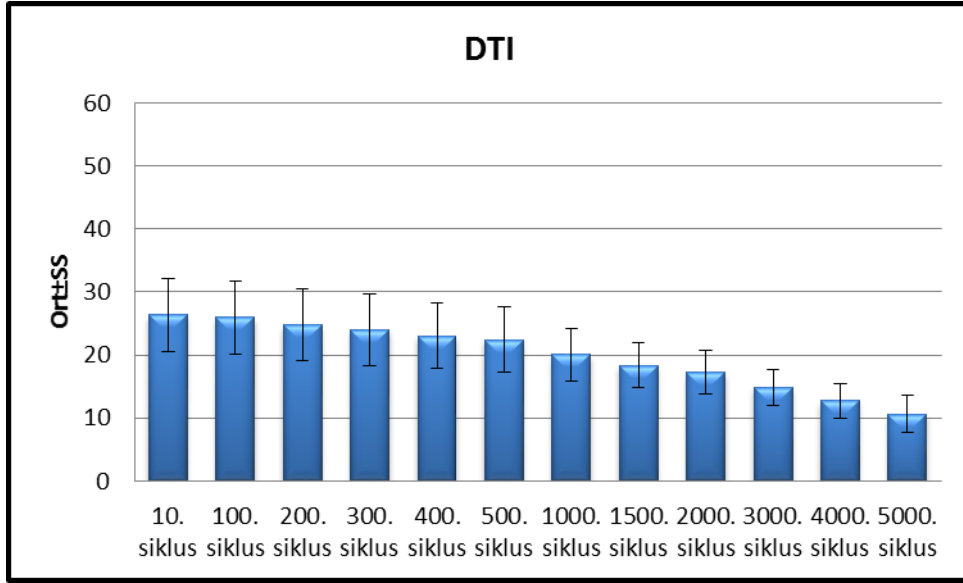
BIOH tutucusunda; 10. sıklustaki retansiyon ortalamasına göre 100. Siklus, 200.siklus, 300.siklus, 400.siklus, 500.siklus, 1000.siklus, 1500.siklus, 2000.siklus, 3000.siklus, 4000.siklus ve 5000.siklustaki retansiyon ortalamalarında görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.01$).



Şekil 4-3: BIOH tutuculuk değerleri

DTI tutucusunda; 10. sıklustaki retansiyon ortalamasına göre 100. Siklus, 200.siklus, 300.siklus, 400.siklus, 500.siklus, 1000.siklus, 1500.siklus, 2000.siklus,

3000.siklus, 4000.siklus ve 5000.siklustaki retansiyon ortalamalarında görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.01$).



Şekil 4-4: DTI tutuculuk değerleri

Tablo 4-3: Tutucularda ayrı retansiyon değerlerindeki değişimin değerlendirilmesi (Bir önceki sıklusa göre)

ITI-T	ITI-T	ITI-G	BIOH	DTI
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
10. siklus	50,39±4,81	48,16±6,46	34,12±4,99	26,41±5,8
100. siklus	44,53±3,64	60,97±10,46	33,22±5,11	25,92±5,78
200. siklus	35,61±3,4	69,9±12,99	32,05±4,82	24,78±5,63
300. siklus	28,96±4,84	72,15±14,48	30,73±4,83	24,02±5,72
400. siklus	25,77±3,88	70,39±11,07	29,75±4,56	23±5,19
500. siklus	22,86±3,4	67,96±10,61	28,41±4,11	22,44±5,16
1000. siklus	19,35±3,71	63,75±8,35	26,66±3,71	20,05±4,12
1500. siklus	14,46±1,8	60,97±8,87	24,12±3,25	18,34±3,57
2000. siklus	11,69±0,96	58,15±9,23	21,76±3,49	17,21±3,49
3000. siklus	9,16±1,48	53,26±8,42	18,95±3,97	14,85±2,84
4000. siklus	6,84±1,97	47,77±6,86	15,32±3,34	12,71±2,74
5000. siklus	5,59±2,27	43,0±6,3	11,19±2,8	10,58±2,96

<i>10.-100. siklus p</i>	0,001**	0,001**	0,001**	0,005**
<i>100.-200. siklus p</i>	0,001**	0,001**	0,001**	0,016*
<i>200.-300. siklus p</i>	0,002**	0,009**	0,001**	0,001**
<i>300.-400. siklus p</i>	0,004**	0,353	0,001**	0,006**
<i>400.-500. siklus p</i>	0,001**	0,032*	0,001**	0,001**
<i>500.-1000. siklus p</i>	0,001**	0,014*	0,001**	0,003**
<i>1000.-1500. siklus p</i>	0,001**	0,011*	0,001**	0,001**
<i>1500.-2000. siklus p</i>	0,001**	0,002**	0,001**	0,001**
<i>2000.-3000. siklus p</i>	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
<i>3000.-4000. siklus p</i>	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
<i>4000.-5000. siklus p</i>	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
<i>Paired sample t test kullanıldı</i>		* $p<0.05$	** $p<0.01$	

ITI-T Tutucusunda; tüm sikluslarda bir önceki sıklusa göre görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.01$).

ITI-G Tutucusunda; 10.sıklusa göre 100.siklus, 100.sıklusa göre 200.siklus, 200.sıklusa göre 300.siklusa görülen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). 300.sıklusa göre 400.siklusa anlamlı bir değişim görülmezken ($p>0.05$), 400.sıklusa göre 500.siklusa, 500.sıklusa göre 1000.siklusa, 1000.sıklusa göre 1500.siklusa, 1500.sıklusa göre 2000.siklusa, 2000.sıklusa göre 3000.siklusa, 3000.sıklusa göre 4000.siklusa ve 4000.sıklusa göre 5000.siklusa görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$; $p<0.01$).

BIOH Tutucusunda; tüm sikluslarda bir önceki sıklusa göre görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.01$).

DTI Tutucusunda; tüm sikluslarda bir önceki sıklusa göre görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$; $p<0.01$).

Tablo 4-4: Tutucuların başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerindeki yüzdelik değişimlerinin değerlendirilmesi

% Değişim	ITI-T	ITI-G	BIOH	DTI	<i>p</i>
	Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)	
10.-100. siklus	-11,3±6,62 (-10,43)	26,5±14,05 (25,41)	-2,7±1,14 (-2,63)	-1,9±1,69 (-1,41)	0,001**
10.-200. siklus	-29±7,31 (-27,84)	45,4±20,8 (41,84)	-6,1±1,41 (-6,54)	-6,2±4,37 (-4,34)	0,001**
10.-300. siklus	-41,7±12,37 (-38,72)	49,9±22,52 (47,27)	-10,1±1,98 (-9,95)	-9,2±4,27 (-7,76)	0,001**
10.-400. siklus	-48,1±10,23 (-43,99)	46,5±15,93 (44,21)	-12,9±1,79 (-13,33)	-12,8±5,23 (-11,68)	0,001**
10.-500. siklus	-54,2±8,09 (-50,52)	41,2±13 (41,92)	-16,6±3,45 (-16,19)	-15±5,47 (-13,78)	0,001**
10.-1000. siklus	-61,4±7,38 (-60,46)	32,6±8,54 (33,99)	-21,7±3,22 (-21,59)	-23,6±7,02 (-23,45)	0,001**
10.-1500. siklus	-71,3±2,94 (-70,58)	26,5±7,56 (29,25)	-29,1±4,18 (-29,56)	-30±6,12 (-29,52)	0,001**
10.-2000. siklus	-76,6±2,65 (-75,64)	20,6±9,87 (23,22)	-36,2±4,34 (-36,57)	-34,3±6,39 (-33,33)	0,001**
10.-3000. siklus	-81,6±4,13 (-83,63)	10,5±8,11 (11,1)	-44,6±6,12 (-45,7)	-42,9±8,5 (-42,32)	0,001**
10.-4000. siklus	-86,3±4,57 (-87,2)	-0,7±7,43 (1,06)	-55,3±5,67 (-55,9)	-50,7±11,04 (-52,94)	0,001**
10.-5000. siklus	-88,7±5,11 (-89,25)	-10,5±7,91 (-8,74)	-67,3±5,74 (-68,71)	-58,9±12,21 (-62,35)	0,001**

Kruskal Wallis Test

**** $p < 0.01$**

Tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 100. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunda 10.siklusa göre 100.siklusta artış görülürken, diğer tüm tutucularda azalma görülmüştür ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p < 0.01$). ITI-T

grubunda 10.siklusa göre 100.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH (p:0.002) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 200. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunda 10.siklusa göre 200.siklusta artış görülürken, diğer tüm tutucularda azalma görülmüştür ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0.001; p<0.01). ITI-T grubunda 10.siklusa göre 200.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 300. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunda 10.siklusa göre 300.siklusta artış görülürken, diğer tüm tutucularda azalma görülmüştür ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0.001; p<0.01). ITI-T grubunda 10.siklusa göre 300.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0.01). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 400. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunda 10.siklusa göre 400.siklusta artış görülürken, diğer tüm tutucularda azalma görülmüştür ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0.001; p<0.01). ITI-T grubunda 10.siklusa göre 400.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH (p:0.001) ve DTI (p:0.001) gruplarından anlamlı şekilde yüksek

bulunmuştur ($p < 0.01$). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 500. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunda 10.siklusa göre 500.siklusta artış görülürken, diğer tüm tutucularda azalma görülmüştür ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p < 0.01$). ITI-T grubunda 10.siklusa göre 500.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH ($p:0.001$) ve DTI ($p:0.001$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p < 0.01$). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 1000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunda 10.siklusa göre 1000.siklusta artış görülürken, diğer tüm tutucularda azalma görülmüştür ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p < 0.01$). ITI-T grubunda 10.siklusa göre 1000.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH ($p:0.001$) ve DTI ($p:0.001$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p < 0.01$). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 1500. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunda 10.siklusa göre 1500.siklusta artış görülürken, diğer tüm tutucularda azalma görülmüştür ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p < 0.01$). ITI-T grubunda 10.siklusa göre 1500.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH ($p:0.001$) ve DTI ($p:0.001$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p < 0.01$). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 2000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunda 10.siklusa göre 2000.siklusta artış görülürken, diğer tüm tutucularda azalma görülmüştür ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.001$; $p < 0.01$). ITI-T grubunda 10.siklusa göre 2000.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH ($p < 0.001$) ve DTI ($p < 0.001$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p < 0.01$). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 3000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunda 10.siklusa göre 3000.siklusta artış görülürken, diğer tüm tutucularda azalma görülmüştür ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.001$; $p < 0.01$). ITI-T grubunda 10.siklusa göre 3000.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH ($p < 0.001$) ve DTI ($p < 0.001$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p < 0.01$). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 4000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunda 10.siklusa göre 4000.siklusta az bir yüzdelerlik düşüş görülürken, diğer tüm tutucularda ciddi boyutlarda azalma görülmüştür ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.001$; $p < 0.01$). ITI-T grubunda 10.siklusa göre 4000.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH ($p < 0.001$), DTI ($p < 0.001$) ve ITI-G ($p < 0.001$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p < 0.01$). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tutucuların 10. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 5000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak

anlamli farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; tüm tutucularda azalma görülmüştür ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). ITI-T grubunda 10.siklusa göre 5000.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH ($p:0.001$), DTI ($p:0.001$) ve ITI-G ($p:0.001$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-5: Tutucuların bir önceki siklusa göre retansiyon değerlerindeki yüzdelerdeki değişimin değerlendirilmesi

% Değişim	ITI-T	ITI-G	BIOH	DTI	<i>p</i>
	Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)	
100.-200. siklus	-19,9±5,97 (-20,54)	14,8±8,37 (13,97)	-3,5±1,29 (-3,56)	-4,3±4,61 (-2,82)	0,001**
200.-300. siklus	-18,4±12,55 (-15,29)	3±2,64 (2,91)	-4,2±2,16 (-4,81)	-3,2±1,88 (-3,51)	0,001**
300.-400. siklus	-10,5±7,9 (-9,91)	-1,6±6,1 (-0,91)	-3,1±1,74 (-3,57)	-4±2,77 (-2,89)	0,006**
400.-500. siklus	-10,9±7,61 (-10,54)	-3,4±4,14 (-2,04)	-4,4±2,91 (-3,69)	-2,5±1,66 (-2,71)	0,012*
500.-1000. siklus	-15,3±9,33 (-12,25)	-5,8±5,33 (-5,52)	-6,1±1,93 (-6,71)	-10,1±5,92 (-9,18)	0,006**
1000.-1500. siklus	-24±10,28 (-22,94)	-4,5±4,13 (-3,3)	-9,4±2,81 (-8,84)	-8,2±4,41 (-9,45)	0,001**
1500.-2000. siklus	-18,4±8,93 (-19,3)	-4,8±3,38 (-4,18)	-9,9±3,92 (-10,12)	-6,2±3,62 (-5,59)	0,001**
2000.-3000. siklus	-21,4±12,6 (-20,55)	-8,2±3,85 (-7,66)	-13,4±5,83 (-15,58)	-13,4±7,16 (-14,63)	0,011*
3000.-4000. siklus	-26,4±12,36 (-26,64)	-10,1±3,19 (-10,74)	-19,3±3,04 (-20,33)	-14,3±8,35 (-15,93)	0,001**
4000.-5000. siklus	-20,9±13,14 (-16,24)	-10±2,56 (-10,9)	-26,4±10,68 (-23,63)	-17,6±7,31 (-17,35)	0,001**

Kruskal Wallis Test

* $p<0.05$

** $p<0.01$

Tutucuların 100. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 200. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunda 100.siklusa göre 200.siklusta artış görülürken, diğer tüm tutucularda azalma görülmüştür ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). ITI-T grubunda 100.siklusa göre 200.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH ($p:0.001$) ve DTI ($p:0.001$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 200. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 300. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunda 200.siklusa göre 300.siklusta artış görülürken, diğer tüm tutucularda azalma görülmüştür ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). ITI-T grubunda 200.siklusa göre 300.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH ($p:0.001$) ve DTI ($p:0.001$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 300. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 400. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-T grubunda 300.siklusa göre 400.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, ITI-G ($p:0.013$), BIOH ($p:0.013$) ve DTI ($p:0.041$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). ITI-G grubunda 300.siklusa göre 400.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, BIOH ($p:0.034$) ve DTI ($p:0.019$) gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.05$). BIOH ve DTI grupları arasında görülen yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 400. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 500. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak

anlamli farklilik bulunmaktadir ($p < 0.05$). Anlamliligin hangi tutucudan kaynaklandiginin tespiti icin yapilan ikili karstlastirmalar sonucunda; ITI-T grubunda 400.siklusa gore 500.siklusta retansiyon ortalamasinda gorulen yuzde dusus miktarı, ITI-G ($p:0.023$), BIOH ($p:0.034$) ve DTI ($p:0.013$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). BIOH grubunda 400.siklusa gore 500.siklusta retansiyon ortalamasinda gorulen yuzde dusus miktarı, DTI grubundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.023$; $p < 0.05$). ITI-G grubu ile BIOH ve DTI grupları arasında yuzde degisim miktarları acısından anlamlı bir farklilik bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tutucuların 500. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 1000. Siklustaki retansiyon ortalamasında gorulen yuzde degisim duzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklilik bulunmaktadir ($p < 0.01$). Anlamliligin hangi tutucudan kaynaklandiginin tespiti icin yapilan ikili karstlastirmalar sonucunda; ITI-T grubunda 500.siklusa gore 1000.siklusta retansiyon ortalamasında gorulen yuzde dusus miktarı, ITI-G ($p:0.013$) ve BIOH ($p:0.001$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$; $p < 0.01$). Diğer gruplar arasında yuzde degisim miktarları acısından anlamlı bir farklilik bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tutucuların 1000. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 1500. Siklustaki retansiyon ortalamasında gorulen yuzde degisim duzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklilik bulunmaktadir ($p < 0.01$). Anlamliligin hangi tutucudan kaynaklandiginin tespiti icin yapilan ikili karstlastirmalar sonucunda; ITI-T grubunda 1000.siklusa gore 1500.siklusta retansiyon ortalamasında gorulen yuzde dusus miktarı, ITI-G ($p:0.001$), BIOH ($p:0.003$) ve DTI ($p:0.004$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p < 0.01$). BIOH grubunda 1000.siklusa gore 1500.siklusta retansiyon ortalamasında gorulen yuzde dusus miktarı, ITI-G grubundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.013$; $p < 0.05$). DTI grubu ile BIOH ve ITI-G grupları arasında yuzde degisim miktarları acısından anlamlı bir farklilik bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tutucuların 1500. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 2000. Siklustaki retansiyon ortalamasında gorulen yuzde degisim duzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklilik bulunmaktadir ($p < 0.01$). Anlamliligin hangi tutucudan kaynaklandiginin tespiti icin yapilan ikili karstlastirmalar sonucunda; ITI-T grubunda 1500.siklusa gore 2000.siklusta retansiyon ortalamasında gorulen yuzde dusus miktarı, ITI-G ($p:0.003$), BIOH ($p:0.013$) ve DTI ($p:0.007$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$; $p < 0.01$). BIOH grubunda 1500.siklusa gore 2000.siklusta

retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, ITI-G ($p:0.005$) ve DTI ($p:0.034$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$; $p<0.05$). DTI grubu ile ITI-G grupları arasında yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 2000. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 3000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-T grubunda 2000.siklusa göre 3000.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, ITI-G ($p:0.011$), BIOH ($p:0.016$) ve DTI ($p:0.049$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). BIOH grubunda 2000.siklusa göre 3000.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, ITI-G grubundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.041$; $p<0.05$). DTI grubu ile BIOH ve ITI-G grupları arasında yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

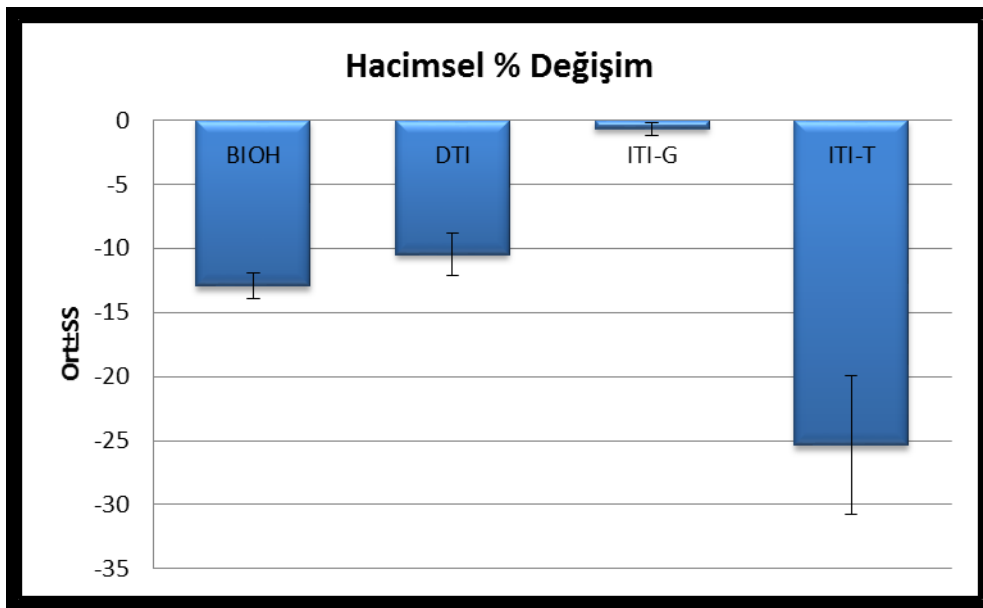
Tutucuların 3000. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 4000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-T grubunda 3000.siklusa göre 4000.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, ITI-G ($p:0.001$) ve DTI ($p:0.041$) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.01$; $p<0.05$). BIOH grubunda 3000.siklusa göre 4000.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, ITI-G grubundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). Diğer gruplar arasında yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 4000. Siklustaki retansiyon ortalamasına göre 5000. Siklustaki retansiyon ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-G grubunda 4000.siklusa göre 5000.siklusta retansiyon ortalamasında görülen yüzde düşüş miktarı, ITI-T ($p:0.023$), BIOH ($p:0.001$) ve DTI ($p:0.013$) gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.05$). ITI-T, BIOH ve DTI grupları arasında yüzde değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-6: Tutucuların referans değere göre hacimsel yüzdelerik değişimin değerlendirilmesi

Hacimsel % Değişim	
Ort±SS (Medyan)	
BIOH	-12,94±1 (-13,1)
DTI	-10,47±1,7 (-10,9)
ITI-G	-0,7±0,47 (-0,5)
ITI-T	-25,38±5,41 (-26,6)
P	0,001**
<i>Kruskal Wallis Test</i>	<i>**p<0.01</i>

Tutucuların referans değere göre hacimlerinde görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; ITI-T grubunda görülen yüzde düşüş miktarı, ITI-G, BIOH ve DTI gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). BIOH grubunda görülen yüzde düşüş miktarı, ITI-G ve DTI gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). ITI-T grubunda görülen yüzde düşüş miktarı, ITI-G grubundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$).



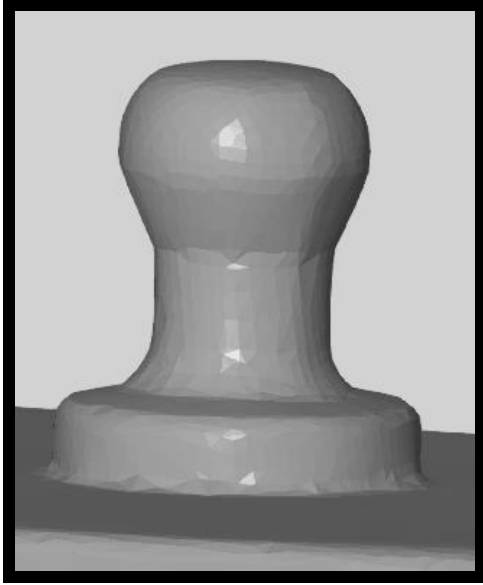
Şekil 4-5: Deney Gruplarının Yüzdelerik Hacimsel Değişimleri

Tutucuların referans değere göre çaplarında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Anlamlılığın hangi tutucudan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; BIOH grubunda görülen yüzde düşüş miktarı, ITI-G, ITI-T ve DTI gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). DTI grubunda görülen yüzde düşüş miktarı, ITI-G ve ITI-T gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$). ITI-T grubunda görülen yüzde düşüş miktarı, ITI-G grubundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.01$).

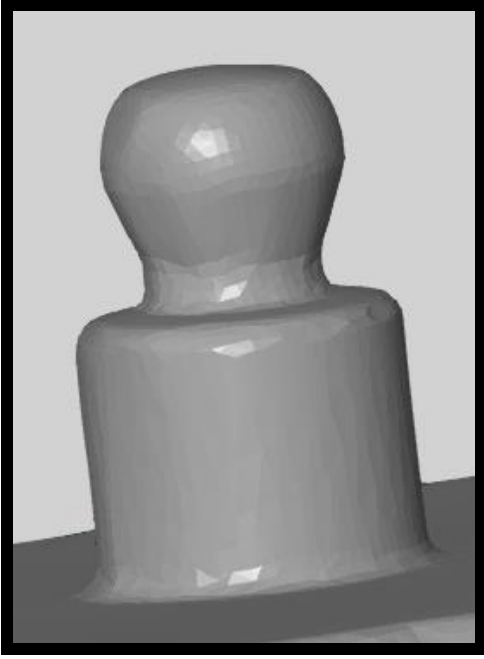
4.2. Üç Boyutlu Tarama Bulguları

4.2.1. Siklus Deneyleri Öncesindeki Tarama Bulguları

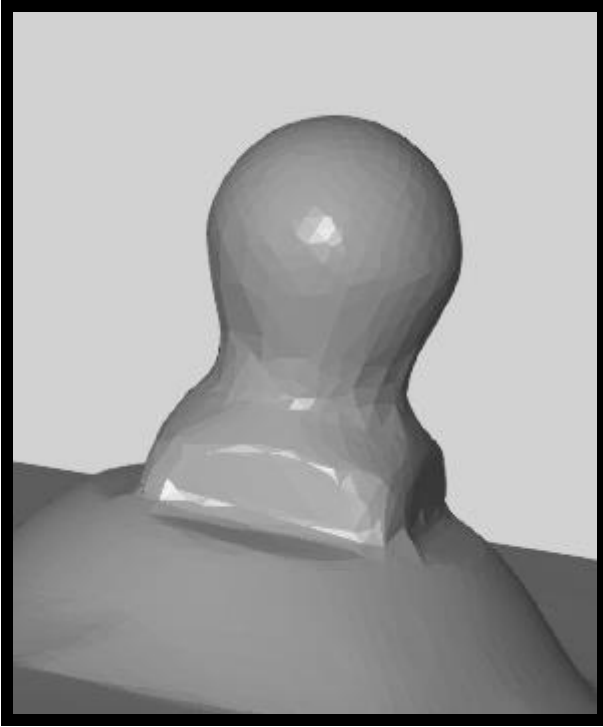
Siklus deneyleri öncesinde her gruptan birer adet abutment 3D tarayıcı ile taranmıştır. Biohorizons top başlı tutucu çap ölçüsü 2,8 mm.'dir. DTI top başlı tutucu çap ölçüsü 2.75 mm.'dir. ITI top başlı tutucu çap ölçüsü 2.25 mm.'dir



