T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

ALT ÇENEDE İKİ İMPLANT DESTEKLİ TAM PROTEZLERDE KULLANILAN TOP BAŞLI VE LOCATOR TUTUCULARIN TUTUCULUK KUVVETİ DEĞERLERİNİN VE AŞINMALARININ İNCELENMESİ

ÇAĞLA PINAR EREN TÜRK

DANIŞMAN
PROF.DR.TAYFUN BİLGİN

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
TOTAL PARSİYEL PROTEZ BİLİM DALI

İSTANBUL-2011

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik diş Tedavisi Anabilim Dalı Programında Çağla Pınar Eren Türk tarafından hazırlanan "Alt Çenede iki İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Top Başlı ve Locator Tutucuların Tutuculuk Kuvveti Değerlerinin ve Aşınmalarının İncelenmesi" başlıklı Doktora Tezi, Yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

27/Ekim/2011

Tez Sınav Jürisi

Unvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)		İmzası
1. Prof.Dr.Tayfun Bilgin (Danışman)	İ.Ü.Dişhek Fak . Protetik Diş TED.A.B.D	
2. Prof.Dr.Necat Tuncer	İ.Ü.Dişhek.Fak. Protetik Diş TED.A.B.D.	
3. Prof.Dr.Sami Yıldırım	İ.Ü.Dişhek.Fak. Protetik Diş TED.A.B.D.	
4. Prof.Dr.Gülbahar Işık Özkol	İ.Ü.Dişhek.Fak. Protetik Diş TED.A.B.D.	
5. Doç.Dr.Volkan Günay	TÜBİTAK Marmara Araş.Merkezi Malzeme Ens.	

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 olmadığını beyan ederim.

ÇAĞLA PINAR EREN TÜRK

ITHAF

‘’Sevgili eşime ve aileme ithaf ediyorum ’’

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve doktora tezimin tüm aşamaları süresince değerli bilimsel ve mesleki tecrübesinden yararlandığım, sevgili hocam, danışmanım ***Sayın Prof. Dr. Tayfun Bilgin'e*** değerli yardımları, önerileri, katkıları ve bana her zaman göstermiş olduğu anlayış, hoşgörü ve desteğinden ötürü teşekkürlerimi sunuyorum.

TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü Müdür Yardımcısı ***Sayın Doç. Dr. Volkan Günay'a*** çalışmalarım sırasında sağladığı laboratuvar ve teknik imkanlar ve desteğinden ötürü,

Doktora eğitimim boyunca gerek mesleki gerekse bilimsel bilgi ve birikimlerimi arttırmamda yardımcı olan bilim dalımızın değerli öğretim üyeleri ***Sayın Prof. Dr. Necat Tuncer, Sayın Prof. Dr. Ömer Kutay, Prof. Dr. Gülsen Bayraktar, Sayın Prof. Dr. Fatma Ünalan, Sayın Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol, Sayın Prof. Dr. Muzaffer Ateş, Sayın Prof. Dr. Olcay Şakar ve Sayın Doç. Dr. Tonguç Sülün***'e

TÜBİTAK'daki çalışmalarım sırasında yardımlarını ve önerilerini benden esirgemeyen **Sayın** ***Prof. Dr. Tamer Sınmazçelik'e***

Çalışma düzeneği için malzeme desteği sağlayan ***Umg Uysal&Biohorizons'a***, TST R.Tıbbi Aletler Genel Müdürü ***Sayın Ahmet Fethi Polat'a,*** proje desteği sağlayan ***İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi 'ne*** (Proje No: 12672)

Bilgi birikimlerini benden esirgemeyen ***Dr. Hakan Bilhan, Dr. Hanefi Kurt, Dr. Altuğ Çilingir, Dr. Emre Mumcu , Dr. Canan Bural ve Dr. Onur Geçkili'ye*** ve dostluklarıyla yanımda olan değerli asistan arkadaşlarım ***Dr. Işıl Turp, Dt. Gülsüm Ceylan, Dt. Derya B. Yağlı, Dt. Sezin Kayserili, Dt. Esma Geçkili, Dt. Ebru İspirgil, Dt. Melih Yıldız, Dt. Çağatay Dayan, Dt. Ayşegül Kurt, Dt. Cihan Ş. Uğurel, Dt. Çağlar Bilmenoğlu'na***

Gösterdiği sabır ve anlayışla her zorluğu aşmamı sağlayan, sevgili eşim ***Dr. Yasin Türk'e*** ve hep desteklerini hissettiğim değerli ***ailesine***

Eğitim hayatım boyunca beni her konuda cesaretlendirerek yanımda olan, hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan sevgili ***annem, babam ve kardeşim'e***

Teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim.

IÇINDEKILER

TEZ ONAYI ..... **HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.**
BEYAN ..... İİ
İTHAF ..... İV
TEŞEKKÜR V
İÇİNDEKİLER ..... Vİ
TABLOLAR LİSTESİ ..... İX
ŞEKİLLER LİSTESİ X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ XV
ÖZET ..... XVİ
ABSTRACT ..... XVİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Yaşlanma ve Tam Dişsizlik 3
2.2. Dental İmplantoloji 5
2.2.1. Dental İmplantolojinin Tarihçesi 5
2.2.2. Dental İmplant Tipleri 7
2.2.2.1. Eposteal İmplantlar (Kemik Üzerinde) 7
2.2.2.2. Transosteal İmplantlar (Kemik Boyunca) 7
2.2.2.3. Endosteal İmplantlar (Kemik İçinde) 7
2.2.3. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri 7
2.3. İmplant Destekli Hareketli Protezler 8
2.3.1. İmplant Destekli Tam Protezlerde Tedavi Planlaması 12
2.3.2. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemler 15
2.3.2.1. Splintlenmemiş Tutucular (Tek Başına Duran Tutucular) 15
2.3.2.2. Splintlenmiş Tutucular 30
2.3.3. İmplant Destekli Tam Protezlerde Tutucu Seçimi 31
2.3.4. İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Tutucuların Karşılaştırılması 34
2.3.4.1. Kemiğin Korunması Yönünden 34
2.3.4.2. Karşıt Çeneye Etkisi 35
2.3.4.3. Kemiğe İletilen Stres 36

2.3.4.4. İmplant Başarı Oranı 36
2.3.4.5. Protetik ve Teknik Komplikasyonlar 36
2.3.4.6. İmplant Çevresi Dokuların Sağlığı 38
2.3.4.7. Hasta Memnuniyeti 38
2.3.4.8. Tutuculuk Kuvveti 39
3. GEREÇ VE YÖNTEM 44
3.1. Örneklerin hazırlanması 44
3.1.1. Çok Yüksek Molekül Ağırlıklı Polietilen Blokların Hazırlanması 44
3.1.2. İmplantların ÇYMAPE Bloklara Yerleştirilmesi 47
3.1.3. Protetik Komponentin Simülasyonu 51
3.1.3.1. Top Başlı Tutucuların Bağlanması 54
3.1.3.2. Locator Tutucuların Bağlanması 59
3.2. Örneklerin Tutuculuk Ölçümleri 66
3.3. Siklus Testlerinin Yapılması 69
3.4. Siklus Deneyleri Sırasında Açığa Çıkan Isının Termal Kamera ile Ölçülmesi 71
3.5. Örneklerin SEM Fotoğraflarının Çekilmesi 72
3.6. İstatistiksel Değerlendirme 73
4. BULGULAR 74
4.1. Çalışmadan Elde Edilen Bulgular 74
4.2. SEM Bulguları 91
4.2.1. Siklus Deneyleri Öncesindeki SEM Bulguları 91
4.2.1.1. Top başlı tutucu abutment (1B-a) SEM Bulguları 91
4.2.1.2. Top Başlı Plastik Parça SEM Bulguları 96
4.2.1.3. Locator Tutucu Abutment (11L-a) SEM Bulguları 96
4.2.1.4. Locator Tutucu Plastik Parça SEM Bulguları 103
4.2.2. Siklus Deneyleri Sonrasındaki SEM Bulguları : 105
4.2.2.1. Top Başlı Tutucu Abutment (2B-a) SEM Bulguları 105
4.2.2.2. Top Başlı Plastik Tutucu (2B-a) SEM Bulguları 107
4.2.2.3. Top Başlı Tutucu Abutment (2B-b) SEM Bulguları 108
4.2.2.4. Top Başlı Plastik Tutucu (2B-b) SEM Bulguları 110
4.2.2.5. Top Başlı Tutucu Abutment (8B-a) SEM Bulguları 112
4.2.2.6. Top Başlı Plastik Tutucu (8B-a) SEM Bulguları 114
4.2.2.7. Top Başlı Tutucu Abutment (8B-b) SEM Bulguları 115

4.2.2.8. Top Başlı Plastik Tutucu (8B-b) SEM Bulguları 117
4.2.2.9. Top Başlı Plastik Tutucu (10B-a) SEM Bulguları 119
4.2.2.10. Top Başlı Plastik Tutucu (10B-b) SEM Bulguları 120
4.2.2.11. Top Başlı Plastik Tutucu (3B-a) SEM Bulguları 122
4.2.2.12. Top Başlı Plastik Tutucu (3B-b) SEM Bulguları 123
4.2.2.13. Locator Tutucu Abutment (20L-a) SEM Bulguları 124
4.2.2.14. Locator Tutucu Abutment (20L-b) SEM Bulguları 127
4.2.2.15. Locator Tutucu Plastik Parça (20L-a) SEM Bulguları 129
4.2.2.16. Locator Tutucu Plastik Parça (20L-b) SEM Bulguları 130
4.2.2.17. Locator Tutucu Abutment (15L-a) SEM Bulguları 131
4.2.2.18. Locator Tutucu Abutment (15L-b) SEM Bulguları 134
4.2.2.19. Locator Tutucu Plastik Parça (15L-a) SEM Bulguları 136
4.2.2.20. Locator Tutucu Plastik Parça (15L-b) SEM Bulguları 138
4.2.2.21. Locator Tutucu Plastik Parça (17L-a) SEM Bulguları 140
4.2.2.22. Locator Tutucu Plastik Parça (17L-b) SEM Bulguları 142
4.3. Termal Kamera Bulguları 144
4.3.1. Locator Tutucuların Termal Kamera Bulguları 144
4.3.2. Top Başlı Tutucuların Termal Kamera Bulguları 146
5. TARTIŞMA 147
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması 148
5.2. Tutucuların Kuvvet Değerlerinin ve Aşınma Özelliklerinin Tartışılması 154
5.2.1. Locator Tutucuların İlk Tutuculuk Kuvvet Değerlerinin ve Aşınma Sonucu Tutuculuk Değerlerindeki Değişimin Tartışılması 158
5.2.2. Top Başlı Tutucuların İlk Tutuculuk Değerlerinin ve Aşınma Sonucu Tutuculuk Değerlerindeki Değişimin Tartışılması 160
5.3. SEM Bulgularının Tartışılması 164
5.3.1. Top Başlı Tutucuların SEM Bulgularının Tartışılması 165
5.3.2. Locator Tutucuların SEM Bulgularının Tartışılması 166
5.4. Termal Kamera Bulgularının Tartışılması 167
ÖZGEÇMİŞ 192

TABLOLAR LISTESI

Tablo 2-1: Biohorizons top başlı tutucu sistemindeki naylon tutucuların tutuculuk kuvvetleri 25
Tablo 2-2:Biohorizons locator abutment yükseklikleri.....27
Tablo 2-3: Locator tutucuların tutuculuk kuvvetleri.....29
Tablo 2-4: İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucuların karşılaştırılması 39
Tablo 3-1: Hazırlanan örneklerin numaralandırılması 66
Tablo 4-1: Top başlı tutucudaki tutuculuk değişiminin 10.siklusa göre değerlendirilmesi 75
Tablo 4-2: Top başlı tutucuda tutuculuk kuvveti değerlerindeki değişimin bir önceki siklusa göre değerlendirilmesi 78
Tablo 4-3: Locator tutucuda tutuculuk değerlerindeki değişimin 10.siklusa göre değerlendirilmesi.....80
Tablo 4-4: Locator tutucuda tutuculuk kuvveti değerlerindeki değişimin bir önceki siklusa göre değerlendirilmesi 83
Tablo 4-5: Top başlı ve Locator tutucuların başlangıca göre tutuculuk kuvveti değerlerlerindeki yüzdelik değişimin değerlendirilmesi 85
Tablo 4-6: Top başlı ve Locator tutucuların bir önceki siklusa göre tutuculuk kuvveti değerlerindeki yüzdelik değişimin değerlendirilmesi 87
Tablo 5-1: Tutucuların tutuculuk kuvveti ölçüm aralıkları 152

ŞEKILLER LISTESI

Şekil 2-1: Farklı firmalara ait mıknatıs tutucu sistemler 17
Şekil 2-2: ERA plastik tutucular ve farklı açılardaki ERA abutmentları 19
Şekil 2-3: ZAAG tutucu 20
Şekil 2-4: Teleskobik tutucu 21
Şekil 2-5: Biohorizons O-ring tutucu 23
Şekil 2-6: Biohorizons O-ring tutucu sistemi 23
Şekil 2-7: Biohorizons top başlı tutucu 24
Şekil 2-8: Biohorizons top başlı tutucu ve erkek parça 24
Şekil 2-9: Locator abutment ve metal yuva içindeki tutucu 27
Şekil 2-10: Bar üstü locator tutucu 28
Şekil 2-11: Yuvarlak kesitli bar (solda) ve U kesitli bar (sağda) 30
Şekil 3-1: İmplantların yerleştirileceği dikdörtgenler prizması şeklindeki blok 44
Şekil 3-2: İki adet ÇYMAPE blok (Chirulen 1020x ve Chirulen 1020E) 45
Şekil 3-3: CNC freze tezgahı (HAAS VF 2 SS, ABD) 46
Şekil 3-4: ÇYMAPE blokların CNC freze tezgahından çıktıktan sonreki görüntüsü 47
Şekil 3-5: Cerrahi set (Biohorizons) 48
Şekil 3-6: ÇYMAPE bloktaki rehber oluklar yardımıyla implant yuvalarının uygun implant çapına ulaşıncaya kadar genişletilmesi 48
Şekil 3-7: Hazırlanan yuvalara implantların (Biohorizons) taşıyıcı parça ile yerleştirilmesi. 49
Şekil 3-8: Rehber oluklar yoluyla paralel olarak yerleştirilebilen implantlar 49
Şekil 3-9: Birbirine paralel iki adet implantın abutmentlarla polietilen bloğa vidalanmış görüntüsü 50
Şekil 3-10: İmplantların polietilen blokla eşit seviyede yerleştirilmesi 51
Şekil 3-11: Polietilen bloğun silikonla dolu kabın içine yerleştirilmesi 52
Şekil 3-12: Polimerizasyondan sonra bloğun çıkartılması 52
Şekil 3-13: Hazırlanan akrilik reçinenin boşluğa dökülmesi 53
Şekil 3-14: Polimerizasyondan sonra boşluktan çıkartılan akrilik blok 53
Şekil 3-15: Aynı yöntemle otopolimerizan akrilik reçineden hazırlanan 20 adet protetik komponenti simüle eden blok 54

Şekil 3-16: Biohorizons top başlı tutucu 55
Şekil 3-17: Biohorizons metal yuva, erkek parçalar ve spacer 55
Şekil 3-18: Biohorizons anahtarı.....56
Şekil 3-19: Top başlı abutment 56
Şekil 3-20: 20 adet top başlı tutucu.....57
Şekil 3-21: Akrilik blokta hazırlanan boşluklar.....57
Şekil 3-22: Polietilen bloğa vidalanmış haldeki top başlı abutmentlar 58
Şekil 3-23: Blokların polimerizasyon sırasındaki görüntüsü.....58
Şekil 3-24: Top başlı tutucu, erkek ve dişi parçalar.....59
Şekil 3-25: Locator tutucu (Zest Anchor).....60
Şekil 3-26: Locator tutucu abutment 60
Şekil 3-27: Locator tutucunun metal yuvası ve plastik tutucu parçalar 61
Şekil 3-28: Pembe locator tutucu 61
Şekil 3-29: Locator anahtarı 62
Şekil 3-30: 20 adet locator abutment.....62
Şekil 3-31: Locator abutmentların bloğa vidalanmış haldeki görüntüleri.....63
Şekil 3-32: Blokların polimerizasyon sırasındaki görüntüsü.....63
Şekil 3-33: Locator tutucu erkek ve dişi parçalar 64
Şekil 3-34: Top başlı tutucu akrilik bloklar.....65
Şekil 3-35: Locator tutucu akrilik bloklar 65
Şekil 3-36: Universal Test Makinası (Zwick Z250).....67
Şekil 3-37: Tutuculuk ölçümleri 68
Şekil 3-38: bilgisayar programında tutuculuk ölçümlerinin görüntüsü.....69
Şekil 3-39: Biyomekanik test cihazı.....70
Şekil 3-40: Biyomekanik test cihazında yapılan sikluslar.....70
Şekil 3-41: Termal kamera 71
Şekil 3-42: SEM labaratuvarı.....72
Şekil 4-1: Top başlı tutucu tutuculuk değerleri (10.siklusa göre).....76
Şekil 4-2: Locator tutucu tutuculuk değerleri 81
Şekil 4-3: 10-5000 siklusta top başlı ve locator tutuculardaki değişim 87
Şekil 4-4: 100-200 siklusta top başlı ve locator tutuculardaki değişim 88
Şekil 4-5: Top başlı tutucuların tutuculuk kuvveti değişimi 89
Şekil 4-6: Locator tutucuların tutuculuk kuvveti değişimi.....90

Şekil 4-7: Top başlı tutucu iç çap ölçümleri 91
Şekil 4-8: Top başlı tutucu dış çap ölçümleri 92
Şekil 4-9: Top başlı tutucu abutment (1-a) yüzey görüntüsü 92
Şekil 4-10: Top başlı tutucu abutment (1-a) yüzey görüntüsü 93
Şekil 4-11: Top başlı tutucu abutment yüzeyindeki pürüzler 93
Şekil 4-12: Top başlı tutucu abutment-titanyum alaşımı 94
Şekil 4-13: Top başlı tutucu abutment yüzeyi 94
Şekil 4-14: Top başlı tutucunun tornalanmamış tepe noktası 95
Şekil 4-15: Top başlı tutucunun iç çap kenarı 95
Şekil 4-16: Top başlı plastik tutucu 96
Şekil 4-17: Locator abutment 97
Şekil 4-18: Locator tutucu abutment iç girintilerinin ölçümü 97
Şekil 4-19: Locator tutucu abutment yüzeyi 98
Şekil 4-20: Locator abutmentın titanyum nitrür kaplanmış yüzeyi 98
Şekil 4-21: Titanyum nitrür kaplama 99
Şekil 4-22: Yüzeydeki porozite 99
Şekil 4-23: Locator abutment dışa büküm yüzey 100
Şekil 4-24: Locator abutment çap kenarı 100
Şekil 4-25: Locator iç çap kenarı 101
Şekil 4-26: Locator tutucu abutmentının merkez görüntüsü 101
Şekil 4-27: Locator tutucu iç girintisi 102
Şekil 4-28: Locator tutucu iç girintisi 102
Şekil 4-29: Locator plastik tutucunun iç çap ölçümleri 103
Şekil 4-30: Locator plastik tutucunun dış çeperinin iç ve dış çap ölçümleri 103
Şekil 4-31: Locator plastik tutucunun yakın plandan görünümü 104
Şekil 4-32: Locator plastik tutucunun yandan görünümü 104
Şekil 4-33: Top başlı tutucu abutmentının dış çap ölçümleri 105
Şekil 4-34: Top başlı tutucu abutmentının iç çap ölçümleri 106
Şekil 4-35: 2B-a top başlı tutucu abutmentının yakın plandan görünümü 106
Şekil 4-36: 2B-a tutucusunun plastik parçasının iç ve dış çap ölçümleri 107
Şekil 4-37: 2B-a plastik tutucunun iç çap ölçümü 108
Şekil 4-38: 2B-b top başlı abutmentın dış çap ölçümleri 108
Şekil 4-39: 2B-b top başlı abutment iç çap ölçümleri 109