Şekil 4-6: Biohorizons Top Başlı Tutucu



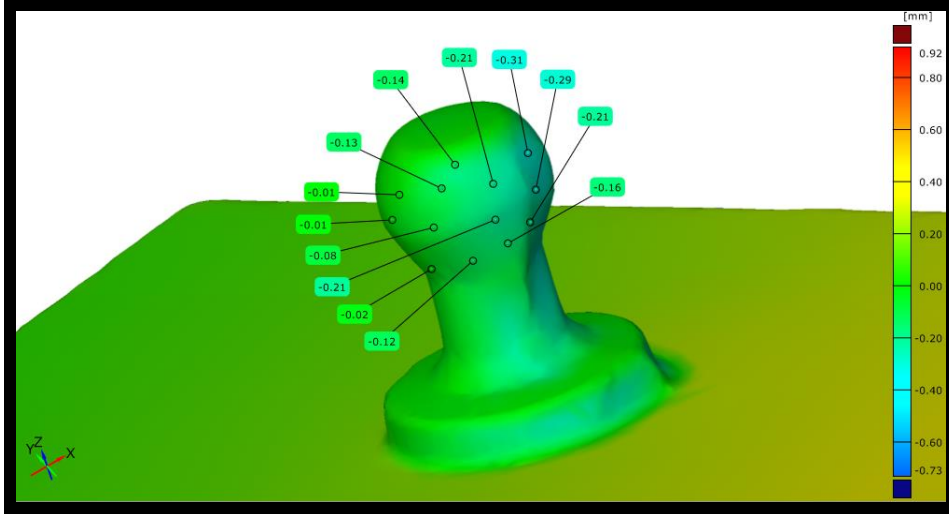
Şekil 4-7: DTI Top Başı Tutucu



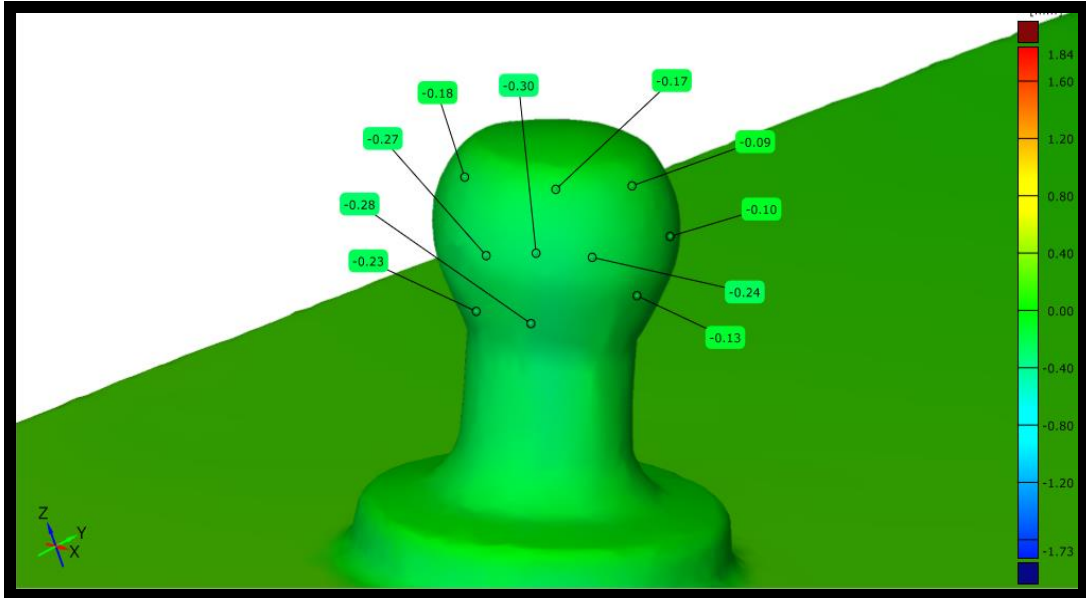
Şekil 4-8: ITI Top Başı Tutucu

4.2.2. Siklus Deneyleri Sonrası Tarama Bulguları

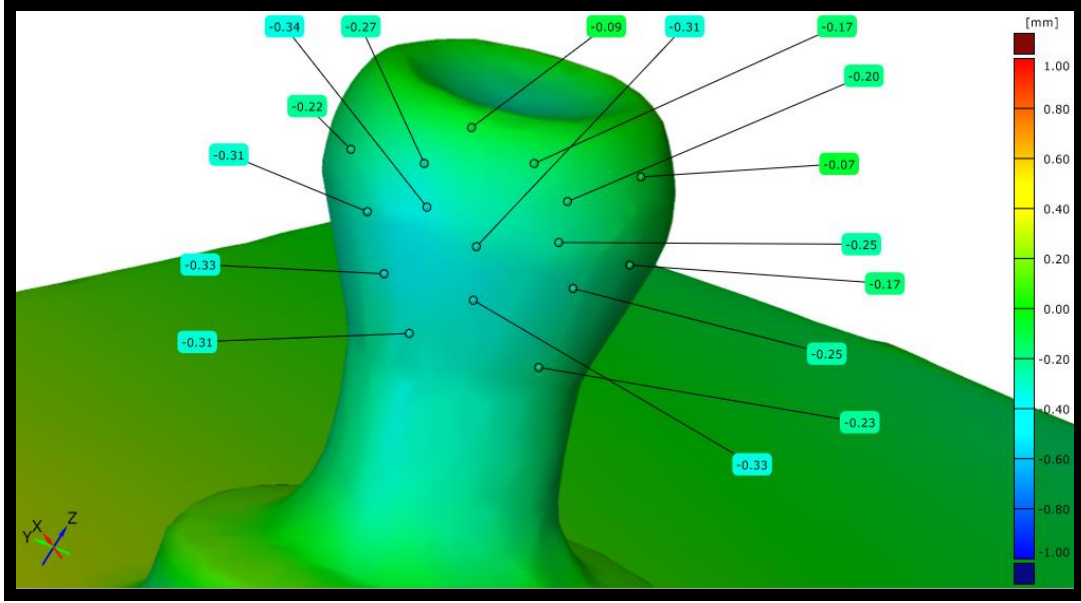
4.2.2.1. Biohorizons Tarama Bulguları



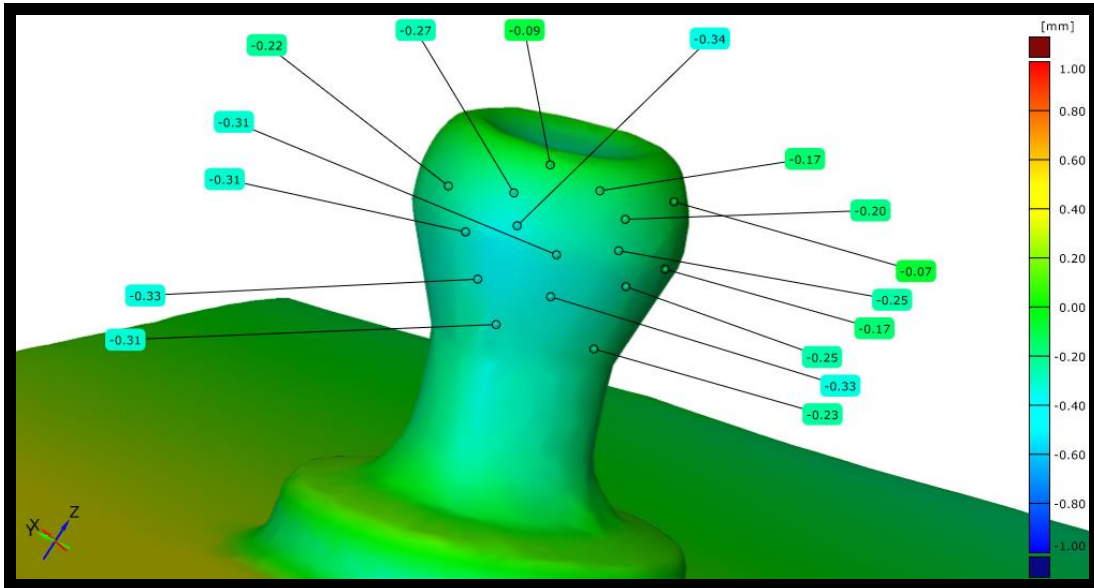
Şekil 4-9: BİOH 1A Aşınma Görüntüsü



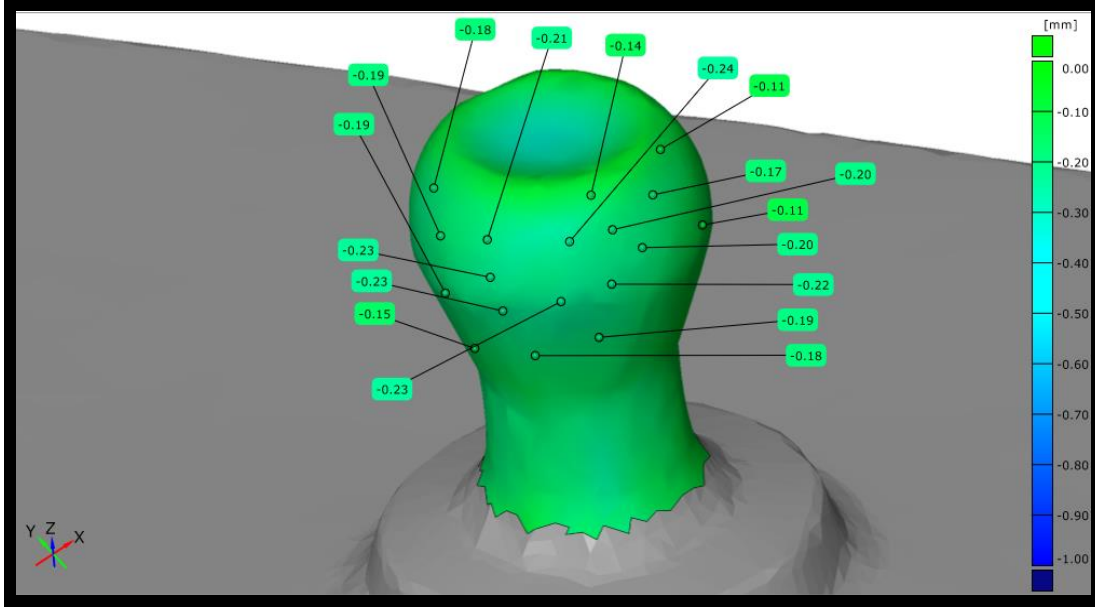
Şekil 4-10: BİOH 1B Aşınma Görüntüsü



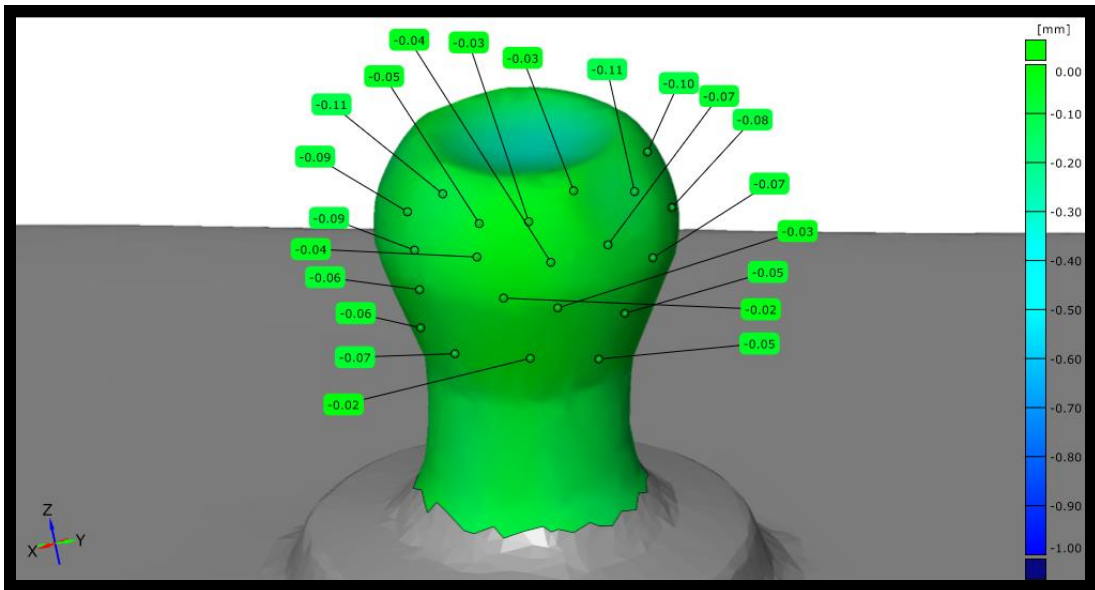
Şekil 4-11: BİOH 2A Aşınma Görüntüsü



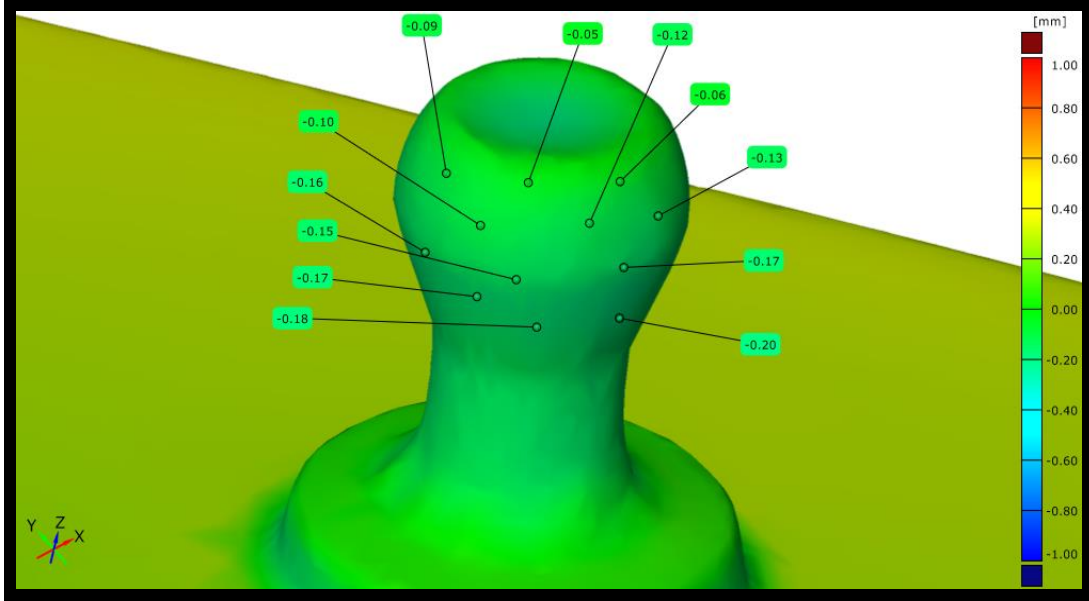
Şekil 4-12: BİOH 2B Aşınma Görüntüsü



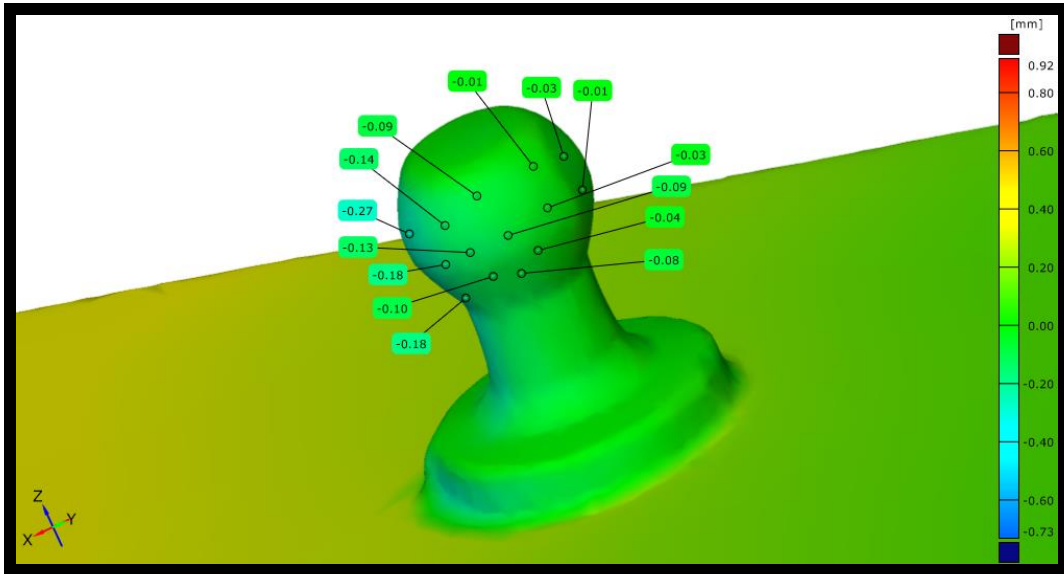
Şekil 4-13: BİOH 3A Aşınma Görüntüsü



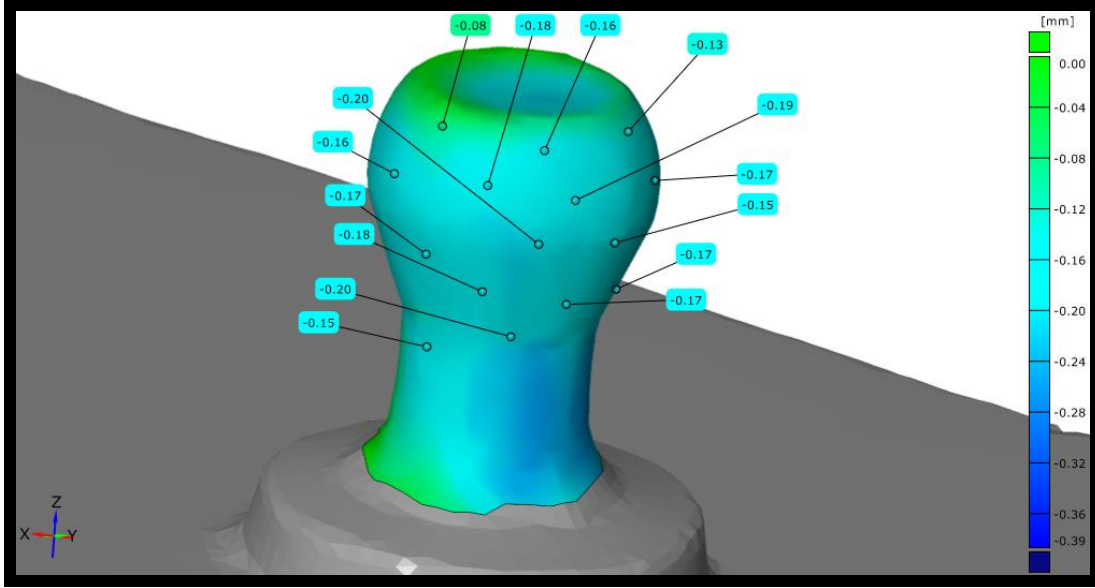
Şekil 4-14: BİOH 3B Aşınma Görüntüsü



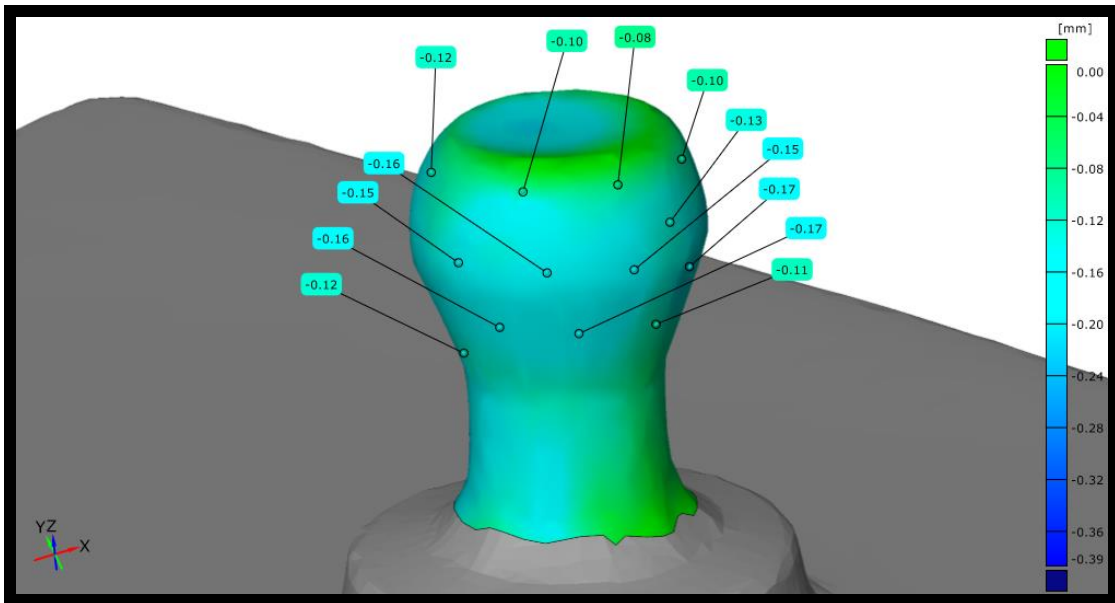
Şekil 4-15: BİOH 4A Aşınma Görüntüsü



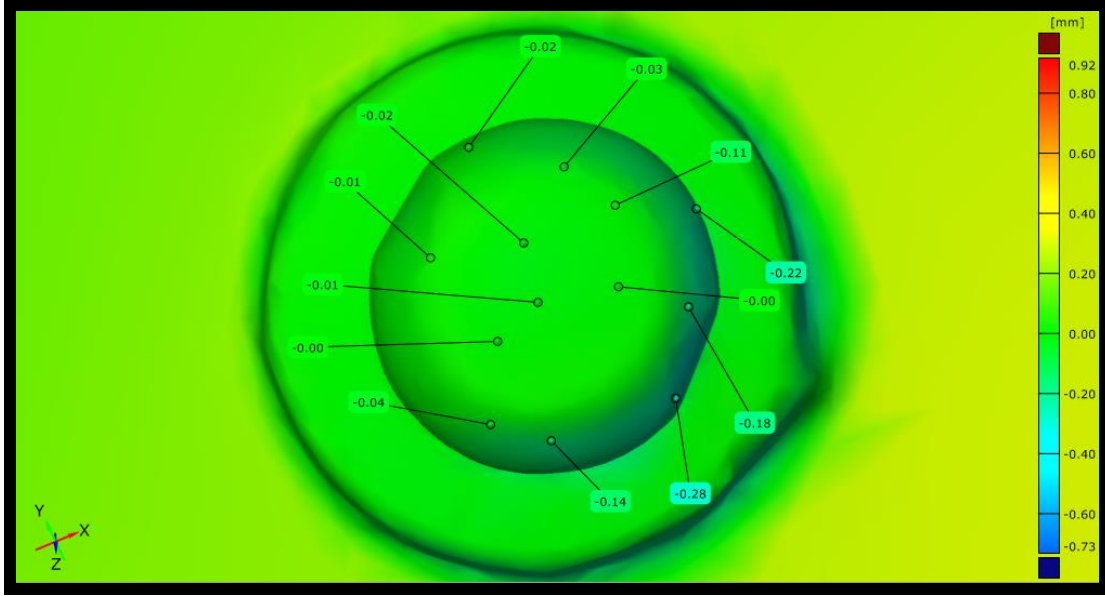
Şekil 4-16: BİOH 4B Aşınma Görüntüsü



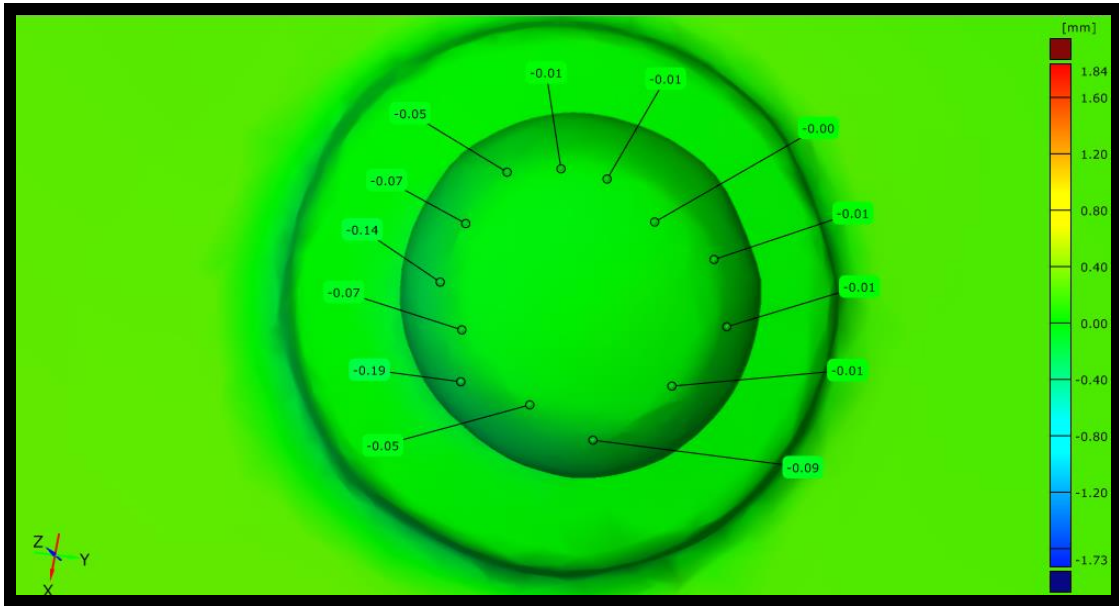
Şekil 4-17: BİOH 5A Aşınma Görüntüsü



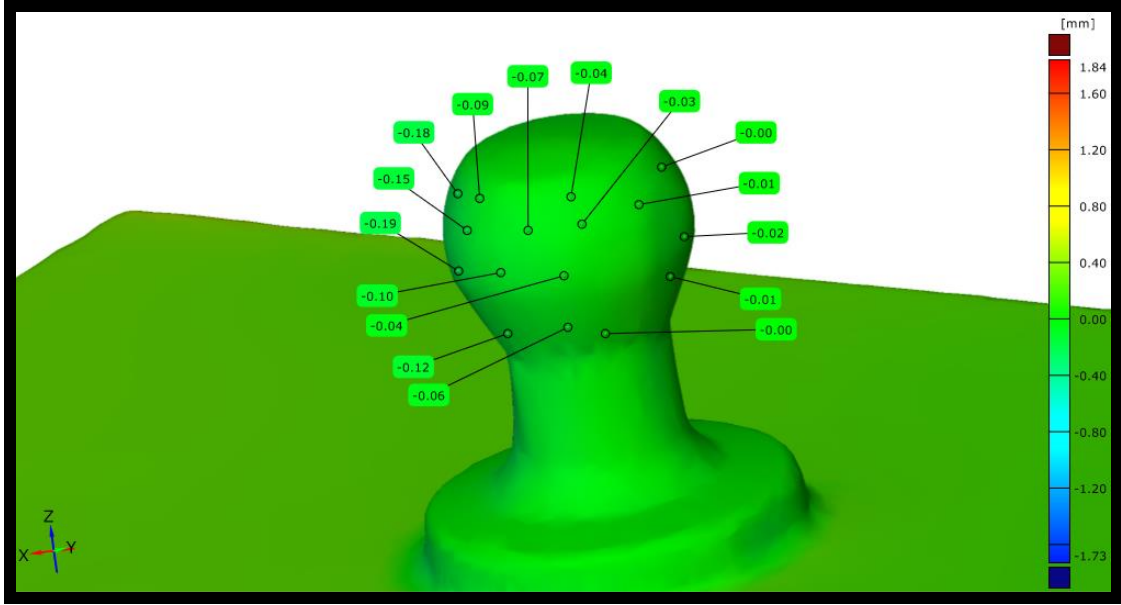
Şekil 4-18: BİOH 5B Aşınma Görüntüsü



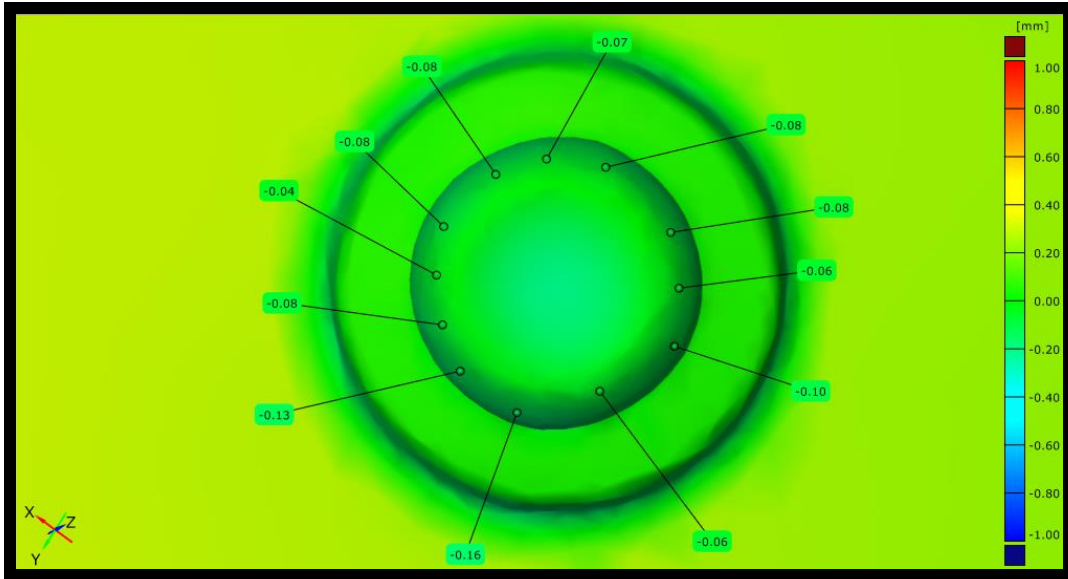
Şekil 4-19: BİOH 6A Aşınma Görüntüsü



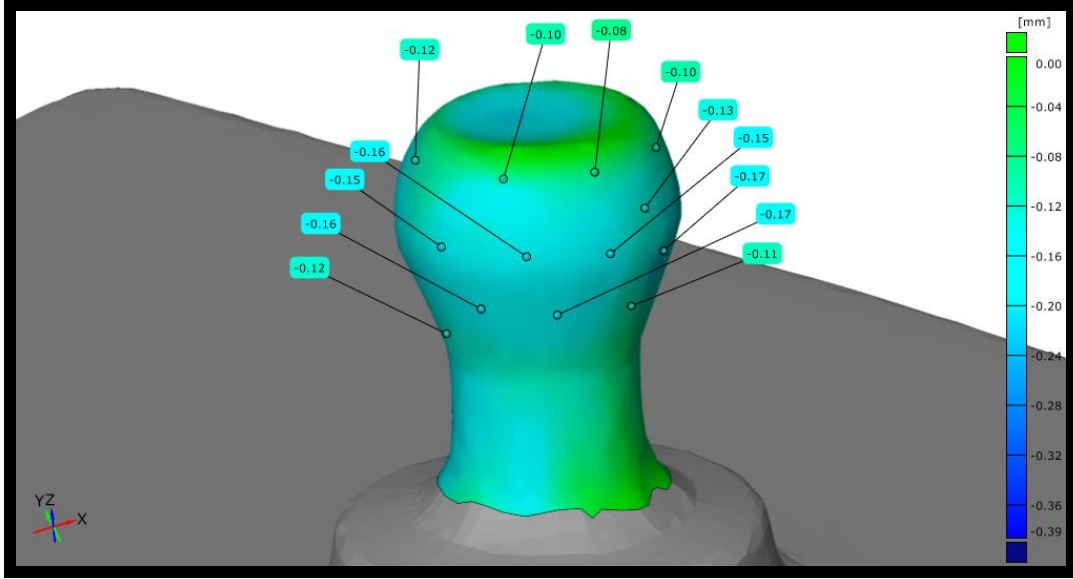
Şekil 4-20: BİOH 6B Aşınma Görüntüsü



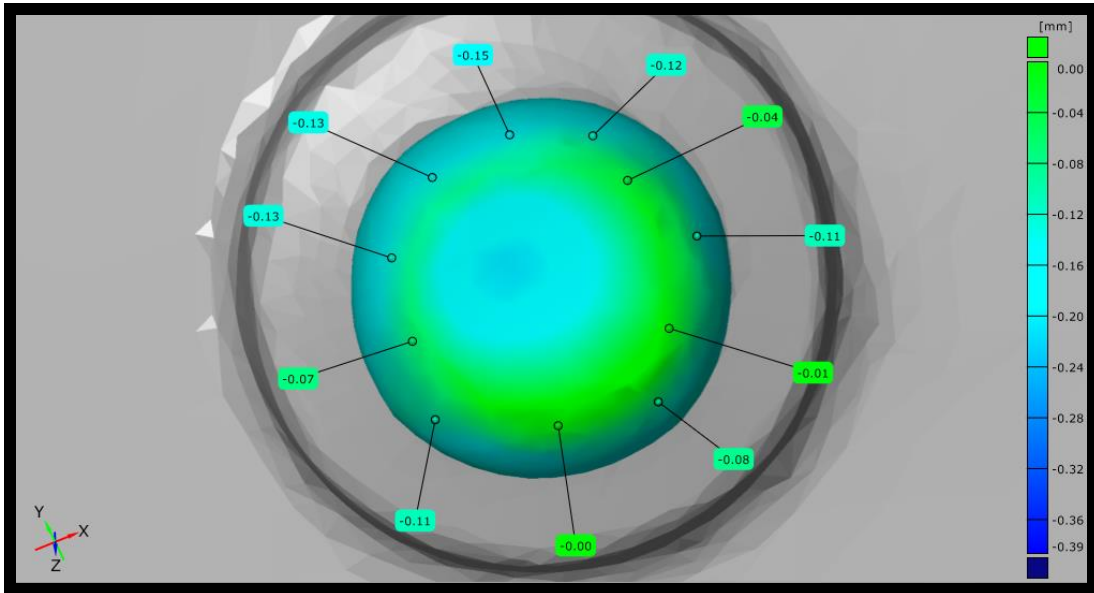
Şekil 4-21: BİOH 7A Aşınma Görüntüsü



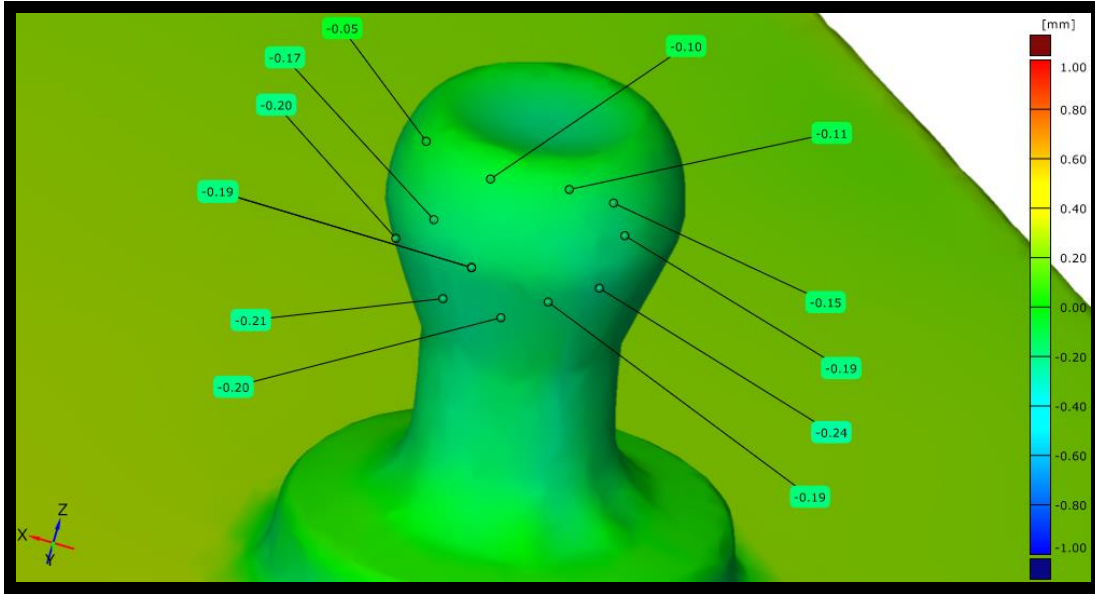
Şekil 4-22: BİOH 7B Aşınma Görüntüsü



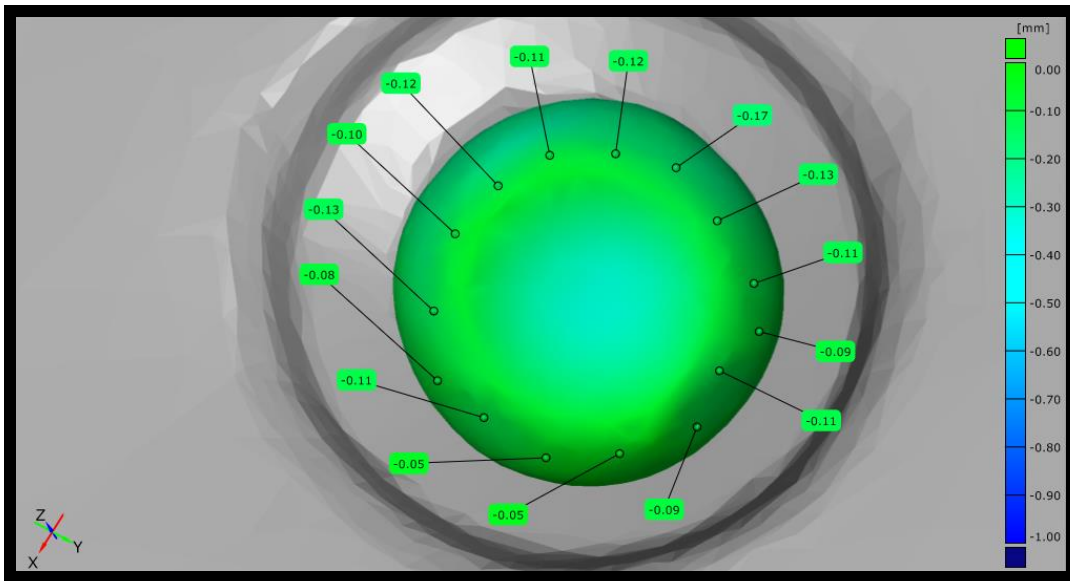
Şekil 4-23: BiOH 8A Aşınma Görüntüsü



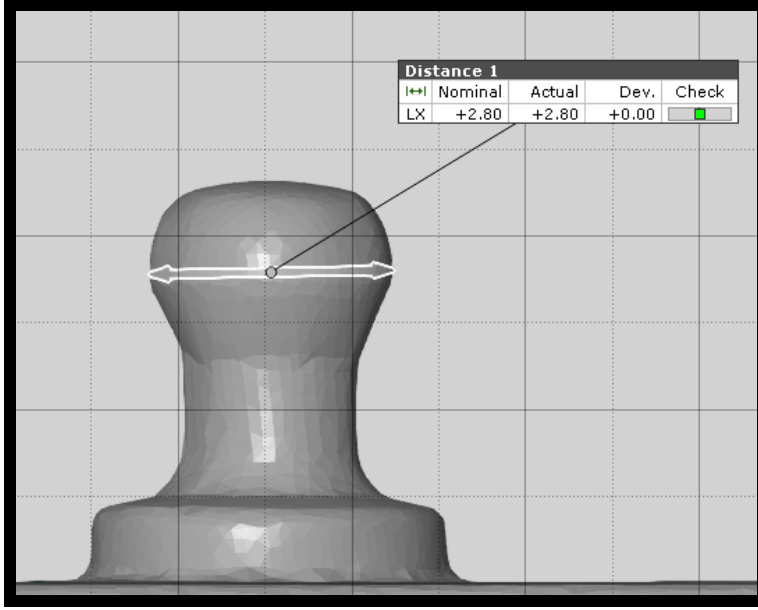
Şekil 4-24: BiOH 8B Aşınma Görüntüsü



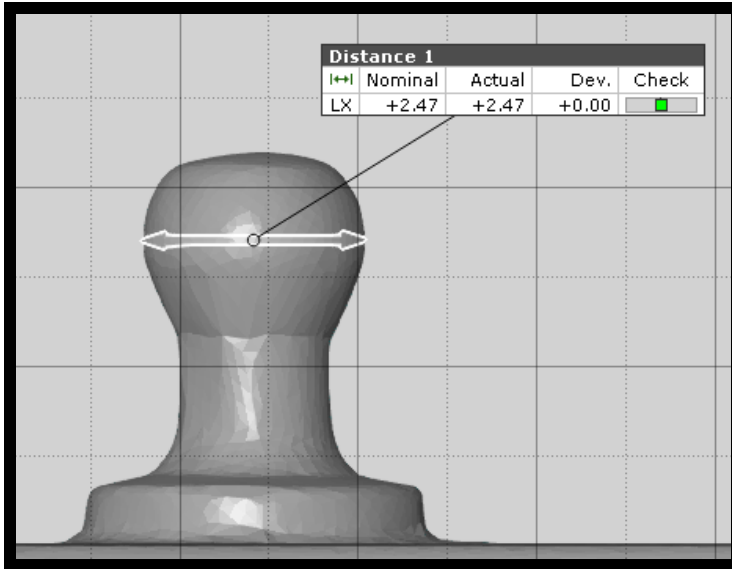
Şekil 4-25: BiOH 9A Aşınma Görüntüsü



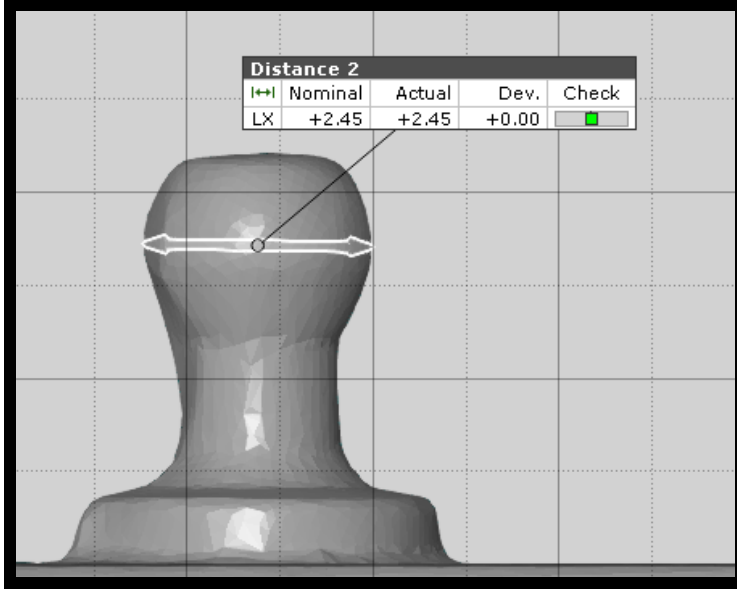
Şekil 4-26: BiOH 9B Aşınma Görüntüsü



Şekil 4-27: Siklus Deneyi öncesi BİOH abutment çapı (2.80 mm)

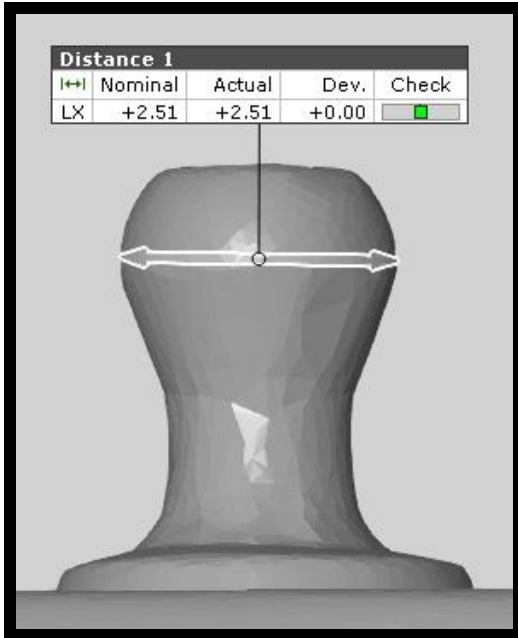


Şekil 4-28: Siklus Deneyi Sonrası BİOH 2A abutment çapı (2.47 mm)

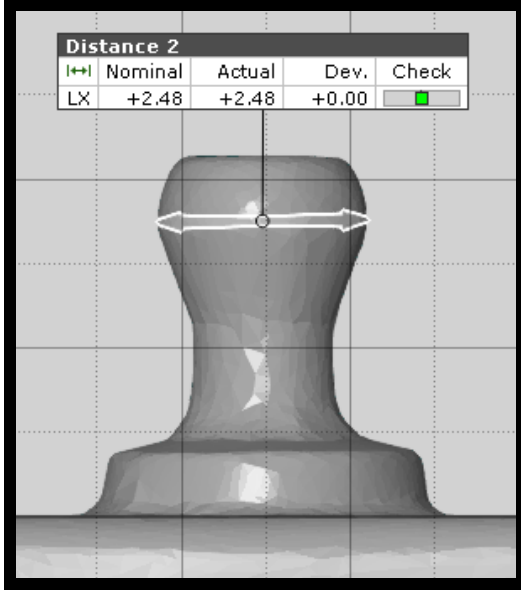


Şekil 4-29: Siklus Deneyi Sonrası BİOH 2B abutment çapı (2.45 mm)

Biohorizons 2. Grupta retansiyon kuvvetimiz 42 N'dan 16 N'a düşmüştür. Yapılan dış çap ölçümü 2,8 mm'den ortalama 2,46 mm'ye gerilemiştir. Hacimsel değişimi 8,09 mm³'ten, a tutucusunda 7,17mm³'e b tutucusunda 7,07mm³'e düşmüştür.