Şekil 4-40: 2B-b top başlı tutucu abutmentın yakın plandan görünümü.....109
Şekil 4-41: 2B-b top başlı abutment yüzeyinin detaylı görünümü 110
Şekil 4-42: 2B-b top başlı plastik tutucunun iç ve dış çap ölçümleri.....110
Şekil 4-43: 2B-b top başlı plastik tutucunun iç çap ölçümü.....111
Şekil 4-44: 2B-b top başlı plastik tutucuda gözlemlenen aşınmalar 111
Şekil 4-45: 8B-b top başlı abutment dış çap ölçümleri 112
Şekil 4-46: 8B-a top başlı abutment iç çap ölçümleri 112
Şekil 4-47: 8B-a top başlı abutment yüzeyinin yakın plandan görünümü 113
Şekil 4-48: 8B-a top başlı tutucunun iç ve dış çap ölçümleri 114
Şekil 4-49: 8B-b top başlı tutucu abutmentının dış çap ölçümleri.....115
Şekil 4-50: 8B-b top başlı tutucu abutmentın iç çap ölçümleri 115
Şekil 4-51: 8B-b top başlı abutment yan kısım.....116
Şekil 4-52: 8B-b top başlı abutment yüzeyi-tornalanmamış tepe kısımları 116
Şekil 4-53: 8B-b top başlı abutment yüzey detayı 117
Şekil 4-54: 8B-b top başlı plastik tutucu iç çap ölçümleri 117
Şekil 4-55: 8B-b top başlı plastik tutucu iç ve dış çap ölçümleri 118
Şekil 4-56: 8B-b plastik tutucunun yüzeyi 118
Şekil 4-57: 10B-a top başl plastik tutucunun deney sonrası görünümü 119
Şekil 4-58: 10B-a top başlı plastik tutucunun iç çap ölçümü 120
Şekil 4-59: 10B-b plastik tutucunun iç çap ölçümü 120
Şekil 4-60: 10B-b top başlı plastik tutucu iç ve dış çap ölçümleri.....121
Şekil 4-61: 3B-a plastik tutucu dış çap ölçümleri 122
Şekil 4-62: 3B-a plastik tutucu iç çap ölçümü 122
Şekil 4-63: 3B-b plastik tutucu iç ve dış çap ölçümleri 123
Şekil 4-64: 3B-b top başlı plastik tutucu iç çap ölçümü.....124
Şekil 4-65: 20L-a locator abutment iç girintilerinin ölçümü 124
Şekil 4-66: 20L-a locator abutment iç kısmındaki plastik parçalar 125
Şekil 4-67: 20L-a locator abutment iç yan kısmı.....125
Şekil 4-68: 20L-a locator abutment yüzeyi 126
Şekil 4-69: 20L-a locator abutment yüzeyine yapışan plastik parçalar.....126
Şekil 4-70: 20L-b locator abutment iç girintilerinin ölçümleri.....127
Şekil 4-71: 20L-b locator abutment iç yüzeyine yapışmış olan plastik parçalar 128
Şekil 4-72: 20L-b locator tutucu iç yüzey detayı.....128

Şekil 4-73: 20L-b locator tutucu detaylı görüntüsü 129
Şekil 4-74: 20L-a plastik tutucunun iç çap ölçümleri 129
Şekil 4-75: 20L-a plastik tutucunun dış çap ölçümleri.....130
Şekil 4-76: 20L-b plastik tutucunun iç çap ölçümleri 130
Şekil 4-77: 20L-a locator plastik tutucunun dış çeperinin iç ve dış çap ölçümleri.....131
Şekil 4-78: 15L-a locator abutment iç girintilerinin ölçümleri.....132
Şekil 4-79: 15L-a locator abutment iç girintisi 132
Şekil 4-80: 15L-a locator abutment yüzey.....133
Şekil 4-81: 15L-a locator yüzey detayı 133
Şekil 4-82: 15L-b locator abutment iç girintilerinin ölçümleri.....134
Şekil 4-83: 15L-b locator abutment iç yüzeyi 135
Şekil 4-84: 15L-b yüzey detayı.....135
Şekil 4-85: 15L-a locator plastik tutucunun iç çap ölçümleri.....136
Şekil 4-86: 15L-a locator plastik tutucunun dış çeperinin iç ve dış çap ölçümleri.....136
Şekil 4-87: 15L-a plastik tutucu iç kısım.....137
Şekil 4-88: 15L-b plastik tutucu iç çap ölçümleri.....138
Şekil 4-89: 15L-b plastik tutucu dış çeperinin ölçümleri 139
Şekil 4-90: 15L-b plastik tutucunun iç kısmı.....139
Şekil 4-91: 17L-a plastik tutucu iç çap ölçümleri 140
Şekil 4-92: 17L-a plastik tutucunun dış çeper ölçümleri.....141
Şekil 4-93: 17L-a plastik tutucunun iç kısmı.....141
Şekil 4-94: 17L-b plastik tutucu iç çap ölçümleri.....142
Şekil 4-95: 17L-b plastik tutucunun dış çeper ölçümleri 143
Şekil 4-96: 17L-b plastik tutucunun iç kısmı.....143
Şekil 4-97: 17L-b plastik tutucu iç kısım yüzey 144
Şekil 4-98: 17L-b iç kısım yüzeyindeki aşınmalar 144
Şekil 4-99: Sikluslar öncesi locator tutucuların görüntüsü.....145
Şekil 4-100: 200 siklus sonrası locator tutucuların görüntüsü.....145
Şekil 4-101: Siklus öncesi top başlı tutucuların görüntüsü 146
Şekil 4-102: 200 siklus sonrası top başlı tutucuların görüntüsü 146

SEMBOLLER / KISALTMALAR LISTESI

SEM	: Scanning Elektron Mikroskobu
ZAAG	: Zest Anchor Advanced Generation
N	: Newton
ÇYMAPE	: Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen

ÖZET

Eren Türk ÇP. Alt çenede iki implant destekli tam protezlerde kullanılan top başlı ve locator tutucuların tutuculuk kuvveti değerlerinin ve aşınmalarının incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2011.

İmplant destekli tam protezler, tam dişsiz hastaların tedavisinde geleneksel tam protezlerle karşılaştırıldığında tutuculuğun ve stabilizasyonun daha iyi olması sebebiyle daha başarılı bir tedavi seçeneğidir. İmplant destekli tam protezlerin tutuculuğu ve stabilizasyonu bar, mıknatıs, top başlı, locator tutucular olmak üzere çeşitli firmalar tarafından dizayn edilmiş birçok tutucuyla sağlanabilmektedir.

Bu çalışmanın amacı top başlı ve locator tutucuların 5000 siklus sonunda tutuculuk kuvveti değerlerindeki değişimi ve aşınmayı incelemektir. Alt çeneyi temsilen 2 adet çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen bloğa 4 adet Biohorizons implant ikişerli olarak yerleştirilmiştir. 20 pembe lastikli locator tutucu ve 20 Biohorizons pembe lastikli top başlı tutucu ikişerli olarak protezi temsil eden akrilik bloklara bağlanmıştır. Siklus deneyleri bu çalışma için dizayn edilen Biyomekanik Test Cihazı'nda, tutuculuk kuvveti ölçümleri ise Instron Cihazı'nda gerçekleştirilmiştir. Termal kamera deney sırasında açığa çıkan sıcaklık miktarını ölçmek için kullanılmış, deney sonunda meydana gelen aşınmalar ise tutucuların SEM fotoğrafları çekilerek incelenmiştir. Termal kamera bulgularına göre deney ortamında polimerik komponentin yapısını bozacak derecede bir sıcaklık yükselmesi olmadığı görülmüştür. Çalışmamızın sonucuna göre locator tutucularda 500-2000. sikluslar, top başlı tutucularda ise 200-1000. sikluslar arasında tutuculuk kuvvetinin daha stabil değerlerde olduğu gözlemlenmiştir. Locator tutuculardaki ortalama yüzde değişim değeri deney sonunda %57,56±21,65 iken, top başlı tutucularda bu değer %69,43±27,61 olarak hesaplanmıştır. Sonuç olarak top başlı tutucunun tutuculuk kuvvetindeki düşüşün, locator tutucuyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu görülmüştür. Çalışmamızın sonucuna göre her iki tutucu da uzun dönemde başarılı kabul edilebilir fakat endikasyonlarının hemen hemen aynı olduğu düşünüldüğünde uzun dönem tutuculuk için locator tutucuların tercih edilmesi önerilebilir.

Anahtar Kelimeler: Tutuculuk, implant destekli protezler, aşınma, locator tutucular, top başlı tutucular, tutucu seçimi

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 12672

ABSTRACT

Eren Türk, Ç.P. Retention characteristics and wear evaluation of locator and ball attachments for mandibular implant overdentures. İstanbul University, Faculty of Dentistry, Department of Prosthodontics. PhD Thesis. İstanbul. 2011.

Implant overdentures are a well-established therapeutic option for edentulous patients to obtain improved retention and stability over traditional complete dentures. A wide range of attachment designs is available through various implant manufacturers, such as bars, magnets balls and locator attachments have been used to stabilize the implant overdentures.

The aim of this study was to examine the changes in retentive values of ball and locator attachments after 5000 insertion and separation cycles. 2 ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) polymer block models were used to simulate mandible for each group. 2 Biohorizons implants were inserted in polymer blocks for groups. 20 locator attachments and 20 Biohorizons ball attachments (with pink nylon inserts) were used in the study. Using a biomechanic testing machine which is designed for this study, 5000 insertion and separating cycles of the matrices were performed. During the experiment for the measurement of the temperature increase, thermal camera was used and at the end of the experiment the evaluation of the attachment wear was done by taking SEM photographs. The thermal camera results showed that during the experiment the heat generated by the frictional force did not effect the structure of the polymeric component. Between 200-1000 cycles ball attachments and between 500-2000 cycles locator attachments obtained relatively stable retentive properties. At the end of the experiment ball attachment group lost 69,43±27,61% of initial retention value and locator attachment group lost 57,56±21,65 % of initial retention value . The loss of retention in ball attachment group was statistically higher than the loss of retention in locator attachment group. Both of the evaluated attachments systems showed satisfactory retention force values but as the indications of ball and locator attachments are almost the same, it would be advised to chose locator attachments for a longer clinical use.

Key Words: retention, implant overdentures, wear, locator attachments, ball attachments, attachment selection

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No.12672

1. GIRIŞ VE AMAÇ

İmplant destekli tam protezler, sert ve yumuşak dokunun protetik rehabilitasyonunda uzun yıllardır başarıyla kullanılmaktadır. Bir çok araştırma ve klinik deneyimin sonucuna göre implant destekli tam protezler, geleneksel tam protezlerle karşılaştırıldığında daha iyi fonksiyonel performans, hasta memnuniyeti, güvenilirlik ve sürdürülebilirlik gösterirler. İmplant otoriteleri, alt tam dişsizlik vakalarında geleneksel protezlerin uzun süreli bir tedavi seçeneği olmadığını belirterek, 2 implant destekli tam protezlerin ilk tedavi seçeneği olarak düşünülmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

İmplant destekli tam protezlerde kullanılmak üzere piyasada çeşitli dizaynlarda birçok tutucu tipi mevcuttur bunlar top başlı tutucular, locator tutucalar, bar tutucular, mıknatıslar ve teleskop tutuculardır. Top başlı ve locator tutucular alt iki implant destekli tam protezlerde en sık kullanılan tutucu çeşitleridir.

Tutucu seçimi, hastanın anatomik koşulları, ağız hijyeni, implantların ağız içindeki konumu, hastanın beklentileri ve hasta için gerekli olan tutuculuk kuvvet değeri gibi birçok faktör düşünülerek yapılmalıdır. Klinisyenler, çoğu zaman implant destekli protezlerde tutucu sistem seçimini ampirik olarak tutucuların tahmini retantif özelliklerine göre yapmaktadırlar.

Yapılan çalışmalarda, retansiyon ve stabilitenin hasta memnuniyetini doğrudan etkilediği bildirilmiştir. Tutuculardа zamanla gözlemlenen tutuculuk kaybı ve aşınma en sık görülen protetik komplikasyondur. Bu durumda implant destekli tam protezler ile uzun dönem hasta memnuniyetini sağlamak ve hasta için ideal olan tutucuyu seçerek bu tutucunun zaman içinde kaybettiği tutuculuk kuvvet miktarı hakkında bilgi sahibi olmak önem taşımaktadır.

Bu çalışmanın amacı;

- Locator ve top başlı tutucuların in-vitro ortamda 5000 takıp çıkarma siklusu sonunda kaybettikleri tutuculuk kuvvet değerlerini karşılaştırarak hangi tutucunun uzun dönemde daha başarılı olabileceğini araştırmak,
- Deney öncesinde ve sonunda locator ve top başlı tutucuların Scanning Elektron Mikroskobu (SEM) fotoğraflarını çekerek, meydana gelen aşınmaları incelemek,

- Çalışma sonuçlarına gore tutucu seçiminde öneriler yapmak ve gelecek çalışmalar için yol gösterici olmaktır.

2. GENEL BILGILER

2.1. Yaşlanma ve Tam Dişsizlik

20. yüzyılda, bilim ve teknolojideki gelişmeler ve koruyucu sağlık hizmetlerinin gelişimiyle doğurganlık hızı ve bebek ölümlerinin azalması sayesinde daha çok insan ileri yaşları görme şansına kavuşmuştur. Böylece gelişmiş ülkelerde yaşlı insan nüfusu artmıştır. Son 30 yılda dünyadaki 65 ve daha yukarı yaştaki insanların sayısı %63 oranında artış göstermiştir. Yapılan bir çalışmada Japonya ve bazı Avrupa ülkelerinde yaşayan her 10 kişiden 2'sinin yaşının 65'in üzerinde olduğu bildirilmiştir (11). Türkiye'de de yaşlı nüfusun toplam nüfus içerisindeki payı her yıl biraz daha artış göstermektedir. Son 20 yıl içinde yaşlı nüfusun toplum içindeki oranı yüzde 4'ten yüzde 6'ya yükselmiştir (60).

Yaşam süresinin artması ile birlikte tüm dünyada yaşlılar ve onların karşı karşıya olduğu sağlık sorunları önem kazanmaktadır. Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ), sağlıklı, bağımsız ve özürsüz bir yaşlılık için; sağlıklı beslenme, sigara içmeme, düzenli fiziksel aktivite, yaralanma ve sakatlıkların önlenmesi ve kronik hastalıkların tedavisini temel faktörler olarak belirlemiştir. Bilindiği gibi olumlu beslenme davranışları yaşam boyunca özellikle de ilerleyen yaşlarda yaşam kalitesini yükselten en önemli faktörlerden biridir. Dişler, sindirim sisteminin başlangıç yolunu oluşturması sebebiyle etkili beslenmede önemli rol oynayan bir organdır. Yaşlanma diş kaybının bir nedeni olmamasına rağmen ilerleyen yaşla fonksiyonel yetersizlik, yüksek dental ve sistemik hastalık sıklığı yaşlı hastalarda dişsizlik için yatkınlık oluşturabilir (90, 157). Diş kaybı, konuşma, çiğneme, beslenmeyle ilgili problemler, sosyal ilişkilerde problemler ve hatta emosyonel sorunlar nedeniyle kişinin yaşam kalitesini etkileyen bir durumdur (90).

Koruyucu diş hekimliği çalışmaları ve toplumun ağız diş sağlığı hakkında bilinçlenmesi sayesinde gelişmiş ülkelerde tam dişsizliğin sıklığında azalma olduğu bildirilmiştir. Ancak yaşlı nüfusun artmasıyla birlikte dünyada birçok ülkede yapılmış olan epidemiyolojik çalışmalar sonucunda tam dişsiz hastaların sayısında artış olduğu görülmüştür. (33, 64, 149, 168). Türkiye'de yapılan bir çalışmaya göre 65-74 yaş grubunda dişsizliğin oranının %48 olduğu bildirilmiştir (87).

Tam dişsiz hastaların tedavisi için 100 yıldan uzun bir süredir uygulanan tek tedavi şekli geleneksel tam protez yapımıdır. Geleneksel tam protezler, alt-üst çenede tüm dişlerin eksik olduğu durumlarda hastaların fonksiyon, estetik ve fonasyonunu düzeltmek için uygulanan ve tüm dişleri içeren protezlerdir. Kurallarına uygun olarak yapılmış ideal bir tam protez, tam dişsiz hastaların protetik tedavisinin başarılı olması için gereken en önemli faktördür. Jones ve ark.'nın yaptıkları çalışmaya göre tam dişsiz hastaların yaşam kalitesinin daha düşük olduğu ve bu hastaların protetik tedavileri sonrasında daha iyi bir görünüme, sosyal ve fonksiyonel konfora sahip oldukları hatta konuşma, uyku düzeni ve insan ilişkilerinin olumlu yönde etkilendiği bildirilmiştir (105). Ancak tam protez kullanan bazı hastalarda, ileri yaşta olmalarından dolayı adaptasyon yeteneği azalmış ve kas kontrol mekanizmaları zayıflamıştır. Ayrıca geleneksel tam protezler, beklentisi yüksek olan hastalar için hayal kırıklığına sebep olabilmektedir. Özellikle ilk kez protez kullanan hastalarda bu durum sıkça görülebilmektedir. Bu yüzden bazı hastalarda tam protezler ideal koşullarda yapıldığında bile hasta için tatmin edici olmayabilir.