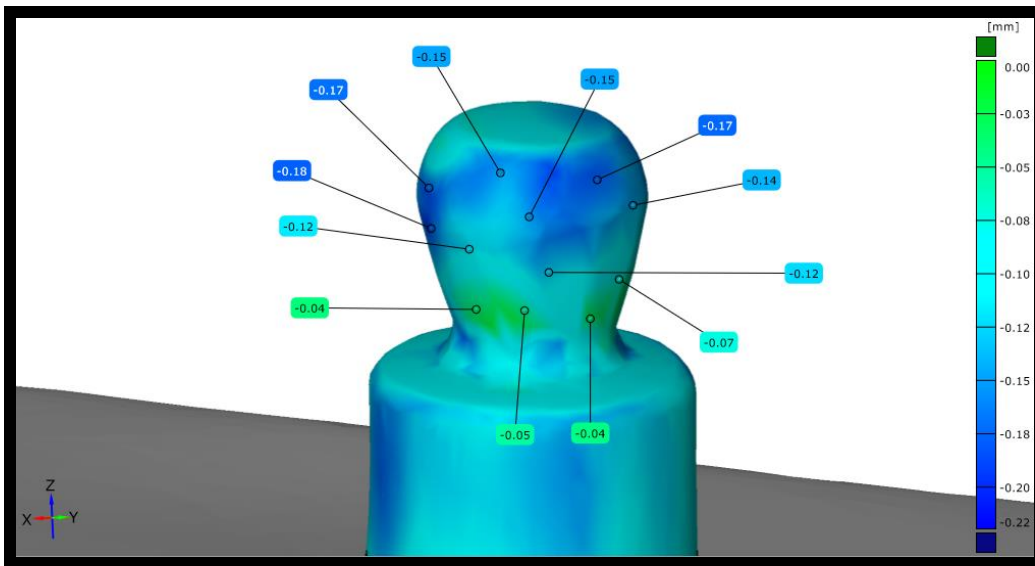
Şekil 4-30: Siklus Deneyi Sonrası BİOH 5A abutment çapı (2.51 mm)



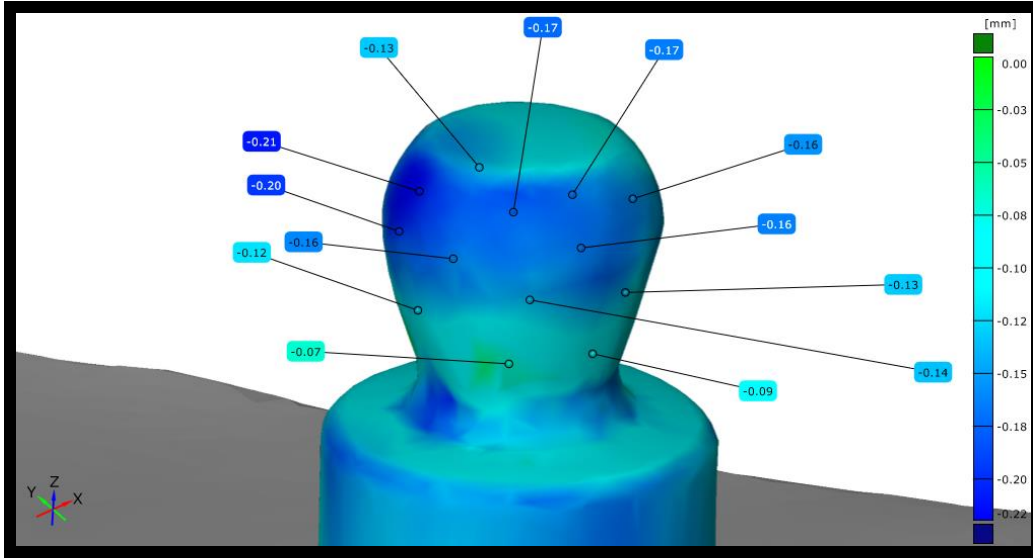
Şekil 4-31: Siklus Deneyi Sonrası BİOH 5B abutment çapı (2.48 mm)

Biohorizons 5. Grupta retansiyon kuvvetimiz 37,43 N'dan 9,88 N'a düşmüştür. Yapılan dış çap ölçümü 2,8 mm'den ortalama 2,5 mm'ye gerilemiştir. Hacimsel değişim 8,09 mm³'ten a tutucusunda 7,17mm³'e b tutucusunda 7,07mm³'e düşmüştür.