Tutuculuk (retansiyon) , protetik diş hekimliğinde bir protezin giriş yoluna zıt, özellikle dikey kuvvetlere karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir, mühendislik biliminde bu dirence tutma mukavemeti denilmektedir. Stabilite ise genel anlamda sertlik, sağlamlık, devamlılık demektir. Protetik diş hekimliğinde kullandığımız anlamı da budur. Bir tam protezin yatay kuvvetlere karşı gösterdiği mukavemet, protezin stabil olduğunun kanıtıdır. Tam protezler ile hasta memnuniyetinin diğer tedavi alternatifleriyle karşılaştırıldığında daha az olmasının sebebi, özellikle alt protezlerdeki tutuculuk ve stabilite eksikliği sebebiyle hastaların çiğneme fonksiyonlarının azalmasıdır (225). Bu hastalarda en çok tercih edilen ve en ekonomik tedavi yöntemlerinden biri alt çenede iki implantla desteklenen implant destekli hareketli protezlerdir. İmplant destekli hareketli protezlerin, geleneksel tam protezlerle kıyaslandığında daha rahat ve stabil olduğu böylece hastaların yiyecekleri daha kolay çiğneyebildikleri ve daha rahat konuşabildikleri, yaşam kaliteleri ve beslenme durumlarının geliştiği bildirilmiştir (18, 151).

2.2. Dental İmplantoloji

2.2.1. Dental İmplantolojinin Tarihçesi

İmplant sözcüğü, latince 'in=içerisine,içersinde' ve 'planto=ekme,gömme' anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşur. Bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme implant, bu yerleştirme işlemine de 'implantasyon' denir (221).

Dental implantlar*;* protez terimleri sözlüğüne göre, sabit veya hareketli protezler için tutuculuk ve stabilite sağlamak amacıyla ağız dokularına mukozal ve/veya periostal tabakanın altına ve kemiğin üstüne veya içine implante edilen alloplastik malzemeden yapılmış protetik aygıt veya sabit veya hareketli protezleri desteklemek için çene kemiğinin üzerine veya içerisine yerleştirilen cisimler olarak tanımlanmaktadır (213). Yontulmuş altın, odun parçaları ve hayvan dişleri gibi alloplastik malzemeler, dental implantolojide Helenistik dönemden bu yana (M.Ö. 4.yüzyıl) kullanılmıştır (46). Yapılan arkeolojik kazılarda, antik Mısır veya Güney Amerika kültürlerinde de dental implantasyon çalışmalarının yapıldığı bildirilmiştir (131).

Kral 13. Lui'nın diş hekimi olan Dupont, çekilen bir dişin kısa bir süre içerisinde reimplantasyonunun önemini vurgulamıştır. 1685 yılında dişhekimliği alanındaki ilk kitap Charles Allen tarafından New York'da basılmıştır. Allen kitabında insan dişlerinin transplantasyonuna karşı çıkmış ve köpek veya koyun dişlerinin kullanılmasını önermiştir. 18. yüzyılda Fauchard ve Hunter diş transplantasyon teknigini uygulamışlardır, ancak 18. yy.'ın sonlarında, Pfaff bu teknikle çesitli hastalıkların bulaşabileceğini bildirdikten sonra tekniğin kullanımı azalmış ve alternatif çözümler aranmaya baslanmıstır (79, 96, 221).

1807 yılında Jourdan ve Magiollo çekim sonrasında hemen implante ettikleri altın implantı, 14 gün beklettikten sonra yüklemişlerdir ve bu çalışma oral implantolojideki ilk kayıtlı çalışma olarak kabul edilmiştir (107). Daha sonra Mitscherlich 1863 yılında porselen implantı denemiş ve yerleştirdiği iki porselen implantı 4 hafta sonra kaybetmiştir.

1886 ve 1903 yılları arasında çeşitli dizaynlarda ve malzemelerde (porselen, fildişi, platinyum, gümüş, sellüloid) implantlar denenmiştir. 20. yüzyılın başlarında, Greenfield patentini aldığı kafes şeklinde, iridyum platinyum alaşımından yapılan bir

implant geliştirmiştir. Böylece yüzyıllardır süren reimplantasyon ağırlıklı yaklaşımlardan sonra alloplastik implantlar devri başlamıştır (221).

Platin, gümüş, altın ve iridyum gibi kıymetli metaller 1930'lu yıllarda implantlarda kullanılmış, fakat bu materyallerin dokuda galvanik reaksiyonlar olusturması nedeniyle implant vakalarının çogunda basarısız sonuçlar alınmıstır. 1937'de Venable ve arkadasları bir krom-kobalt-molibden alasımından geliştirdikleri Vitalyumun dokuda galvanik reaksiyonlara yol açmadıgını bildirmislerdir (94).

Formiggini'nin 1947 yılında geliştirdiği paslanmaz çelikten, içi boşluklu ve spiral şeklindeki implant dizaynı kendinden sonraki birçok implant dizaynının temelini oluşturmuştur (240).

Kemik içi implantasyondan dental literatürde 1960'lı yıllardan itibaren söz edilmeye başlanmıştır. 1967'de Linkow tarafından gelistirilen blade tipi implantların kullanımı yaygınlaşmıstır (89).

PI Branemark yaptığı araştırmalar ve klinik gözlemleri sonucunda titanyumun dişetinde herhangi bir reaksiyona sebep olmayarak kemik ile tam olarak entegre olduğunu bildirmiştir (5, 255, 35). Canlı kemik yüzeyi ile yük taşıyıcı implant yüzeyi arasındaki direk birleşmeye 'osseointegrasyon' denir. İlk kez 1977 yılında Branemark tarafından ortaya atılan osseintegrasyon kavramı biyolojik bir konsepttir.

1980'lerin başından bu yana dental implantlar, diş hekimliğinin her alanına yeni bir boyut kazandırmışlardır. Dental implantların geliştirilmesiyle birlikte diş hekimliğinin en büyük uğraşısı olan ağızdaki eksik dişlerin tamamlanması, diğer diş ve çevre dokulara zarar vermeden yapılabilmektedir. Tüm avantajları ve günümüze kadar yapılmış olan uzun dönem başarılı klinik çalışmalar göz önünde bulundurulduğunda, dental implantların protetik tedavi planlamasının ayrılmaz bir parçası olduğu söylenebilir.

2.2.2. Dental İmplant Tipleri

Dental implantlar dizaynlarına veya uygulanma tekniklerine göre 3 sınıfta gruplandırılabilirler. Bunlar;

2.2.2.1. Eposteal İmplantlar (Kemik Üzerinde)

Eposteal implantlar, alveolar kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır. Kemik içi implantların yerleştirilmesinin zor oldugu aşırı kemik rezorpsiyonlu vakalarda uygulanabilir. İlk olarak Dahl tarafından 1943 yılında tanıtılan subperiostal dental implantlar, bu grup içinde yer alan en sık kullanılan implantlardır. Uygulamaları sırasında fazla tramvaya sebep olmaları ve çıkarılırken yumuşak dokuda aşırı miktarda madde kaybına yol açmaları en büyük dezavantajlarıdır, bu yüzden kullanımı terk edilmiştir (173, 203).

2.2.2.2. Transosteal İmplantlar (Kemik Boyunca)

Transosteal implantlar, alveolar krete giriş yaptıkları nokta olan kretin en tepesiyle, kret içindeki en derin nokta olan kortikal kemikten destek alırlar. Bu implantlar postlar ve postları birleştiren metal bir gövdeden oluşurlar. Cerrahi tekniğin çok zor olmasından dolayı yaygın olarak kullanılmamaktadırlar (203).

2.2.2.3. Endosteal İmplantlar (Kemik İçinde)

Bu implantlar alveol kreti içersine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. Kemik içi implantlar, kemik içinde kalan ve osseointegre olan kısım olan implant gövdesi ve ağız dışında kalan ve abutment olarak adlandırılan tutucu parça olmak üzere iki ana bölümden oluşur (146). Kemik içi implantlar geometrik şekillerine göre kök formunda veya blade tipi olmak üzere iki grupta sınıflandırılabilir

Günümüzde en sık kullanılan implant tipi kök formundaki implantlardır. Kök formundaki implantlar silindirik, vida tipinde veya hem silindirik hem vida tipinin özelliklerine sahip olabilirler (207).

2.2.3. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

İmplant tedavilerinin klinik bulgularının güvenilir olabilmesi ve yapılan uzun dönemli çalışmalarda başarılı olarak kabul edilebilmesi için objektif belli kriterlere uygun olması gerekmektedir. Günümüzde en çok kullanılan başarı kriterleri

Alberektsson ve ark.'nın kriterleridir (5). Bu kriterlere gore bir implantın başarılı kabul edilebilmesi için gerekli kriterler,

- İmplantın mobil olmaması
- Radyografide implant çevresinde radyolusent alanlar görülmemesi
- İmplant bölgesinde ağrı, enfeksiyon, patolojik lezyonlar olmaması
- Vertikal kemik kaybının implantın yerleştirilmesinden itibaren ilk 1 yıl içinde 1 mm'den, takip eden yıllarda 0,2 mm'den az olması
- 5 yılın sonunda başarı oranının minimum % 85; 10 yılın sonunda minimum % 80 olmasıdır.

2.3. İmplant Destekli Hareketli Protezler

İmplant destekli hareketli protezler, implant uygulamasını takiben çeşitli tutucularla implantların üzerine yerleştirilen protezlerdir. İmplantlar henüz dental literatürde yokken, protezlere dişlerden destek alacak şekilde tutucuların bağlanması 1898 yılında İsviçre'de ilk kez uygulanmaya başlanmış ve Gilmore tarafından da 60 yıl önce popüler hale getirilmiştir (57, 136). Başarılı osseointegrasyon teknikleri ve elde edilen gelişmeler sayesinde 100 yıldır diş köklerinin kullanılması gibi, implantlar da hareketli protezlerin tutuculuk kuvveti ve desteği için güvenilir destekler olarak kullanılmaktadır (2). İmplant destekli tam protezlerle ilgili longitidunal 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 (224).

Diş destekli ve implant destekli hareketli protezler karşılaştırıldıklarında;

- Protetik açıdan benzer yapıya sahiptirler.
- İkisi de tutuculuk ve stabiliteyi arttırırlar.
- Kemik rezorbsiyonunu engellemeleri bakımından her ikisi de önemlidir. Ancak kalan diş köklerinin proteze bağlandığı diş destekli hareketli protezlerde periodontal hastalıklar sebebiyle kemik kaybı olabilmektediri
- İmpant destekli protezlerde dayanak sayısına ve yerleşimine hekim ve hasta beraber karar verir, diş destekli hareketli protezlerde mevcut dayanaklar kullanılır (146).

- İmplant destekli hareketli protezlerin başarısının ve güvenilirliğinin her geçen gün artmasıyla diş destekli hareketli protezler daha az tercih edilmektedir (76).

Protetik diş hekimliğinin en önemli amacı, kalan dokuların sağlık ve devamlılığının korunmasıdır. Diş kayıplarının sonucunda meydana gelen kemik rezorpsiyonları, alveolar kemik seviyesinin ve hacminin azalmasına neden olmaktadır. Diş çekiminin hemen ardından erken iyileşme safhasında kret genişliğinde %50, yüksekliğinde ise 1-4.5 mm arasında rezorpsiyon görülmektedir (104, 196). Alt çenede dişlerin çekilmesinden sonra ilk yılda ortalama 4 mm kemik kaybı meydana gelmektedir. Alt çenedeki vertikal kemik kaybı üst çenenin yaklaşık 4 katıdır ve bu kayıp 25 yıl boyunca devam etmektedir (179, 211). Bu durum alt protezin stabilitesini ve tutuculukunu olumsuz etkilemekte ve çiğneme fonksiyonunun azalmasına neden olmaktadır.

Geleneksel alt tam protezlerde gözlemlenen problemler, alt tam protezler implantlarla desteklendiği zaman elimine edilebilmektedir (159). Ayrıca alt çene ön 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 (151, 159). Koratzis ve ark ise yaptıkları çalışmada alt tam protez kullandırdıkları hastalarda 5 sene sonunda kret yüksekliğindeki rezorpsiyonu ortalama 1,63 mm, alt implant destekli tam protez kullandırdıkları hastalarda ise 0,69 mm. Bulmuşlardır (113).

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 (146). İmplant destekli protezin stabil olması sebebiyle, hasta tekrarlanabilir bir sentrik oklüzyona sahip olur (101). 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 (146).

Diş destekli bir tam protezin geleneksel tam protez ile karşılaştırıldığında çiğneme etkinliğinin %20 daha fazla olduğu belirtilmiştir (184, 200). Alt implant destekli tam protezlerde ise daha yüksek ısırma kuvvetleri rapor edilmiştir. Tam

protezler ile implant destekli tam protezlerin karşılaştırıldıkları çalışmalarda, çiğneme performanslarında (18, 202, 223) ve hasta memnuniyetlerinde (6, 150, 151, 178, 239) belirgin bir artış gözlemlenmiştir. Yapılan birçok araştırmada alt implant destekli tam protezlerde hasta memnuniyetinin yüksek olduğu sonucuna varılmıştır (31, 40, 56, 74, 91, 95, 116, 133, 152, 155, 180, 251, 252).

Alt implant destekli tam protezlerle ilgili yapılan çalışmaların sonuçlarına göre araştırmacıların fikir birliğinde olduğu birçok konu vardır (38). Bunlar ;

1. Geleneksel hareketli protezlere göre daha iyi tutuculuk ve stabilite sağlanır.

2. Alt çene ön bölgede implantlarla sağlanan başarı oranı %100'e yakındır.

3. İmplant destekli ya da tutuculu protezlerin geleneksel protezlere göre birçok avantajı vardır.

4. Alt çene ön bölgedeki implantlar fizyolojik kemik kaybını yavaşlatır.

5. Tedavi, komplikasyonları nedeniyle rutin bir kontrol gerektirir.

6.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. Bu yüzden 2002 yılında Kanada'da Mc Gill Üniversitesi'nde yapılan bilimsel toplantı sonucunda, birçok uzman klinisyen ve araştırmacının katılımıyla ortak bir karar alınmıştır. Bu karar, iki adet kemik içi implantla desteklenmiş alt tam protezlerin, tam dişsiz hastalara önerilmesi gereken ilk tedavi alternatifi olduğudur. Günümüzde halen geçerliliğini koruyan bu karar McGill Uzlaşısısı olarak anılır (73).

İmplant destekli tam protezlerin avantajları şu şekilde özetlenebilir (146) :

a. Anterior bölgede kemik kaybının önlenmesi

b. Estetiğin artması

c. Stabilizasyonun artması (Protezin hareketleri azalır veya tamamen ortadan kalkar)

d. Tekrarlanabilen sentrik ilişki oklüzyonu

e. Yumuşak doku yaralanmalarında azalma

f. Çiğneme performansı ve kuvvetinde belirgin artış

g. Okluzal etkinlikte artış

h. Tutuculuğun artması

i. Daha iyi destek

j. Daha düzgün fonetik

k. Protez hacminde azalma (palatinal uzantının elimine edilmesi)

İmplant destekli hareketli tam protezlerin implant destekli sabit protezlere olan üstünlükleri de şu şekilde sıralanabilir (146):

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

İmplant destekli tam protezlerin dezavantajları ise şu şekilde özetlenebilir (146):

a. Psikolojik (takıp çıkarılan bir protez istenmemesi)

b. İnteralveolar mesafenin yetersiz olduğu durumlar

c. Uzun dönem izlenme ve hekim desteği gerekliliği (besleme, tutucu değişimi, her 7 yılda yeni protez yapılma gerekliliği)

d. Posterior bölgede kemik yıkımının devam etmesi

e. Protezin altına gıda kaçması

f. Protezin hareket etmesi

2.3.1. İmplant Destekli Tam Protezlerde Tedavi Planlaması

İmplant destekli tam protezlerde genel olarak 3 tedavi seçeneği mevcuttur (249). Bunlar ;

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

Esas olarak yumuşak dokudan destek alan implant destekli 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 şikayeti olan hastalarda endikedir. Ayrıca el becerisi yetersiz olan yaşlı veya engelli hastalarda da ağız hijyeni daha rahat sağlandığı için tercih edilebilir (137). Hastanın ekonomik durumu da göz önünde bulundurulması gereken faktörlerden bir tanesidir. İki implantın tedavi masrafını karşılayamayan tam dişssiz hastalar için ise alt çenede orta hatta yerleştirilen tek implant protez tutuculuğuna bir miktar katkı sağlayabilir. Bu yaklaşımla ilgili yapılan çalışmalarda son derece olumlu sonuçlar alındığı bildirilmiştir (48, 116, 127).

Mukoza ve implant destekli tam 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 dönebilmesinin, özellikle yatay kuvvetler söz konusu olduğunda kuvvetin iki implant arasında paylaşılmasını ve implant çevresindeki kemiğin korunmasını sağladığı bildirilmiştir (173). Aşırı rezorpsiyonun olduğu alt kretlerde bu yaklaşım tercih edilebilir çünkü implant boyları kısa olacağı için implantların bar ile splintlenmesi uzun dönem başarı için olumlu olabilir (142).

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 kretlerde, yüksek kas bağlantılarının mevcut olduğu durumlarda, mental sinirin yüzeye çıktığı durumlarda ve kusma refleksi olan hastalarda bu tip protezler endikedir. Ayrıca karşıt arkta doğal dişler mevcut ise implant destekli hareketli protez yapımı stres dağılımı açısından daha olumlu sonuçlar verir (248).

İmplant destekli hareketli protezlerin üst çene ve alt çene için endikasyonları farklılıklar gösterir. Özellikle uzun süre tam protez kullanan ve aşırı kemik rezorpsiyonu nedeni ile protezlerinde tutuculuğun ve stabilitenin bozulduğu yaşlı bireylerde alt implant destekli tam protezler endikedir. Bununla beraber üst çene implant destekli hareketli protezlerin karşıt arkta tam protez varlığında kullanımı tercih edilmez. Bu tip protezler, karşıt arkta implant destekli veya doğal dişle desteklenen sabit veya hareketli protez kullanan vakalarda endikedir (25, 94, 137).

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

1- İnterforaminal bölgeye yerleştirilmiş 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 tecih edilebilir. Top başlı tutucu, locator, teleskop veya mıknatıs bağlantılı protezlerin yapımında kullanılan en yaygın implant destekli hareketli protez seçeneğidir.

2: İnterforaminal bölgeye yerleştirilmiş ve birbirine bir bar ile splintlenmiş 2 implant üzeri bağlantı. Hastanın anatomik koşulları implant başarısı için uygun olmalıdır ve bağlayıcı barı kabullenebilmelidir.

3-a: İnterforaminal bölgeye yerleştirilmiş ve birbirine bir bar ile splintlenmiş 3 implant üzeri bağlantı. Bu tedavi seçeneği gelişmiş tutuculuk, destek ve stabilite sağladığı için genellikle ilk seçenek olarak hastaya sunulabilir.

3-b: İnterforaminal bölgeye birbirlerine yakın olarak yerleştirilmiş ve bir bar ile splintlenmiş 3 implant üzeri bağlantı.

4: Ön bölgeye yerleştirilmiş 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 edikedir.

5: Ön bölgeye yerleştirilmiş 5 implant üzeri birbirlerine bir bar ve 15 mm.lik kantilever uzantısı ile splintlenmiş bağlantı.Geleneksel protezler ile orta dereceden aşırı dereceye kadar problemli 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 (146).

Misch'e göre alt çenede ise tam dişsizlik vakalarında 5 farklı tedavi seçeneği mevcutken, üst implant destekli tam protezlerde 2 adet tedavi seçeneği mevcuttur.Bunlar;

1- En az 3 tanesi ön bölgede olmak üzere 4-6 adet implant. İmplantlar en az 9 mm uzunluğunda ve 3.5 mm çapında olmalıdır ve bar ile splintlenmelidir.

2 7-10 adet implantın bar ile splintlenmesi. Hastada aşırı kemik rezorpsiyonu sebebiyle estetik açıdan sabit restorasyonun kontrendike olduğu durumlarda bu tedavi seçeneği düşünülebilir (146).

Alt çenede 5 farklı tedavi seçeneği mevcutken üst çenede yalniz iki tedavi seçeneğinin olmasının sebebi, üst çenenin alt çeneye göre biyomekanik dezavantajlara sahip olmasıdır. İmplantların birbirinden bağımsız tutucularla proteze bağlanması veya kanatlı barların kullanılması üst çenenin nispeten daha zayıf olan kemik kalitesi ve üst çeneye gelen yıkıcı kuvvetler sebebiyle tercih edilemez.

Kısaca özetlemek gerekirse implant destekli hareketli protezlerin uzun dönemde başarılı olabilmesi için;

1. Alt çene tam dişsizlik vakalarında interforaminal bölgede en az 10 mm'lik dikey yüksek bulunmalıdır.
2. İmplant uygulaması planlanan alt ve üst çene ön bölgede sert ve yumuşak dokular sağlıklı olmalıdır.
3. 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 uygun bir oklüzal düzlem elde edilmelidir.
4. Hastada protetik tedaviyi engelleyecek herhangi bir psikiyatrik sorun bulunmamalıdır.
5. Hastada osseointegrasyonu ve yumuşak doku iyileşmesini engelleyebilecek hiçbir sistemik hastalık bulunmamalıdır.
6. Çeneler arası ilişki normal boyutlarda olmalıdır.
7. Ağız hijyeni daima iyi seviyede tutulmalıdır.

2.3.2. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemler

Tutucu sistemler, tam dişsiz veya az sayıda diş olan vakalarda diş destekli protezlerin tutuculuk ve stabilitesini sağlamak amacıyla kullanılmışlardır (37, 175). Son yıllarda bu tutucular implant destekli hareketli protezlerde de başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. İmplantlar barlar ile bağlanabilirler veya farklı çeşitteki tutucularla splintlenmeden proteze bağlanabilirler.

Oral ve Maksillofasiyal İmplant Sözlüğü'ne göre tutucu sistemi, birbirine karşıt gelen matrix ve patrix komponentlerinden oluşan belirli bir tutuculuk mekanizma dizaynı olarak tanımlanır. Matriks tutucu sistemin hazne komponenti olarak işlev görür, patriks ise matrikse bağlanan ve sürtünmesel uyumu sağlayan bölümdür (120).

İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan tutucu sistemler 2 farklı grupta incelenebilir;

1. Splintlenmemiş Tutucular (Tek başına duran tutucular)

   a) Mıknatıs tutucular
   b) ZAAG tutucular
   c) ERA tutucular
   d) Teleskobik tutucular
   e) Top başlı veya O-ring tutucular
   f) Locator tutucular

2. Splintlenmiş tutucular

   1-Kuvvet kırıcı mekanizmalı:
   a) Yuvarlak kesitli barlar
   b) Yumurta kesitli barlar (Dolder)
   2- Rijit mekanizmalı:
   a) U-kesitli barlar (255).

2.3.2.1. Splintlenmemiş Tutucular (Tek Başına Duran Tutucular)

Splintlenmemiş tutucular implantların bar ile bağlanmadığı, implantlara vidalanarak uygulanan tutucu sistemlerdir. Piyasada çeşitli splintlenmemiş tutucu sistemler mevcuttur. Bunlar mıknatıs tutucular, teleskobik tutucuar, ERA tutucular,

ZAAG tutucular, top başlı ve O-ring tutucular ve locator tutuculardır. Splintlenmemiş tutucular, splintlenmiş tutucularla kıyaslandığında;

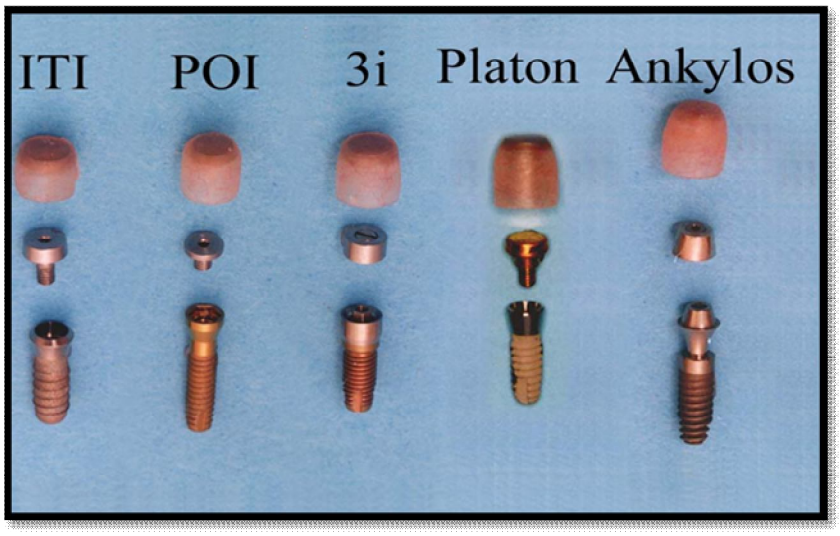
1. Daha iyi hijyen sağlar ve daha az komplikasyona neden olabilir.
2. Daha ucuzdurlar.
3. Daha kolay yerleştirilirler, tutuculukları ayarlanabilir ve kontrol edilebilir.
4. Kretler arası mesafenin yetersiz olduğu durumlarda rahatlıkla kullanılabilir.
5. Teknik hassasiyeti daha azdır.
6. Fonksiyonel yükleri daha iyi dağıtabilirler (48, 128, 152).

A) **Mıknatıs Tutucular**

Son yüzyılda mıknatıs (manyetik) malzemelerde sağlanan gelişmeler diş hekimliği uygulamalarında da yerini almıştır. Mıknatıslı bağlantıların protetik diş hekimliği pratiğinde uygulama alanları şu şekildedir (176):

- Diş destekli protezler
- Çene-yüz protezleri
- Tam protezler
- Hareketli bölümlü protezler
- İmplant-destekli protezler

En sık kullanılan (rare earth material) ana malzeme neodmiyum demir boron (Nd-Fe-B)'dur (193, 50). Diğer malzemeler RE alaşımı ,samaryum kobalt (Sm-Co)'dur (206, 212). Daha önce de alnikoz alaşımı (aluminyum, kobalt ve nikel) ve kobalt platinyum (Co-Pt) mıknatısları kullanılmıştır (102) (Şekil 2.1).



Şekil 2-1: Farklı firmalara ait mıknatıs tutucu sistemler

Mıknatıs tutucular, alt çene implant destekli protezlerde alternatif seçenek olabilmesi için uzun zamandır geliştirilmeye çalışılmıştır. Popüler olmalarının sebebi küçük boyutları ve yüksek çekim kuvvetleridir. Rahat temizlenebilme, kolay yerleştirilebilme ve sabit tutuculuk kuvveti gibi diş hekimi ve hasta için birçok avantaja sahip olmalarına rağmen, mıknatısların ağız içi sıvılarına karşı korozyon direnci düşük olduğundan göreceli olarak daha inert maddeler olan paslanmaz çelik ve titanyumla kaplanmaları gerekmektedir (183). Bu tutucuların rahatçe yerine oturtulabilmeleri el becerisi kısıtlı olan hastalar için bir avantajdır. Ayrıca minimal yer varlığında küçük boyutları sayesinde rahatça uygulanabilirler (44, 229).

Mıknatıs tutucular alt implant destekli tam protezlerin tutuculuğunu sağlamak için sıkça kullanılmaktadır (84, 117, 215). Birçok yazar, mıknatısların bu vakalarda kullanımı için çeşitli yollar tarif etmiştir ve hasta memnuniyetlerinin yüksek olduğunu rapor etmişlerdir (106). İmplant destekli protezlerde de mıknastı tutucuların kullanımı ilgi çeken bir konudur (97, 247). Mıknatıs tutucular, 2 komponente sahiptir (148). Bunlar:

1. Protezin içerisinde kalan mıknatıs parça
2. Abutment veya implantın direk üzerinde bulunan koruyucu parça (keeper)

Alt çenede ön bölgeye 2-4 arasında implant uygulanarak, ve maksimum destek ve stabilite için implantları mümkün olduğu kadar birbirinden uzak yerleştirerek mıknatıs tutucular kullanılabilir. Mıknatıs tutucular splintlenmemiş implantlarda veya bar ile kombine edilerek uygulanabilir. İmplant destekli protezlerde mıknatıs tutucu kullanımının başarlı olduğunu gösteren birçok klinik çalışma mevcuttur (41, 230, 231). Buna karşın protezin stabilizasyonun çiğneme rahatlığının ve hasta memnunniyetinin araştırıldığı çalışmalarda mıknatıs tutucular top başlı ve bar tutucularla karşılaştırıldığında, top başlı ve bar tutuculardа memnuniyetin daha yüksek olduğu bildirilmiştir (151, 152, 251). Tokuhisa ve ark. 3 farklı tutucu tipinin protez stabilitesine etkisini araştırmışlar ve iki implant destekli tam protezlerde mıknatıs tutucuların top başlı tutuculara göre daha fazla protez hareketine ve rotasyonuna sebep olduğu bildirmişlerdir (217).

Son zamanlarda mıknatıs tutucuların dezavantajı olarak özellikle koroziv oral ortamda baş ve boyun bölgesinde oluşan manyetik alanın yan etkileri düşünülmektedir (3, 51). Bazı araştırmacılar mıknatıs tutucuların kullanımının hem düşük tutuculuk değerleri hem de muhtemel biyolojik yan etkileri sebebiyle önermemektedirler (29, 83). Mıknatıs tutucuların dizaynı, protez ağızdayken eksternal manyetik alanı azaltmak için geliştirilmeye çalışılmaktadır. Ayrıca korozyondan korunma metotları da geliştirilemektedir. Mıknatıs malzemelerdeki gelişmeler, Sm-Co ve Nd-Fe-B alaşımlarından daha küçük ve daha kuvvetli mıknatıs tutucular üretilmesini sağlamıştır (183).

B) **ERA Tutucular**

ERA ve ZAAG; benzer materyal kompozisyonları ile universal hinge rezilient tutucular olarak sınıflandırılırlar (258). ERA tutucular 1986 yılında piyasaya sunulmuştur ve standart rezilient tutucuların aksine farklı tutuculuk özelliklerine sahip 6 farklı renkle kodlanmış tutucuları mevcuttur. Bu tutucuların değiştirilmesi oldukça kolaydır (Şekil 2.2).

Şekil 2-2: ERA plastik tutucular ve farklı açılardaki ERA abutmentları

ERA ekstraradiküler olarak nitelendirilir, çünkü giriş rehberi implant desteğinden ve alveoler kretinden daha yüksek seviyededir. Bu özellik tutucunun, kuvvetler karşısında dayanıklılığını azaltır (173). Federick ve Caputo yaptıkları çalışmada; ERA tutucuların implant çevresindeki kemiğe en uygun yük transferini sağladığını söylemişlerdir (72).

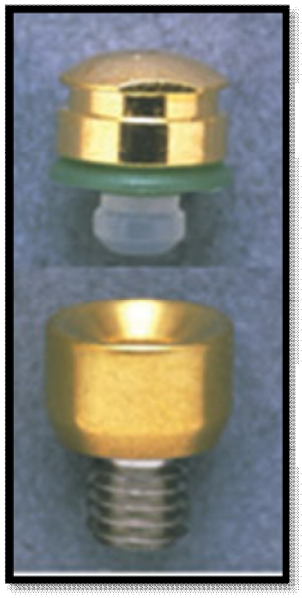
ERA tutucuların farklı tutuculuk özelliklerine sahip ve ayarlanabilen plastik dişi parçaları vardır. Tutuculuk miktarının renklere göre değişme mekanizması, plastik parçaların, titanium nitrit kaplı paslanmaz çelik erkek parçaya göre boyutlarının daha da artmasıyla ortaya çıkar. Böylece daha sıkı uyum, daha fazla yüzey alanı ve tutuculuk sağlanmaktadır (173). Açılı yerleştirilmiş implantların paralelliklerini sağlamak için 5º, 11º ve 17º açılara sahip açılı abutmentler ve ayrıca düz abutmentler içermektedir

C) **Zest Anchor Advanced Generation Tutucular**

Zest Anchor Advanced Genaration tutucular (Şekil 2.3), orjinal Zest tutucunun benzeri olan bir tutucu türüdür ve kısaca ZAAG olarak adlandırılır. ZAAG tutucular bileşeninin implant abutmentinin içinin daha apikaline ve alveoler krete daha yakınına pozisyonlandırılmış olmasından dolayı intraradiküler olarak nitelendirilir ve kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır.

İmplant destekli protezlerde dış yüklerin sonucunda oluşan vertikal ve devirici kuvvetlerin etkisi incelendiği bir çalışmada ZAAG tutucular, Nobel Biocare standart top başlı tutucu , Nobel Biocare yeni jenerasyon top başlı tutucu, ERA turuncu tutucu,

ERA beyaz tutucu ve Zest tutucu ile karşılaştırılmuştır. Çalışmanın bulgularına göre vertikal ve devirici kuvvetlere karşı en dirençli tutucu türünün ZAAG tutucular olduğu belirtilmiştir. ZAAG tutucular, paralel olmayan implant desteklerin varlığında da kullanılabilirken, rijit bağlantı istenildiğinde kullanılamamaktadır (169).



ZAAG tutucunun erkek parçası

ZAAG tutucunun dişi parçası

Şekil 2-3: ZAAG tutucu

D) **Teleskobik Tutucular**

Teleskobik tutucular aralarında mükemmel bir uyumun olduğu paralel yüzlü çift kuronlar olarak tanımlanabilir. Teleskobik kuronlar iki kısımdan oluşur (Şekil 2.4). Bunlar ;

1. Primer kuron veya koping: Ağızda kalıcı olarak yapıştırılan ve tercihen altın alaşımından yapılan kuron
2. Sekonder kuron: Primer kuronla aynı malzemeden yapılan ve proteze bağlanan hareketli kuron

Şekil 2-4: Teleskobik tutucu

Çok yönlülüğü ve uzun dönem başarısından dolayı teleskobik tutucular protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Destek dişlerin ufak çaptaki eğim farklılıkları primerlerin konturları ile giderilmekte, sekonderler protezin içinde bırakılarak hekim ve hasta tarafından takıp çıkarılabilmektedir (177).

Teleskobik yaklaşım günümüzde implant destekli hareketli protezlerde de önem kazanmıştır. İmplant destekli protezlerde teleskop kullanımı 1989'da başlamıştır. İmplant abutmentları primerler olarak kullanılmakta ve paralel olmayan implantlarda konturlar modifiye edilerek proteze giriş yolu hazırlanılabilmektedir. Ayrıca teleskop protezler, abutment vida boşlukları sadece primerlerde bulunduğu için dış yapıdan çıkan vida boşluklarının oluşmasını da önlemektedir (93, 177).

Teleskobik tutucular primer ve sekonder kopingler arasındaki uyum açısına göre rijit veya rezilient olarak sınıflandırılırlar . Top başlı tutuculara benzer olarak teleskobik sistemlerde de tutuculuk sürtünme ile elde edilen temasla sağlanmaktadır. Rijit olmayan teleskop tutucular ilk kez 1989'da kullanılmışlardır ve 14 yıllık bir klinik çalışma bu tutucuların başarılı olduğunu göstermiştir. Rijit olmayan tutucular paralel duvarlar ve yumuşak doku reziliensini kompanse edebilmek için primer ve sekonder kuronlar arasındaki okulüzal mesafe ile karakterizedir. Ayrıca primer ve sekonder kuronlar arasındaki bu hareketlilik implantların çiğneme sırasında yüklenmelerini azaltmaktadır (93).

Heckmann ve ark., 23 hastanın interforaminal bölgesine yerleştirdikleri 2 implant destekli teleskobik protezleri 10 yıl süreyle takip etmişler ve klinik ve radyografik olarak çok olumlu sonuçlar elde ettiklerini bildirmişlerdir (93).

E) **Top Başlı veya O-ring Tutucular**

Birbirinden bağımsız destekler kaide 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 28º'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. (52, 155)

Top başlı tutucu sistemi esas olarak simit şeklinde bir lastik, lastiğin içinde bulunduğu metal parça ve bu lastiğin oturduğu belirli andırkata sahip metal posttan oluşur. İmplant destekli hareketli protezlerde hemen hemen tüm sistemlerde yaygın olarak kullanılmakta olan bir sistemdir. Avantajları:

- Düşük maliyet
- Farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahip olması
- Protezin komplike bir şekilde yapılmasının getireceği zaman kaybı ve ilave maliyetin olmamasıdır.

Top başlı tutucular implant destekli protezlerde basit ve etkili bir tutucu tipi olarak özellikle yeterli çeneler arası mesafesi olan hastalarda kullanılmaktadır. Fakat yüksek profilli tutucuların uzun dönem implant başarısı için dezavantaj olduğu düşünülmektedir. Bu durumda maliyet faktörü önemlidir çünkü locator ve teleskobik tutucularla kıyaslandığında mıknatıs ve top başlı tutucuların maliyeti daha düşüktür (75).

O ring tutucular (Şekil 2.5), yuvarlak ortası delik, sentetik polimer dişi parçası sayesinde devrilme kuvvetlerine karşı direnç gösteren rezilient bir tutucu türüdür. Sahip olduğu avantajlar; kullanımının ve tasarımının kolay olması ve devamlılığı, düşük maliyet ve bar üst yapısının elimine edilmesini sağlaması, çeşitli derecelerde tutuculuk kuvvetlerine izin vermesidir. O-ring tutucular aşamalı olarak tutuculuk kaybına uğrarlar ve periyodik olarak yeniden tutucu yerleştirilmelidir. Protezin kompleksliğine, çiğneme ve hastanın diyet alışkanlıklarına ve protezin kolay takılıp çıkarılmasına bağlı olarak 6 ay ile 9 aylık bir sürede tutuculuk kaybı olmaktadır. Mıknatıs tutuculara kıyasla tutuculuk ve stabilizasyon açısından daha iyidirler (39, 154, 245) (Şekil 2.6).

Şekil 2-5: Biohorizons O-ring tutucu

Şekil 2-6: Biohorizons O-ring tutucu sistemi

a) Biohorizons Top Başlı Tutucu Sistemi

Biohorizons top başlı tutucu sisteminde (Şekil 2.7, Şekil 2.8), abutment ve naylon tutucu parçanın yerleştirildiği metal yuva, titanyum alaşımından (Ti6Al4V) elde edilmiştir. Titanyumun mükemmel korozyon direnci bu metali biyomedikal alanda kullanışlı hale getirmiştir. Tüm olumlu özelliklerine karşın sürtünme ve aşınmaya karşı direnci düşüktür.