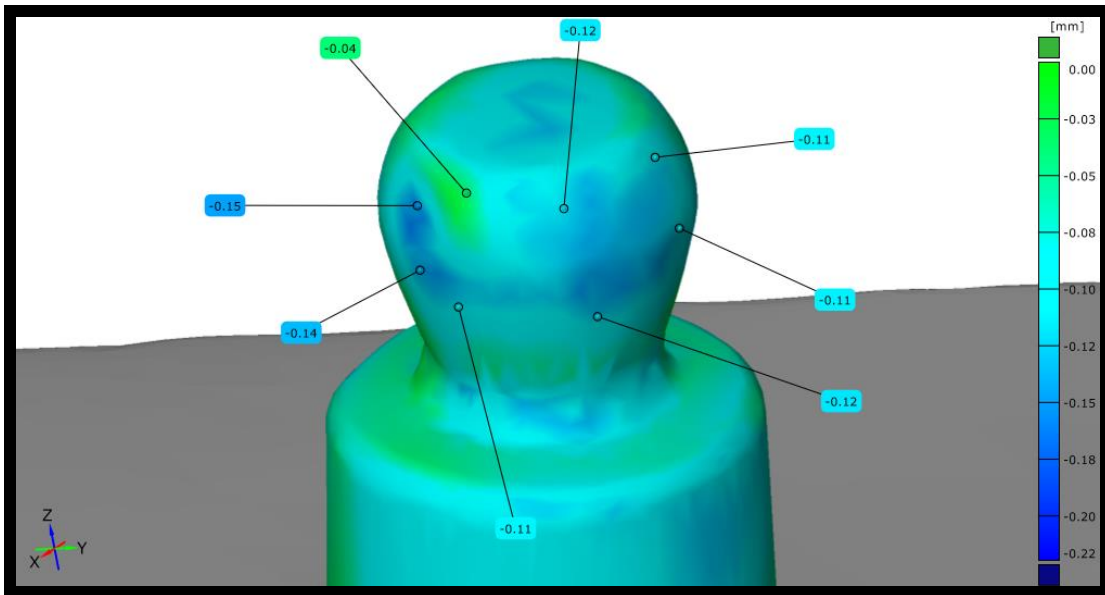
4.2.2.2. DTI Tarama Bulguları



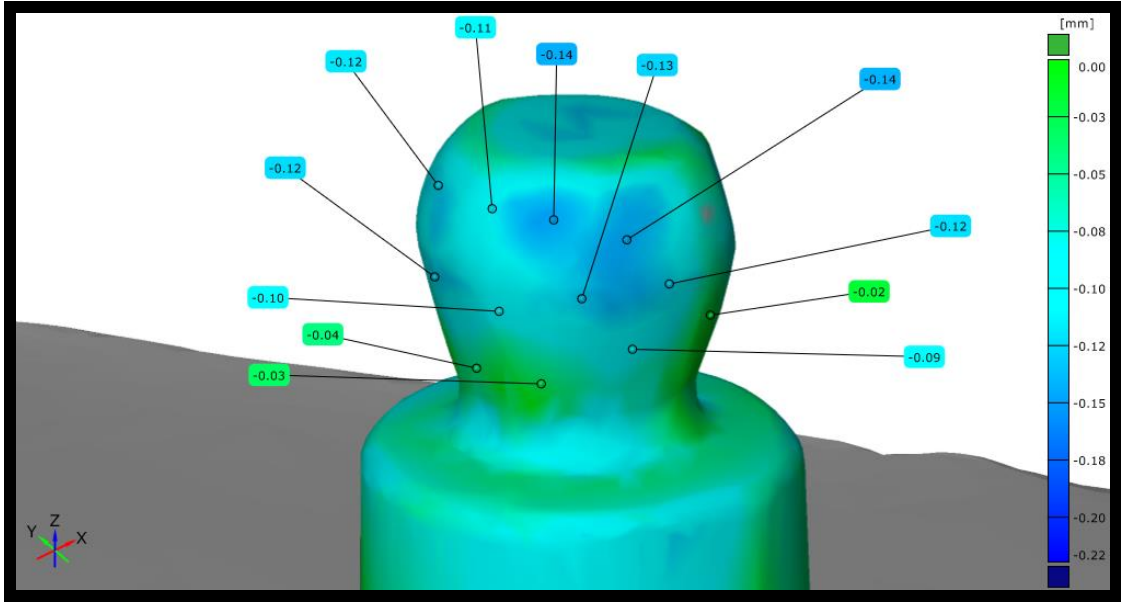
Şekil 4-32: DTI 1A Aşınma Görüntüsü



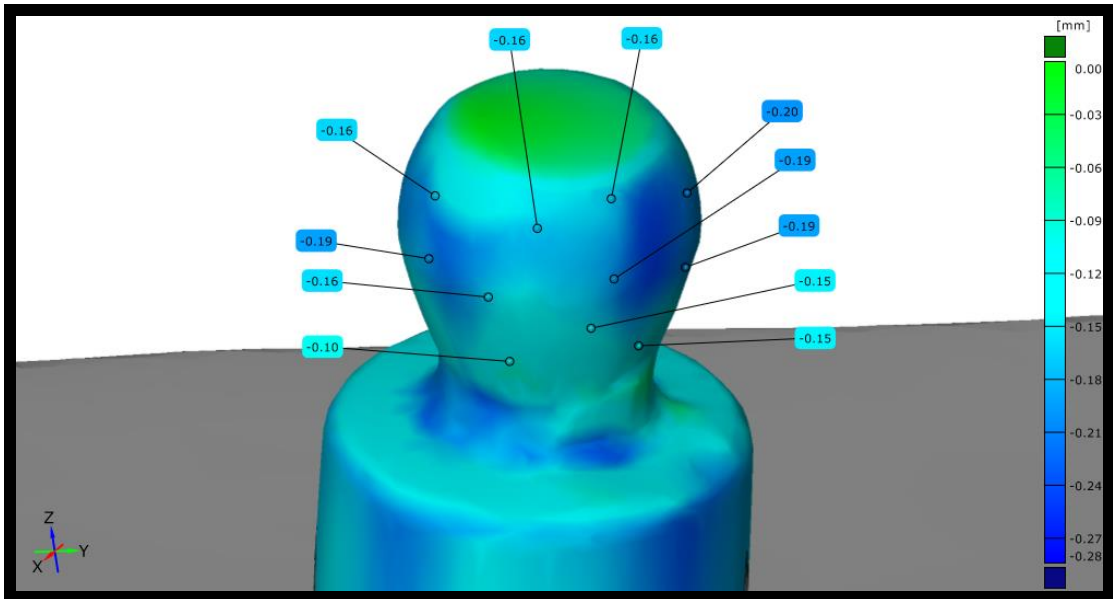
Şekil 4-33: DTI 1B Aşınma Görüntüsü



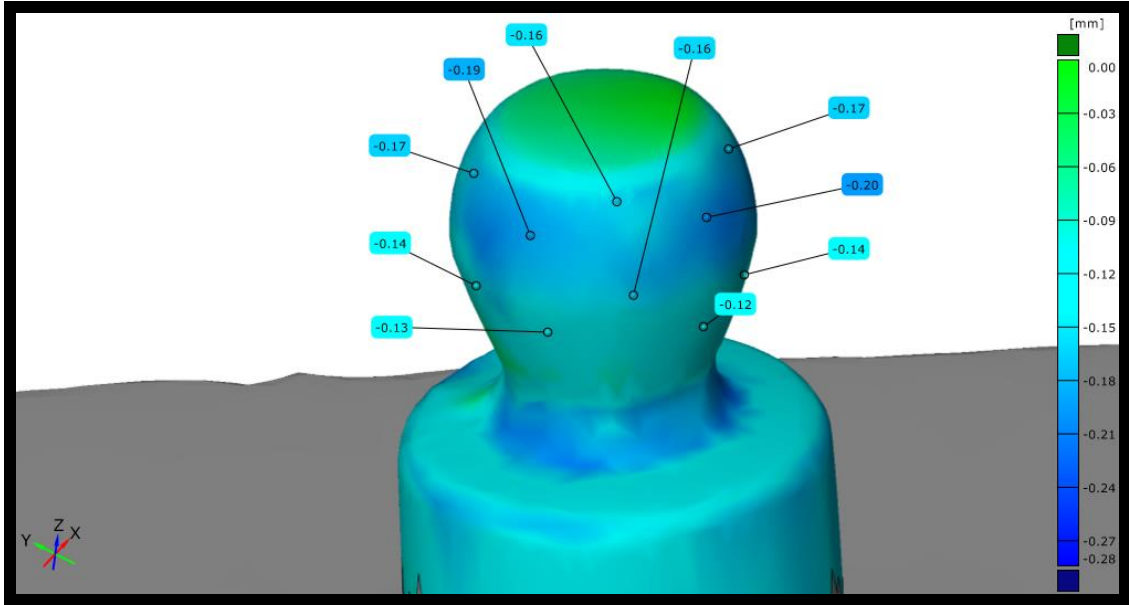
Şekil 4-34: DTI 2A Aşınma Görüntüsü



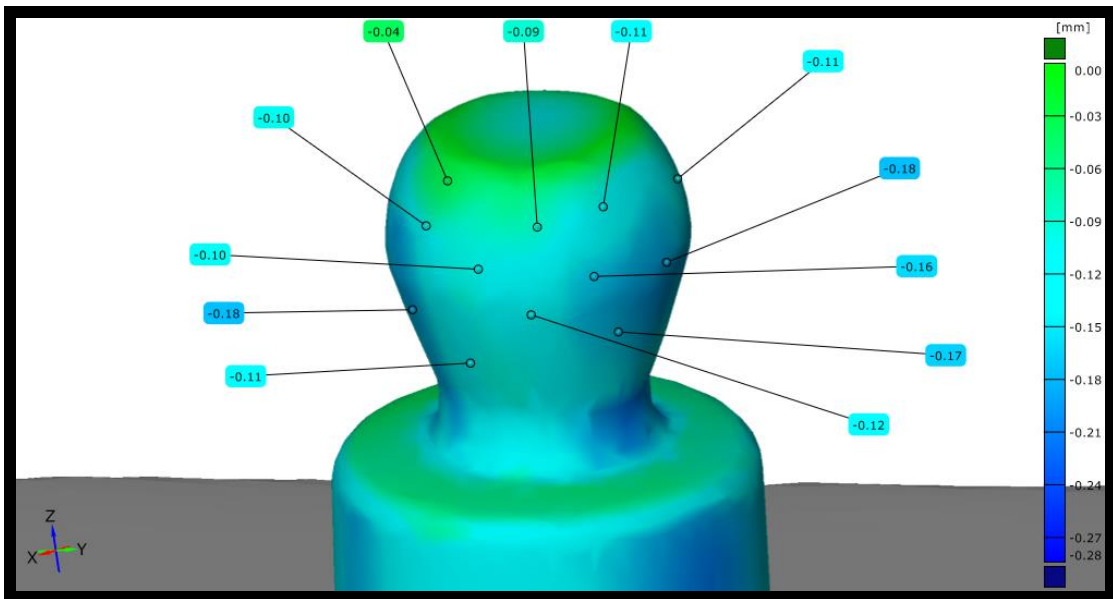
Şekil 4-35: DTI 2B Aşınma Görüntüsü



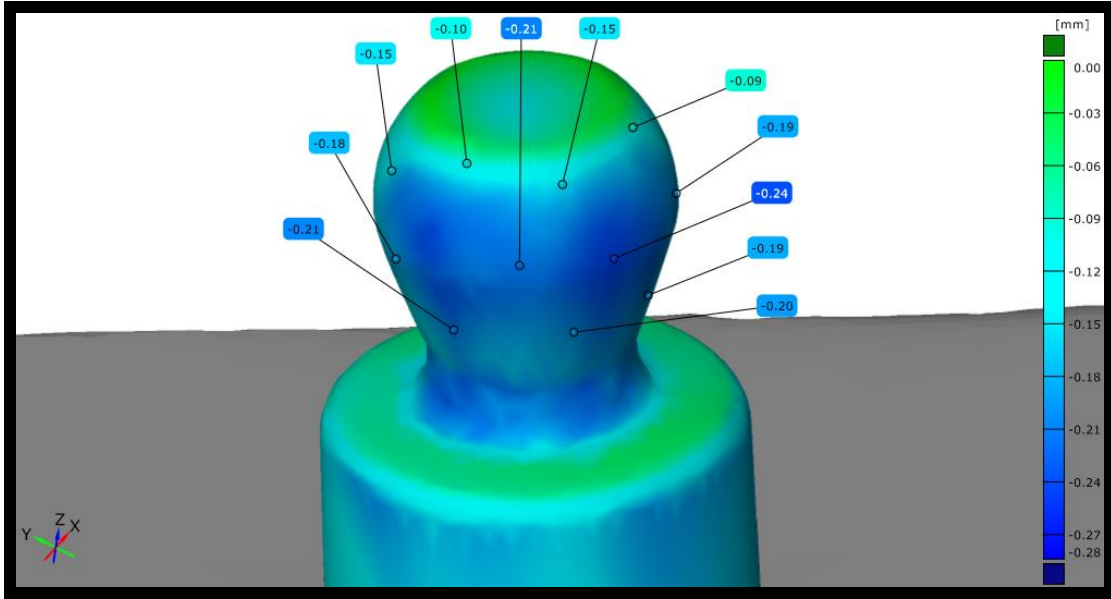
Şekil 4-36: DTI 3A Aşınma Görüntüsü



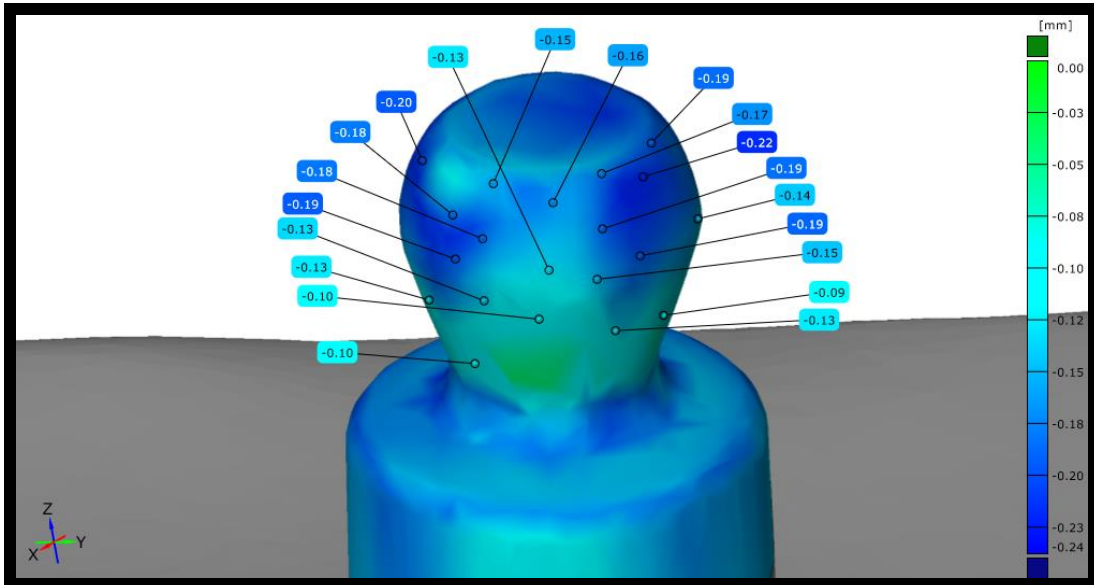
Şekil 4-37: DTI 3B Aşınma Görüntüsü



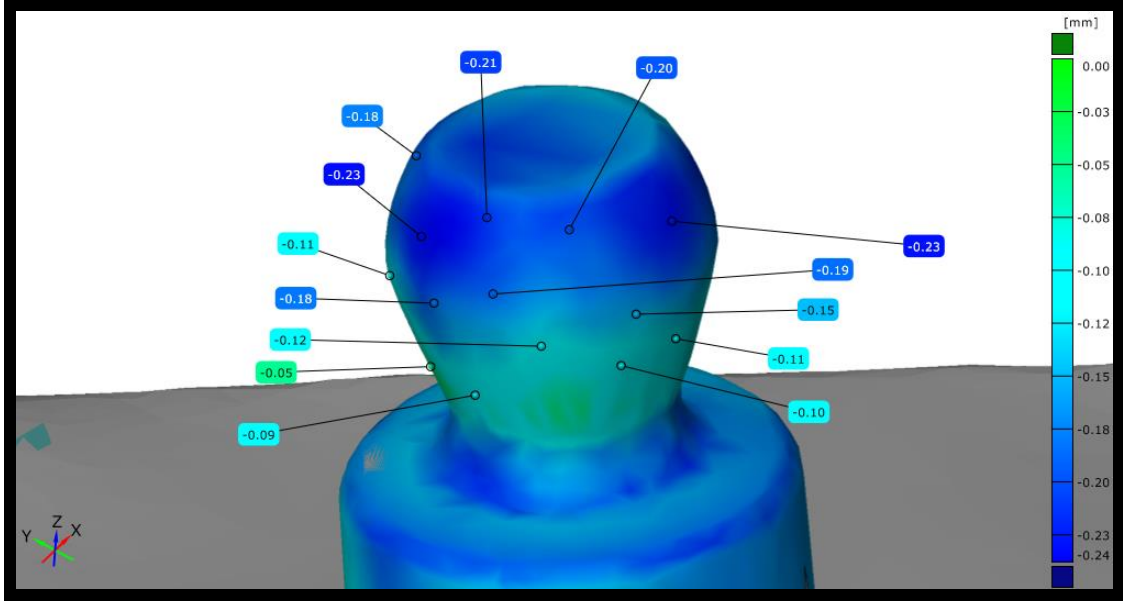
Şekil 4-38: DTI 4A Aşınma Görüntüsü



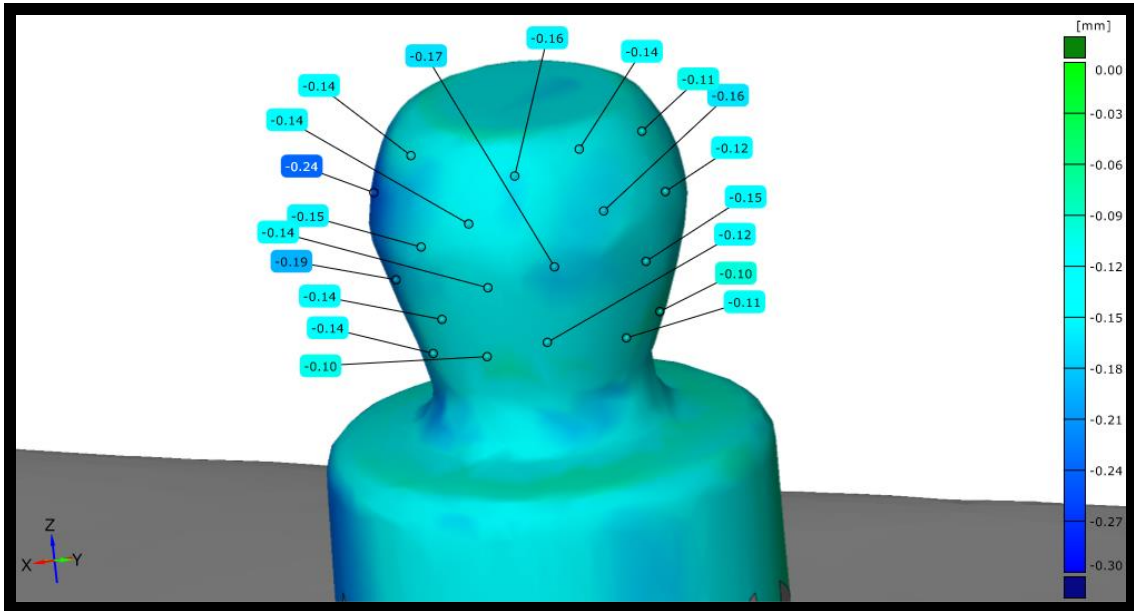
Şekil 4-39: DTI 4B Aşınma Görüntüsü



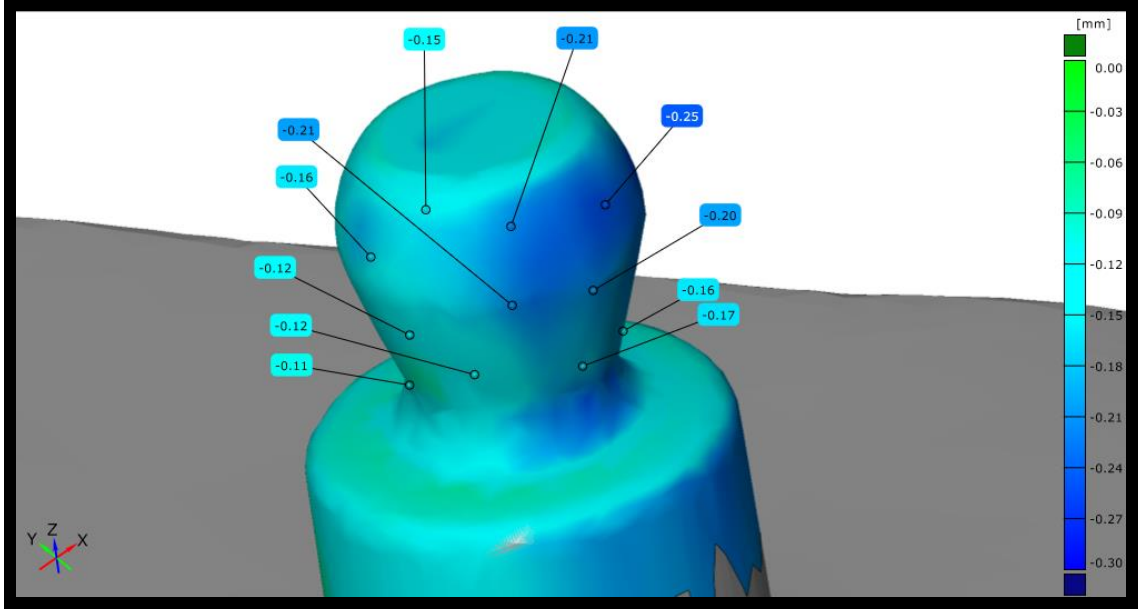
Şekil 4-40: DTI 5A Aşınma Görüntüsü



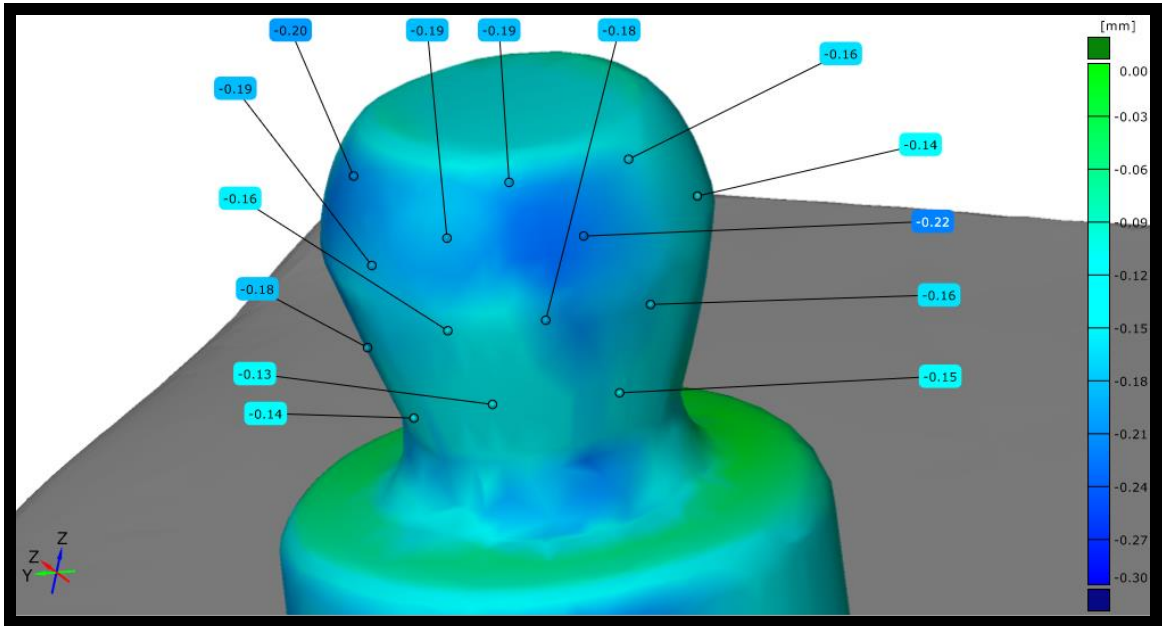
Şekil 4-41: DTI 5B Aşınma Görüntüsü



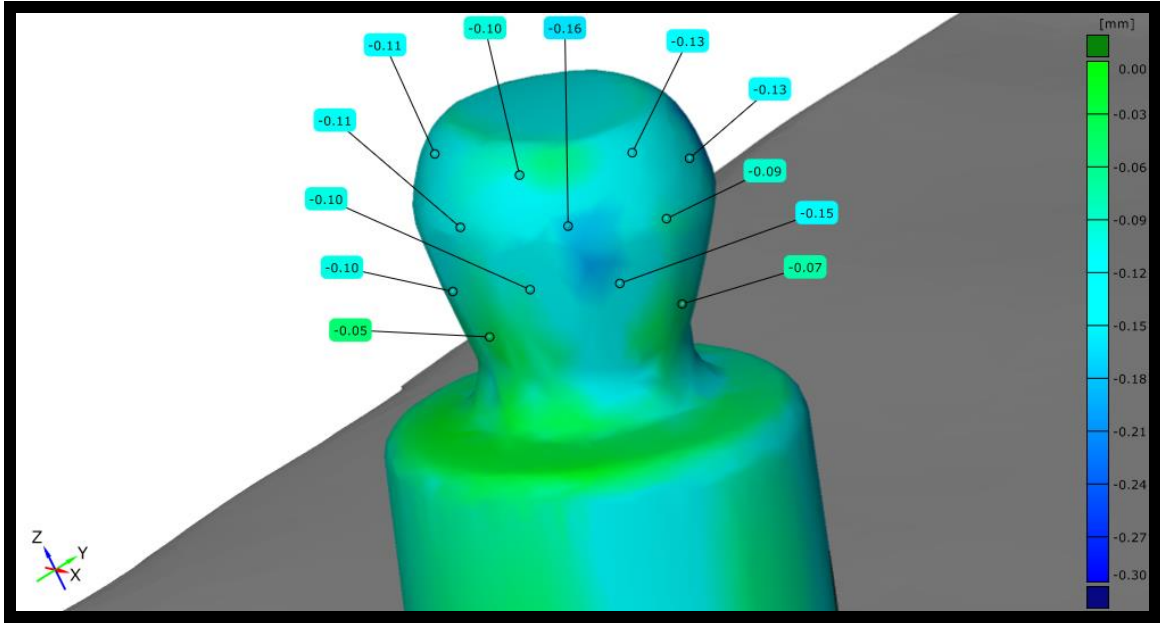
Şekil 4-42: DTI 6A Aşınma Görüntüsü



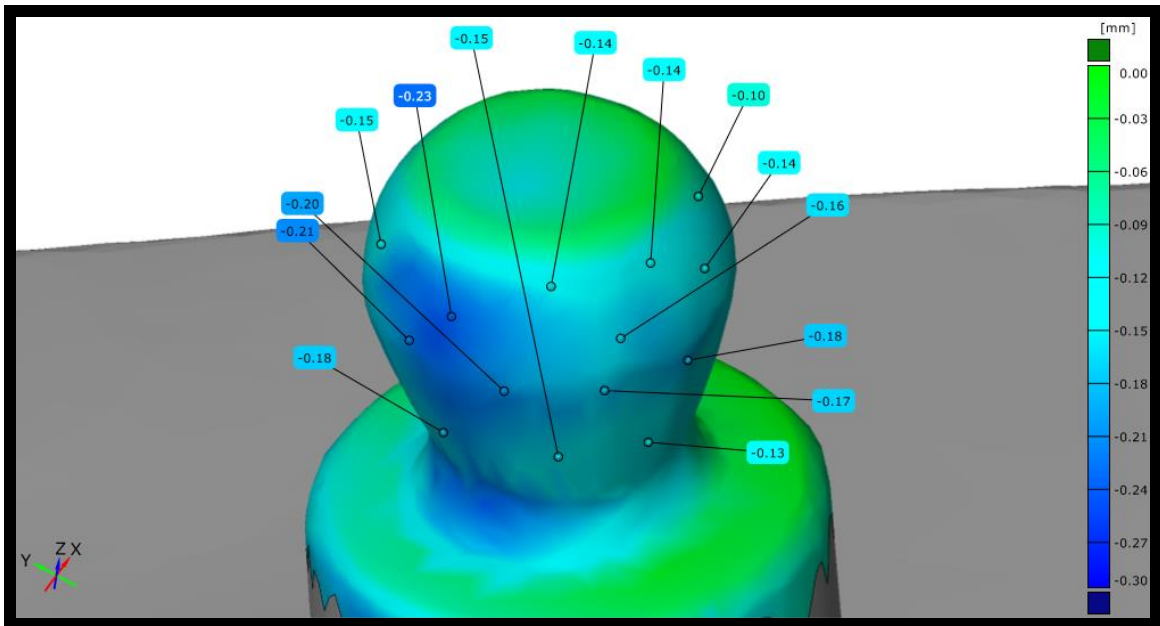
Şekil 4-43: DTI 6B Aşınma Görüntüsü



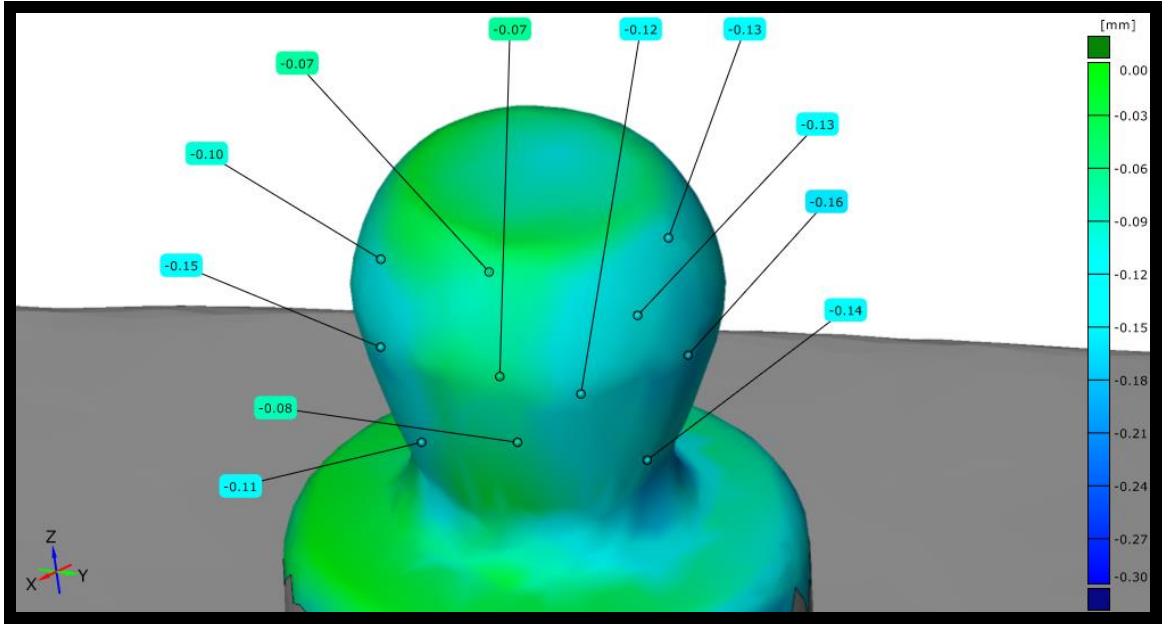
Şekil 4-44: DTI 7A Aşınma Görüntüsü



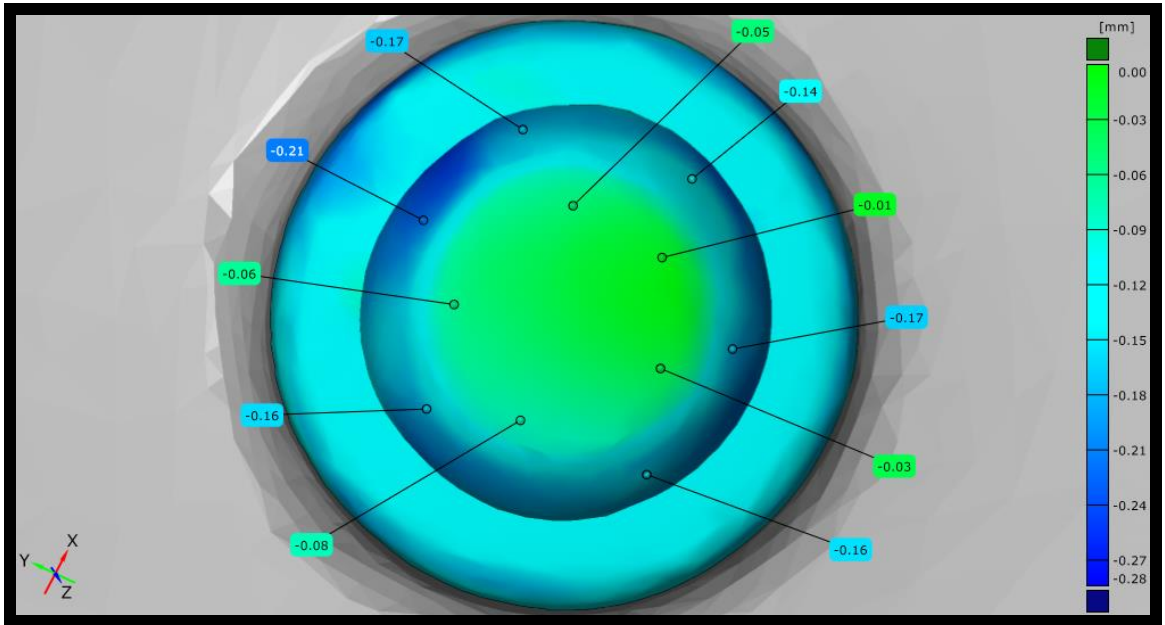
Şekil 4-45: DTI 7B Aşınma Görüntüsü



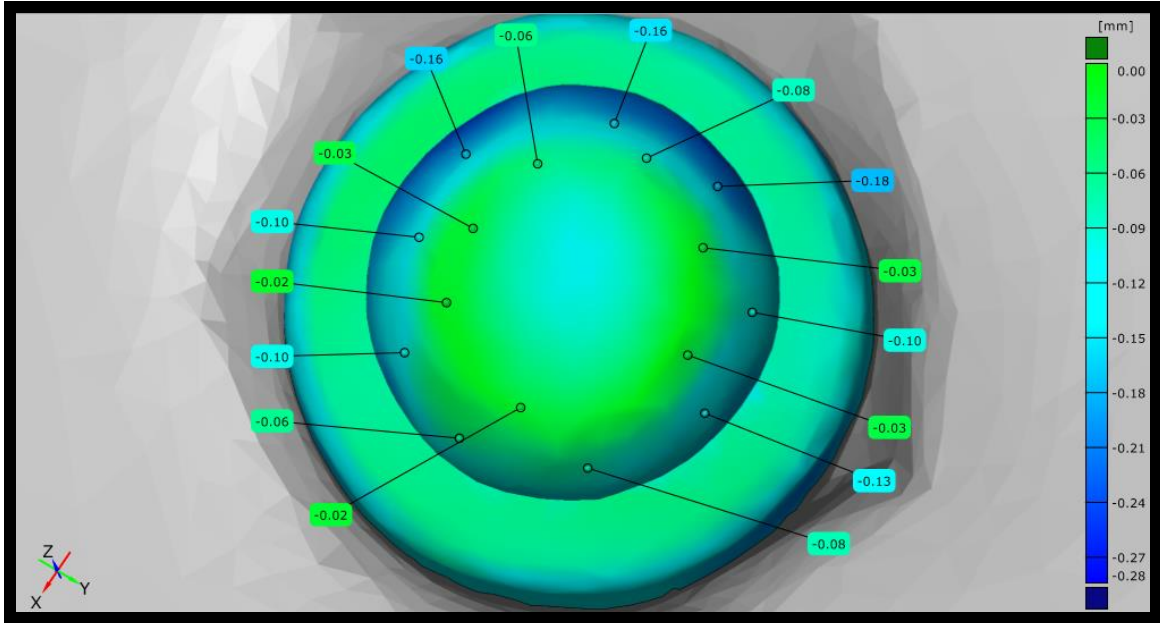
Şekil 4-46: DTI 8A Aşınma Görüntüsü



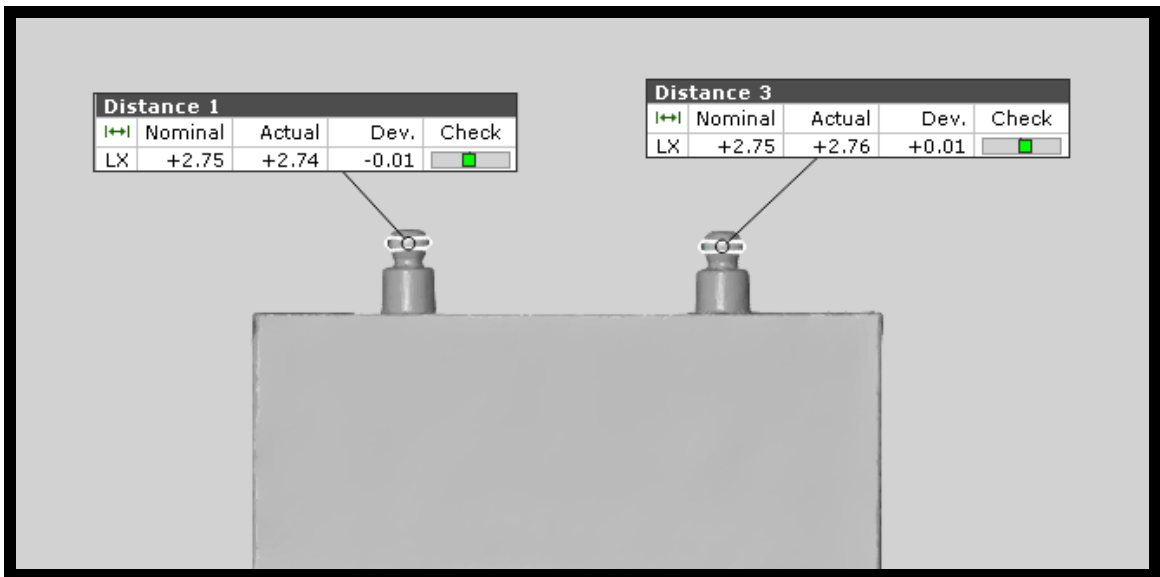
Şekil 4-47: DTI 8B Aşınma Görüntüsü



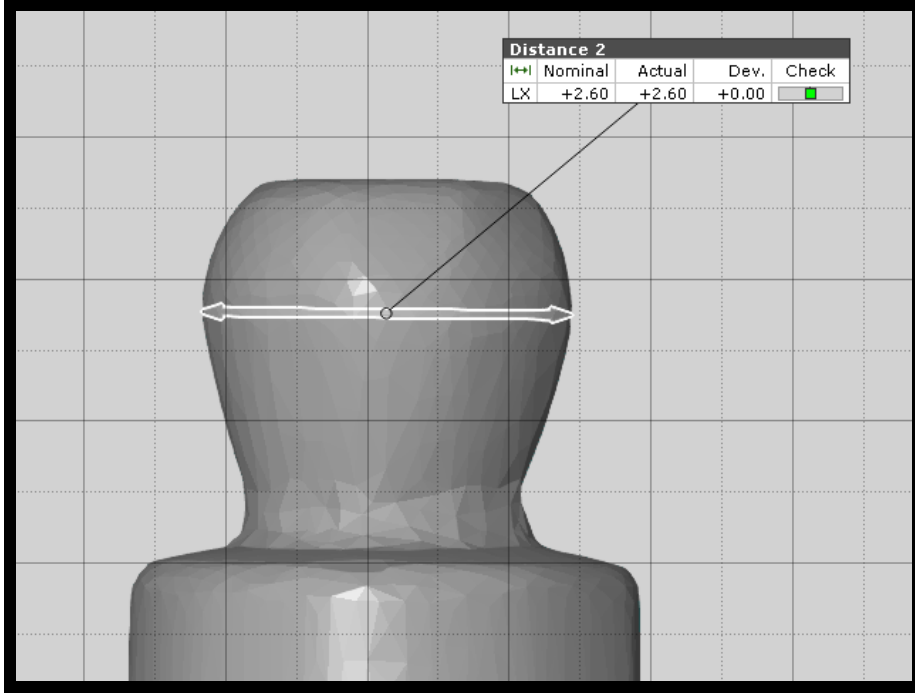
Şekil 4-48: DTI 9A Aşınma Görüntüsü



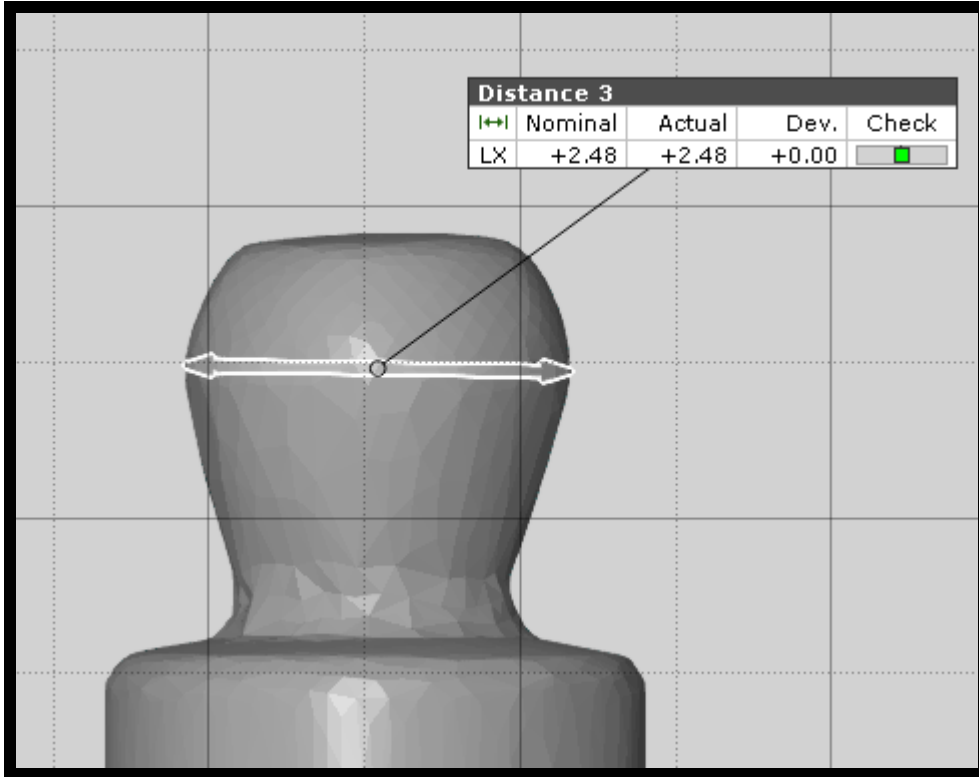
Şekil 4-49: DTI 9B Aşınma Görüntüsü



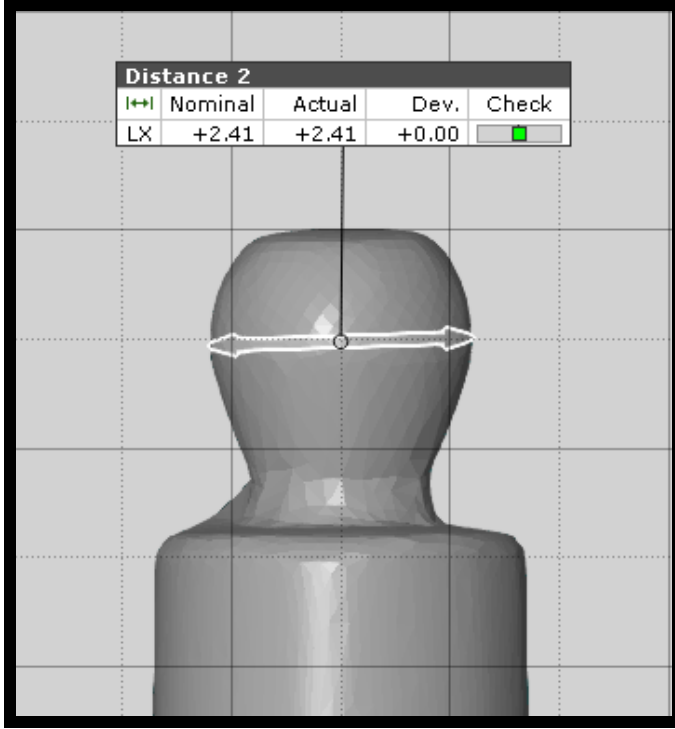
Şekil 4-50: DTI Ball ataşman siklus deneyleri öncesi çapı (2,75mm)



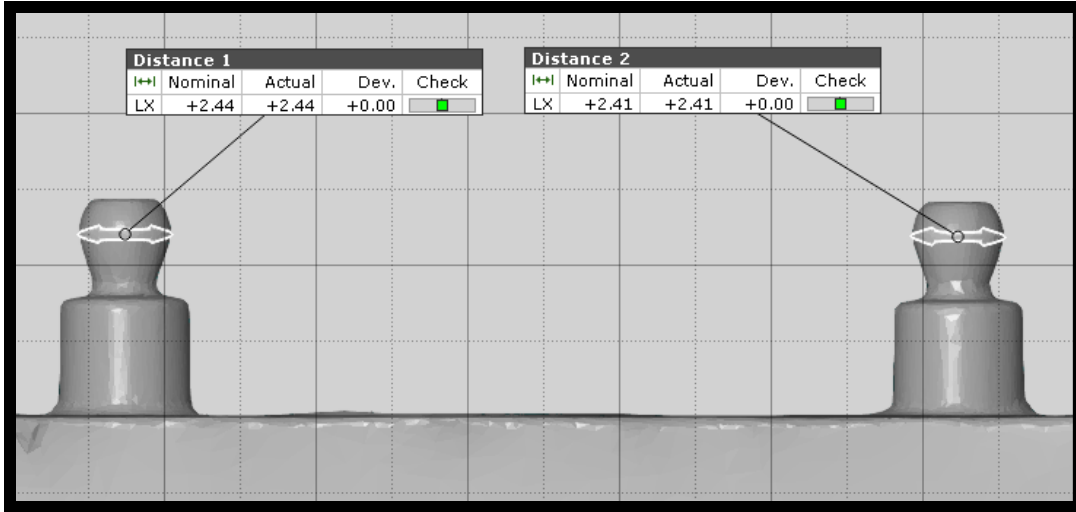
Şekil 4-51: DTI 7B örneği siklus deneyleri sonrası çapı (2,60 mm)



Şekil 4-52: DTI 3A örneği siklus deneyleri sonrası çapı (2,48 mm)



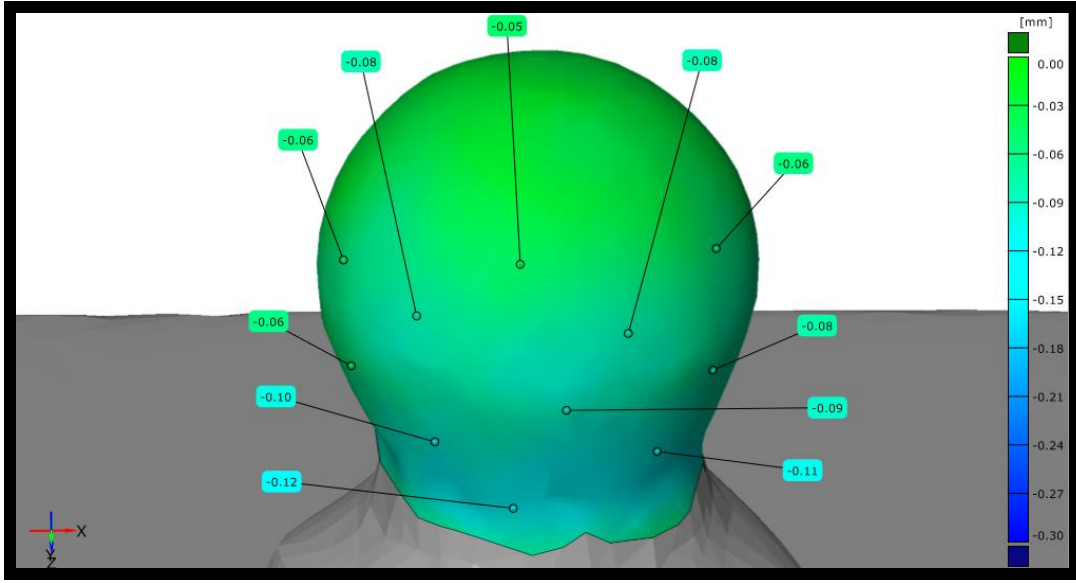
Şekil 4-53: DTI 5A örneği siklus deneyleri sonrası çapı (2,41 mm)



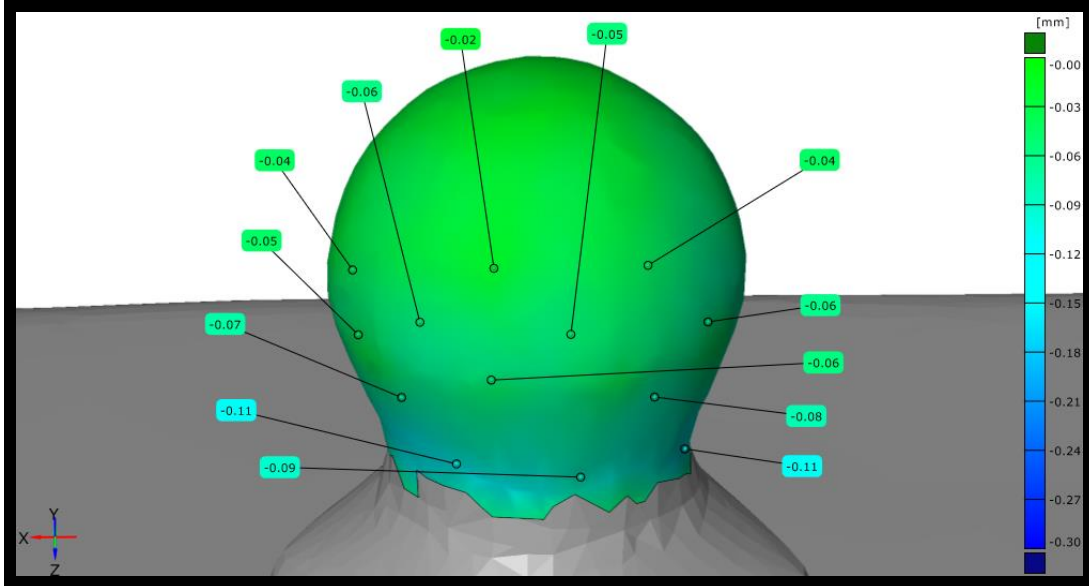
Şekil 4-54: DTI 5A, 5B örneği siklus deneyleri sonrası çapı (2,44-2,41 mm)

DTI 5. Grupta retansiyon kuvvetimiz 25,67 N'dan 8,97 N'a düşmüştür. Yapılan dış çap ölçümü 2,75 mm'den ortalama 2,425 mm'ye gerilemiştir. Hacimsel değişim 8,70 mm³'ten a tutucusunda 7,78 mm³'e, b tutucusunda 7,75 mm³'e düşmüştür.

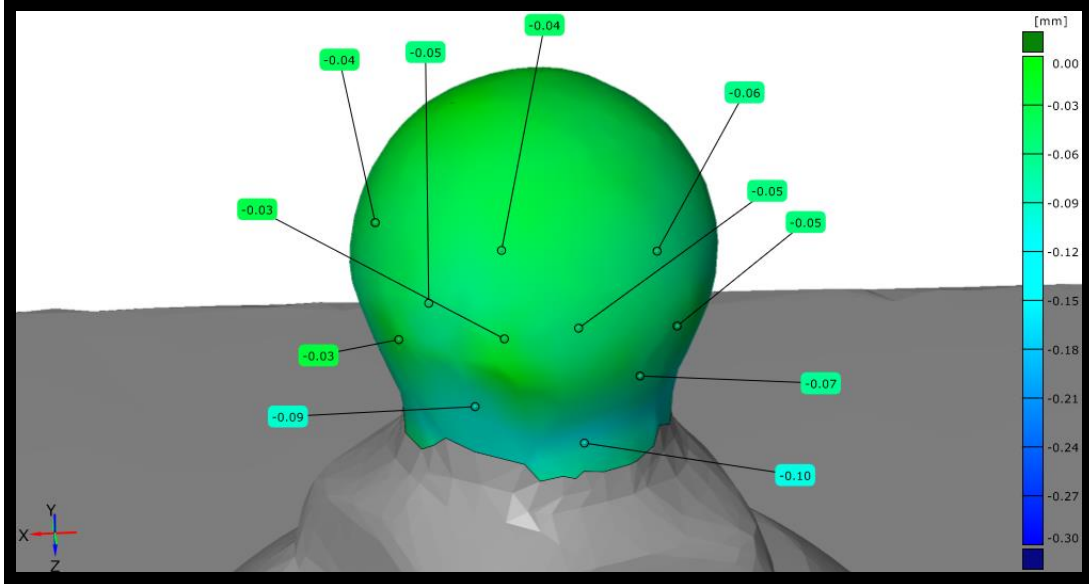
4.2.2.3. ITI-G Tarama Bulguları



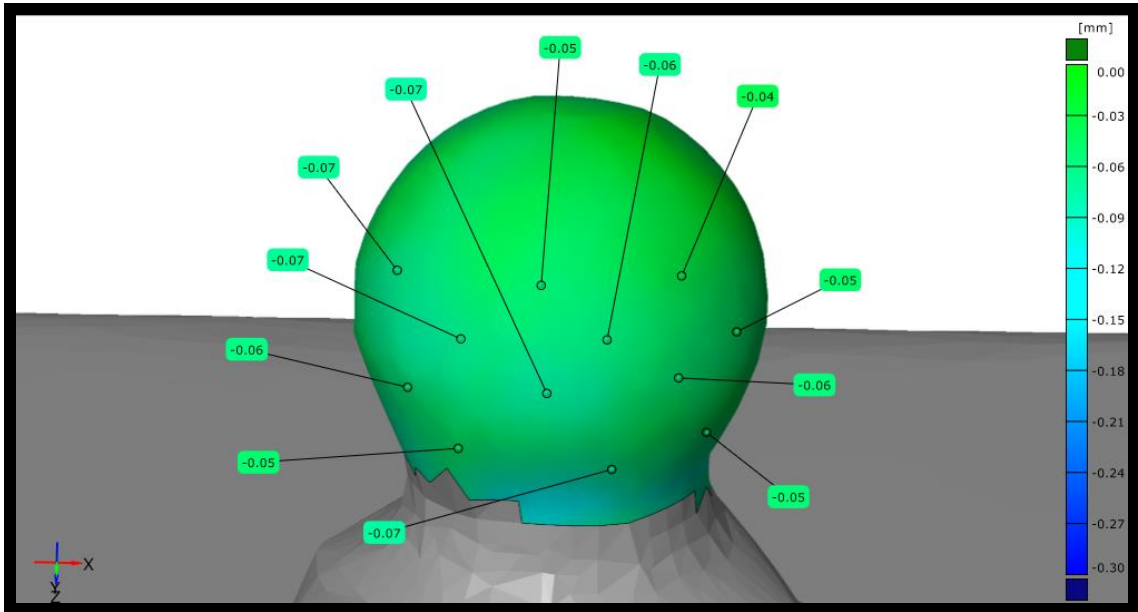
Şekil 4-55: ITI GOLD 1A Aşınma Görüntüsü



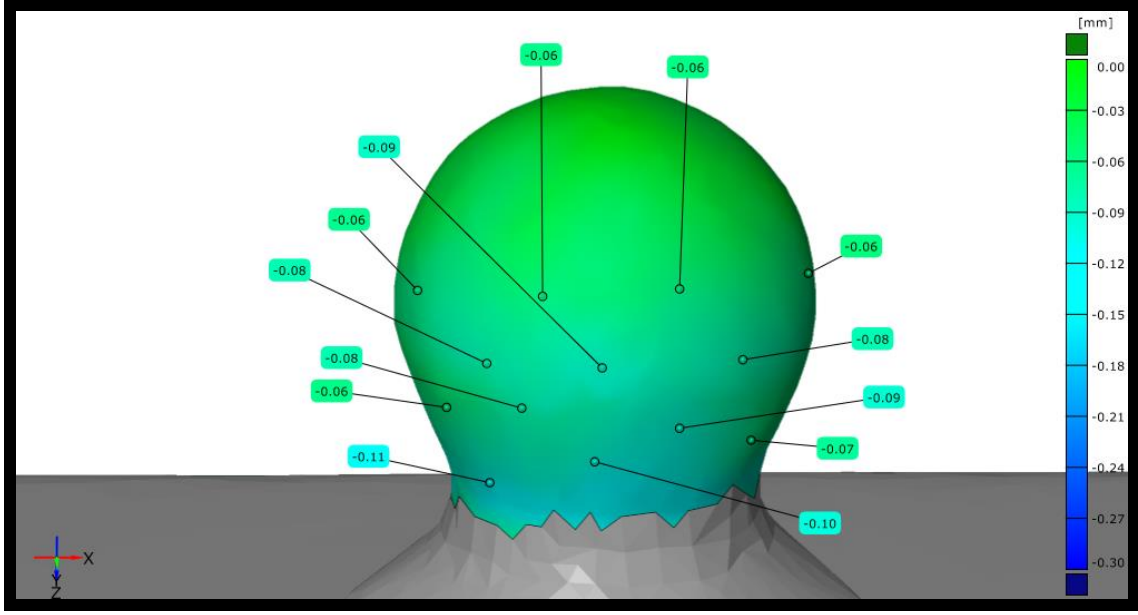
Şekil 4-56: ITI GOLD 1B Aşınma Görüntüsü



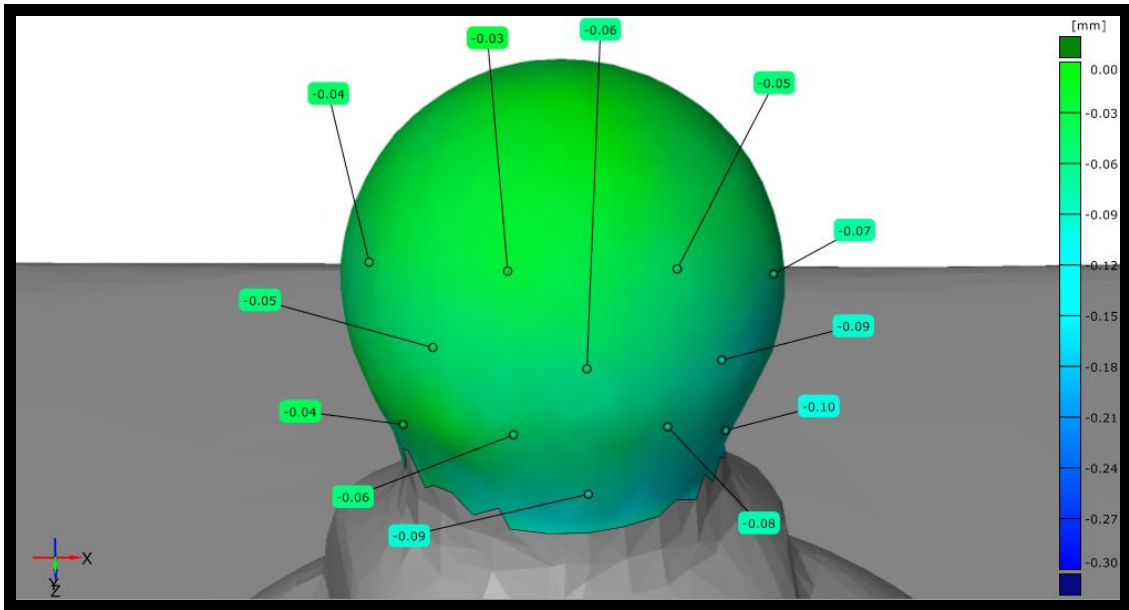
Şekil 4-57: ITI GOLD 2A Aşınma Görüntüsü



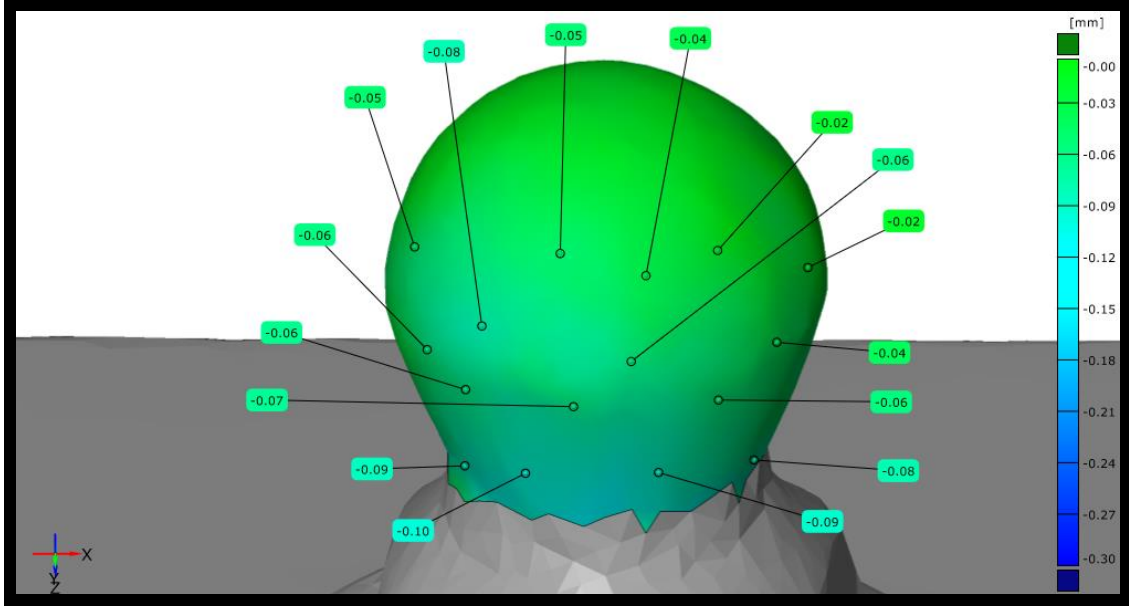
Şekil 4-58: ITI GOLD 2B Aşınma Görüntüsü



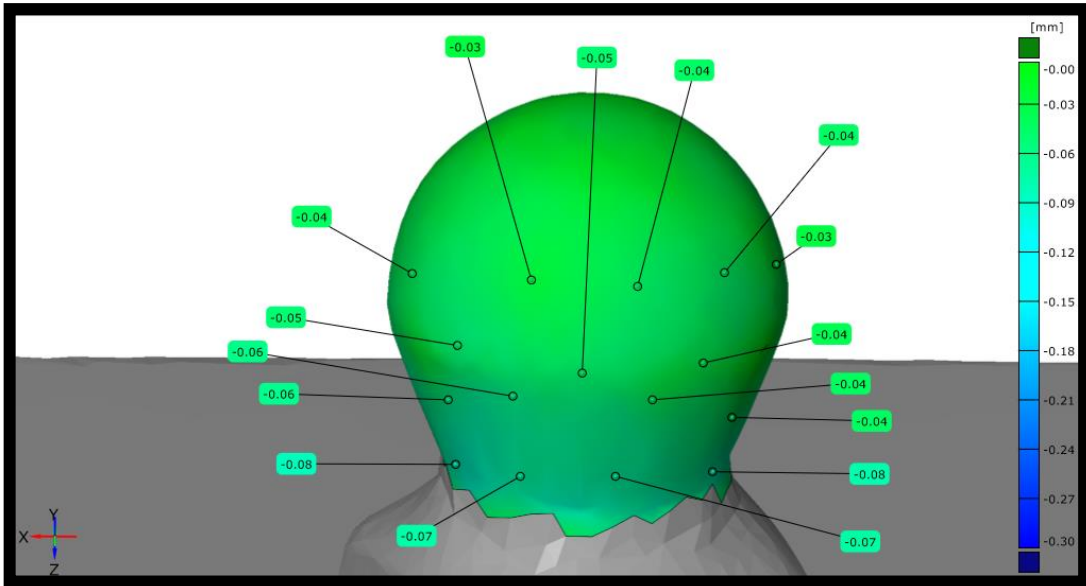
Şekil 4-59: ITI GOLD 3A Aşınma Görüntüsü