Biohorizons top başlı tutucu sisteminin Biohorizons O-ring tutucu sistemi ile karşılaştırıldığında avantajları;

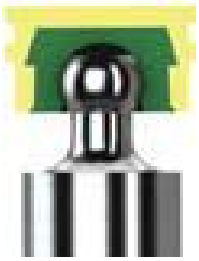
- Top başlı tutucu sisteminin daha az mesafe gerektirmesi
- 4 farklı renkle kodlanmış tutuculuk kuvvetinde tutucu seçeneklerinin olması
- Naylon tutucuların hasta başında rahatlıkla değiştirilebilmesidir (Tablo 2.1).

Biohorizons top başlı abutment sisteminde 2,5 mm. çapında 3,5 mm, 4,5 mm ve 5,7 mm olmak üzere 3 farklı çapta abutment mevcuttur. Dişeti yükseklik seçenekleri ise;

- 3,5 mm ve 4,5 mm çapındaki top başlı için : 1mm.
  3 mm.
  5 mm.

- 5,7 mm çapındaki top başlı için: 1 mm.
  3 mm.'dir

Şekil 2-7: Biohorizons top başlı tutucu



Şekil 2-8: Biohorizons top başlı tutucu ve erkek parça

Tablo 2-1: Biohorizons top başlı tutucu sistemindeki naylon tutucuların tutuculuk kuvvetleri

Renk	Tutuculuk kuvveti
Yeşil	Elastik tutuculuk
Sarı	500-550 gram
Pembe	800-950 gram
Beyaz	1200-1300 gram

Birçok araştırmacı top başlı tutucuların, implantların paralel olarak yerleştirilmediği durumlarda kullanımını önermemektedir ve bu durumlarda açılı abutmentları, fleksibil tutucuları ve bar-klip tutucuların kullanımını tavsiye etmektedirler (119, 143, 144, 164). Mericske Stern ve Zarb'a göre top başlı ve mıknatıs tutucuların kullanımı, kolay ve maliyeti düşük tedaviler olsa da bu tutucuların uygun pozisyonda yerleştirilmemiş implantlar ile destekli protezlerde ciddi tutuculuk kaybına yol açacağını bildirmişlerdir (144).

Yusuf ve Ratra 25 hastada top başlı tutucularla desteklenen protezlerde ortalama 4 yıl 2 ay sonunda osseointegrasyonda ve protez fonksiyonunda başarı oranının %94 olduğunu belirtmiş ve küçük çaplı komplikasyonların olduğunu rapor etmişlerdir (254). Bu bulgular implant destekli protezlerin ilk düşünülmesi gereken tedavi seçeneği olduğunu göstermektedir (74, 209, 254).

F) **Locator Tutucular**

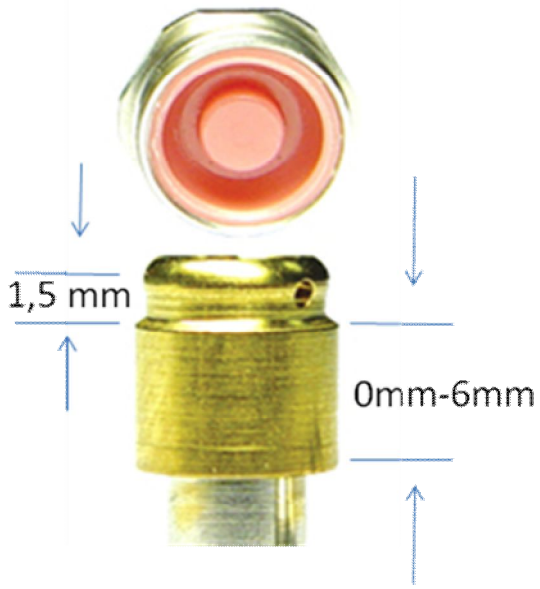
Yaklaşık 10 yıldır piyasada olan locator tutucular , splintlenmiş ve splintlenmemiş implant destekli hareketli protezlerde geniş kullanım alanı bulmuşlardır. Locator tutucunın dişi parçası , direkt olarak implanta vidalanabilir veya bar üstüne yerleştirilebilir. Dişi parça titanyumdan yapılmıştır ve 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 (Şekil 2.9). Metal yuvanın iki özelliği vardır;

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

Biohorizons locator abutmentların 3,5 mm,4,5 mm ve 5,7 mm olmak üzere 3 farklı çapta abutment seçeneği mevcuttur. Abutmentların dişetinden yükseklikleri için ise boyları 0 mm- 6 mm arasında değişen 7 farklı seçenek mevcuttur (Tablo 2.2). Abutmentların dişi parçasının yüksekliği ise 1,5 mm.'dir (118).

Tablo 2-2:Biohorizons locator abutment yükseklikleri

Biohorizons Locator Abutment Çapları	Biohorizons Locator Abutment Dişeti Yükseklikleri
3,5 mm 4,5 mm 5,7 mm	0 mm 1 mm 2 mm 3 mm 4 mm 5 mm 6 mm



Şekil 2-9: Locator abutment ve metal yuva içindeki tutucu

Erkek parça seçenekleri tutuculuklarına göre farklı renklerdedir. Farklı tutuculukta olabilmelerinin sebebi büyükçe naylon erkek parça ile daha küçük çapta olan dişi parça arasındaki uyumsuzluktur. 5 tip plastik tutucunun farklı tutuculuk kuvvetlerine sahip olması naylon erkek parçanın boyutundaki artışla ilgilidir. Farklı renklerle kodlanmış (mavi , pembe, şeffaf, yeşil, kırmızı) erkek parçalar hasta için uygun olan tutuculuk değerinin seçimine olanak verir (Tablo 2.3) (118).

Şekil 2-10: Bar üstü locator tutucu

Tablo 2-3: Locator tutucuların tutuculuk kuvvetleri

Renk	Tutuculuk kuvveti
Mavi	680 gram
Pembe	1361 gram
Şeffaf	2268 gram
Yeşil	1361–1814 gram (açılı implantlar için)
Kırmızı	680 gram (açılı implantlar için)

Locator tutucuların abutmentının 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 $20^{0)}$ olmak üzere 3 abutment seçeneği mevcuttur. İmplant ve üst yapı arasındaki açılanmaları $40^{0'}$ye kadar kompanse edebildikleri için kompleks vakalarda kullanım avantajları vardır (190). Tutuculuk kuvvetini artırmak için barlarla birlikte de kullanılabilmektedirler (Şekil 2.10) (165). 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 abutmentı 51 farklı implant firması için mevcuttur bu sayede geniş kullanım alanı bulmuştur (118).

Locator tutucular , Zest, Preat gibi birçok hassas bağlantı üretici firmanın yanında, abutment seçenekleriyle beraber implant firmaları tarafından da üretilmektedir. Tüm firmaların ürettiği locator tutuculardа abutment ve tutucu prensibi hemen hemen aynıdır.

2.3.2.2. Splintlenmiş Tutucular

A) Bar Tutucular

İmplant destekli tam protezlerde bar tutucu sistemlerin kullanımı ilk olarak 1980'li yılların başında başlamıştır. Bar tutucular, 1970 ve 1980'li yıllarda kök veya diş destekli protezlerdeki felsefeden kaynaklanmıştır (66, 228). Bar tutucular 3 sınıf altında incelenebilir;

- U şeklinde bar: Rijittir ve dört dayanaklı durumlarda uygundur. Kennedy 3 bölümlü dişsizlik vakalarında kullanılabilir.Yapılan çalışmalarda diğer bar tutucularla kıyaslandığında protez stabilitesini daha fazla arttırdığı ve tamir gerekliliğinin daha az olduğu bildirilmiştir (68).
- Yuvarlak kesitli bar: Esnektir ve implantlara gelen yatay ve çapraz kuvvetleri azaltır.
- Yumurta kesitli bar (DOLDER): Hem esneklik, hem de endirekt tutuculuk açısından avantajlıdır (146) (Şekil 2.11).

Şekil 2-11: Yuvarlak kesitli bar (solda) ve U kesitli bar (sağda)

Rijit veya rezilient dizaynlardaki bar tutucuların ve bar ünitelerinin karmaşıklığı barın geometrisine ve implant sayısına bağlı olarak değişmektedir bu durum da barların geniş kullanım alanı bulmasını engellemiştir (138). Literatüre bakıldığında bar

tutuculardа rijit veya esnek (rezilient) bağlantıların kullanılması konusunda çelişkiler mevcuttur (140, 143). Genellikle yapılan çalışmalarda klipsli veya yumurta kesitli barlar kullanılmaktadır.Yapılan araştırmalarda farklı sonuçlar çıkmasının sebebi kullanılan bar tiplerinin farklı olması olabilir (182).

Alt çenede implant destekli tam protezlerde stabiliteyi arttırması açısından distal kantilever uzantıların yapılmasını önerilmiştir. Yapılan barın birinci küçük azılardan daha distale kadar uzanmaması ve sadece ön bölgede küçük bir bölgeyi kaplayacak kadar kısa olmaması gerekmektedir (143).

Top başlı tutucularla, bar tutucuların karşılaştırıldıkları çalışmalarda, bar tutucuların daha retantif olduğu sonucuna varılmıştır (154, 181). Yapılan bazı çalışmalarda da implant destekli protezler giriş yoluna paralel veya oblik yönlerde çekilerek tutuculuk karşılaştırmaları yapılmış ve tutucu sistemler arasında belirgin bir fark bulunamamıştır (47, 171).

Bar ve klipsler vertikal ve oblik kuvvetlere karşı daha retantiftirler. Bar tutucular özellikle fazla tutuculuğa ihtiyaç duyulan doku andırkatlarının olmadığı aşırı rezorbe kretlerde tercih edilebilir. Ayrıca bu dizayn implantlar üzerine gelen tork kuvvetini implantlara minimum zarar verecek şekilde paylaştırır ve klips tutucunun implantlar etrafında rotasyonuna izin verir. Bu hareket implant destekli protez , horizontal kuvvetlere maruz kaldığında, kuvvetleri iki implant ve dişsiz bölgeler arasında dağıtır. 10^0'den daha fazla eğimli implantlarda top başlı tutucular yerine bar tutucular tercih edilmelidir (233).

2.3.3. İmplant Destekli Tam Protezlerde Tutucu Seçimi

Farklı tutucu tipleri implantlara çeşitli oranlarda stres iletmekte ve sistemin biyomekaniğini etkilemektedir. Ancak hangi tutucu sistemin en iyi olduğu konusunda fikir birliği yoktur. İmplant destekli tam protezlerde tutucu seçiminde göz önüne bulundurulması gereken faktörler şu şekilde özetlenebilir (146, 219);

1. Ağız hijyeni,
2. Anatomik koşullar (alt-üst çene farkı, karşıt ark dentisyonu, interoklüzal mesafe vs.),
3. İmplantlar arası mesafe,
4. Tutuculuk ihtiyacının miktarı,

5. Biyomekanik etkenler,
6. Hastanın psikolojik durumu ve beklentileri,
7. Hastanın sosyal statüsü,
8. Hastanın ekonomik koşulları

Bu faktörlere ek olarak, implant sayısı, boyutu ve kretteki dağılımı, alveolar kretin formu ve rezorpsiyon miktarı göz önünde bulundurulmalıdır (26, 69, 134, 165, 249).

Ayrıca tutucu seçiminde esneklik (reziliens) de çok önemlidir. Esnek olmayan rijit tutucular gelen kuvvetleri direk olarak implantlara ilettikleri için ancak implant sayısı fazla ise yapılabilecek hibrit protezlerde kullanılabilirler. Tutuculardaki esneklik miktarı, kuvvetlerin implantlarla birlikte dişsiz krete de iletilmesini sağlar. Esnek (rezilient) tutucuların hareket şekilleri şu şekildedir (198):

1. Dikey hareket: Protez dikey olarak krete doğru hareket edebilir. Hareket dişsiz kretin destek dokusu tarafından sonlanır. Yani protez krete basıp yumuşak dokunun esnekliğini geçtiği zaman durur.
2. Menteşe Hareketi: Protezin, en arkadaki tutuculardan geçen menteşe ekseni etrafındaki hareketidir.
3. Rotasyon Hareketi: Ön arka (anteroposterior) yöndeli eksen etrafındaki harekettir. Çiğneme hareketi tek tarafta yoğunlaşınca diğer tarafın kretten yukarı doğru hareket etmesidir.
4. Translasyon Hareketi: Protezin rotasyon yapmaksızın bukolingual yönde hareket etmesidir.
5. Tüm bu hareketlerin birleşimi.

Tutucular esnekliklerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir:

1.Rijit, esnek olmayan tutucular

Abutment ile implant arasında hiçbir hareketin olmadığı, tüm çiğneme kuvvetlerinin implantlara iletildiği tutucu tipidir. Bu tutucu tipleri, ancak yeterli sayıda implantların varlığında tercih edilebilirler. Vidalı hibrit protezler bunlara örnektir.

2.Kısıtlı dikey esnekliğe sahip tutucular

Bu tip tutuculardа kuvvetlerin %5-10'u destek dokular tarafından geriye kalanı implantlar tarafından karşılanır. Protez sadece yukarı aşağı hareket edebilir.

3.Menteşe esnekliğine sahip (hinge resilient) tutucular

Kuvvetlerin %30-35'i destek dokular tarafından, diğer kısmı implantlar tarafından karşılanır. Menteşe esnekliğine sahip tutucuların kullanıldığı protezlerde, çiğneme kuvvetleri tutucular ve alveol kretinin arka tarafı, yanak cebi ve retromolar kabartılar gibi posterior kısımlar tarafından bölüşülür. Hader bar veya herhangi bir yuvarlak kesitli bar bu tip tutuculara örnektir.

4.Kombinasyon esnekliğe sahip tutucular

Bu tip tutucular sınırsız menteşe ve dikey harekete izin verirler. Kuvvetlerin %40-45'i kretler tarafından karşılanır. Yumurta kesitli Dolder bar bu tip tutuculara örnektir.

5.Döner (rotasyon) esnekliğe sahip tutucular

Bu tip tutucular, rotasyon hareketlerine izin verirler. Hareketlerin şiddetine göre implantlara gelen kuvvetler %75–85 oranında azalır. Bazı çivi başlı tutucular bu tip tutuculara örnektir.

6.Üniversal esnek tutucular

Bu tip tutuculardа her türlü harekete izin verilir. Tutucu sadece protezin dokulardan uzağa doğru olan hareketine direnç sağlar. Mıknatıs tutucular bu tip tutuculara örnek verilebilir (198).

Splintlenmemiş tutucu sistemler kolay kullanımı sayesinde, özellikle alt çenedeki implant destekli tam protezlerde geniş kullanım alanı bulmuştur (175). Bu tutucu sistemler top başlı, mıknatıslı ve teleskobik tutucuları kapsarlar. Bu tutucuların tutuculuk kuvveti, mekanik kilitlenme, sürtünme ile elde edilen temas veya matriks ile patriks arasındaki manyetik çekimle sağlanmaktadır (24, 28, 175). Top başlı tutucular klinik uygulamada diş destekli veya implant destekli protezlerde en basit tip tutucu olarak kabul edilirler (175). Genel olarak rezilient tutucular olarak kabul edildikleri halde, top başlı tutucunun spesifik dizaynı serbest hareket miktarını dolayısıyla reziliensini etkileyebilir (243).

İdeal tutucu seçimi alt çenenin anatomik durumuna göre yapılabilir. Aşırı atrofik kretlerde horizontal kuvvetlere karşı protez stabilizasyonunu sağlamak için barlar veya paralel duvarlı teleskoplar kullanılabilir (93). Yeterli kemik miktarına sahip alt çenelerde, hastaların istediği tutuculuk mikatrını yeterince karşılamasa da mıknatıs tutucular kullanılabilir (152). V şeklindeki çenelerde bar tutucular dil odasını daraltacağı için splintlenmemiş tutucular kullanılmalıdır (199). Literatüre bakıldığında bazı çalışmalarda top başlı tutucu kullanımının tavsiye edildiği (51, 86, 150, 217) ,diğer çalışmalarda ise bar kullanımının desteklendiği (68, 154, 171, 181, 232) rapor edilmiştir.

İmplant destekli tam protezler için bir çok tutucu sistemi mevcuttur ve sıklıkla dizaynları kanıta-dayalı olmadan, malzeme seçimi, tamir gerekliliği ampirik bir şekilde yapılarak firmalar tarafından piyasaya sunulmaktadır. Klinik koşullarda veya klinik koşulların taklit edildiği laboratuvar ortamlarında tutucular başarısızlık gösterirse bu tür tutucuların piyasadan çekilmesi söz konusudur (53, 232).

2.3.4. İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Tutucuların Karşılaştırılması

İmplant destekli tam protezlerle ilgili yapılan klinik çalışmaların çoğu alt çeneyle ilgilidir. Üst implant destekli protezlerle ilgili araştırmaların sayısı oldukça kısıtlıdır. Yapılan *in-vivo* çalışmalarda implant destekli tam protezlerde kullanılan tutucular implant başarı oranı, implanta ve kemiğe iletilen stresler, hasta memnuniyeti, protetik ve teknik komplikasyonlar, peri-implant parametreleri (yumuşak ve sert doku değişiklikleri), karşıt çeneye etkileri, açısından karşılaştırılmıştır (191, 205). Ayrıca tutucuların tutuculuk yönünden karşılaştırıldığı in-vitro çalışmalar mevcuttur.

İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucular kemiğin korunması, karşıt çeneye etkisi , kemiğe iletilen stres, protetik teknik komplikasyonlar, implant başarı oranı, marjinal kemik seviyesi, implant çevresi dokuların sağlığı, yerleştirilebilmeleri için gerekli olan mesafe miktarı, tutuculuk kuvveti, ve hasta memnuniyeti açısından karşılaştırılabilir (Tablo 2.4).

2.3.4.1. Kemiğin Korunması Yönünden

Alt çenede anterior bölgede implant destekli tam protezler ile 5 yıllık kemik kaybının ortalama 0.5 mm olduğu bildirilmiştir. Bu değer ilerleyen zamanlarda ortalama yılda 0,1 mm ile sınırlı kalmaktadır (100, 151, 179). Von Wowern ve Gotfredsen

yaptıkları çalışmada tutucu tipinden bağımsız olarak, implantlar sayesinde fonksiyonda artış olduğu için alt çenede ön bölgede yüke bağlı pozitif kemik şekillenmesi gözlemlemişlerdir (227).

Rezilient tipteki tutucular implant destekli alt tam protezlerlerde posterior bölgede rezorpsiyona sebep olabilir. Jacobs ve ark. 10 yıldan kısa süredir dişsiz olan ve üst tam protez kullananan alt implant destekli tam protez hastalarında, alt çenede posterior rezorpsiyonun yılda normalin 2-3 katına çıktığını bildirmişlerdir (98). Buna karşın Davis ve ark.'nın yaptıkları çalışmada esas olarak implant destekli protez kullanan tam dişsiz hastalarda, posterior kemiğin korunduğunu ve hatta kemikte rejenerasyon gözlemlendiğini bildirmişlerdir (53). Bu durumda özellikle geniş posterior kretlere sahip olan genç hastalarda 2 implant destekli alt tam protez dizaynının kontrendike olduğu sonucuna varılabilir.

2.3.4.2. Karşıt Çeneye Etkisi

Bazı yazarlar karştında üst tam protezin olduğu alt implant destekli protezlerde kombinasyon sendromunun görüldüğünü bildirmişlerdir (19, 99, 122, 130). Kombinasyon sendromu üst çene tam dişsiz arkın karşısında alt çenede Kennedy 1 diş eksikliğinin olduğu vakalarda, alt ön grup dişlerin dişsiz krete uyguladıkları kuvvetler sonucu meydana gelir. "Anterior hiperfonksiyon sendromu" da denilen kombinasyon sendromu; üst çene ön bölge kemik kaybı, tüberlerde aşırı büyüme, sert damak mukozasında papiller hiperplazi, alt ön dişlerde uzama, kret yüksekliğinde azalma ve alt çenede hareketli protez kullanımına bağlı olarak kret yüksekliğinde azalma ile karakterizedir (218). Aynı zamanda, alt implant destekli protezler ile de üst krette ön bölgeye fazla oklüzal yükün gelmesi o bölgede kemik kaybına ve yumuşak doku enflamasyonuna yol açabilir. Yapılan çalışmalarda, 5 seneden uzun süren takiplerin sonucunda implant destekli tam protezlerin karşıtındaki, üst tam protezlere %25-33 oranında besleme yapıldığı bildirilmiştir (167, 238). Fakat bu konu tartışmalıdır. Narhi ve ark'nın yaptığı 6 yıllık çalışmada geleneksel tam protezler, implant destekli bar tutuculu protezler ve transmandibular protezlerin karşıtındaki üst çenede, protez tipinden bağımsız olarak, kemik rezorpsiyonu olduğu belirtilmiştir (158). Oklüzal konsept üst çenedeki kemiği korumak açısından büyük önem taşır (191). Bir çok yazar, sentrik pozisyonda kesici dişlerde temas olmamasını ve alt çenenin eksentrik pozisyonlarında ise minimum kesici teması olmasını önermiştir. Ayrıca üst tam protezin

oklüzyon düzleminin ideal olması ve hastayı düzenli aralıklarla muayene ederek kaidenin uyumuna bakılması, üst tam protez için gereken besleme gereksinimini azaltacaktır (59, 121, 214, 248).

2.3.4.3. Kemiğe İletilen Stres

Menucci ve ark. yaptıkları *in-vivo ve in-vitro* çalışmalarda 2 implant destekli bar-klips ve top başlı tutucuları kemiğe ilettikleri stres yönünden karşılaştırmışlar ve bar-klips tutucuların çevresindeki kemiğe daha fazla stres ilettiğini bildirmişlerdir (134, 135). Bu sonuç Kenney ve ark.'nın çalışmasıyla uyum içidedir (110). Ancak rijit bar tutucuların, gelen streslerin dengeli dağılımına katkıda bulunduğunu bildiren araştırmacılar da vardır (141).

Chao ve ark. yaptıkları çalışmada, stres dağılımında asıl etkili olan faktörün oklüzal kuvvetlerin yönü olduğunu, implantların birbirine splintlenmesinin veya splintlenmemesinin belirgin bir fark yaratmadığı bildirilmişlerdir (43). Mericske-Stern'e göre de implantlara gelen streste etkili olan asıl parametreler tutucu dizaynı değil, üst yapının pasif uyumu ve oklüzyondur (139).

2.3.4.4. İmplant Başarı Oranı

İmplant başarı oranının araştırıldığı, 3 yıldan uzun takip süreli, toplam 6 çalışmanın sonuçlarına göre yerleştirilen 688 adet implanttan üst çenede başarı oranı %90-%95.5 arasında değişmekte iken alt çenede bu oranın %95,3-%100 olduğu bildirilmiştir (26, 86, 111, 150, 159, 160). Gotfredsen ve Holm 'un 5 yıllık randomize klinik çalışması sonunda iki implant destekli implant destekli protezlerde tutucu tipinden bağımsız olarak implant başarı oranını alt çenede %100 olduğunu bildirilmiştir. Bu çalışmaların sonuçlarına göre, implant başarı oranında, tutucu tipinden çok kemik kalitesi ve miktarı, ark morfolojisi ve implant boyunun daha önemli rol oynadığı söylenebilir. Alt ve üst çenede tutucu dizaynı ile implant başarı oranı arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (86).

2.3.4.5. Protetik ve Teknik Komplikasyonlar

Splintlenmiş ve splintlenmemiş tutuculardan hangisinde daha az protetik komplikasyon görüldüğü olduğu konusunda bir fikir birliğine varılamamıştır. Ancak hakkında konsensus sağlanan konu, her iki tutucu tipinde de tamir gerekliliğinin

genellikle en sık ilk bir sene içinde gözlemlendiğidir (25, 53, 54, 58, 103, 152, 153, 166 195, 234, 235, 239, 248). En sık gözlemlenen komplikasyonlar matriks ve patriks tamiriyle ilgili olmaktadır.

Top başlı tutuculardа en sık rastlanan komplikasyon tutucu naylon parçanın değiştirilme gerekliliğidir. Bar klips tutuculardа ise klipsin yeniden aktive edilme gerekliliğidir. Top başlı tutucuların daha fazla protetik komplikasyona sebep olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (128, 232). Buna karşın top başlı tutucuların 10 yıllık takip sonunda bar ve mıknatıs tutucularla karşılaştırıldığında daha az protetik komplikasyona sebep olduğunu bildiren çalışmalar da vardır (112, 150).

Gotfredsen ve Holm'un 5 yıllık çalışmasında implant destekli protezler, implant çevresindeki yumuşak dokunun durumu ve tamir gerekliliği açısından karşılaştırılmıştır. Bu araştırmacılar 2 implant destekli top başlı ve bar tutuculu protezlerde başarı oranının %100 olduğunu bildirmişlerdir. Marjinal kemik kaybı ve implant çevresindeki mukozanın sağlığı açısından bir farklılık olmadığı gözlemlenmiş, fakat bar tutuculu protezlerde teknik komplikasyonun daha fazla olduğu ve top başlı tutuculara göre tamir maliyetinin daha yüksek olduğu sonucuna varılmıştır (86). Krennmair ve ark. yaptıkları çalışmada top başlı tutuculardа ihtiyaç duyulan tamir gerekliliği, teleskop tutuculara kıyasla daha fazla olduğunu bildirmişlerdir (114) .

Altın alaşımlı bar tutuculardа aşınma ve kırılma komplikasyonlarına, top başlı tutuculara göre çok daha sık rastlanmaktadır (25, 195). Watson ve ark.'nın yaptıkları 5 yıllık klinik çalışmanın sonuçlarına göre ilk sene içinde hastaların %50'sinde O-ring lastiklari değiştirilmiştir. Klipsleri uyumlandırma gerekliliği ve klipslerin kırılması sırayla, hastaların % 62 ve % 33'ünde gözlemlenmiştir (239). Barın boyu kısaldıkça akrilik rezin içindeki klipsin gevşeme riski de artacaktır (143).

Tutucu sistemler ile protetik komplikasyonlar arasında bir ilişki olmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur. Fakat bu çalışmalarda da distal kanatlı bar tutucuların kırılmaya daha yatkın olduğu bildirilmiştir (68, 26, 143). Ayrıca 4 implant destekli rijit bar tutuculu protezlerin, rezilient tipteki yuvarlak kesitli bar tutuculu protezlere göre daha çok protetik komplikasyona sebep olduğu görülmüştür (115).

İmplantların 10^{o}- 40 ^{o} açıyla yerleştirildiği durumlarda, daha az protetik komplikasyon görüldüğü için, bar tutucuların veya locator tutucuların kullanımı tavsiye

edilmektedir (233). Fakat locator tutucular ile diğer tutucuların uzun dönem başarısının karşılaştırıldığı klinik çalışma sayısı şu an için yetersizdir.

2.3.4.6. İmplant Çevresi Dokuların Sağlığı

Bar tutuculu veya splintlenmemiş implant destekli protezlerde implant çevresi dokuların sağlığı açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (26, 86, 151). Fakat Karabuda ve ark yaptıkları çalışmada, top başlı tutuculu protez kullanan hastaların, Dolder bar tutuculu protez kullanan hastalara kıyasla implantların etrafını daha rahat fırçalayabildiklerini bildirmişlerdir. Bu sebeple Dolder bar etrafındaki dişeti kanamaya daha yatkındır (109). Yapılan son araştırmalara göre bar tutuculu protez kullanan hastalarda sıkça mukozada lokalize iltihabi reaksiyonlar ve hiperplazi görülebilmektedir (86, 159, 111, 152) Splintlenmemiş implant destekli protezlerde ise decubitus ülserlerine daha sık rastlanmaktadır (152).

2.3.4.7. Hasta Memnuniyeti

Yapılan bazı çalışmalarda tutucu dizaynı ile hasta memnuniyeti ilişkisinin anlamlı bulunmamışken (251), Naert ve ark. bar, top başlı ve mıknatıs tutuculu protezleri karşılaştırmış ve mıknatıs tutucu protezlerde hasta memnuniyetinin anlamlı derecede düşük olduğunu bildirmişlerdir (152). Geçkili ise yaptığı çalışmada locator tutucu ve top başlı tutucular arasında yaşam kalitesinde anlamlı bir farklılık olmadığı sonucuna varmıştır (82).

Timmerman ve ark.'nın yaptıkları çalışmanın sonucuna göre ağrı ve genel memnuniyet değerlendirmelerinde tutucular arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir fakat tutuculuk ve stabilite açısından top başlı tutucu kullanan hastaların memnuniyetlerinin anlamlı derecede düşük olduğu bildirilmiştir. Burada göz önünde bulundurulması gereken konu, tüm implant destekli tam protez kullanan hastaların kullanılan tutucu tipinden bağımsız olarak geleneksel tam protezlerle karşılaştırıldığında genel memnuniyetlerinin daha yüksek olduğudur (216).

Andreiotelli ve ark yaptıkları derlemede implant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu tiplerini daha önce yapılan klinik çalışmaların bulgularına göre, çeşitli parametreler yönünden puanlamışlardır (12).

Tablo 2-4: İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucuların karşılaştırılması

Tutucu tipi	KARŞILAŞTIRILAN PARAMETERELER					
	Retansiyon	Mesafe ihtiyacı	Temizlene-bilirlik	Maliyet Teknik has.	Bakım	Hasta mem.
Bar	3	3	1	3	2	2
Top başlı	2-3	1	3	1	3	2
Teleskobik	2	2	3	2	1	2
Mıknatıs	1	1	2	1	3	1

3=en çok, 1=en az

2.3.4.8. Tutuculuk Kuvveti

Tutuculuk kuvveti protezin giriş yolu boyunca yerinden çıkmasını engelleyen kuvvettir. İmplant tutucularının implant abutmentlarından, ayrılırken gösterdiği tutuculuk iki yönden incelenebilir:

1. Hasta perspektifinden: Protezinin kullanım sırasında güvende olduğu hissi
2. Hekim perspektifinden: Protezin abutmentlardan maksimum ayrılma kuvvetinin ölçülmesi. Bu kuvvet literatürde kavrama kuvveti olarak da adlandırılır ve protezin tutuculardan ayrılmaya karşı gösterdiği mukavemettir (170).

İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucular protezin stabilitesini sağlayacak kadar retantif özelliklere sahip olmalıdır. Aynı zamanda tutucular hastanın protezini rahat takıp çıkartmasına olanak sağlamalıdır. Minimum sayıda implantın kullanıldığı implant destekli protezlerde implantlardan çok yumuşak doku desteğinin fazla olmasından dolayı tutucular daha fazla strese ve aşınmaya maruz kalırlar. İmplant sayısı arttıkça fulkrum ekseni etrafındaki hareket azaldığı için fonksiyon sırasında protez hareketi azalır. Günümüzde farklı tutuculuk özelliklerine sahip birçok tutucu vardır.

Setz ve ark.'larının yaptıkları çalışmada protez altında kalan mıknatıs, top başlı ve bar tutucuların tutuculuk kuvvetinin 3 - 85 Newton (N) arasında değişikenlik gösterdiği bildirilmiştir. En yüksek tutuculuk kuvvetine sahip tutucuların titanyum-altın

alaşımlı top başlı tutucular olduğu (85 N), en düşük tutuculuk kuvvetine sahip tutucunun ise mıknatıs tutucular (3 N) olduğu bildirilmiştir (197). Bazı araştırmacılar mıknatıs tutucuların bruksizmi olan hastalarda kullanılmasının implantlara daha az kuvvet geleceği için önermektedirler. El becerisi kısıtlı olan hastalarda da daha az retantif mekanizmalar tercih edilebilir. Ayrıca mıknatıs tutucular diğer tutucu sistemlerle kıyaslandığında retantif özellikleri açısından, standart sapması en düşük sistemlerdir. Diğer sistemlerde ortalama tutuculuk kuvveti ve tutuculuk değerlerinin standart sapması farklıdır. Bu durumun muhtemel sebebi firmaların eş tutuculuk kuvvetinde üretim yapamamasıdır. Fakat tüm araştırmalarda bahsedildiği gibi test yöntemleri, ağız içindeki ortamla kıyaslandığında çok basit kalmaktadır. Yapılan çalışmalarda kuvvetler sadece giriş yoluna paralel olarak uygulanmaktadır. Klinik koşullarda tutuculara gelen yükler çok daha karmaşıktır. Birçok klinik ölçüm, fonksiyon altında tutucuların 3 boyutlu yüklere maruz kaldığını göstermiştir. Bir protez anterior barın etrafında rotasyon yapabilir veya sonu serbest olan kaide plağında tek taraflı çiğnendiğinde hafifçe o tarafa meyil edebilir. Bu hareketler matriksin plastik deformasyonuna, dolayısıyla tutuculuğun azalmasına veya klipsin kırılmasına yol açabilir (197, 237).

İmplant destekli hareketli protezlerde, tutuculuk değerini etkileyen birçok faktör mevcuttur. Bunlar tutucunun yapıldığı malzeme, tutucu dizaynı, tutucu boyutu, implant sayısıdır (9). Ayrıca tutuculuğun artması hasta memnuniyetini de arttırmaktadır.

A) Malzeme Seçimi

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 (78, 81) polimerik komponentlerdeki aşınma (plastik, lastik, naylon) metalik olanlara kıyasla daha fazladır. Bu komponentlerde gözlemlenen yapısal değişikliklerin komponentlerin siklus yüklemeleri altındaki ısısal genleşmesinden kaynaklandığını düşünen yazarlar vardır (242). Metalik komponentlerdeki aşınma değişimlerinin gözlemlenememesinin sebebi bu değişimlerin önemsiz boyutta olmasından veya çalışma şartlarının kısıtlı olmasından kaynaklanmaktadır (78, 81). Saf metalik komponentli tutucu sistemlerin birçok çalışmada aşınma simülasyonlarına tutuculuk kaybı olmadan dayanabildiği

bildirilmiştir (27, 65, 197). Ayrıca tutucu alaşımlarının fiziksel özellikleri (özellikle elastik modulüsü) bu tutucuların aşınma özelliğini azalttığı bildirilmiştir (28).

Biohorizons top başlı tutucuların abutmentı titanyum alaşımından, locator tutucuların ise titanyum nitrür kaplı, titanyum alaşımından yapılmıştır. Titanyum alaşımının yüzeyi titanyum nitrürle kaplandığı zaman aşınma direnci artmakta ve böylece korozyona direnci de artmaktadır. Bu sebeple locator tutucuların abutmentının yüzeyi Biohorizons top başlı tutucularla kaşılaştırıldığında daha serttir. Bu durum uzun süreli fonksiyonda, locator tutucuların daha az aşınmasını ve tutuculuğun daha uzun süreli olmasını sağlayabilir. Fakat her iki tutucu sistemde de naylon tutucuların olması bu farkı önemsizleştirmektedir. Naylon tutucular fonksiyon sırasında titanyum abutmentları aşındıramaz fakat kendileri aşınırlar.

B) Tutucu Dizaynı

Bazı tutucu şekillerinde (paslanmaz çelik yaylı titanyum matriksler) belirgin dalgalanmalarla birlikte tutuculuk kaybı bildirilmiştir (27, 88). Yapılan birkaç klinik çalışma da bu tip tutucuların bakımının daha özenli yapılması gerektiğini bildirmiştir (128, 232). Bu yüzden araştırmacılar tutucu sistemlerin basit bir dizayna sahip olması gerektiğini ve mümkün olduğunca az komponente sahip olması gerektiğini bildirmişlerdir (88). Bu sayede öngörülebilir ve sürekli tutuculuk elde edilebilir. Diğer bir klinik faydası da patrikslerin üzerinde rotasyon serbestliği sağlayan matrikslere sahip top başlı tutucularla açılı implantları da tolere edilebilmesidir (243). Matrikslerin serbest hareketi, belirli sınırlar içinde implant paralelliğinden bağımsız olarak kaide plağıyla protezin giriş çıkış yoluna paralel bir şekilde tutucuların ayarlanmasına izin verir (243). 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 aşırı miktarda aşınmaya sebep olduğu bu yüzden tutuculuk kuvvetlerinde daha hızlı bir düşüş olduğu ve belirli bir miktar aşınmadan sonra tutucunun aktive edilmesiyle de kompanse edilemediği belirtilmiştir (29).

C) Tutucu Boyutu

Geniş patrikse sahip top başlı tutucular daha düşük çaptaki tutucularla kıyaslandığında daha yüksek tutuculuk kuvvetine sahiptirler (32, 170, 185). Bu durum artmış yüzey alanı ve dolayısıyla matriks ve patriks arasında artan sürtünme kuvvetinden dolayı olabilir.

Tek implantlarda seçilen tutucu sisteminin geniş olmasının tutuculuğu olumlu etkilediği bildirilmiştir (7). Fakat tutucu genişledikçe protezin kırılma riski artar. Alt iki veya tek implant destekli protezler üzerinde yapılan bir çok çalışmada protez kırığı önemli bir protetik komplikasyondur (127, 132, 222, 226). Tutucu sisteminin fonksiyon görmeyen parçalarını elimine etmek bu durumda önerilebilir (126). 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 (7).

D) Hasta Memnuniyeti

Tutuculuk kuvvet değerinin uzun dönem başarıya ve hasta memnuniyetine etkisi olduğu bildirilmiştir. Lehman ve Arnim'e göre 5-7 N arasındaki tutuculuk kuvveti diş destekli protezlerin stabilitesi için yeterlidir fakat hasta memnuniyetiyle ilgili yapılan klinik bir çalışmada hastaların daha retantif tutucuları tercih ettiği bildirilmiştir (39,40,125). Maeda'ya göre ise hareketli protezlerde hasta memnuniyeti için gerekli minimum tutuculuk 8N-20 N değerleri arasında olmalıdır (129). 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.