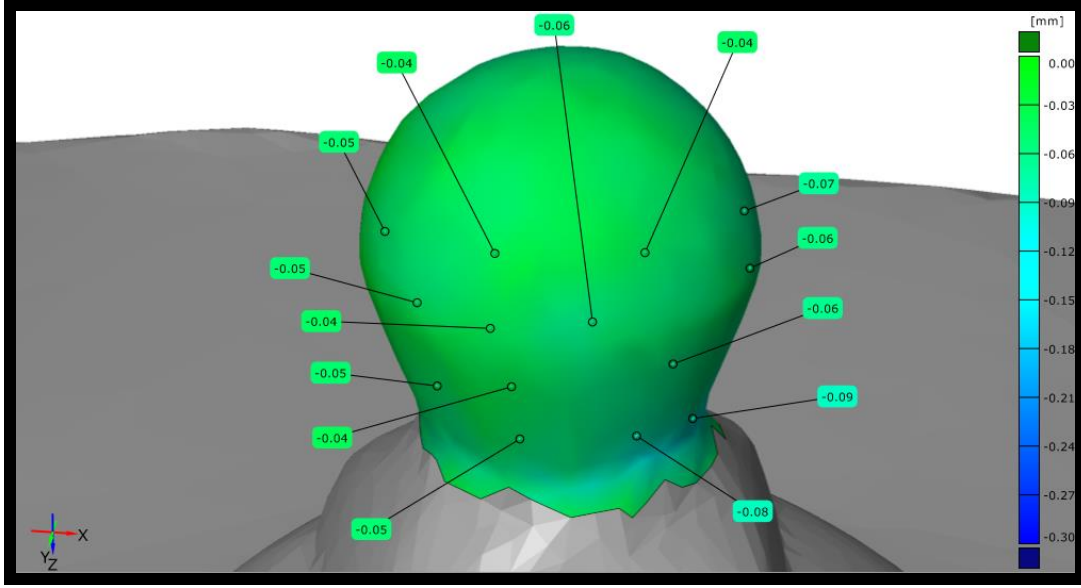
Şekil 4-60: ITI GOLD 3B Aşınma Görüntüsü



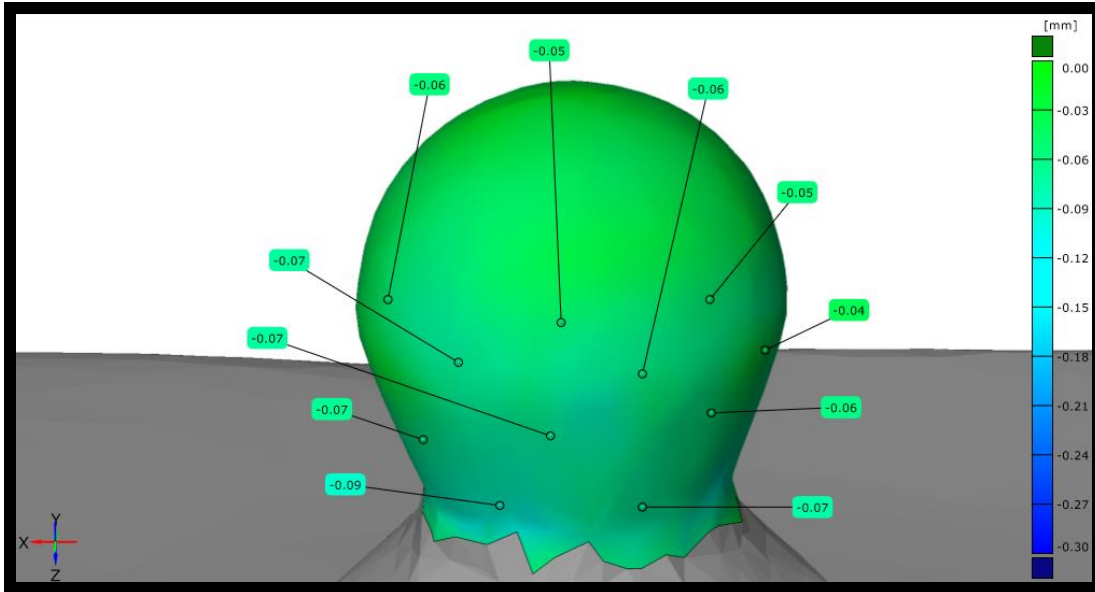
Şekil 4-61: ITI GOLD 4A Aşınma Görüntüsü



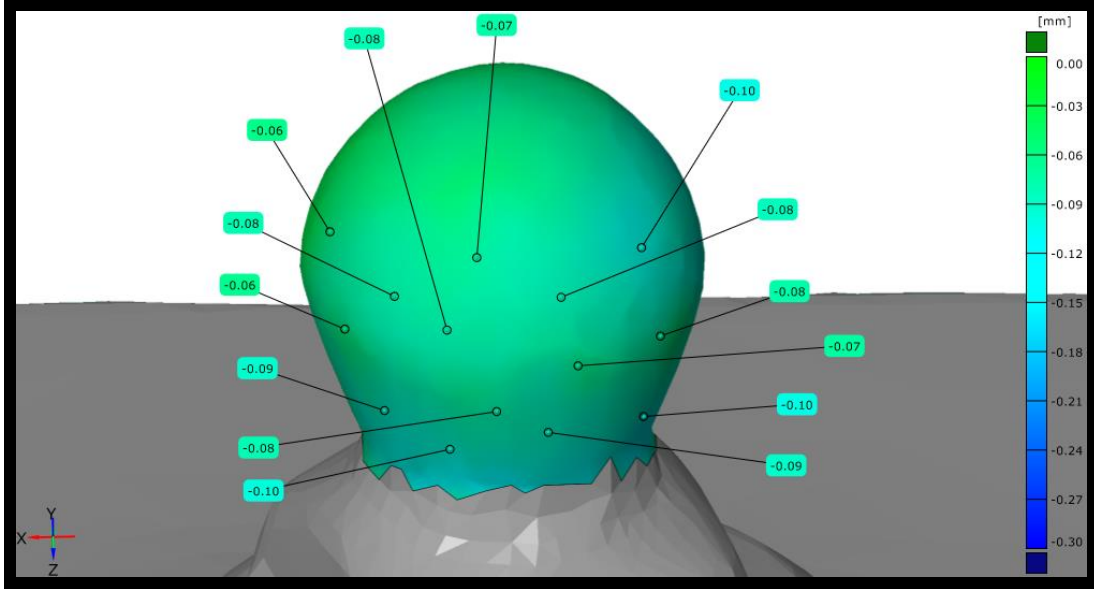
Şekil 4-62: ITI GOLD 4B Aşınma Görüntüsü



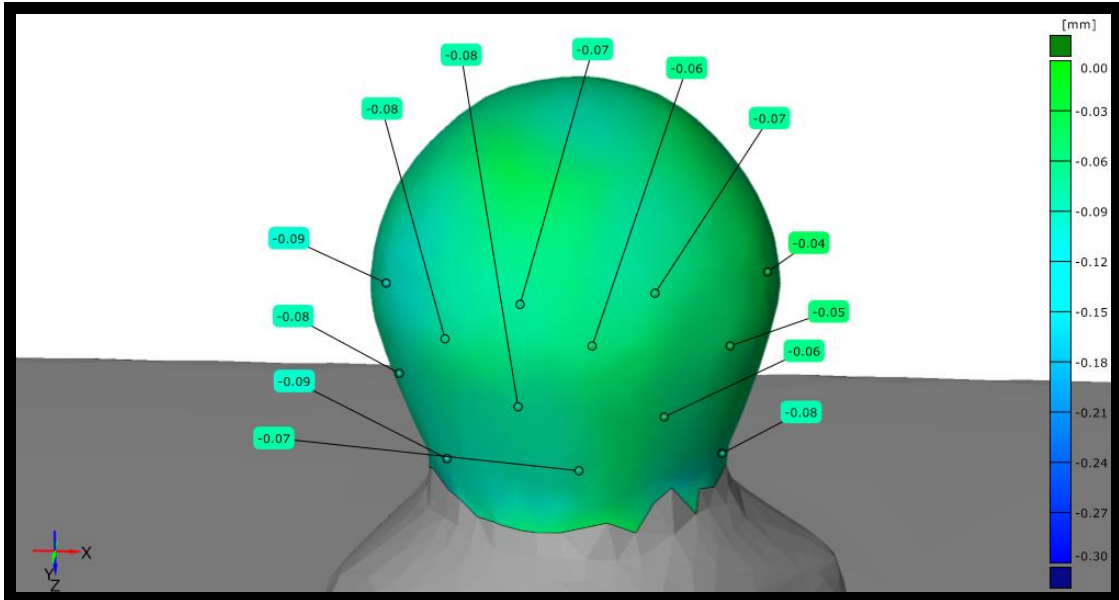
Şekil 4-63: ITI GOLD 5A Aşınma Görüntüsü



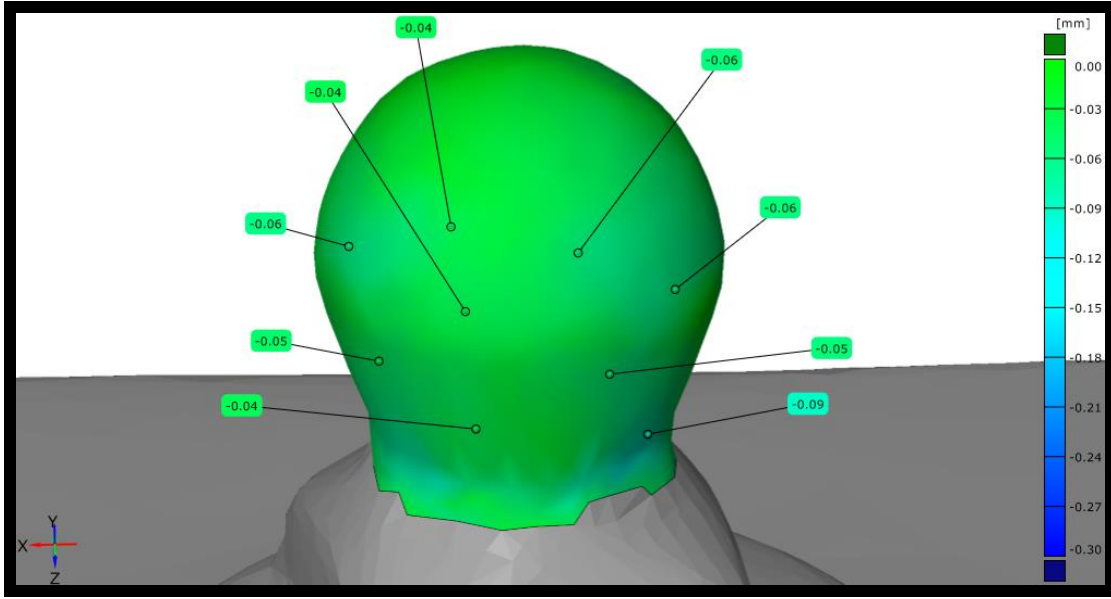
Şekil 4-64: ITI GOLD 5B Aşınma Görüntüsü



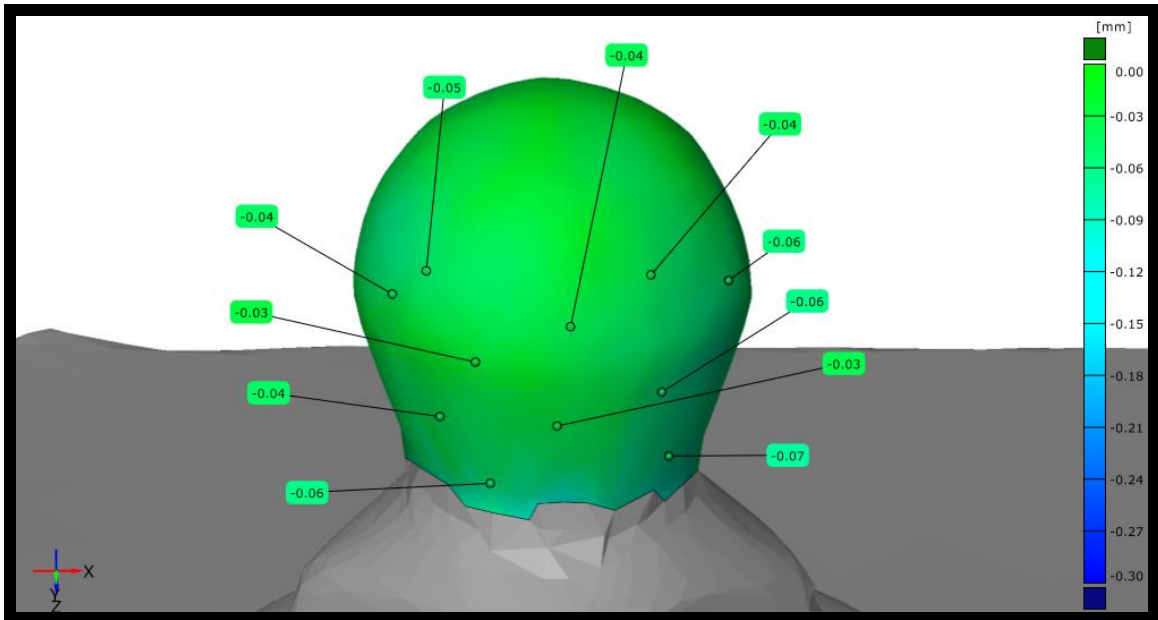
Şekil 4-65: ITI GOLD 6A Aşınma Görüntüsü



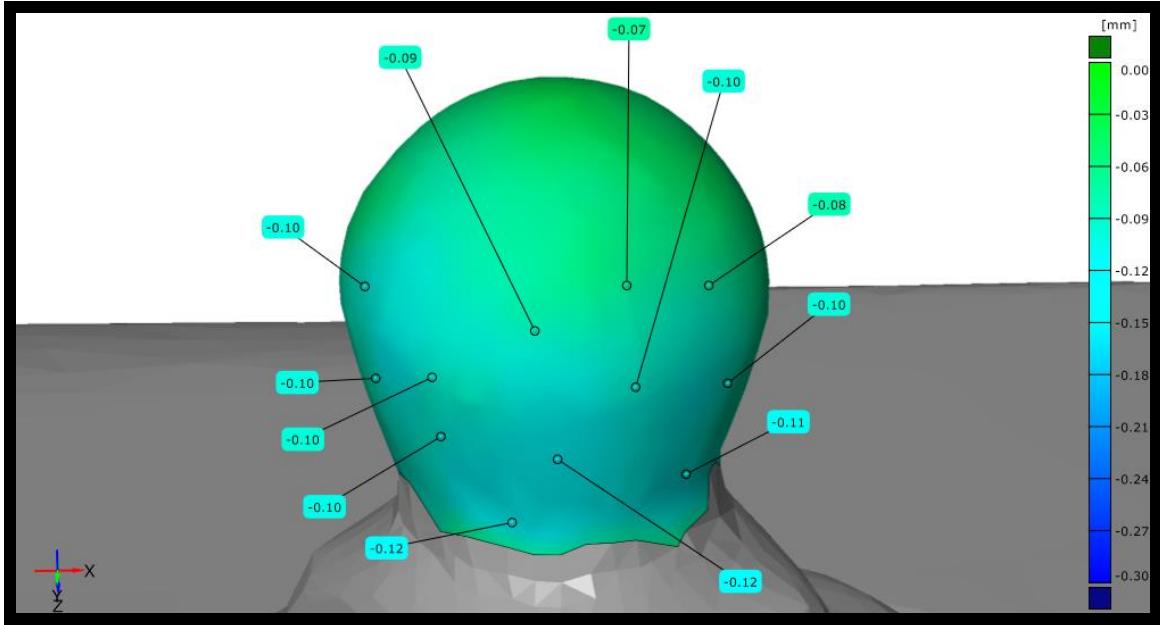
Şekil 4-66: ITI GOLD 6B Aşınma Görüntüsü



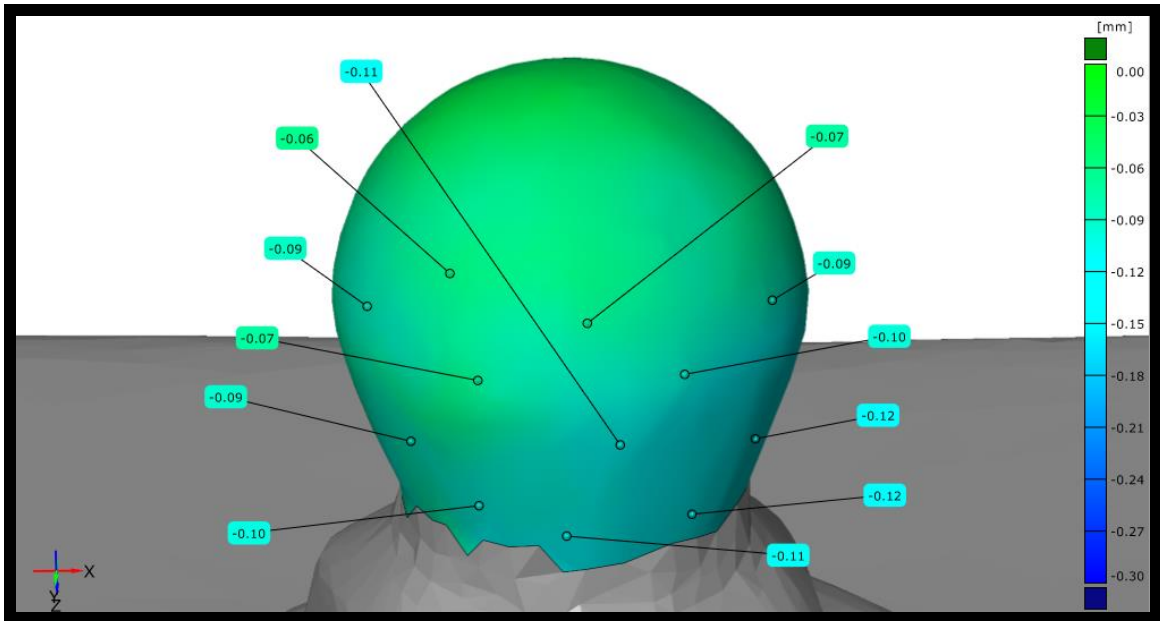
Şekil 4-67: ITI GOLD 7A Aşınma Görüntüsü



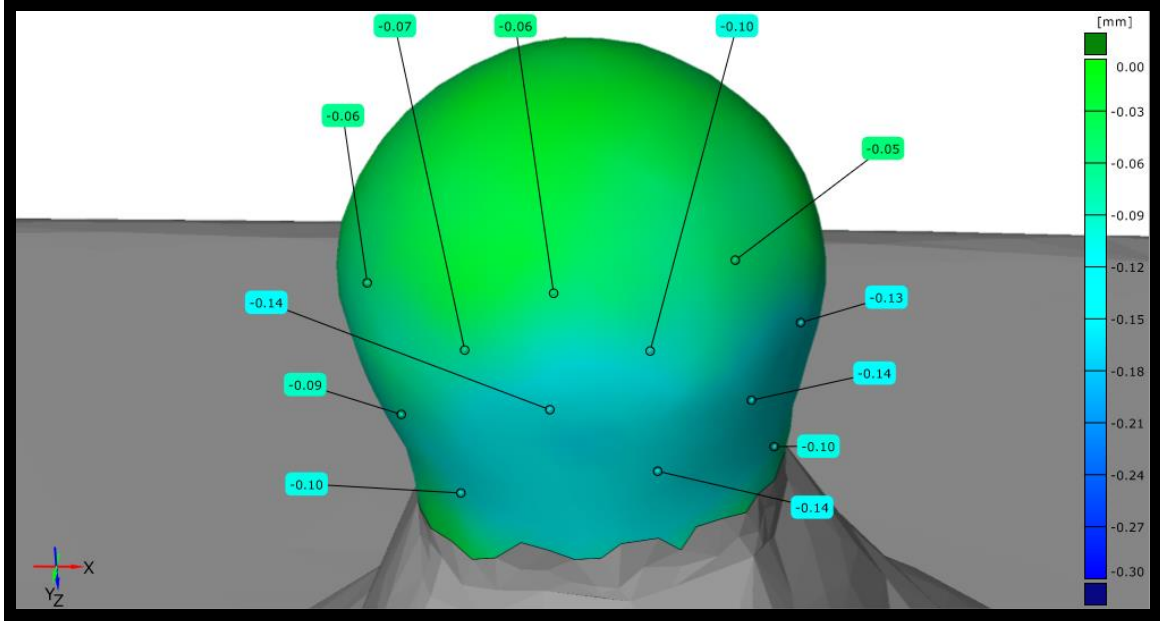
Şekil 4-68: ITI GOLD 7B Aşınma Görüntüsü



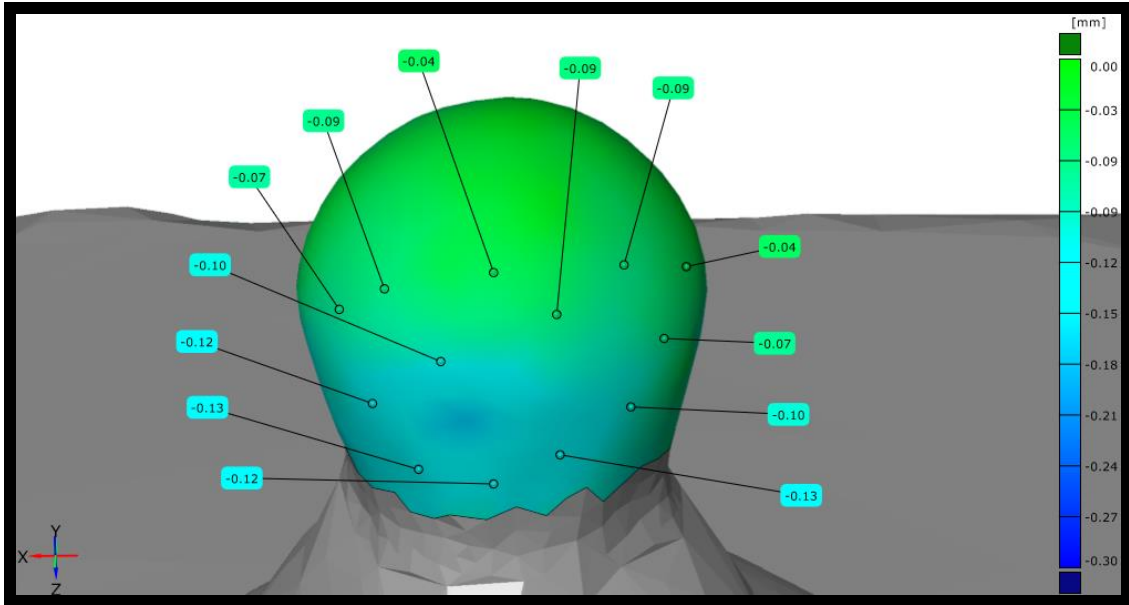
Şekil 4-69: ITI GOLD 8A Aşınma Görüntüsü



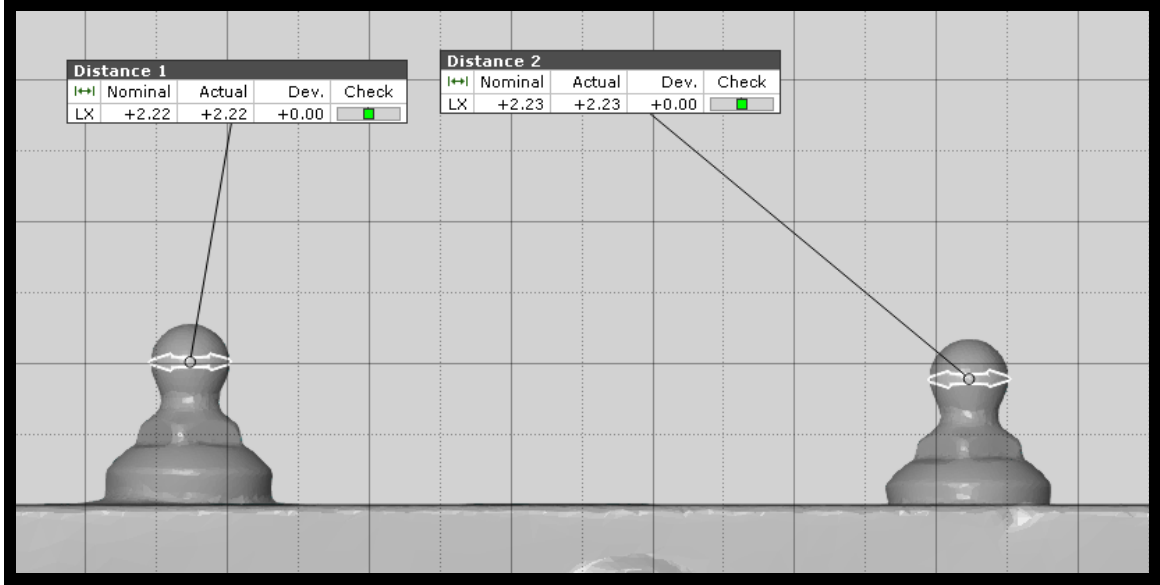
Şekil 4-70: ITI GOLD 8B Aşınma Görüntüsü



Şekil 4-71: ITI GOLD 9A Aşınma Görüntüsü

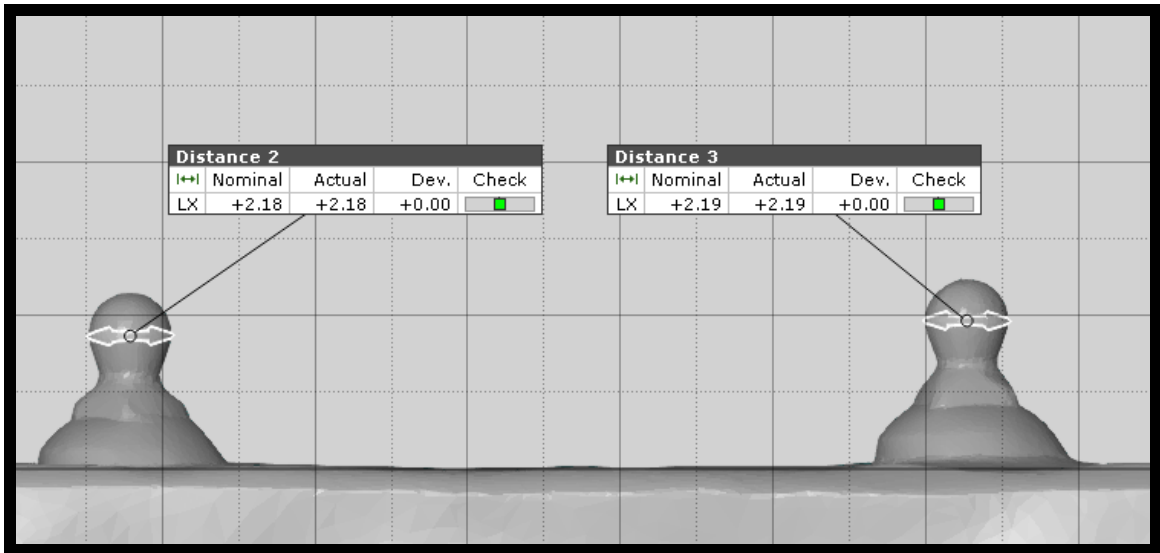


Şekil 4-72: ITI GOLD 9B Aşınma Görüntüsü



Şekil 4-73: ITI GOLD 1. GRUP Siklus sonrası çap ölçümleri

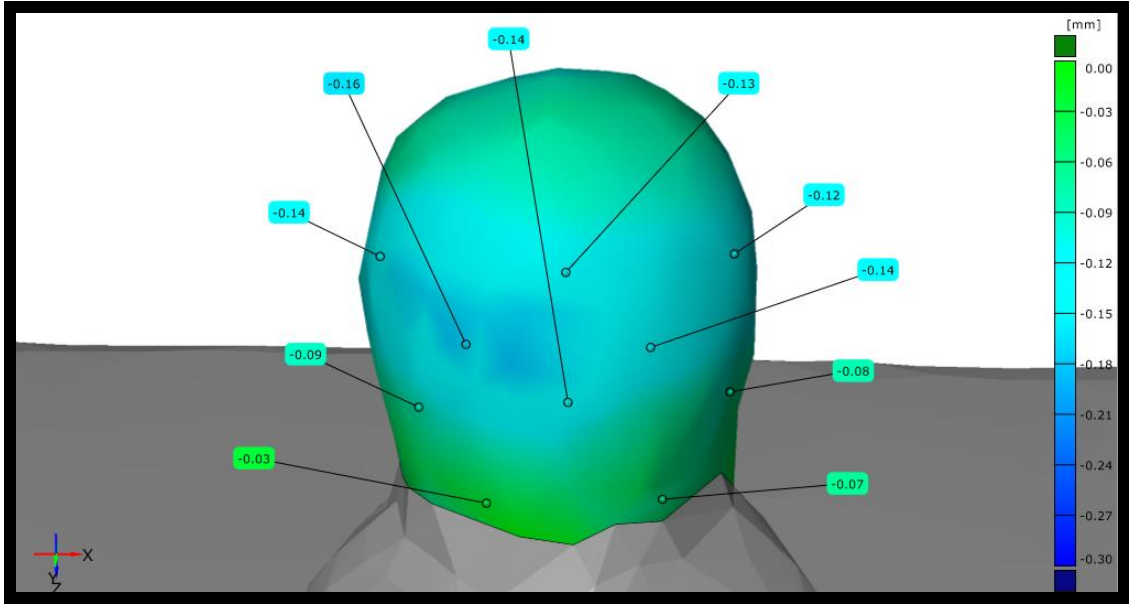
ITI 1. Grupta retansiyon kuvvetimiz 38 N'dan 36 N'a düşmüştür. Yapılan dış çap ölçümü 2,250 mm'den ortalama 2,225 mm'ye gerilemiştir. Hacimsel değişim 5,20 mm³'ten a tutucusunda 5.17 mm³'e, b tutucusunda 5.18 mm³'e düşmüştür.



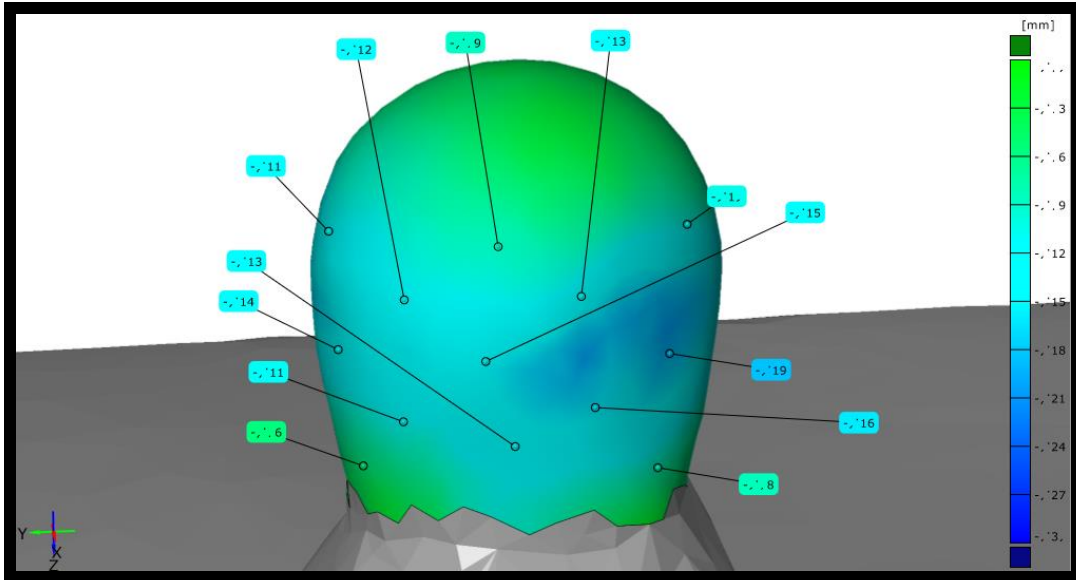
Şekil 4-74: ITI GOLD 6. GRUP Siklus sonrası çap ölçümleri

ITI 6. Grupta retansiyon kuvvetimiz 59 N'dan 43 N'a düşmüştür. Yapılan dış çap ölçümü 2,25 mm'den ortalama 2,185 mm'ye gerilemiştir. Hacimsel değişim 5,20 mm³'ten 5.10 mm³'e düşmüştür.