E) İmplant Sayısı

Sadig ve ark. , yaptıkları in vitro çalışmada implant sayısı arttıkça tutuculuk kuvvetinin arttığını bildirmişlerdir (190). 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 sonucuna varılmıştır (251). Batenburg ve ark. yaptıkları çalışmada 60 alt implant destekli protez hastasını 2 ve 4

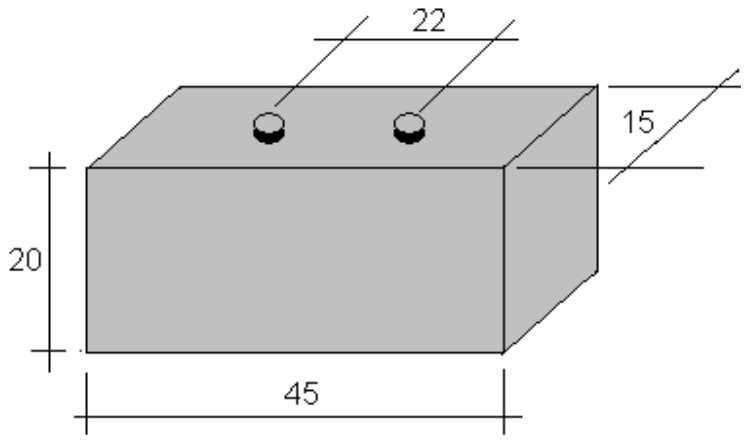
implantla tedavi ederek iki gruba ayırmıştır. İmplant çevresindeki dokunun sağlıkları açısından iki tedavi modelinde de anlamlı bir fark bulunamamıştır (21). Mericske-Stern R ve ark.'ları 67 hastayı, 29'u 2 implant destekli bar, 27'si 2 implant destekli top başlı tutucu ve 11'i 3 veya 4 implant destekli bar olmak üzere gruplara ayırmış, ve implant sayısı arttıkça protezin tutuculuk, stabilite ve oklüzal dengesinin çok az arttığı sonucuna varmıştır (139). Bu çalışmaların ışığı altında alt çenede iki implanttan daha fazla sayıda implant; geniş posterior kretlere sahip genç hastalarda, üst çenenin dişli olduğu durumlarda, boyu 8 mm'den küçük implantların varlığında, hassas mukozanın varlığında, yüksek kas bağlantılarının olduğu durumlarda, yüksek beklenti içindeki hastalarda, keskin mylohyoid kenarların ve geniş V şeklindeki kretlerin varlığında gereklidir (20, 143).

İki implantla destekli alt tam protezlerin tutucularında zamanla gözlemlenen tutuculuk kaybı, hasta memnuniyetini olumsuz yönde etkilemektedir. Ayrıca tutuculuğu kaybolmuş bir protez kemik rezorpsiyonlarına ve doku zedelenmelerine sebep olabilir. Bu yüzden hekimin hastanın beklentilerini karşılayacak tutuculuk değerindeki en uygun tutucuyu seçmesi ve hastayı periyodik kontrollere çağırıp, gerekliyse tutucu parçaları yenilemesi büyük önem taşımaktadır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Örneklerin hazırlanması

Çalışmamız için TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü ve Kocaeli Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Konstrüksiyon Ana Bilim Dalı'nda, dikdörtgenler prizması şeklinde, boyutları 15x45x20 mm olan bloğun taslağı çizilmiştir. Bu ölçüler baz alınarak Biyomekanik Test Cihazı dizayn edilmiş ve ürettirilmiştir.



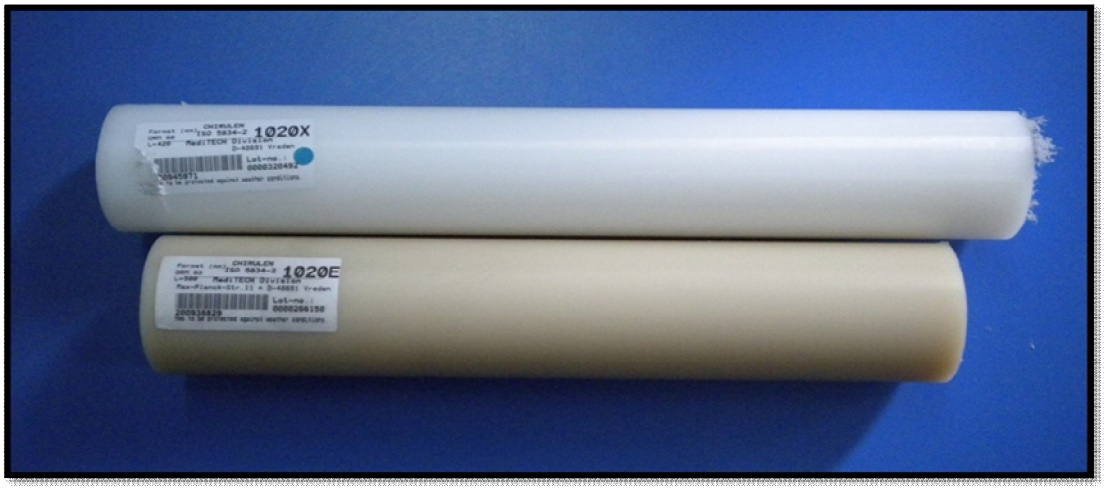
Şekil 3-1: İmplantların yerleştirileceği dikdörtgenler prizması şeklindeki blok

3.1.1. Çok Yüksek Molekül Ağırlıklı Polietilen Blokların Hazırlanması

Polimer, monomer denilen ufak moleküllerin birbirine kovalent bağ ile bağlanarak oluşturdukları büyük moleküldür. Polietilen ise karbon ve hidrojenden oluşan polimerdir. Polietilen, 3- 6 milyon moleküler ağırlığa sahip ise ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen olarak tanımlanır.

Medikal çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (ÇYMAPE) aşırı yüksek molekül ağırlığı sayesinde; yüksek darbe dayanımı, düşük sürtünme katsayısı, iyi enerji absorbsiyonu, kendi kendini yağlama özelliği, iyi kimyasal direnç ve korozyona direnç gibi üstün özelliklere sahiptir (Wen 2008, Zhou 2004) . Bu sebeple ortopedide tıbbi yapay uzuv olarak kullanılmaktadır.

Çalışmamızda kullandığımız ÇYMAPE *(*Chirulen 1020x, Chirulen 1020E, Oberhausen, Almanya) 'nin kemik ile benzer elastikiyette olması, arada herhangi bir yapıştırıcı reçine kullanmaya gerek kalmaksızın implantların yerleştirilmesini sağlamıştır. Testlerimizde locator tutucular için Chirulen 1020E, top başlı tutucular için Chirulen 1020x kullanılmıştır (Şekil 3.2). Her iki tip ÇYMAPE'nin mekanik özellikleri aynıdır.



Şekil 3-2: İki adet ÇYMAPE blok (Chirulen 1020x ve Chirulen 1020E)

Çalışmamızda çok yüksek yoğunluklu polietilen (ÇYMAPE) polimerinden (*Chirulen 1020*) TST Rakor ve Tıbbi Aletler Sanayi ve Ticaret ve Limited Şirketi'nin Araştırma ve Geliştirme Laboratuarı'nda bulunan şerit kesme testeresinde, daha önce çizdirilen dikdörtgenler prizması şeklindeki taslak göz önünde bulundurularak (Şekil 3.1), iki eşit daire şeklinde parça kesilmiştir. Bu parçalardan, TST Rakor ve Tıbbi Aletler Sanayi ve Ticaret ve Limited Şirketi'nin Araştırma ve Geliştirme Laboratuarları'nda bulunan CNC freze tezgahında (HAAS VF2 SS,) boyutları (15 x45x 20 mm) olan birbirine eş 2 dikdörtgenler prizması şeklinde blok elde edilmiştir. Her iki bloğun içine CNC freze tezgahında (HAAS VF2 SS,A.B.D.) (Şekil 3.3) implant yerleştirilmesi sırasında rehber olmaları amacıyla, aralarında 22 mm mesafe bulunan, çapı 2 mm ve boyu 12 mm olan birbirine paralel rehber implant yuvaları açılmıştır (Şekil 3.4). Tesviye bölümünde blokların çapak alma işlemi yapılmıştır. Daha sonra bloklar biyolojik ön yıkamada yıkanıp, ultrasonik yıkamada son yıkama işlemi yapılmıştır. Bloklardan Chirulen 1020E locator tutucular için, Chirulen 1020x ise top

başlı tutucular için kullanılmıştır. Her iki bloğun da mekanik özellikleri arasında bir fark bulunmamaktadır.

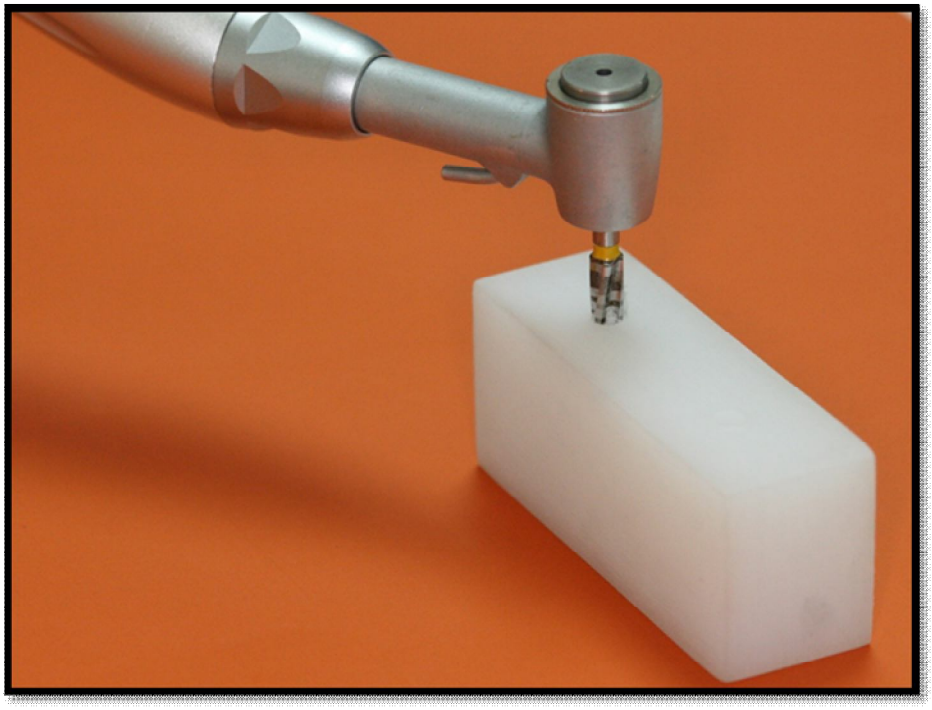
Şekil 3-3: CNC freze tezgahı (HAAS VF 2 SS, ABD)

Şekil 3-4: ÇYMAPE blokların CNC freze tezgahından çıktıktan sonreki görüntüsü

3.1.2. İmplantların ÇYMAPE Bloklara Yerleştirilmesi

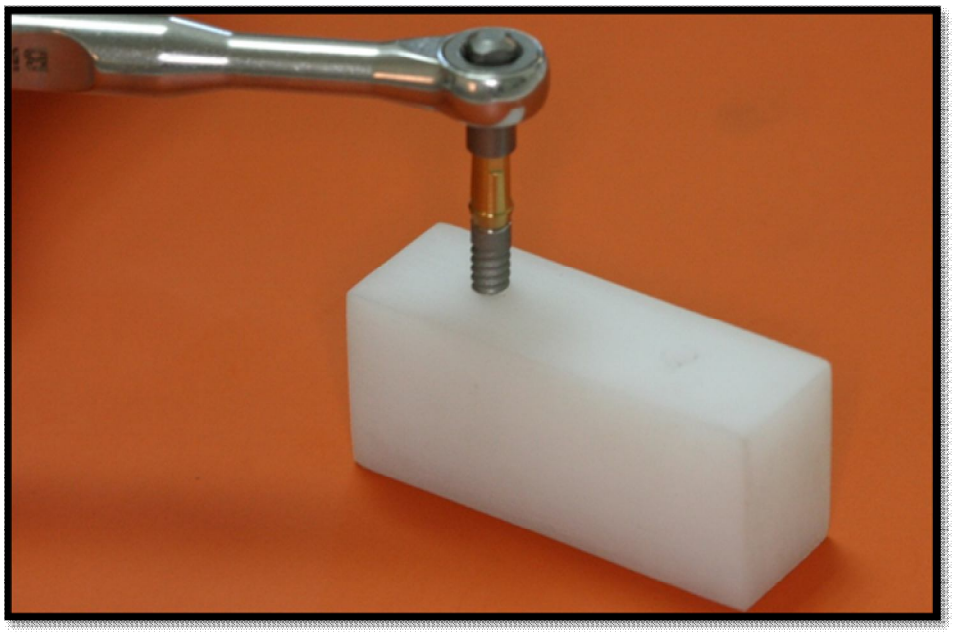
Çapı 2 mm boyu, 12 mm olan ve aralarında 22 mm mesafe bulunan iki oluk implant yerleştirilmesi sırasında rehber alınmıştır. Biohorizons cerrahi setinde (Şekil 3.5) bulunan çapı 2 mm olan başlangıç freziyle (2 mm Starter Drill), yuvaya girilmiştir sonra sırayla 2,5 mm çapında stoplu frezle (Biohorizons 2,5 mm depth drill with stop) ve 3,2 mm çapındaki genişletme frezi (Biohorizons 3,2 mm width increasing drill) kullanılarak 3,8 mm çapında ve 12 mm boyundaki implantın (Biohorizons, ABD) yerleştirileceği yuva hazırlanmıştır (Şekil 3.6). Hazırlanan yuvanın boyu derinlik ölçer (depth gauges) ile kontrol edilmiştir. Ayrıca derinlik ölçer (Biohorizons depth gauges) ile komşu implantın yuvası hazırlanırken paralellik kontrol edilmiştir.

Şekil 3-5: Cerrahi set (Biohorizons)

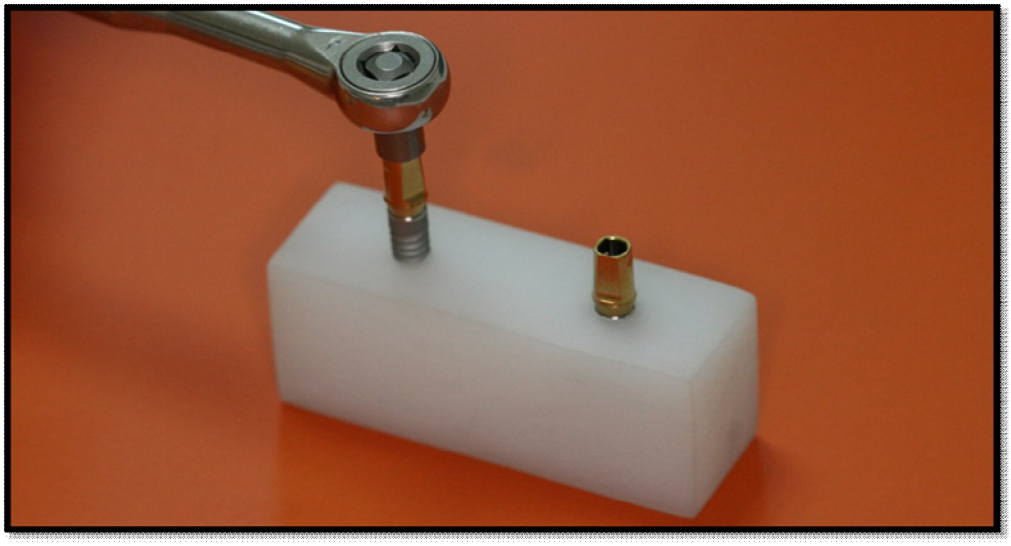


Şekil 3-6: ÇYMAPE bloktaki rehber oluklar yardımıyla implant yuvalarının uygun implant çapına ulaşıncaya kadar genişletilmesi

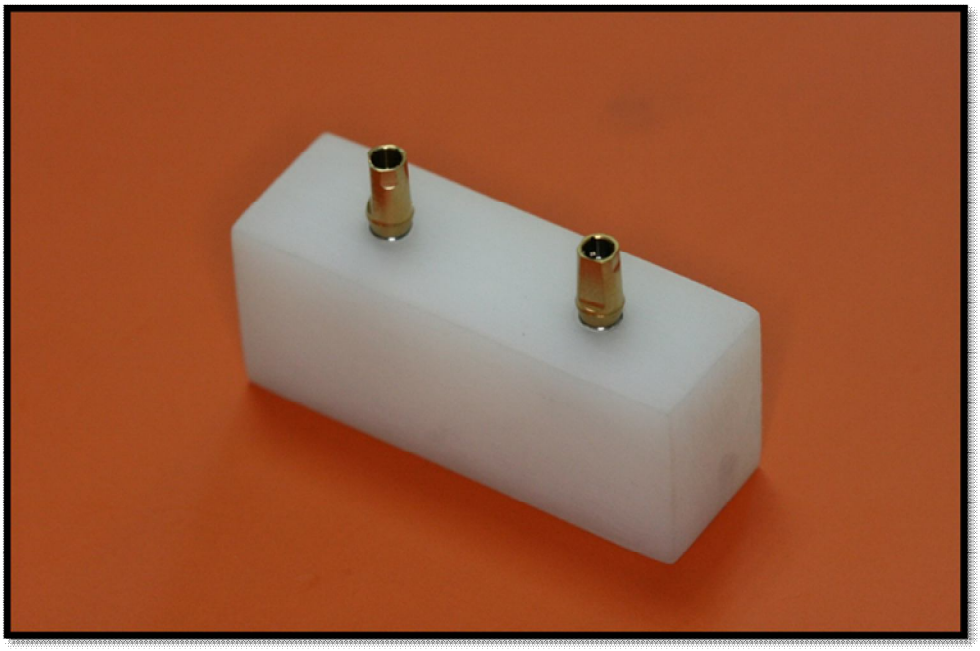
3,8 mm ve 12 mm boyundaki implant (Biohorizons, ABD) abutmentıyla birlikte taşıyıcı parça (Biohorizons Hand Wrench) ile hazırlanan yuvaya yerleştirilmiş (Şekil 3.7, Şekil 3.8)) (Biohoroizons Ratchet) yardımıyla blok seviyesinde krestal yerleştirme tamamlanmıştır (Şekil 3.9).



Şekil 3-7: Hazırlanan yuvalara implantların (Biohorizons) taşıyıcı parça ile yerleştirilmesi.