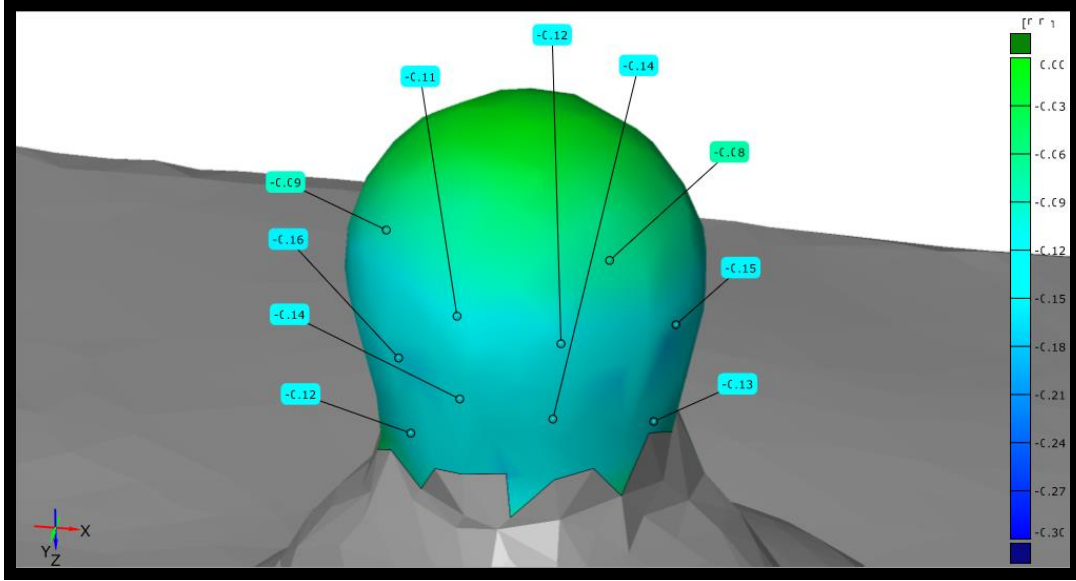
4.2.2.4. ITI-T Tarama Bulguları



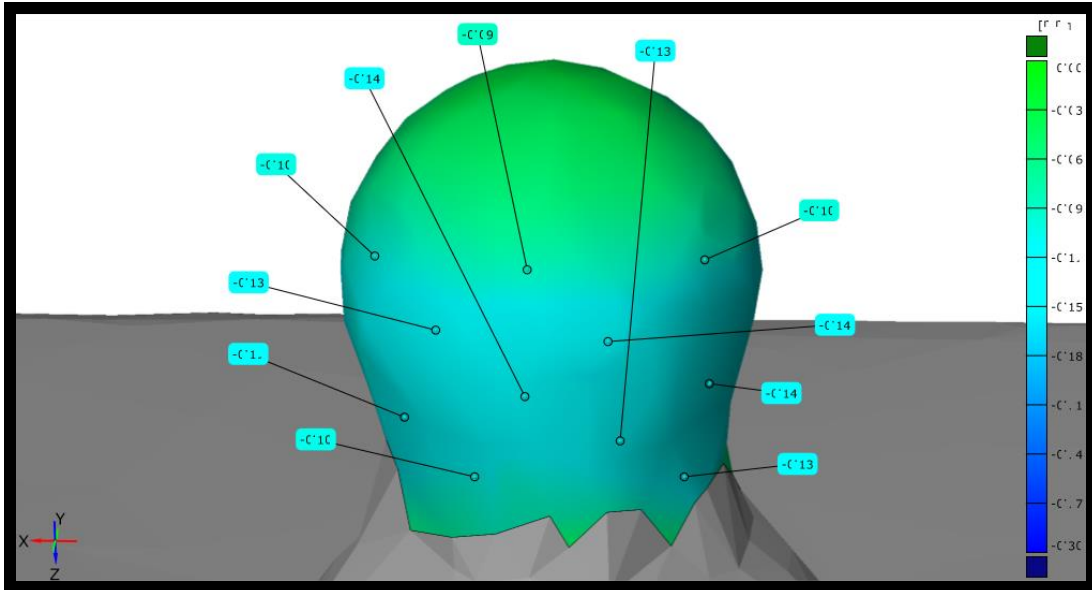
Şekil 4-75: ITI Titanyum 1A Aşınma Görüntüsü



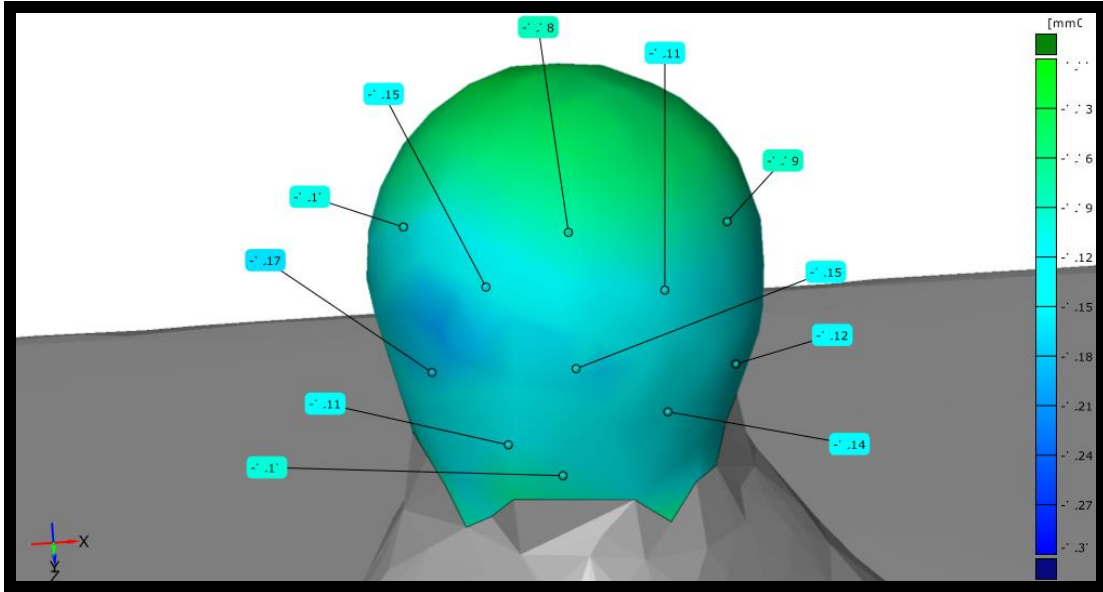
Şekil 4-76: ITI Titanyum 1B Aşınma Görüntüsü



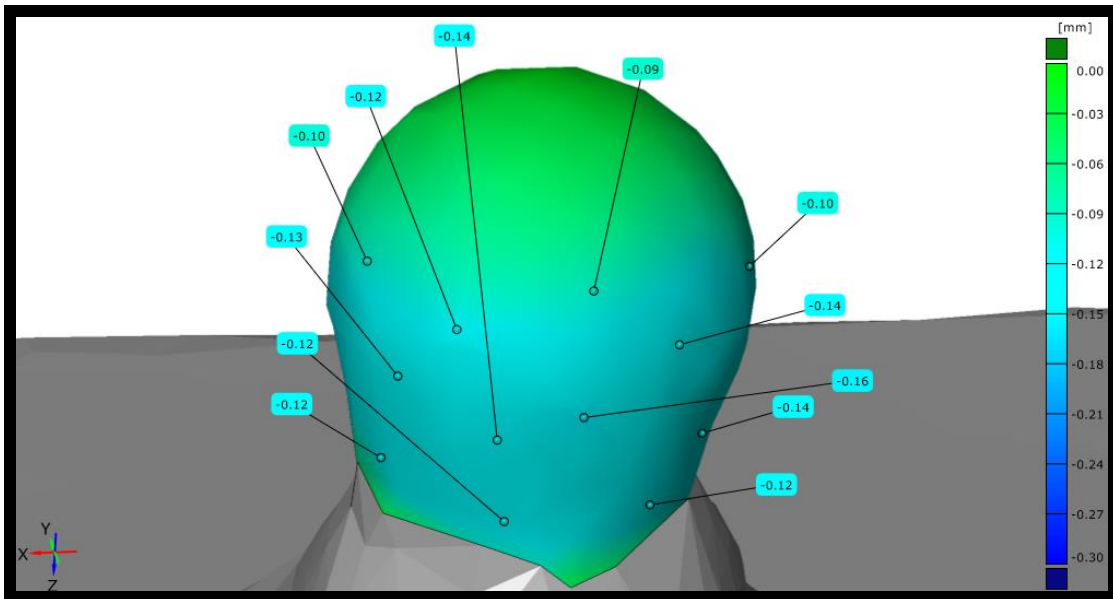
Şekil 4-77: ITI Titanyum 2A Aşınma Görüntüsü



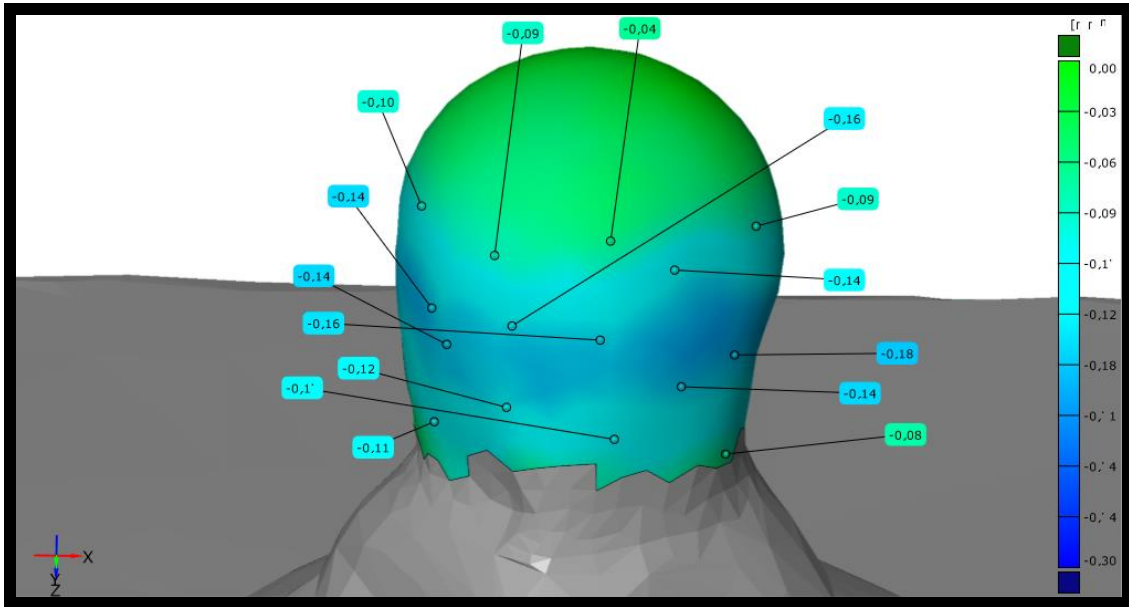
Şekil 4-78: ITI Titanyum 2B Aşınma Görüntüsü



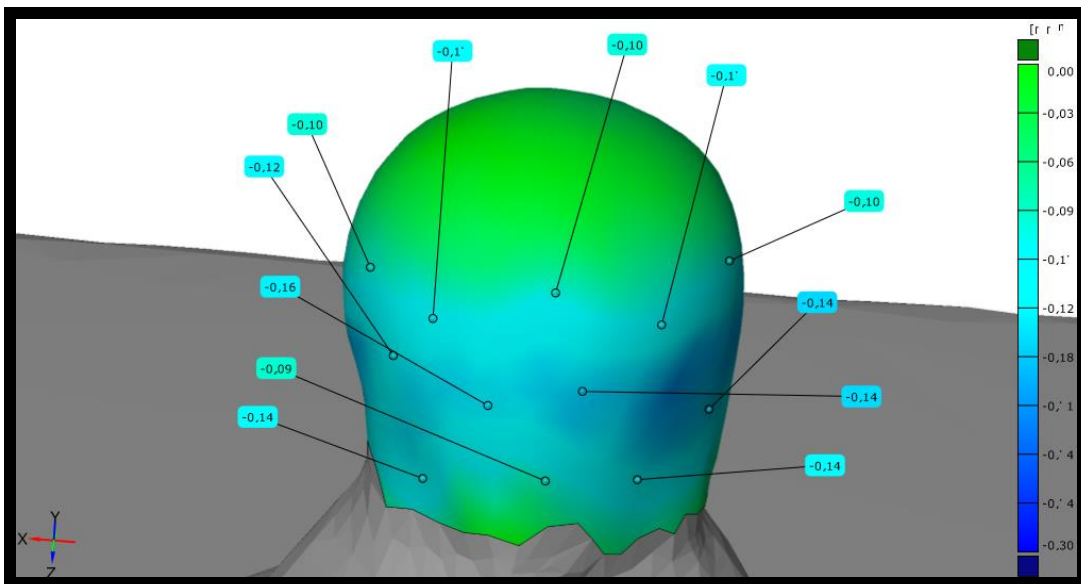
Şekil 4-79: ITI Titanyum 3A Aşınma Görüntüsü



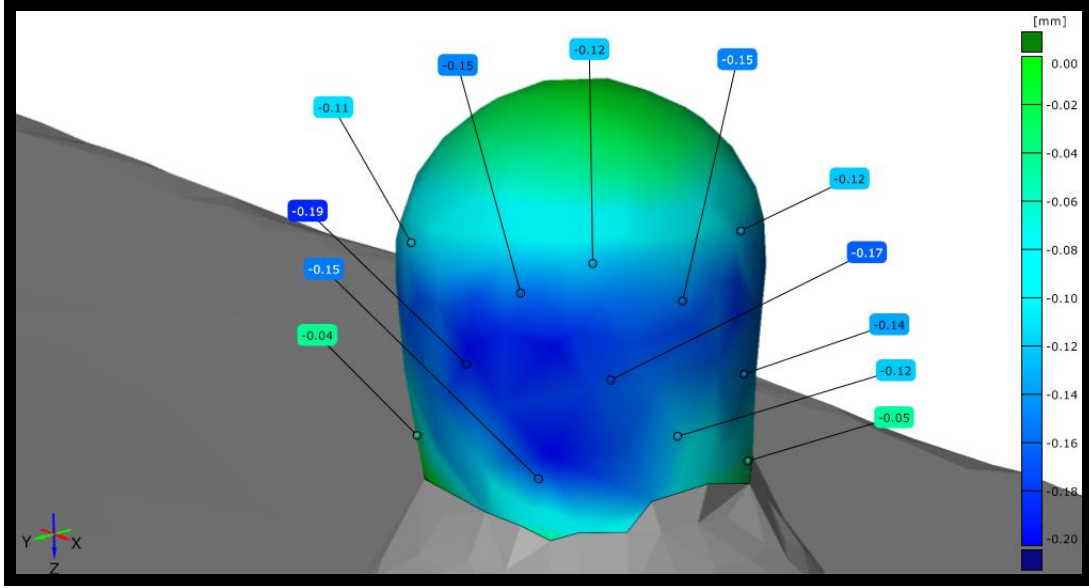
Şekil 4-80: ITI Titanyum 3B Aşınma Görüntüsü



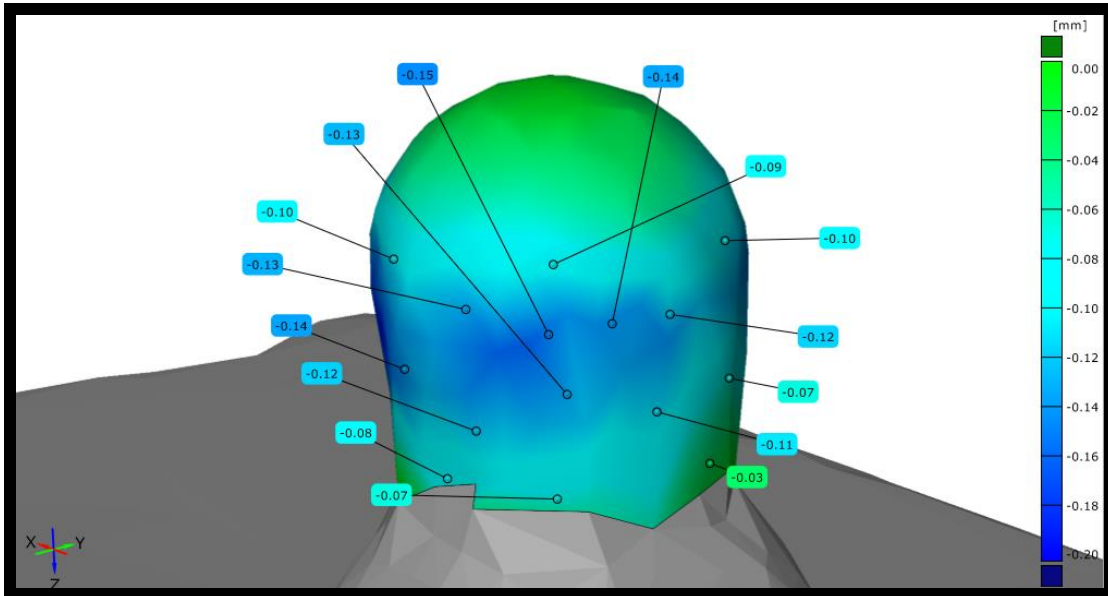
Şekil 4-81: ITI Titanyum 4A Aşınma Görüntüsü



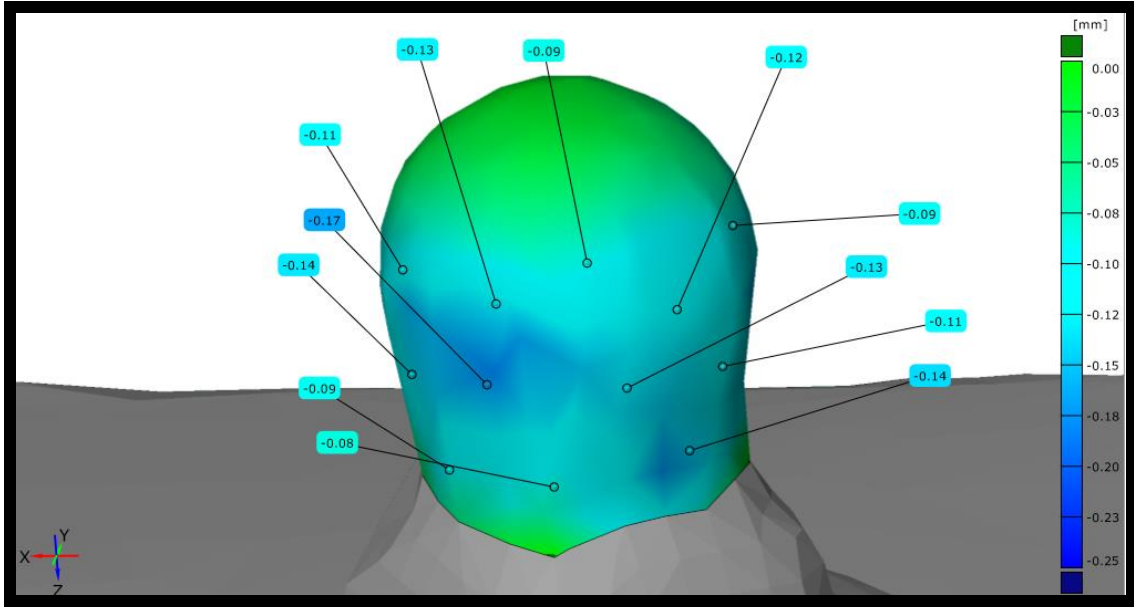
Şekil 4-82: ITI Titanyum 4B Aşınma Görüntüsü



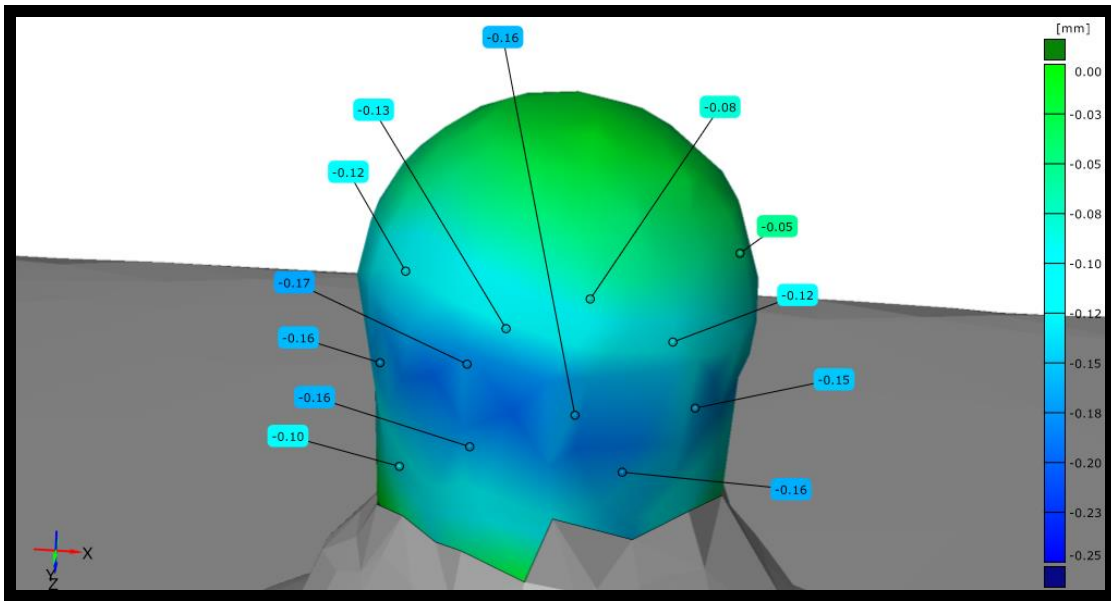
Şekil 4-83: ITI Titanyum 5A Aşınma Görüntüsü



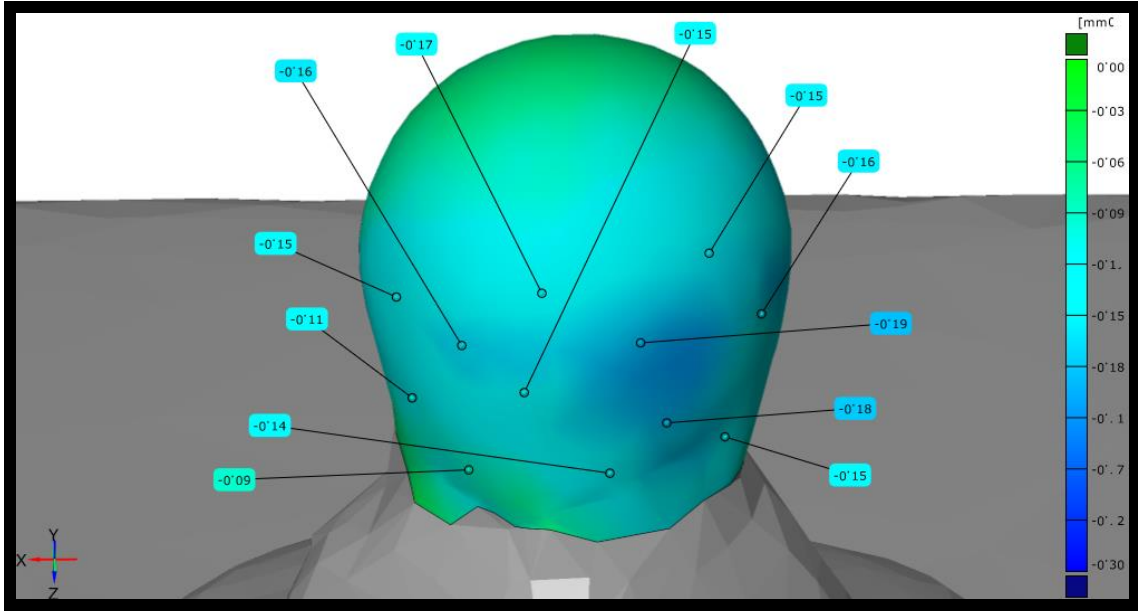
Şekil 4-84: ITI Titanyum 5B Aşınma Görüntüsü



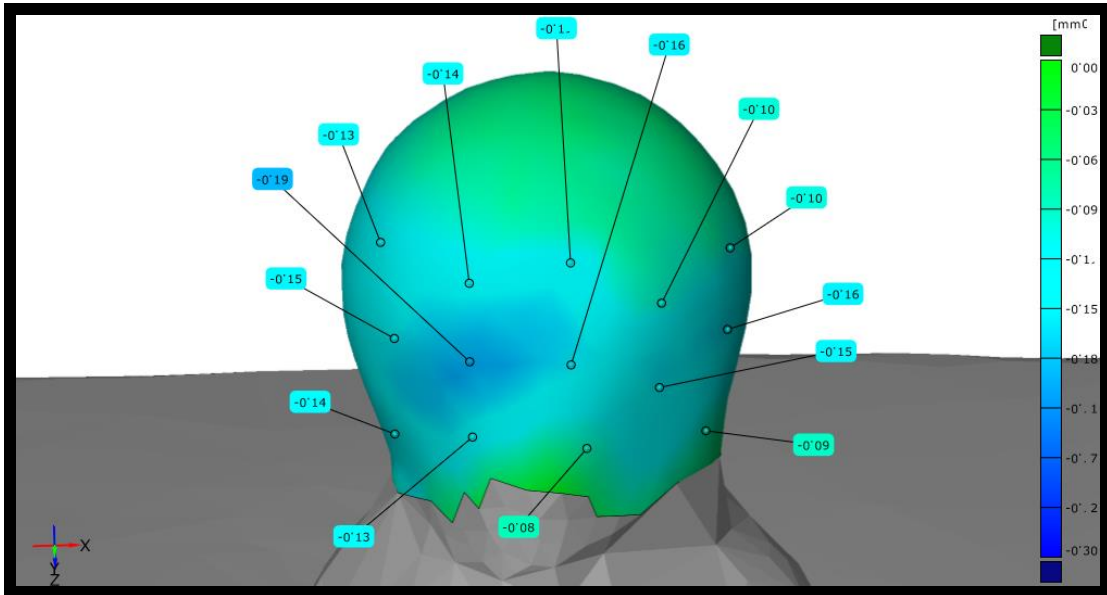
Şekil 4-85: ITI Titanyum 6A Aşınma Görüntüsü



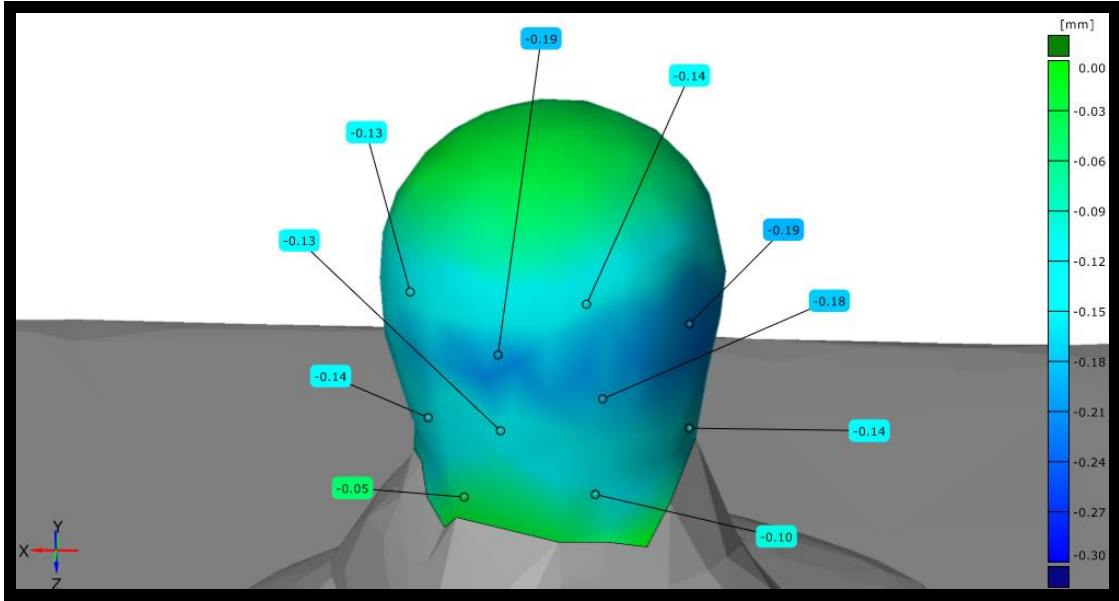
Şekil 4-86: ITI Titanyum 6B Aşınma Görüntüsü



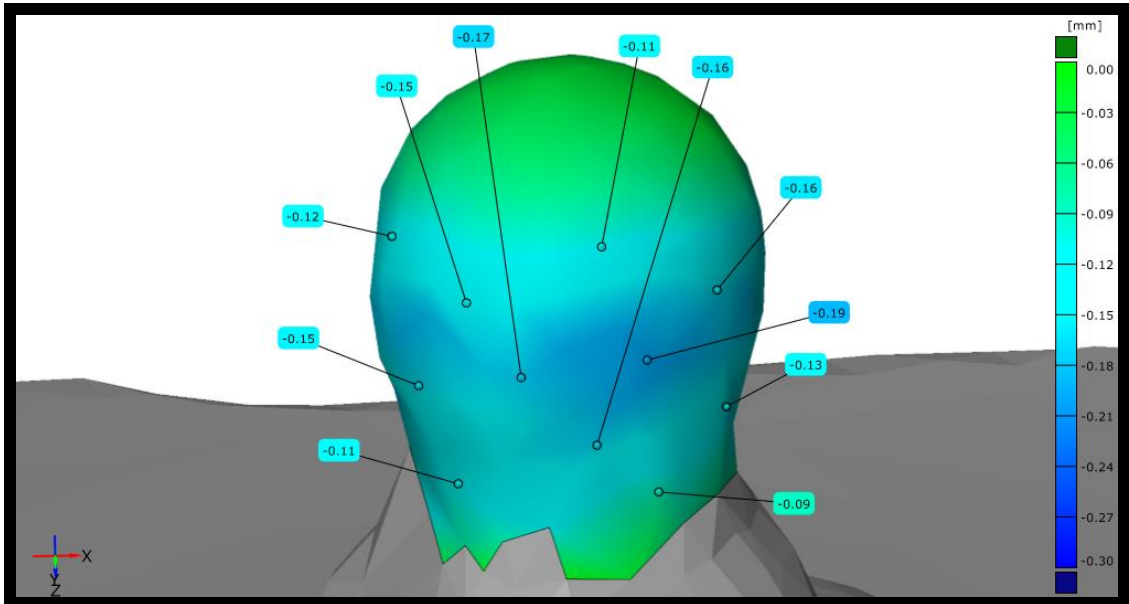
Şekil 4-87: ITI Titanyum 7A Aşınma Görüntüsü



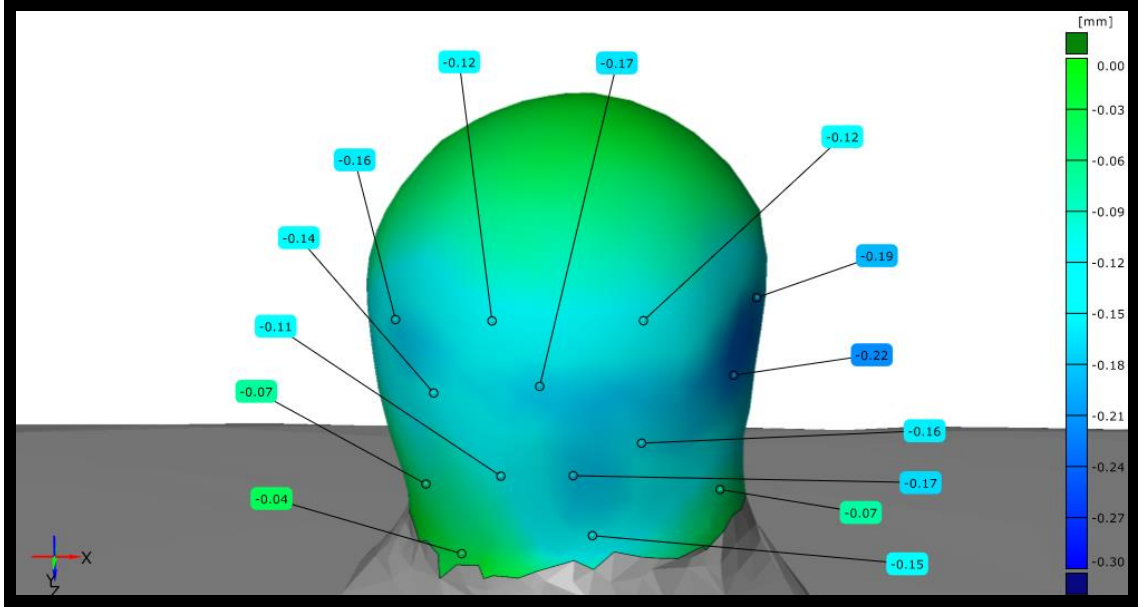
Şekil 4-88: ITI Titanyum 7B Aşınma Görüntüsü



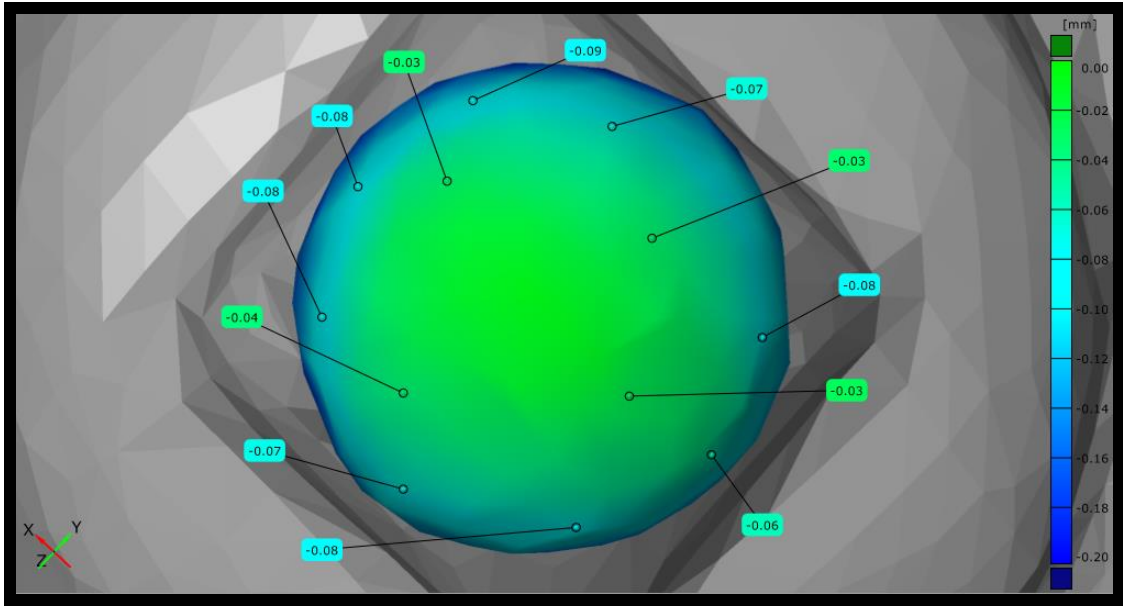
Şekil 4-89: ITI Titanyum 8A Aşınma Görüntüsü



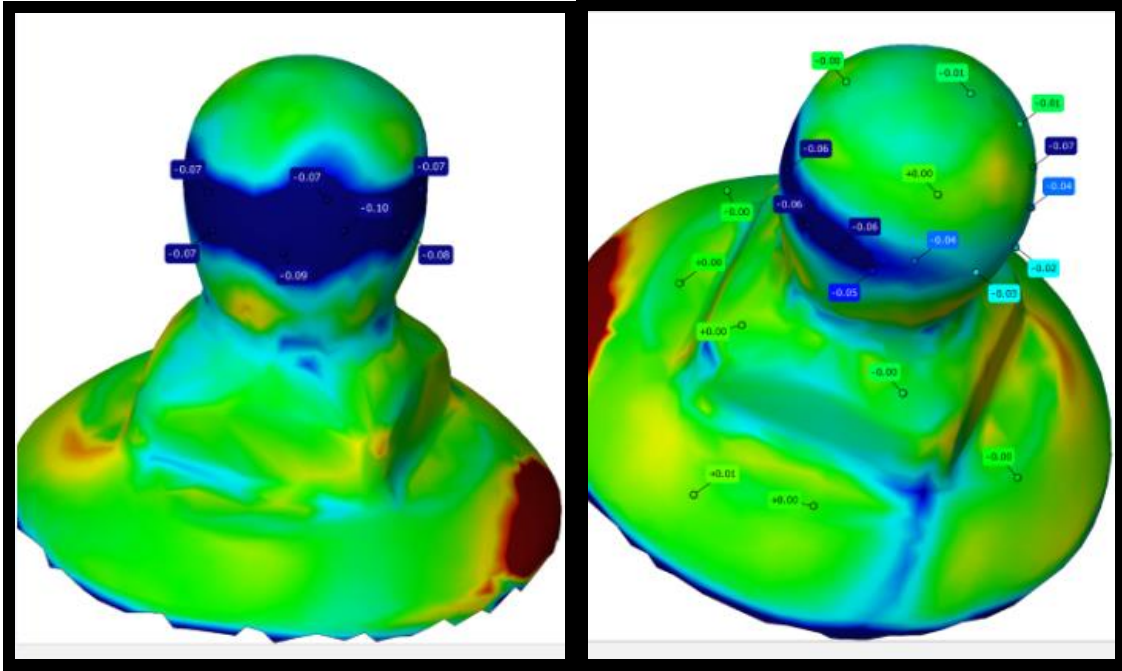
Şekil 4-90: ITI Titanyum 8B Aşınma Görüntüsü



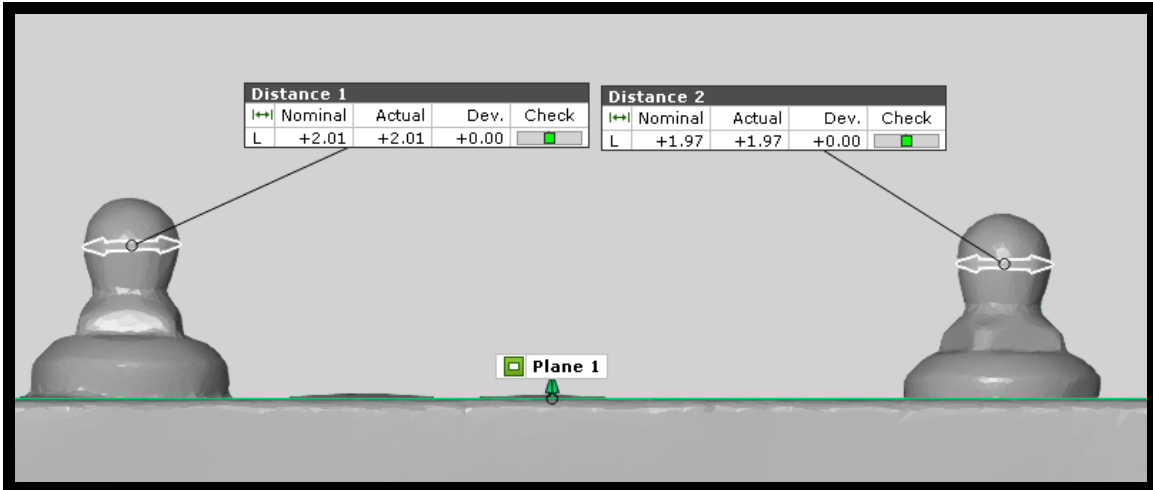
Şekil 4-91: ITI Titanyum 9A Aşınma Görüntüsü



Şekil 4-92: ITI Titanyum 9B Aşınma Görüntüsü



Şekil 4-93: ITI Titanyum 10A-10B Aşınma Görüntüsü



Şekil 4-94: ITI Titanyum 5.grup çapsal değişim

ITI 5. Grupta retansiyon kuvvetimiz 54 N'dan 3 N'a düşmüştür. Yapılan dış çap ölçümü 2,250 mm'den ortalama 1,985 mm'ye gerilemiştir. Hacimsel değişim 5,20 mm³'ten a tutucusunda 3,66 mm³'e, b tutucusunda 3,69 mm³'e düşmüştür.

4.2.3. Hacimsel Bulgular

Tablo 4-7: Biohorizons ball abutmentindeki referans değere göre hacimsel değişim miktarı (mm³)

	A	B
BİOH REFERANS	8,092824074	8,092824074
B1	7,051428571	7,002857142
B2	7,171428571	7,085714285
B3	6,914285714	6,922857142
B4	7,028571428	7,037142857
B5	7,062857142	7,028571428
B6	7,031428571	7,002857142
B7	7,165714285	7,114285714
B8	7,028571428	7,062857142
B9	7,145714285	7,177142857
B10	6,937142857	6,942857142

Biohorizons ball abutmentlerde, siklus öncesi ve sonrası karşılaştırmalar yapıldığında ortalama %13'lük bir hacimsel kayıp tespit edilmiştir.

Tablo 4-8: DTI ball abutmentindeki referans değere göre hacimsel değişim miktarı (mm³)

	A	B
DTI REFERANS	8,70148	8,70148
D1	8,22545	7,84581
D2	7,63702	7,64018
D3	7,63789	7,78254
D4	7,71927	7,63712
D5	7,78254	7,75109
D6	7,75114	7,75113
D7	7,83419	7,81218
D8	7,74219	7,68763
D9	7,80153	7,75413
D10	8,0672	7,95654

DTI ball abutmentlerde, siklus öncesi ve sonrası karşılaştırmalar yapıldığında ortalama %11'lik bir hacimsel kayıp tespit edilmiştir.

Tablo 4-9: ITI ball abutmentinde gold tutucu siklusu sonrası hacimsel değişim miktarı (mm³)

	A	B
ITI-G REFERANS	5,201064815	5,201064815
G1	5,176681614	5,189732044
G2	5,183674027	5,175482198
G3	5,177792348	5,154093762
G4	5,154078039	5,187734193
G5	5,176935714	5,176624928
G6	5,092735426	5,116053811
G7	5,141704035	5,177729481
G8	5,174819742	5,152984561
G9	5,153363228	5,176621872
G10	5,174673082	5,174669343

ITI ball abutmentlerde, siklus öncesi ve sonrası karşılaştırmalar yapıldığında ortalama %1'lik bir hacimsel kayıp tespit edilmiştir. Bu grupta Gold tutucu kullanılmıştır.

Tablo 4-10: ITI ball abutmentinde, titanium tutucu siklusu sonrası hacimsel değişim miktarı (mm³)

	A	B
ITI-T REFERANS	5,201064815	5,201064815
T1	3,840925926	3,796388889
T2	3,673657407	3,754861111
T3	3,732546296	3,707592593
T4	3,836990741	3,862962963
T5	4,420462963	4,345648148
T6	4,308148148	4,346342593
T7	3,661018519	3,691342593
T8	3,929305556	4,083981481
T9	3,567175926	3,388472222
T10	3,788595714	3,881934567

ITI ball abutmentlerde, siklus öncesi ve sonrası karşılaştırmalar yapıldığında ortalama **%25**'lik bir hacimsel kayıp tespit edilmiştir. Bu grupta titanyum tutucu kullanılmıştır.

5. TARTIŞMA

Tam protezler, geçmişten günümüze tam dişsiz hastaların tedavi edilmesinde kullanılan başarılı bir tedavi yöntemidir. Ancak yaşlanmayla birlikte çiğneme kaslarında atrofi ve çene kemiklerinde rezorpsiyon görülebilmektedir. Tam dişsiz hastalarda kas atrofisi ve kemik rezorpsiyonu sonucunda tam protez kullanımı oldukça zordur. Alt çenede dilin varlığına bağlı olarak, protezin retansiyon ve stabilizasyonunda meydana gelen düşüş, çiğneme etkinliğini azaltır. Alt tam protezde görülen yetersiz tutuculuk ve fonksiyon sırasında hareket gibi problemler hasta memnuniyetini olumsuz yönde etkilemektedir (143, 156).

Tam dişsiz hastalarda implant uygulamaları sayesinde tedavi seçenekleri çoğalmıştır (13, 14, 15). Yapılan çalışmalar tam dişsiz ağızlarda implant destekli protezlerin kullanılmasının güvenilir bir yöntem olduğunu, ayrıca çiğneme etkinliğini de arttırdığını belirtmişlerdir (27, 50, 76, 91, 110). Yapılan uzun dönemli çalışmalar ve klinik araştırmalar sonucunda üst çenede tam protezin varlığında alt çeneye iki implant destekli tam protez yapımının hastaya sunulması gereken ilk tedavi alternatifi olduğu bildirilmiştir (62).

İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılmak üzere günümüzde birçok tutucu tipi mevcuttur. Bunlar splintlenmemiş tutucular ve splintlenmiş tutucular olmak üzere iki ana gruba ayrılır (195). Tutucu seçiminde dikkat edilmesi gereken birçok faktör vardır. Bunlar hastanın ağız hijyeni, anatomik faktörler, implantlar arası mesafe, biyomekanik etkenler, hastanın nöromuskuler becerisi, ekonomik etkenler ve tutuculuk kuvveti ihtiyacının miktarıdır (167). İmplant destekli hareketli protezlerde retansiyonun sağlanması için günümüzde en çok top başlı, bar, mknatis, teleskop veya locator tutuculu sistemler tercih edilmektedir (154).

Diş hekimleri, implant destekli hareketli protezlerde tutucu sistem seçimini genellikle implant firması veya laboratuvarın seçimine bırakmaktadır. Oysaki tutucu tipinin, tutuculuktaki etkisi çok önemli bir faktördür. Alt çene implant destekli protezlerde tutuculuğun hasta memnuniyetiyle olan ilişkisini konu alan pek çok çalışma bulunmaktadır (38, 47, 74). Goodacre ve ark. yaptıkları derlemede, implant destekli hareketli protezlerde görülen protetik komplikasyonlar içerisinde tutuculuk kaybının

%30 oranında görüldüğünü bildirmişlerdir (74). Literatürde, implant destekli hareketli protezler için ideal tutuculuk kuvvet değeri hakkında kesin bir bilgi mevcut değildir. Trakas ve ark. 20 N'luk bir kuvvetin alt implant destekli protezler için yeterli olduğunu kabul eden bir çalışma bildirmişlerdir (167). Lehman ve Arnim'e göre 5-7 N arasındaki tutuculuk kuvveti diş destekli protezlerin stabilitesi için yeterlidir (103).

Bayer ve ark. 2012 yılında yaptıkları çalışmada hareketli protezler için kabul edilebilir tutuculuk kuvvetini 3-7N olarak bildirmişlerdir (19). Protezin takılıp çıkartılması sırasında meydana gelen sürtünmeler, protetik komponentte aşınmaya sebep olmakta, bu da protezde tutuculuk kaybı yaratmaktadır (103).

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Günümüzde alt çenede implant destekli hareketli bir protez uygulandığında en sık tercih edilen tutucu tipi top başlı tutuculardır. Top başlı tutucular; kolay uygulanabilirliği, diş parçanın değiştirilmesindeki kolaylık, diğer tutucu tiplerine göre daha düşük maliyeti, değişik derecelerde retansiyon sağlanabilmesi, protezin üst yapısı için ekstra zaman ve maliyet gereksinimi doğurmaması sebebiyle tercih edilmektedir (120). Top başlı tutucularda erkek parça titanyum (grade 4) materyalinden üretilirken, diş parça farklı firmalarda farklı materyallerden üretilmektedir. Teflon, plastik, kıymetli metal veya kıymetsiz metal gibi birçok malzemeden üretilen top başlı tutucu seçenekleri mevcuttur. Tutucularda zamanla gözlemlenen tutuculuk kaybının sebebi olarak, erkek ve diş parçadaki sürtünmeden kaynaklanan aşınma gösterilebilir. Aşınmayı, fonksiyonel yükler ve takıp çıkarma dışında tükürüğün pH'sı, kalitesi ve miktarı, hijyen, termal etkenler ve kişinin beslenme alışkanlıkları da etkilemektedir (29, 67). Yapılan in-vitro çalışmalar sayesinde bu gibi çevresel faktörler elimine edilebilmekte ve kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri değerlendirilebilmektedir. Çevresel faktörlerin elimine edildiği, uygun ve eşit koşulların kurgulandığı in-vitro deney düzenekleri ile yapılan testler anlamlı sonuçlar vermektedir. Bu sonuçlar sayesinde tutucular arasında sağlıklı bir karşılaştırma yapılabilmektedir.

Bugüne kadar yapılan birçok çalışmada implant destekli hareketli protezlerde kullanılan çeşitli tutucular karşılaştırılmıştır. Bu çalışmalarda farklı in-vitro deney düzenekleri oluşturulmuştur. Çalışmaların sonucunda bildirilen aşınma ve tutuculuk değerleri farklılıklar gösterdiği gibi, birçok çalışmada aynı tutucular için ilk tutuculuk değeri bile farklılıklar göstermiştir. Çalışmalardaki bu çeşitliliğin sebebi kullanılan

tutucuların açıları, uygulanan kuvvetlerin yönü, deneyin frekansı, tutucuların arasındaki mesafe ve deneyin yapıldığı ortamın koşulları ile ilgilidir. Bu değişkenler göz önüne alındığında benzer tutucu sistemler için bile farklı sonuçların alınması şaşırtıcı değildir.

Kobayashi ve arkadaşları 2013 yılında yaptıkları çalışmada top başlı tutucu sistemini, locater tutucu sistemini ve bar tutucu sistemini tutuculuk kuvvetleri açısından karşılaştırmıştır. Çalışmada belirlenen ilk tutuculuk değerlerine bakıldığında top başlı tutucuda 40.3 N, locater tutucuda 33.5 N, bar tutucuda 40.9 N'luk bir retansiyon kuvveti bildirilmiştir (92). Pigozzo ve arkadaşları 2009 yılında 2 bar tutucu sistem ve 2 top başlı tutucu olmak üzere 4 farklı sistemi tutuculuk kuvveti cinsinden karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada bar tutucu sistemlerin ilk tutuculuk değerleri 28.48 N ve 22.81 N değerinde bildirilmiştir. Top başlı sistemlerdeki ilk tutuculuk kuvvet değerleri ise 20 N ve 10 N değerlerinde bildirilmiştir (139). Benzer tutucuları farklı yöntemlerle karşılaştıran bu çalışmalarda Pigozzo ve ark.'larının bildirdiği değerler Kobayashi ve ark.'larının bildirdiği değerlerden bar tutucularda ortalama 15 N, top başlı tutucularda ortalama 25 N daha düşüktür.

Çalışmalarda farklılık gösteren bir diğer parametre deney ortamındaki fiziksel koşullardır. Deneyin kuru yada ıslak ortamda yapılması ağız içerisini taklit ettiği için sürtünme kuvvetini ve tutuculardaki aşınmayı etkilemektedir. Yapılan bir çalışmada ıslak ortamda ölçülen tutuculuk kuvveti değeri kuru ortamla kıyaslandığında daha düşük bulunmuştur (128). Islak ortamda yapılan benzer çalışmalarda değişik sıvılar kullanılmıştır. Yapılan çalışmaların birçoğunda yapay tükürük kullanıldığı gibi Fromentin ve ark. distile su kullanırken, Kobayashi ve ark. İzotonik % 0.9 sodyum klorid solusyonu tercih etmişlerdir. (67, 92).

İmplant destekli hareketli protezlerdeki tutucu sistemleri karşılaştıran çalışmaların hepsinde tutucu sistemler analoglara yada implantlara vidalanmıştır. Bizde çalışmamızda tutucularımızı analoglara vidalayarak deneyimizi gerçekleştirdik. Literatürde yapılan çalışmaların hepsinde kullanılan analoglar ve implantlar alçıya, aluminyuma veya akrilik rezin bloklara yerleştirilmiştir (1, 29, 60, 69, 77, 92, 139, 145, 149, 153). Çalışmamızda da akrilik rezin bloklara ve amid grubu bir materyal olan kestamid materyali içerisine tutucular ve analoglar yerleştirilerek deneyler gerçekleştirilmiştir.

Yapılan çalışmalarda top başlı tutucu ve locater tutucu gibi splintlenmemiş tutucular sıklıkla kullanılmıştır. Bu tip tutucuların, tutuculuk kuvveti ölçümleri yapılırken 2 farklı teknik izlenmiştir. Birçok çalışmada alt çene 2 implant destekli hareketli protezi taklit edebilmek adına 2 adet tutucudan oluşan örnekleri çekerek tutuculuk kuvvetleri belirlenmiştir (42, 60, 67, 92, 131, 139, 145). Ancak bazı çalışmalarda ise splintlenmeyen bu tip tutucular tek başlarına ölçüme tabi tutulmuştur. Yang T-C ve ark, Besimo ve ark, Ali Fakhry ve ark. yaptıkları çalışmalarda tek tutucuyu çekerek tutuculuk kuvvetlerini belirlemişlerdir (24, 61, 192). Bu çalışmaların ortak noktası, iki tutucunun tıpkı iki implant destekli tam protezlerdeki gibi beraber çekilip tutuculuk kuvvetinin ölçülmesidir. Çalışmamızda hem siklus deneylerini hem de tutuculuk kuvveti ölçümlerini her bir örnekte iki tutucu ile gerçekleştirdik.

Alt çenede iki implant destekli tam protezin simule edildiği çalışmalara baktığımızda yerleştirilen implantların açılarının farklılıklar gösterdiğini görüyoruz. İmplantların paralel olarak yerleştirildiği çalışmalarda paralelometre kullanılmıştır. (31, 60, 69, 150). Bizim çalışmamızda paralel olarak yerleştirilen analogların yuvaları , CNC freze tezgahında analog boyutuyla birebir olacak ölçülerde hazırlanmıştır. Kobayashi ve ark. yaptıkları benzer bir çalışmada birinci gruptaki implantları paralel yerleştirirken ikinci gruptaki implantlara 6°'şar derece toplamda 12 derece açı uygulamışlardır (92). Ortegon ve ark. 2009 yılında yaptıkları benzer bir çalışmada 5 grup deney örneği oluşturmuştur. Gruplar; paralel, 10 derece açılı, 15 derece açılı, 20 derece açılı ve 30 derece açılı şeklinde oluşturulmuştur. Çalışma sonucunda açı miktarı arttıkça tutuculuk değerinin azaldığı sonucu ortaya çıkmıştır (131).

Bulgularımıza göre top başlı tutucular kendi içlerinde mukayese edildiğinde dahi tutuculuk değerlerinde farklılıklar görülmektedir. Aynı tutucuların tutuculuk kuvvetleri arasında aynı test ortamında farklılıklar olması üretim hatalarından kaynaklanmış olabilir. Bu durum sağlıklı sonuçlara ulaşılabilmesi için, örnek sayısının büyük önem taşıdığını göstermektedir (31). Bu sebeple çalışmamıza başlamadan önce power analiz yaparak olması gereken örnek sayımızı belirledik (n=10). Literatürde çift tutucularla yapılan tutuculuk kuvvet değerlerinin incelendiği çalışmalarda örnek sayısı 3 - 10 arasında değişmektedir (3, 42, 60, 67, 131, 139, 145). Çalışmamızdaki 4 gruptan her birinde 20 top başlı tutucu kullanılmıştır. Bu 20 tutucu 2'li şekilde örneklere yerleştirildiği için her bir grupta 10 adet örneğimiz bulunmaktadır (n=10).

Tutuculardaki aşınma ve tutuculuk değişimlerini inceleyen çalışmalarda farklılık gösteren bir diğer parametre siklus sayısı ve kuvvet ölçüm aralıklarıdır.

Rodrigues ve ark. 2009 yılında yaptıkları çalışmada top başlı tutucuların tutuculuk kuvvetlerini değerlendirmiştir. Her bir örneğe 2900 siklus uygulanmış ve 540 siklуста bir olmak üzere toplam 6 defa tutuculuk ölçümü yapılmıştır. Rodrigues bu çalışmasında 2900 siklusun toplamda 2 yıllık bir kullanıma denk geldiğini bildirmiştir (145).

Kobayashi ve ark. 2013 yılında yaptıkları çalışmada top başlı tutucu, locater tutucu ve bar tutucuları karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada örneklere toplam 14600 siklus uygulanmış ve araştırmacı tarafından bu sürenin 10 yıllık bir kullanıma denk geldiği belirtilmiştir. Çalışmada örneklerin tutuculuk ölçümleri 10, 100, 1000, 5000, 10000 ve 14600'üncü siklularda olmak üzere toplam 6 defa yapılmıştır (92).

Ortegon ve arkadaşları 2009 yılında yaptıkları çalışmada top başlı tutucuları farklı açılarda yerleştirerek tutuculuk değişimlerini incelemişlerdir. Bu çalışmalarında her bir örneğe 3500 siklus uygulanmış ve her 100 siklуста tutuculuk değerleri kontrol edilmiştir. Çalışmada toplamda 36 defa tutuculuk kuvveti ölçümü yapılmıştır (131).

Branchi ve ark. 2010 yılında yaptıkları çalışmada 4 tip top başlı tutucuyu karşılaştırmıştır. Her bir örneğe 5500 siklus uygulanmış ve tutuculuk kuvveti ölçümlerini her 500 siklуста bir yapılarak toplamda 12 veri elde edilmiştir (31).

Botega ve arkadaşları 2004 yılında yaptıkları çalışmada 2 farklı firmanın bar ve O-ring tutucularını karşılaştırmıştır. Bu çalışmada tutuculuk kuvveti ölçümlerini 0, 3000 ve 5500'üncü siklularda olmak üzere toplam 3 defa yapılmıştır (29).

Çalışmamızda bu ölçüm kriterleri göz önünde bulundurularak tutuculuk kuvvet ölçümleri; 10, 100, 200, 300, 400, 500, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000 ve 5000. siklularda yapılmıştır. Toplam da 5000 siklus içerisinde 12 defa tutuculuk kuvvet ölçümü yapılmıştır.

5.2. Top Başlı Tutucuların Tutuculuk Değişimlerinin Tartışılması

Alt çenede splintlenmemiş implantlarda kullanılan tutucu tipleri ile ilgili sınırlı sayıda çalışma vardır. Günümüzde birçok farklı firma kendi tutucu sistemleri ile ilgili farklı tutuculuk değerleri paylaşmışlardır. Yapılan çalışmalar içerisinde aynı tutucu

sistem için farklı tutuculuk değerlerinin bulunması, deney düzeneğindeki farklılıklardan kaynaklanmaktadır (9). Splintlenmemiş tutucu komponentlerde oluşan tutuculuk değişimleri erkek ve dişi parçalarda oluşan aşınmadan kaynaklanmaktadır. Aşınma, protezin tutucular ile aktif teması yani fonksiyon altında gerçekleşen bir süreçtir. Protetik komponentin fonksiyon altındaki aşınması sadece takıp çıkarma işlemi esnasında olmamaktadır. Daha bir çok faktör bu aşınmayı olumlu ya da olumsuz şekilde etkilemektedir. Bu faktörlerden bazıları implantların ağız içerisindeki açıları, implantlar arası mesafe ve protezi yerinden çıkaran kuvvetlerin yönü, tutucu komponentin yapıldığı materyalin cinsi, tutucu komponentin dizaynı ve tutucu komponentin boyutlarıdır (9). Fonksiyon altındaki farklı tip tutucu sistemlerde, tutuculuk kuvvet değişikliklerindeki varyasyonlardan sorumlu aşınma mekanizması tam olarak anlaşılamamıştır.

Çalışmamızda 3 ayrı dental implant firmasına ait 4 farklı top başlı tutucu değerlendirilmiştir. Bunlar içerisinde ITI Straumann firmasına ait titanyum tutucu, yine aynı firmaya ait altın tutucu, Biohorizons firmasına ait lastik tutucu ve DTI firmasına ait lastik tutucu bulunmaktadır. Tüm firmaların abutmentleri grade 4 tip titanyumdan üretilmiştir. Tutuculara baktığımızda ITI Straumann firmasının titanyum tutucusu ve altın tutucusu olmak üzere 2 adet tutucu, Biohorizons firmasına ait pembe naylon tutucu ve DTI firmasına ait pembe naylon tutucu kullanılmıştır. Naylon tutucu materyellerin esas ismi polihekzametien adipamittir. Yüksek molekül kütleli poliamitlerden oluşan, sıcağa, aşınmaya ve kimyasal maddelere karşı dayanıklı plastik malzemedir. ITI Straumann firmasının altın tutucusuna baktığımızda içeriğinde % 60-68 oranında altın, % 11-12 gümüş, % 10-11 oranında bakır, %4-5 oranında palladyum %5 diğer elementlerden oluşan bir birleşik yapı karşımıza çıkmaktadır (92).

Birçok çalışmada çenenin açma kapama hareketini taklit eden sistemler altında tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvetleri incelenmiştir (3, 24, 29, 31, 42, 56, 60, 67, 69, 92, 131, 137, 139, 145, 149, 190, 192). Bu tutucular ya tek tutucular olarak, (23, 24, 31, 61, 67, 70, 190, 192) ya da ağız ortamındaki gibi çift olarak (3, 29, 42, 56, 60, 67, 69, 92, 131, 137, 139, 145, 149) test edilmiştir. Birkaç çalışmalar dışında (24, 29, 139) tüm çalışmalar tutuculuk değerlerinde azalma, hatta tamamen kaybolma olduğunu bildirmişlerdir.

Gamborena ve arkadaşları 1997 de yaptıkları çalışmada ERA (Sterngold) tutucusuna 5500 siklus uygulamıştır. 5500 siklusun 3 yıllık bir kullanıma denk geldiğini belirten araştırmacılar daha sonra tutuculuk kuvvetlerini ölçmüşlerdir. Ölçümlerin sonucunda ortalama 1.52 N ile 2.52 N arasında değişen tutuculuk değerleri bildirilmiştir. Siklus testleri sonucunda dört tip tutucuda da %85 ile %88 arasında tutuculuk kuvveti değerlerinde azalma gözlemlenmiştir. Araştırmacılar daha sonra örnekleri mikroskop altında incelemiş ve plastik tutucu parçalarda ciddi bir deformasyon bulgusuna rastlamışlardır. Tutuculuk kaybının plastik parçanın deformasyonundan kaynaklandığı çalışma sonucunda belirtilmiştir (70) .

Fromentin ve arkadaşlarının 1999 yılında yaptıkları benzer çalışmada 4 farklı top başlı tutucu sistem karşılaştırılmıştır. Araştırmacılar 1 yıllık kullanıma denk gelen 1080 siklusu örneklerle uygulamış dört tip tutucuda %14 ile %80 arasında değişen belirgin tutuculuk kaybı gözlemlenmiştir. Tutucular daha sonra scanning elektron mikroskopunda incelenmiş ve aşınma paternleri resmedilmiştir (67).

Fu ve arkadaşlarının 2009 yılında yaptıkları çalışmada iki döküm ve bir prefabrik bar tutucu üstüne yerleştirilen 3 tip ERA matriks karşılaştırılmıştır. Örneklerle 2500 siklus uygulanmıştır. Sonuç olarak tutucu tiplerinden Era - direct'te % 67, Era - cast'te % 89, Era – micro'da % 87'lik bir tutuculuk kaybı olduğu bildirilmiştir (69).

Doukas ve arkadaşlarının 2008 yılında yaptıkları çalışmada 3 bar tutucusu 1 top başlı tutucu ve 1 miknatıs tutucu karşılaştırılmıştır. 6 aylık fonksiyona eş siklus örneklerle uygulanmıştır. Top başlı tutucu olarak Astra Tech firmasının altın dişi parçalı tutucusu kullanılmıştır. Çalışma sonucunda top başlı tutuculardaki tutuculuk kuvveti kaybı %32 ile %50 arasında azalmıştır. Top başlı tutucularda örnekler aralarında 19 mm., 23 mm. ve 29mm. olacak şekilde hazırlanmıştır. İmplantlar arasındaki mesafe arttıkça tutuculuk kaybı da artmıştır (56).

Tutucu sistemlerde, kullanıma bağlı olarak tutuculuğun azaldığını bildiren başka çalışmalar da mevcuttur. Ancak bunun tam tersi, tutuculuk değerinin değişmediğini hatta arttığını bildiren çalışma örnekleri de bulunmaktadır.

Pigozzo ve arkadaşlarının 2009 da yaptıkları çalışmada 4 farklı bar-klip sistemi karşılaştırılmıştır. Tüm örnekler 5500 siklus denenmiş ve sonuç olarak tüm tutucularda tutuculuk kuvvetlerinin artış gösterdiği bildirilmiştir. Conexao sisteminde tutuculuk ortalama 28.48 N'dan 45.27 N'a, Sterngold sisteminde 22.81 N'dan 41.78 N'a, 3i

sisteminde 20.60 N'dan 28.61 N'a, SIN sisteminde 10.17 N'dan 24.45 N'a çıkmıştır. Ayrıca plastik tutuculu bar sistemler ile metal tutuculu bar sistemleri arasında anlamlı bir farklılık tespit edilememiştir (139).

Alt çene implant destekli hareketli protez sistemleri hastaların protezlerini takıp çıkarttığı, bundan dolayı da sürekli bir sürtünme yarattığı sistemlerdir. Bu sistemler takıp çıkartmanın dışında ağız içi fonksiyonlarından kaynaklı olarak sürekli bir sürtünme olgusu içindedir. Bu sürekli sürtünme neticesi sistemlerin ünitelerinde aşınma bulgusu beklenen bir sonuçtur. Aşınma sonucunda tutuculuk kaybı gerek in vitro deney düzenekli çalışmalarda gerekse klinikte gözlemlediğimiz bir problemdir. Sonuç olarak yapılan bazı çalışmalarda deneyler sonucunda tutuculuk değerlerinde değişim olmadığını hatta artma olduğunu bildiren sonuçlar klinik gözlemlerimiz ile çelişmektedir. Klinikte birçok vakada belirli aralıklarla plastik matrixleri değiştirmekte, bazı vakalarda ise bu değişim yetmemekte ve abutmentteki aşınmadan dolayı abutment değişimi gerekmektedir.

Yaptığımız çalışmadaki deney gruplarının sonuçlarına baktığımızda ITI Straumann firmasına ait titanyum tutucuların ilk tutuculuk kuvveti değerlerini ortalama **50,39 ± 4,81 N**, 5000 siklus sonunda ortalama tutuculuk kuvveti değerlerini **5,59 ± 2,27 N** olarak belirledik. ITI Straumann firmasına ait gold tutucuların ilk tutuculuk kuvveti değerleri ortalama **48,16 ± 6,46 N**, 5000 siklus sonundaki ortalama tutuculuk kuvveti değerlerini **43,0 ± 6,3 N** olarak belirledik. ITI Straumann firmasının aynı abutmentleri üzerinde yaptığımız deneyde titanyum ve gold tutucular arasında anlamlı bir tutuculuk kuvveti farkı görülmektedir. Yine çalışmamız içerisinde Biohorizons firmasının top başlı tutucusunu ve pembe plastik matriks sistemini kullandık. Bu grupta da aldığımız ilk tutuculuk kuvveti değeri ortalama **34,12 ± 4,99 N**, 5000 siklus sonundaki ortalama tutuculuk kuvveti değeri ise **11,19 ± 2,8 N** olarak bulunmuştur. Son grubumuz olan DTI firmasının top başlı tutucusu ve pembe plastik matriksi denenmiş ilk tutuculuk kuvveti değeri ortalama **26,41 ± 5,8 N**, 5000 siklus sonucundaki ortalama tutuculuk değerleri ise **10,58 ± 2,96 N** olarak belirlenmiştir. 2 plastik tutucuyu karşılaştırdığımızda birbirlerine yakın tutuculuk kuvveti değerleri karşımıza çıkmaktadır.

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Total – Parsiyel Protezler Bilim Dalı'nda 2011 yılında Çağla Pınar Türk tarafından yapılan doktora tezi çalışmasında Biohorizons firmasına ait top başlı tutucular ve locater tutucular

karşılaştırılmıştır. Her iki grupta da pembe tutucu plastik matrisler kullanılmıştır. Bu çalışmada Biohorizons top başlı tutucular için ilk tutuculuk değerleri ortalama **32,91 ± 5,30 N**, 5000 siklus sonunda elde edilen ortalama tutuculuk kuvveti değeri **9,70 ± 7,94 N** olarak bildirilmiştir (169). Çalışmamızın bulguları ile bu çalışmanın bulguları uyum içerisindedir.

Chung ve arkadaşlarının 2004 yılında yaptıkları çalışmada 9 farklı implant üstü overdanture tutucu sistemi karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar en fazla tutuculuk kuvvetinin ERA gri tutucusunda olduğunu bildirmişlerdir (35.24N) . 3 farklı firmanın ürettiği mıknatıs tutucuların ise en düşük tutuculuğa sahip olduğunu rapor etmişlerdir (42).

Ortegon ve arkadaşlarının 2009 yılında yaptıkları çalışmada farklı açılarla yerleştirilen 5 farklı grup top başlı tutucu tutuculuk kuvvetleri açısından değerlendirilmiştir. Astra Tech firmasına ait plastik tutucuların kullanıldığı çalışmada tutuculuk değerleri **23.56 N – 11.43 N** aralığında değişim göstermişlerdir (131).

Gulizio ve arkadaşları 2005 yılında yaptığı çalışmada ITI Straumann firmasının titanyum ve altın top başlı tutucu sistemlerini karşılaştırmışlardır. Bizim çalışmamızdan farklı olarak bu çalışmada top başlı abutmentler örneklere farklı açılarda yerleştirilmiştir. İmplant açıları 0 dereceden 30 dereceye yükseldikçe altın tutucuda, titanyum tutucuya göre tutuculuk kuvvetinde daha belirgin bir düşüş gözlemlenmiştir. Titanyum tutucuların tutuculuk kuvvetlerinin altın tutuculara göre düzensizlik gösterdiği ve değerlerde dalgalanmaların olduğu bildirilmiştir. Araştırmacılar bu düzensizliği titanyum tutucunun dizaynından kaynaklandığını düşünmektedirler. ITI Straumann firmasının titanyum tutucusu iki titanyum halka ve bir paslanmaz çelik yaydan oluşmaktadır ve bu yapı araştırmacılar tarafından karmaşık bulunmuştur (77). 2003 yılında Besimo ve arkadaşları tarafından yapılan benzer bir başka çalışmada da başka bir firmanın top başlı tutucusunda gözlemlenen tutuculuk kaybına bu dizaynın sebep olduğu düşünülmüştür. Titanyum tutucunun gösterdiği tutuculuk değerlerindeki azalmayı hatta tamamen kaybolmayı araştırmacılar paslanmaz çelik yaydaki kırılmaya bağlamaktadır (24).

Bayer ve arkadaşları 2009 yılında yaptıkları çalışmada 4 farklı top başlı tutucu sistemin tutuculuk değerlerini karşılaştırmışlardır. Bu sistemler içinde Dentsply Friadent firmasının altın tutucusu, ITI Straumann firmasının altın ve titanyum tutucusu ve

UNOR firmasının plastik matriksli top başlı tutucusu bulunmaktadır. Her bir örneğe 10000 siklus uygulanmış ve bu sayının 10 yıllık kullanıma denk geldiği araştırmacılar tarafından belirtilmiştir. Çalışma sonuçlarına bakıldığında zaman ITI titanyum tutucusu en çok tutuculuk kuvveti kaybına uğrayan grup olmuştur. Diğer grupların tutuculuk kayıpları titanyum tutucular kadar dramatik olmamıştır. Araştırmacılar titanyum abutmentler üzerine farklı materyellerden üretilen tutucuların daha başarılı sonuç verdiğini bildirmişlerdir (20). Wolf ve arkadaşlarının 2009 yılında yaptıkları benzer çalışmanın sonucunda altın matriks ile titanyum top başlı tutucu ikilisinin uzun dönem tutuculuk için ideal ikili olduğu sonucuna varılmıştır (190). Bu iki çalışmanın sonuçları bizim çalışmamız ile paralellik göstermektedir. Her iki çalışmada ve bizim çalışmamızda altın tutucu sistemlerin çok daha başarılı sonuçlar verirken, titanyum tutucu sistemlerin çok başarısız sonuçlar verdiği görülmüştür.

Branchi ve arkadaşları 2010 yılında yaptıkları çalışmada 4 adet top başlı tutucu sistemi karşılaştırmışlardır. Bu sistemler teflon matriks, titanyum matriks, altın matriks ve o-ring tutucudan oluşmaktadır. Her grup tutucuya 5500 siklus uygulanmıştır. Araştırmacılar 5500 siklusun ağız içerisinde 3 yıllık bir kullanıma denk geldiğini belirtmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında titanyum matriksin en çok tutuculuk kaybı gösteren grup olduğu ve top başlı abutmentte ciddi aşınma yarattığı bildirilmiştir. Bu sonuç bizim çalışmamızın sonuçları ile uyum içerisindedir. O-ring matrikslerin tutuculuk kuvvetlerinde belirgin bir düşüş mevcuttur. O-ring ataşmanların tutuculuk değerlerindeki düşüşün matriksteki deformasyondan kaynaklandığı, top başlı abutmentte gözle görülür bir aşınma olmadığı bildirilmiştir. Altın ve teflon matrikslerin ise, 5500 siklus sonunda tutuculuk değerleri artış göstermiştir. Bu bulgu klinik gözlemlere uymamakla birlikte, bizim çalışmamızdaki altın tutucular ile benzer değerler taşımaktadır. Çalışmada aşınmalar en çok o-ring ve titanyum matriks grubunda görülürken, teflon matrikslerde ise kritik aşınmalar gözlemlenmemiştir. Altın matriks grubunda ise tutuculuk değerlerine paralel olarak top başlı abutmentlerde aşınma olmadığı görülmüştür (31).

Doukas ve arkadaşlarının 2008 yılında yaptıkları çalışmada Astra Tech firmasının top başlı tutucuları karşılaştırılmıştır. 3 farklı grup oluşturan araştırmacılar birinci grupta 2 implant arasında 19mm, ikinci grupta 23 mm ve üçüncü grupta 29mm mesafe bırakmışlardır (56). Kürsümüzde yapılan doktora çalışmasında Çağla Pınar Türk

hazırladığı örnekler arasınada 22 mm implantlar arası mesafe bırakmıştır (169). Bizim deney örneklerimizde de iki analog arasında 22 mm. mesafe CNC freze tezgahında ayarlanmıştır.

Yapılan in-vitro çalışmalar bazen klinik gözlemlerimiz ile uyum göstermeyebilir. Bunun en büyük sebebini ağız içerisindeki ve çiğneme sistemindeki kompleks yapıya bağlamaktayız. İn-vitro testler ağız içerisindeki bir çok değişkeni elimine ederek standart bir değerlendirme sağlamamıza yardımcı olur. Ayrıca in vitro testler standardizasyon sağlar. Ağız içerisindeki tükürük, sürekli değişen sıcaklık, fonksiyonel kuvvetler ve parafonksiyonel alışkanlıklar bu testlerde yoktur ya da standardize edilmiştir.

5.3. Aşınmanın ve Üç Boyutlu Tarama Bulgularının Tartışılması

Aşınma, birbirine temas eden ve birbirine göre izafi hareket yapan cisimlerde sürtünme etkisiyle oluşan malzeme ve kütle kaybıdır. Aşınma Triboloji biliminin bir konusudur. İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan tutucu sistemlerde karşılaştığımız en büyük komplikasyonlardan biri tutucu sistemlerdeki aşınmaya bağlı tutuculuk kaybıdır. Bu konuda günümüze dek yapılan çalışmalar daha çok tutuculuk kuvvetinde meydana gelen değişimler ile ilgilenmişlerdir. Aşınmanın meydana geldiği ünitelerdeki aşınma değerleri ile ilgili yapılan çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalardaki ölçümler SEM analizi yöntemiyle, materyellerin çapsal ölçümleriyle ve hassas terazilerdeki kütleli değişimleri inceleyerek yapılmıştır. Bizim çalışmamızda aşınmayı görmek ve ölçmek istediğimiz top başlı abutmentler 5000 siklus öncesinde ve sonrasında üç boyutlu hassas tarayıcı ile taranmış ve hacimsel ölçümleri yapılmıştır.

Çalışmamızın üç boyutlu tarama bulgularına göre aynı tip tutucular için bile farklı aşınma değerleri tespit edilmiştir. Literatürde top başlı tutuculardaki aşınmayı üç boyutlu hassas tarayıcı ile inceleyen başka bir çalışma bulunmamaktadır. Bu durumda üç boyutlu tarama bulgularımızı başka çalışmalar ile karşılaştıramamaktayız.

Çalışmamızda test ettiğimiz top başlı tutucu gruplardan ITI Straumann abutmentlerin çap ölçüleri en geniş noktada siklus deneyleri öncesinde 2,25 mm ölçülmüştür. Üç boyutlu taramada aldığımız referans kesit hacmi 5,20 mm³ olarak hesaplanmıştır. ITI Strauman grubunu titanyum tutucu ve altın tutucu olmak üzere 2 farklı matriks ile 5000 siklus yorduk. Altın tutucu grupta ortalama çapsal değişim 2,25

mm'den 2,216 mm'ye düşmüş, tutuculuk kuvvetleri ise 48 N 'dan 43 N'a düşmüştür. Hacimsel değişim değeri altın tutuculu grupta 5,20 mm³'ten ortalama 5,16 mm³'e gerilemiştir. ITI Straumann titanyum tutucularda ise 5000 siklus sonrası tutuculuk ortalama 50 N'dan 5 N'a gerilemiştir. ITI Straumann titanyum grubunda ortalama hacimsel değişim 5,20 mm³'ten 3,88 mm³'e düşmüştür. Aynı abutmentlerde farklı matriksler denenmiş ve altın tutucuda %1 lik bir hacimsel değişim olurken, titanyum grubunda % 24'lük bir hacimsel değişim tespit edilmiştir. Biohorizons ve DTI gruplarında top başlı tutucularla birlikte plastik dişi parçalar denenmiştir. Biohorizons grubunda 2,8 mm olan abutment çapı siklus deneyleri sonunda ortalama 2,46 mm olarak tespit edilmiş, tutuculuk değerleri 35 N'dan 11 N'a gerilemiştir. Hacimsel olarak bakıldığında siklus deneyleri öncesi 8,09 mm³ olan top baş hacmi, siklus deneyleri sonrasında ortalama 7,04 mm³ olarak ölçülmüştür. DTI tutucusuna baktığımızda siklus deneyleri sonrası abutment dış çap ölçüsünün 2,75 mm'den ortalama 2,34 mm'ye düştüğünü, hacimsel olarakta 8,70 mm³'lük hacmin ortalama 7,79 mm³'e gerilediğini görüyoruz. DTI grubunda ortalama tutuculuk değerlerine baktığımızda ortalama olarak 26 N'dan ölçülen ilk değerlerin siklus deneyleri sonrası 10 N'a düştüğünü görmekteyiz.

Plastik tutuculu iki sistem arasında çok ciddi farklar görülmemektedir. 4 sistem içerisinde 5000 siklus sonunda kabul edilebilir tutuculuk kuvveti olan 3-8 N'luk kuvvetin altında kalan tek sistem titanyum matriks sistemidir.

6. SONUÇLAR

- ✓ ITI Straumann titanyum tutucularda tutuculuk kaybı diğer örneklerden anlamlı derecede yüksektir. Titanyum tutucular, abutmentlerde %25 kadar hacimsel bir aşınma oluşturmuştur.
- ✓ ITI Straumann altın tutucularda aşınma 5000 siklus sonunda %1 oranında olmuştur. Tutuculuk kaybı en az olan grup ITI Straumann altın tutuculardır.
- ✓ DTI ve Biohorizons gruplarındaki abutment aşınması %11-13 arasındadır. İki grup arasında tutuculuk ve aşınma oranlarında anlamlı bir fark tespit edilememiştir.
- ✓ Titanyum abutmentler üzerine yine titanyum malzemedan yapılan bir tutucu, abutmentte ciddi aşınma meydana getirmiştir. Top başlı sistemlerde farklı materyallerden tutucu kullanılması klinisyenlere ve araştırmacılara önerilebilir. Titanyum abutment üzerine altın tutucu buna en güzel örnektir.
- ✓ Klinikte tutucu sistemlerdeki aşınmayı, protezi takıp çıkartmanın yanı sıra oral hijyen, tükürük, ağız içi termal değişimler ve hastanın fonksiyonel - parafonksiyonel alışkanlıkları gibi birçok faktör etkiler. Bu sebeple top başlı tutucuların klinik ömürleri in-vitro deneylere göre farklılık gösterebilir.
- ✓ Alt iki implant destekli tam protezlerde top başlı tutucu sistemler tercih edilecek ise altın tutuculu sistemler en uzun ömürlü ve en başarılı sistemlerdir.

7. KAYNAKLAR

1. Abi Nader S, De Souza RF, Fortin D, De Koninck L, Fromentin O, Albuquerque junior RF. Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *J Oral Rehabil* 2011;**38**(3):157-64.
2. Akaltan F, Can G. Retentive characteristics of different dental magnetic systems. *J Prosthet Dent* 1995;**74**:422-427.
3. Al-Ghafli SA, Michalakis KX, Hirayama H, Kang K. The in vitro effect of different implant angulations and cyclic dislodgement on the retentive properties of an overdenture attachment system. *J Prosthet Dent*. 2009;**102**(3):140-7.
4. Albrektsson T, Wennerberg A. The Impact of Oral Implants – Past and Future, 1966-2042 *Journal Of Canadian Dental Association* 2005;**7**:327-327.
5. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;**1**:11-25.
6. Allen F, McMillan A. Food selection and perceptions of chewing ability following provision of implant and conventional prostheses in complete denture wearers. *Clinical Oral Implants Research* 2002;**13**:320-326.
7. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implantstabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent*. 2001;**85**:141-7.
8. Alsabeeha NH, Payne AG, De Silva RK, Thomson WM. Mandibular single-implant overdentures: preliminary results of a randomised-control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems. *Clin Oral Implants Res* 2010;**23**:160-166.
9. Alsabeeha NH, Payne AG, Swain MV. Attachment systems for mandibular two implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont* 2009;**22**(5):429-40.

10. Alsiyabi AS, Felton DA, Cooper LF. The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. *J Prosthodont*. 2005;**14**:184-90.
11. Andersson GF, Hussey PS. Population aging: a comparison among industrialized countries. *Health Affairs* 2000;**19**:191-203.
12. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *J Prosthet Dent*. 2001;**86**:119-25.
13. Awad MA, Locker D, Korner-Bitensky N, Feine JS. Measuring the effect of intraoral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res* 2000;**79**(9):16 59-63.
14. Awad MA, Lund JP, Dufresne E, Feine JS. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont* 2003;**16**(2):117-22.
15. Awad MA, Lund JP, Shapiro SH. Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. *Int J Prosthodont* 2003;**16**:390-6.
16. Babbusch CA, Kent JN, Misiek DJ. Titanium plasma- sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 1986;**44**:274-82.
17. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2002;**15**(6):575-81.
18. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:539-45.
19. Bayer S, Stark H, Götz L, Keilig L, Kraus D, Hansen A, Enkling N. Telescopic crowns: extra-oral and intra-oral retention force measurement--in vitro/in vivo correlation. *Gerodontology* 2012;**29**(2):340-7.

20. Bayer S, Steinheuser D, Grüner M, Keilig L, Enkling N, Stark H. Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures-retention force changes. *Gerodontology* 2009;**26**(4):268-72.
21. Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S. Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;**5**(1):31-8.
22. Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Clin Oral Impl Res* 1998;**9**:51-58.
23. Besimo CH, Graber G, Flühler M. Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. *J Oral Rehabil* 1996;**23**(6):372-8.
24. Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil* 2003;**30**(7):671-8.
25. Besimo CH, Rohner HP. Removable dentures on implants. In: Cendres, Me'Taux, editor. *Interesting Facts About Attachments*. Biel: Cendres & Me'taux; 1999. p. 9.
26. Binon PP. Implants and components: Entering the new millenium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**:76-94.
27. Blomberg, S, Linquist LW. Psychological reactions to edentulousness and treatment with jawbone anchored bridges. *ACTA Psychiatrica Scand* 1983;**68**:251-262.
28. Boerrigter EM, Geertman ME, Van Oort RP, Bouma J, Raghoobar GM, van Waas MA. Patient satisfaction with implant-retained mandibular overdentures. A comparison with new complete dentures not retained by implants-a multicentre randomized clinical trial. *Br J OralMaxillofac Surg* 1995;**33**:282-8.
29. Botega DM, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil* 2004;**31**:884-889.

30. Bourgeois D, Nihtila A, Mersel A. Prevalence of caries and edentulousness among 65–74 year olds in Europe. *Bull World Health Organ* 1998;**76**:413-417.
31. Branchi R, Vangi D, Virga A, Guertin G, Fazi G. Resistance to Wear of Four Matrices with Ball Attachments for Implant Overdentures: A Fatigue Study. *J Prosthodont* 2010;**8**:1-6.
32. Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;**3**:81–10.
33. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;**50**(3):399-410.
34. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1988;**3**:85-97.
35. Bryant SR, Zarb GA. Outcomes of implant prosthodontic treatment in older adults. *J Can Dent Assoc*. 2002;**68**:97-102.
36. Burns DR. Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *J Prosthodont* 2000;**9**(1):37-46.
37. Burns DR. The mandibular complete overdenture. *Dent Clin N Am* 2004;**48**:603-23.
38. Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr, Giglio JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II--Patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent* 1995;**73**(4):364-9.
39. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multicenter study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997;**8**:161-72.
40. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Materials Res* 1991;**25**:889-902.

41. Carlyle LW, Duncan JM, Richardson JT, Garcia L. Magnetically retained implant denture. *J Prosthet Dent* 1986;**56**:583-6.
42. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont*. 2004;**13**(4):221-6.
43. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;**13**:144-53.
44. Cockburn A, Cockburn E. Mummies, Disease and Ancient Cultures. Icinde Harris JE, Pomitz P, editor. *Dental Health in Ancient Egypt.V:III*. Cambridge: *Cambridge University Press*; 1955.
45. Cordioli G, Majzoub Z, Castagna S. Mandibular overdentures anchored to single implants: a five-year prospective study. *J Prosthet Dent* 1997;**78**:159–165.
46. Cordioli G, Majzoub Z, Piatelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;**15**:668-674.
47. Cune M, Van Kampen F, Van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont* 2005;**18**(2):99-105.
48. Cune MS, de Put ter C, Hoogs tra ten J. Treatment outcome with implant-retained overdentures: Part II. Patient satisfaction and predictability of subjective treatment outcome. *J Prosthet Dent* 1994;**72**(2):152-8.
49. Çalikkocaoğlu S. Tam Protezler. (3.baskı). *İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği*.pp;1998:3-4.
50. Çehreli MC, Karasoy D, Kökat AM, Akça K, Eckert S. A systematic review of marginal bone loss around implants retaining or supporting overdentures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2010;**25**:266-277.

51. Davodi A, Nishimura R, Beumer J. III. An implant supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *J Prosthet Dent* 1997;**78**:212-217.
52. De Grandmont P, Feine JS, Tache R, Boudrias P, Donohue WB, Tanguay R. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: psychometric evaluation. *J Dent Res* 1994;**73**:1096-104.
53. Denissen HW, Kalk W, deNieuport HM, Maltha JC, van de Hoof A. Mandibular bone response to plasma-sprayed coatings of hydroxyapatite. *Int J Prosthodont*. 1990;**3**:53-58.
54. Dikmenoğlu N. Yaşlılık döneminde meydana gelen fizyolojik değişiklikler. İçinde Gökçe KY, Aslan D, editor. *Temel geriatrı. Ankara:Öncü basımevi*; 2007. Pp. 33-45.
55. Douglass CW, Shih A, Ostry L. Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020? *J Prosthet Dent* 2002;**87**(1):5-8.
56. Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, Barclay CW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *Int J Prosthodont* 2008;**21**(2):152-4.
57. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc* 2003;**134**:1455-8.
58. Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Buser D. The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;**16**:80-9.
59. El Askary AS, Meffert RM, Griffin T. Why do dental implants fail? Part II. *Implant Dent* 1999;**8**:265-77.
60. Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *J Prosthodont* 2009;**18**(6):479-83.

61. Fakhry A, Tan SC, Heiner AD, Dehkordi-Vakil FH, Dircks HW. Methodology for measuring the in vitro seating and unseating forces of prefabricated attachment systems used to retain implant overdentures. *J Prosthodont*. 2010;**19**(2):87-94.
62. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**17**:601-2.
63. Feine JS, de Grandmont P, Boudrias P. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: choice of prosthesis. *J Dent Res* 1994;**73**:1105-1111.
64. Fenton AH. The decade of overdentures: 1970-1980. *J Prosthet Dent* 1998;**79**(1):316.
65. Flanagan D. An overview of complete artificial fixed dentition supported by endosseous implants. *Artificial Organs* 2005;**29**:73-81.
66. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999;**28**(4):297-303.
67. Fromentin O, Lassauzay C, Abi Nader S, Feine J, de Albuquerque Junior RF. Testing the retention of attachments for implant overdentures - validation of an original force measurement system. *J Oral Rehabil* 2010;**37**(1):54-62.
68. Fromentin O, Picard B, Tavernier B. In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1999;**11**:391-397.
69. Fu CC, Hsu YT. A comparison of retention characteristics in prefabricated and custom-cast dental attachments. *J Prosthodont* 2009;**18**(5):388-92.
70. Gamborena JI, Hazelton LR, Nabadalung D. Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. *Int J Prosthodont*. 1997;**10**:123-130.

71. Garg, AK. Bone Biology. Chicago, USA: *Quintessence Publishing Co. Inc.* . 2004;320.
72. Geçkili O. İki farklı implant yüzeyinin kemik içi stabilite ve kristal kemik kayıpları üzerine etkilerinin; iki farklı abutment tipinin hasta memnuniyetlerinin karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2007
73. Geertman ME, van Waas MA, van 't Hof MA, Kalk W. Denture satisfaction in a comparative study of implant-retained mandibular overdentures: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;**11**(2):194-200.
74. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003;**90**:121-32.
75. Gökalp S, Doğan G, Tekçiçek B, Berberoğlu A, Ünlüer Ş. Erişkin ve yaşlılarda ağız diş sağlığı profile Türkiye-2004. *Hacettepe Dişheki Fak Derg* 2007;**31**(4):11-8.
76. Gökçen-Röhlig, B, Yaltrık, M, Özer S, Tuncer ED, Evlioğlu G. Survival and success of ITI implants and prostheses: Retrospective study of cases with 5 year follow up. *European Journal of Dentistry* 2009;**3**:42-49.
77. Gulizio MP, Agar JR, Kelly RJ, Taylor TD. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont* 2005;**14**:3-11.
78. Hadjieva H, Dimova, M. Total rehabilitation by edentulous patients with irregularity of the alveolar edges. *Journal of International Medical Association Bulgaria* 2005;**2**:50-52.
79. Hahn JA. The blade implant. *J Am Dent Assoc* 1990;**121**:394-402.
80. Haikola B, Oikarinen K, Söderholm AL, Remes-Lyly T, Sipila K. Prevalence of edentulousness and related factors among elderly Finns. *J Oral Rehabil* 2008;**35**(11):827-835.
81. Harle TJ, Anderson JD. Patient satisfaction with implant supported prostheses. *Int J Prosthodont* 1993;**6**:153-62.
82. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular twoimplant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15**(5):560-9.

83. Henry P. Future therapeutic directions for the management of the edentulous predicament. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1998;**79**:100-106.
84. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantology* 1998;**24**:80-88.
85. Humphris GM, Healey T, Howell RA, Cawood J. The psychological impact of implant-retained mandibular prostheses: a cross-sectional study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;**10**:437-44.
86. Hutton B, Feine J, Morais J. Is there an association between edentulism and nutritional state? *Journal of the Canadian Dental Association* 2002;**68**:182-187.
87. Jemt T, Stalblad PA. The effect of chewing movements on changing mandibular complete dentures to osseointegrated overdentures. *J Prosthet Dent* 1986;**55**:357-361.
88. Kasemo B, Lausmaa J. Biomaterial and implant surfaces: A surface science approach. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1988;**3**:247-259.
89. Kawasaki T, Takayama Y, Yamada T, Notani K. Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge- three-dimensional behaviour of a lower complete denture. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001;**28**:95.
90. Kenny R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998;**80**:59-64.
91. Kiyak HA, Beach BH, Worthington P, Taylor T, Bolender C, Evans J. Psychological impact of osseointegrated dental implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1990;**5**:61-69.
92. Kobayashi M, Srinivasan M, Ammann P, Perriard J, Ohkubo C, Müller F, Belser UC, Schimmel M. Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force

- and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clin Oral Implants Res.* 2014;**25**(4):426-34.
93. Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJ. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;**18**:447-52.
94. Kosinski TF, Skowronski R. Immediate implant loading: A case report. *Journal of Oral Implantology* 2002;**28**:87-91.
95. Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: Survival and evaluation of risk factors—Part II: Surgical and prosthetic complications. *Implant Dent* 2004;**13**:373–85.
96. Krennmair G, Ulm C. The symphyseal single-tooth implant for anchorage of a mandibular complete denture in geriatric patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;**16**(1):98-104.
97. Lacefield W. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dentistry* 1998;**7**:315-322.
98. Landa LS, Cho SC, Froum SJ. A prospective 2-year clinical evaluation of overdentures attached to nonsplinted implants utilizing ERA attachments. *Pract Proc Aesthet Dent* 2001;**13**:151-156.
99. Laney WR, Broggin N, Cochran DL. *Glossary of Oral and Maxillofacial Implants*. Berlin: Quintessence; 2007.
100. Lazzara R, Testori T, Trisi P, Porter S. A human histologic analysis of Osseotite and machined surface using implants with 2 opposing surfaces. *Int J Periodont Res Dentistry* 1999;**19**:117-129.
101. LeGeros RZ. Calcium phosphate materials in restorative dentistry: A review. *Adv Dental Research* 1988;**2**:164-180.
102. LeGeros RZ, Craig RG. Strategies to affect bone remodelling: Osteointegration. *Journal of Bone and Mineral Research* 1993;**8**:583-596.
103. Lehmann KM, Arnim FV. Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quintessence of Dental Technology* 1978;**7**:45–48.

104. Leung T, Preiskel HW. Retention profiles of stud-type precision attachments. *Int J Prosthodont* 1991;**4**(2):175-9.
105. Liddelow GJ, Henry PJ. A prospective study of immediately loaded single implant-retained mandibular overdentures: preliminary one-year results. *J Prosthet Dent* 2007;**97**:126-37.
106. Maeda Y. Criteria for attachment selection for implant overdenture. In: Maeda Y, Walmsley AD, editor. *Implant Dentistry with New Generation Magnetic Attachments*. Tokyo: Quintessence; 2005. pp. 14-17.
107. Marzola R, Scotti R, Fazi G, Schincaglia GP. Immediate loading of two implants supporting a ball attachment-retained mandibular overdenture: a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;**9**(3):136-43.
108. Meijer HJ, Cune MS, Van Dooren M, Putter CD, Blitterswijk CA. A comparative study of flexible (Polyactive) versus rigid (hydroxylapatite) perimucosal dental implants. I. Clinical aspects. *Journal of Oral Rehabilitation* 1997;**24**:85-92.
109. Meijer HJ, Raghoobar GM, van't Hof MA, Geertman ME, van Oort RP. Implant-retained mandibular overdentures compared with complete dentures: a 5-years' followup study of clinical aspects and patient satisfaction. *Clin Oral Implants Res* 1999;**10**:238-44.
110. Meijer HJ, van Oort RP, Raghoobar GM, Schoen PJ. The mandibular staple bone plate: A long-term retrospective evaluation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1998;**56**:141-145.
111. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;**5**:375-83.
112. Mericske-Stern R. Three dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:36-43.
113. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdenture: clinical considerations. *J Prosthet Dent* 1998;**79**:66.

114. Mericske-Stern R, Assal P, Buegerin W. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. *Clinical Oral Implants Res* 1996;**7**:378-386.
115. Mericske-Stern R, Oetterli M, Kiener P, Mericske E. A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**17**:678-86.
116. Mericske-Stern R, Steinlin Schaffner T, Marti P, Geering AH. Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 1994;**5**(1):9-18.
117. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000;**11**:108-2.
118. Mericske-Stern RD, Zarb GA. Clinical protocol for treatment with implantsupported overdentures. İcinde Bolender CE, Zarb GA, Carlsson GE, editor. Boucher's Prosthodontic Treatmentfor Edentulous Patients. St. Louis: Mosby; 1997. pp. 527.
119. Misch CE. *Contemporary Implant Prosthetics*. St. Louis: Mosby Elsevier. 2005.
120. Misch CE. Mandibular implant overdentures design and fabrication. İçinde: Misch CE, editör. *Dental Implant Prosthetics*. Mosby, St. Louis, 2005:228-51.
121. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. İcinde Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby Inc; 1999. pp. 67-87.
122. Misch CE, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: a preliminary report of stage I & stage II. *Implant Dent* 1998;**7**:35-42.
123. Mizutani H, Rutkunas V. Preparations of Abutments for Magnetically Retained Overdentures. İçinde: Ai M, Shiau YY, editörler. *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry*. Quintessence Pub Co Inc, Chicago, 2004:70-4.
124. Mojon P, Thomason JM, Walls AW. The impact of falling rates of edentulism. *Int J Prosthodont* 2004;**17**(4):434-40.

125. Naert I, Alsaadi G, van Steenberghe D, Quirynen M. A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;**19**(5):695-702.
126. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part I: peri-implant outcome. *Clin Oral Imp Res* 1998;**9**(3):170-7.
127. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent* 1991;**65**(5):671-80.
128. Nagaoka E, Nagayasu Y, Yamashita H, Matsushiro H, Okuno Y. Study of retention in attachments for overdenture (II) O-ring attachment. *J Osaka Univ Dent School* 1980;**20**:215-22.
129. Narhi TO, Hevinga M, Voorsmit RA. Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;**16**:259-266.
130. Nazlıel HÇ. Yaşlılarda ağız diş sağlığı. *Turkish Journal of Geriatrics* 1999;**2**:14-21.
131. Ortégón SM, Thompson GA, Agar JR, Taylor TD, Perdakis D. Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2009;**101**(4):231-8.
132. Quirynen M, Alsaadi G, Pauwels M, Haffajee A, van Steenberghe D, Naert I. Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. *Clin Oral Implants Res* 2005;**16**(3):277-87.
133. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants res*. 1992;**3**:104-111.

134. Parel SM. Implants and overdentures: the osseointegrated approach with conventional and compromised applications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;**1**:93-99.
135. Peterson LJ, Ellis E, Hupp JR, Tucker MR. *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery*. (4th ed.). USA: Mosby;2003:310-313.
136. Petersen PE. The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century--the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol* 2003;**31**:3-23.
137. Petropoulos VC, Mante FK. Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures. *J Prosthodont*. 2011;**20**(4):286-93.
138. Petropoulos VC, Smith W. Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**17**:526–535.
139. Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG. The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent*. 2009;**102**(2):74-80.
140. Porter JA, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Max Imp* 2002;**17**(5):651-62.
141. Preiskel HW. Magnetic Applications in Clinical Dentistry. İçinde: Ai M, Shiau YY, editörler. *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry*. Quintessence Pub Co Inc, Chicago. 2004:22-7.
142. Preiskel HW, Tsolka P. Telescopic prostheses for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**(3):352-7.
143. Raghoobar GM, Meijer HJ, Stegenga B, van't Hof MA, van Oort RP, Vissink A. Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. A five-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2000;**11**:195-201.
144. Rissin L, House JE, Manly RS. Clinical comparison of masticatory performance and electromyographic activity of patients with complete dentures, overdentures and natural teeth. *J Prosthet Dent* 1978;**39**:508-511.

145. Rodrigues RC, Faria AC, Macedo AP, Sartori IA, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. *Clin Oral Implants Res* 2009;**20**(12):1314-9.
146. Roos J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Gröndahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: A 5-year retrospective analysis of the Brånemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;**12**:504-14.
147. Rosenberg ES, Cho SC, Elian N, Jalbout ZN, Froum S, Evian CI. A comparison of characteristics of implant failure and survival in periodontally compromised and periodontally healthy patients: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;**19**:873-9.
148. Ruggiero SL, Mehrotra B, Rosenberg TJ. Osteonecrosis of the jaws associated with the use of bisphosphonates: a review of 63 cases. *J Oral Maxillofac Surg* 2004;**62**:527-34.
149. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil* 2007;**34**(1):41-51.
150. Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implantsupported overdentures. *Quintessence Int* 2009;**40**(4):313-9.
151. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: A literature review *J Prosthet Dent* 2001;**86**:468-73
152. Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. A Brief History of Implantology. Oral Implantology Georg Thieme Verlag Stuttgart New York. 1996, pp 60-63.
153. Setz J, Hyung S, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 1998;**80**:323-32.
154. Shafie HR. Patient Preferences and Expectations. İçinde Shafie HR editör. *Clinical & Laboratory Manual of Implant Overdentures*. Oxford: Blackwell 2007;4,31-6.

155. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 1989;**4**:333-340.
156. Sierpinska T, Golebiewska M, Dlugosz JW. The relationship between masticatory efficiency and the state of dentition at patients with non rehabilitated partial lost of teeth. *Advances in Medical Sciences* 2006;**51**:196-199.
157. Spiekermann H, Donalt K, Hassel T. *Color atlas of dental medicine implantology*. Ed: Rateitschak K.H. Newyork, 1995
158. Sposetti VJ, Gibbs CH, Alderson TH, Jagggers JH, Richmond A, Conlon M. Bite force and muscle activity in overdenture wearers before and after attachment placement. *J Prosthet Dent* 1986;**55**(2):265-73.
159. Stellingsma K, Slagter AP, Stegenga B, Raghoobar GM, Meijer HJ. Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *J Oral Rehabil* 2005;**32**(6):403-10.
160. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**:675-90.
161. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent* 2003;**89**:427-35.
162. The glossary of prosthodontic terms *J Prosthet Dent* 2005;**94**:10-92.
163. Todisco M, Trisi P. Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 2005;**20**:898-904.
164. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont* 2003;**16**:128-34.

165. Tolstunov L. Dental implant success-failure analysis: a concept of implant vulnerability. *Implant Dent* 2006;**15**:341-6.
166. Tosun T. Serbest sonlanan alt çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss implantları üzerine yapılan implant-implant destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stress analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 1997
167. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent* 2006;**15**(1):24-34.
168. Tunalı B. *Multidisipliner bir yaklaşımla oral implantoloji*. 2.baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi; 2000. pp.1-2.
169. Türk P. Alt çenede iki implant destekli tam protezlerde kullanılan top başlı ve locater tutucuların tutuculuk kuvveti değerlerinin ve aşınmalarının incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2011.
170. Uludağ B, Polat S. İmplant Destekli Overdenture Uygulamalarında Kullanılan Tutucular. *Turkiye Klin J Dental Sci-Special Topics* 2010;**1**:806.
171. Van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clin Oral Implants Res* 2003;**14**(6):720-6.
172. Van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. *J Dent Res* 2004;**83**(9):70811.
173. Van Steenberghe D, Quirynen M, Calberson L, Demanet M. A prospective evaluation of the fate of 697 consecutive intra-oral fixtures ad modum Branemark in the rehabilitation of edentulism. *J Head Neck Pathol* 1987;**6**:53-8.
174. Venkat R, Chander NG, Vasantakumar. Appraisal of fundamentals in contemporary implant systems. *Pakistan Oral and Dental Journal* 2009;**29**:159-166.

175. Visser A, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Implant-retained mandibular overdentures versus conventional dentures: 10 years of care and aftercare. *Int J Prosthodont* 2006;**19**(3):271-8.
176. Waddell JN, Payne AG, Swain MV. Physical and metallurgical considerations of failures of soldered bars in bar attachment systems for implant overdentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2006;**96**:283-8.
177. Walmsley AD, Brady CL, Smith PL, Frame JW. Magnet-retained overdentures using the Astra dental implant system. *Br Dent J* 1993;**174**:399-404.
178. Walmsley AD, Frame JW. Implant supported overdentures—the Birmingham experience. *J Dent* 1997;**25**:543-7.
179. Walton JN. A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. *Int J Prosthodont* 2003;**16**:255-60
180. Walton JN, Ruse ND. In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *J Prosthet Dent* 1995;**74**:482-6.
181. Wataha JC. Materials for endosseous implants. *Journal of Oral Rehabilitation* 1996;**23**:79-90.
182. Watkinson AC. The replacement of attachment-retained prosthesis. *Quintessence Int* 1987;**18**:759-763.
183. Watson RM, Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE. Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implantsupported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective study. *Int J Prosthodont* 1997;**10**(4):345-54.
184. Wichmann MG, Kuntze W. Wear behavior of precision attachments. *Int J Prosthodont* 1999;**12**:409-414.
185. Wiemeyer AS, Agar JR, Kazemi RB. Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. *J Prosthet Dent* 2001;**86**(4):434-7.

186. Wismeijer D, van Waas MA, Kalk W. Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible. *J Prosthet Dent* 1995;**74**(4):380-4.
187. Wismeijer D, van Waas MA, Mulder J, Vermeeren J, Kalk W. Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for overdentures on implants of the ITI dental implants system. A randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 1999;**10**(4):297-306.
188. Wismeijer D, Van Waas MA, Vermeeren JI, Mulder J, Kalk W. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997;**26**(4):263-7.
189. Wismeijer D, Vermeeren IJ, van Waas MA. Patient satisfaction with overdentures supported by one-stage TPS implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;**7**:51-5.
190. Wolf K, Ludwig K, Hartfil H, Kern M. Analysis of retention and wear of ball attachments. *Quintessence Int* 2009;**40**:405-412.
191. Wood Mr, Vermilyea SG. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: Report of the committee on research in fixed prosthodontics of the academy of prosthodontics. *Journal of prosthetic Dentistry* 2004;**92**:447-462.
192. Yang TC, Maeda Y, Gonda T, Kotecha S. Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clin Oral Implants Res*. 2011;**22**(11):1315-9.
193. Yusuf H, Ratra N. Observations on 25 patients treated with ball-retained overdentures using the Astra Tech implant system. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1996;**4**:181-183.
194. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? *Int J Periodontics Restorative Dent* 1991;**11**:88-91.
195. Zarb GA, Symington JM. Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent* 1983;**50**(2):271-6.

196. Zitzmann, NU, Marinello CP. Treatment of fixed or removable implantsupported prostheses in the edentulous maxilla. Part 1: Patient's assesments. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;**83**:424-433.

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	ALİ	Soyadı	YABUL
Doğ.Yeri	KADIKÖY	Doğ.Tar.	19.03.1986
Uyruğu	TC	TC Kim No	20432595370
Email	aliyabul86@yahoo.com	Tel	05353631690

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İ.Ü. DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PROTETİK DIŞ TEDAVİSİ ABD	2016
Yük.Lis.	İ.Ü. DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2009
Lisans	İ.Ü. DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2009
Lise	KÜLTÜR FEN LİSESİ	2004

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	DOKTORA ÖĞRENCİSİ	İÜ.SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ	2010-2016
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	iyi	orta	iyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MS OFFİCE	iyi

Yayımları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

- 1.** Gečkili O, Bilhan H, Mumcu E, Dayan C, **Yabul A**, Tuncer N. Comparison of patient satisfaction, quality of life, and bite force between elderly edentulous patients wearing mandibular two implant-supported overdentures and conventional complete dentures after 4 years. *Spec Care Dentist*. 2012 Jul-Aug;32(4):136-41.
- 2.** Onur Gečkili, Hakan Bilhan, Emre Mumcu, Cagatay Dayan, **Ali Yabul**, Necat Tuncer. Tam protez kullanan hastalarda demografik faktörler, protez yaşı ve çiğneme kuvvetinin yaşam kalitesi ve hasta memnuniyeti üzerine etkisinin incelenmesi. *CDJ*, 2012; 15(1) 7–15.