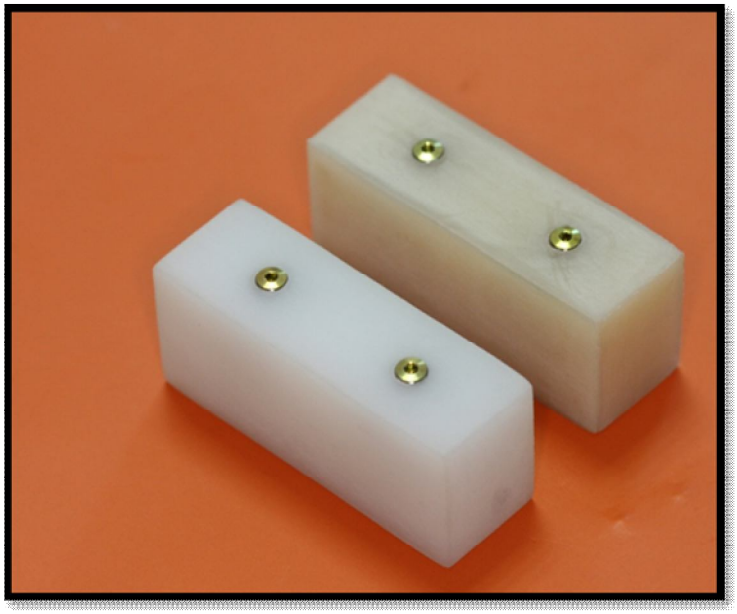


Şekil 3-8: Rehber oluklar yoluyla paralel olarak yerleştirilebilen implantlar



Şekil 3-9: Birbirine paralel iki adet implantın abutmentlarla polietilen bloğa vidalanmış görüntüsü

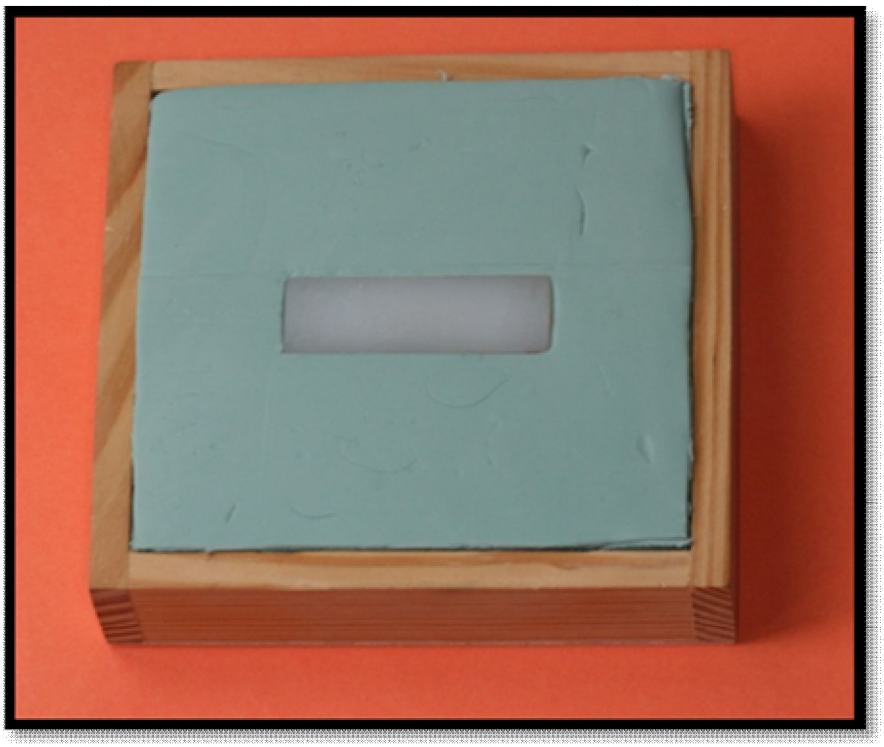
Bloklardaki yuvaların rehberliğinde çapı 3.8 mm ve boyu 12 mm olan 4 adet titanyum implant (Biohorizons, A.B.D) 2' şerli olarak polimer bloklara yerleştirilmiştir. İmplantların yerleştirilmesinden sonra implant kapakları (Biohorizons Surgical Cover Cap) takılmıştır (Şekil 3.10).



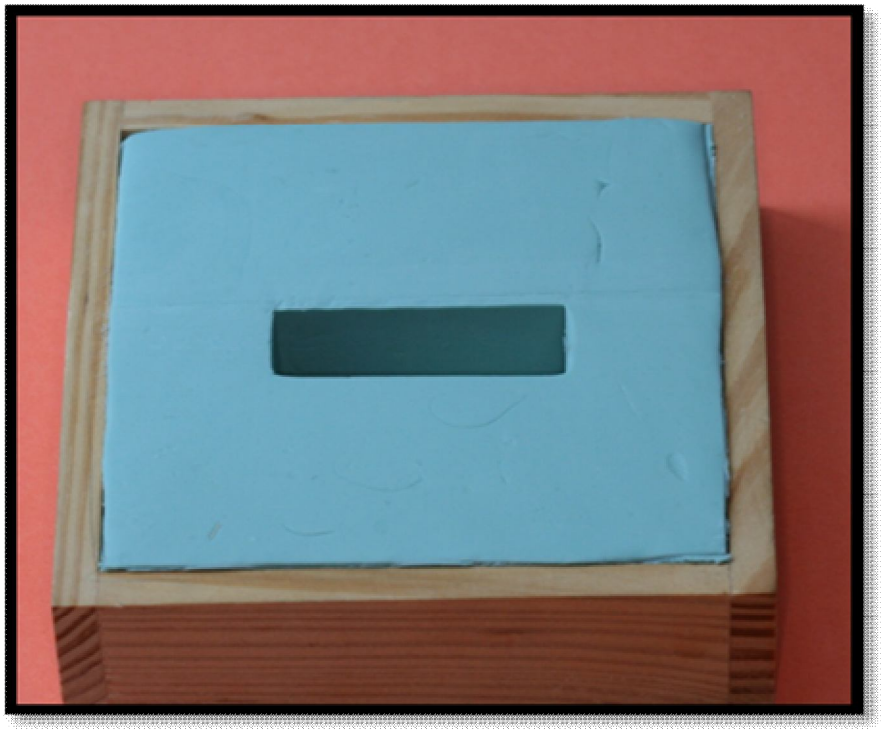
Şekil 3-10: İmplantların polietilen blokla eşit seviyede yerleştirilmesi

3.1.3. Protetik Komponentin Simülasyonu

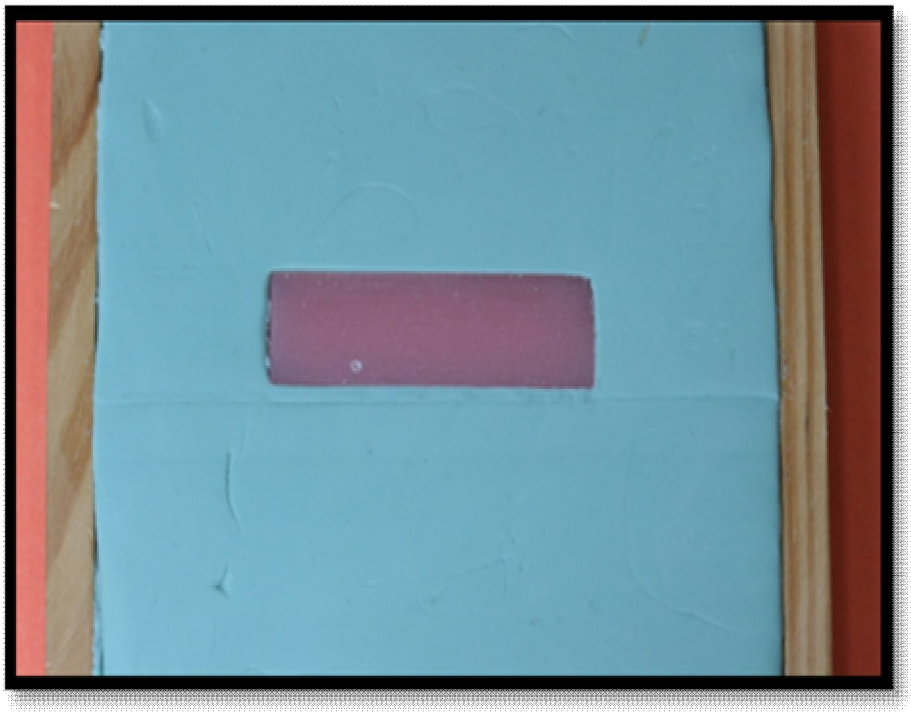
Protetik komponentin simülasyonu için, kare şeklindeki ahşap bir kabın içine ilave tipi silikonun (Panasil, Germany) hamuru prospektüsüne uygun miktarlarda karıştırılarak kabın tümünü dolduracak şekilde yerleştirilmiştir. Silikon henüz polimerize olmamışken polietilen blok, silikonun içine bütünüyle gömülmüştür (Şekil 3.11). Kenarlar düzeltilmiş ve silikonun polimerizasyonundan sonra polietilen blok çıkartılmıştır (Şekil 3.12). Oto-polimerizan akrilik tozu ve likiti (Paladent, Germany) prospektüsünden bir miktar daha sıvı kıvamda olacak şekilde karıştırıldıktan sonra silikonda oluşturulan yuvaya dökülmüş ve polimerize olması beklenmiştir (Şekil 3.13). Ardından basınçlı tencerede 15' kaynatılmıştır. Bu yöntemle 20 adet protetik komponent elde edilmiştir (Şekil 3.14, Şekil 3.15)).



Şekil 3-11: Polietilen bloğun silikonla dolu kabın içine yerleştirilmesi



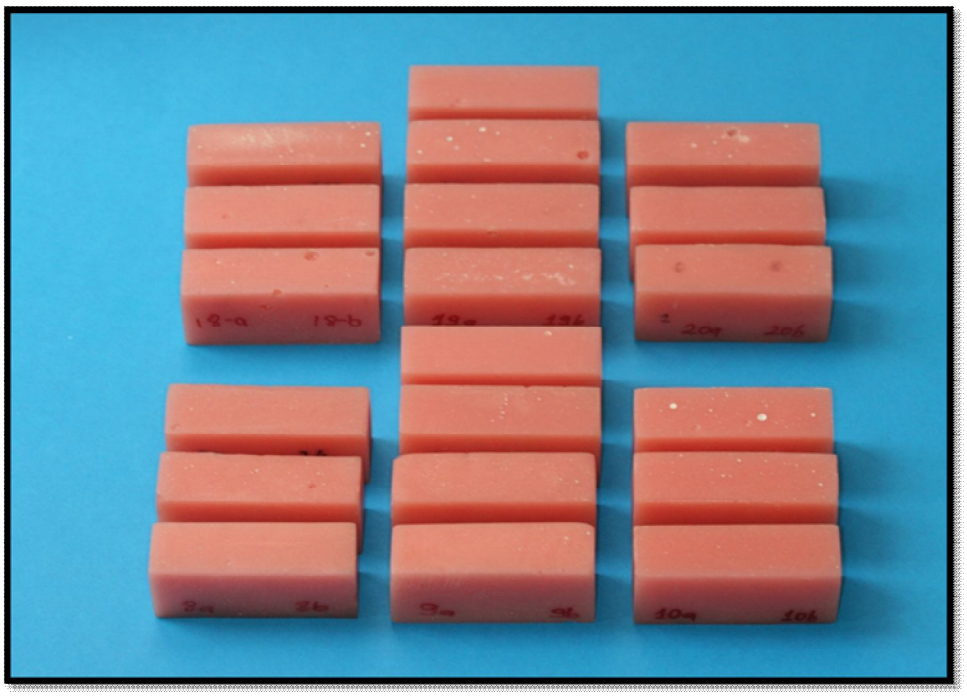
Şekil 3-12: Polimerizasyondan sonra bloğun çıkartılması



Şekil 3-13: Hazırlanan akrilik reçinenin boşluğa dökülmesi

Şekil 3-14: Polimerizasyondan sonra boşluktan çıkartılan akrilik blok

.

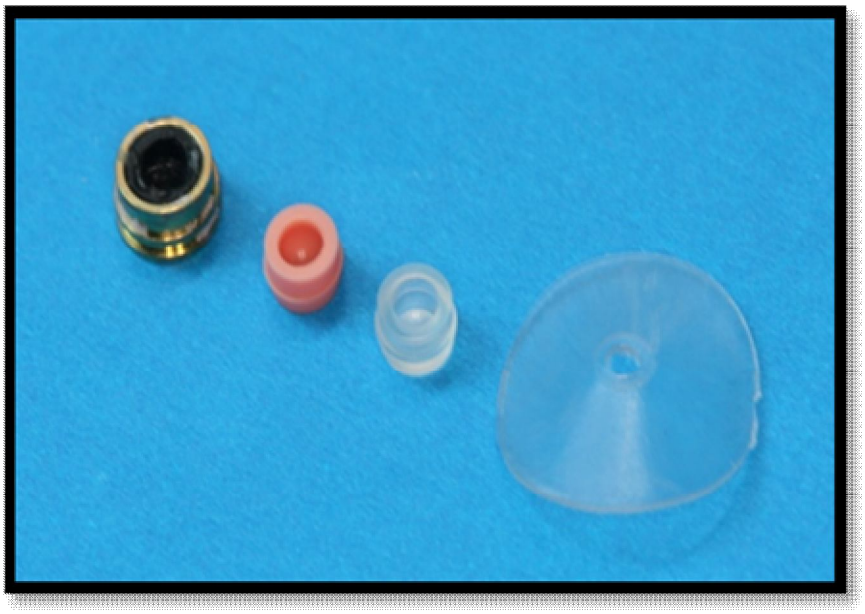


Şekil 3-15: Aynı yöntemle otopolimerizan akrilik reçineden hazırlanan 20 adet protetik komponenti simüle eden blok

3.1.3.1. Top Başlı Tutucuların Bağlanması

Abutmentlar (Şekil 3.16) implantların üzerine Biohorizons Anahtarı (Wrench)™ (Şekil 3.18) ile vidalanıp firmanın tavsiye ettiği gibi ball anahtarı üzerine tork anahtar parçası (Torque Wrench Bit) takılarak tork anahtarı (Torque Wrench) ile 25 N kuvvetle sıkılmıştır. Andırkatlı alanlara akrilik reçinenin sızmasını engellemek için abutmentların üzerine yer tutucular (O–Ring Spacer) yerleştirilmiştir (Şekil 3.17). Bunların üzerlerine dişi klipsler (clix female) (Şekil 3.17) konulmuş ve protetik komponente bağlantı işlemine geçilmiştir.

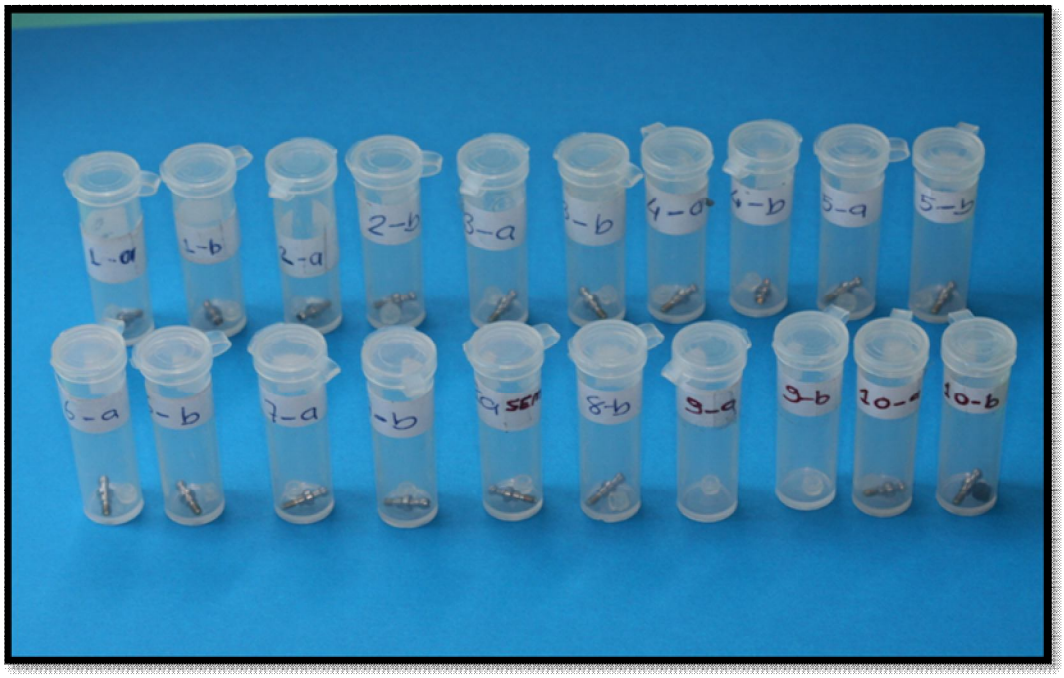
Şekil 3-16: Biohorizons top başlı tutucu



Şekil 3-17: Biohorizons metal yuva, erkek parçalar ve spacer

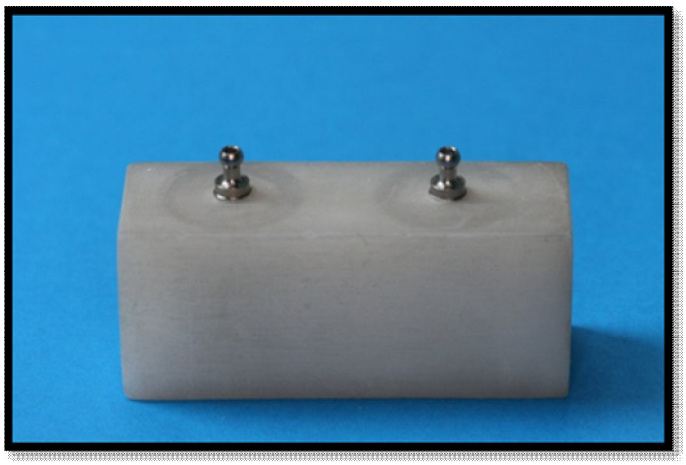
Şekil 3-18: Biohorizons anahtarı

Şekil 3-19: Top başlı abutment



Şekil 3-20: 20 adet top başlı tutucu

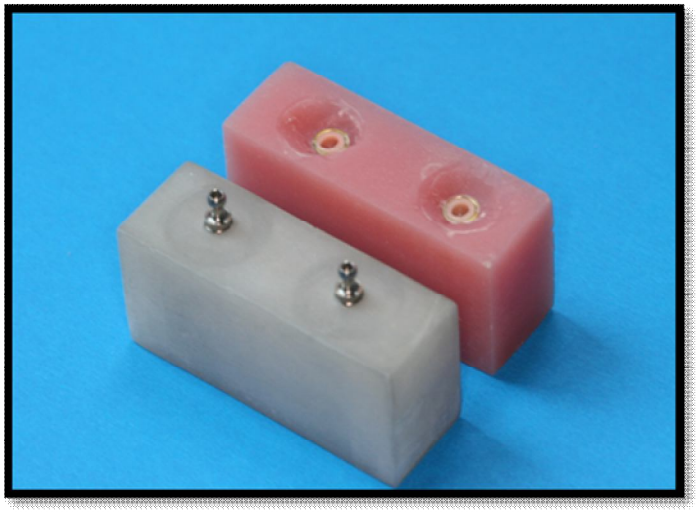
Şekil 3-21: Akrilik blokta hazırlanan boşluklar



Şekil 3-22: Polietilen bloğa vidalanmış haldeki top başlı abutmentlar

Akrilik reçineden yeterli miktarda aşındırılma yapılmış (Şekil 3.21), polietilen bloğa top başlı abutmentlar (Şekil 3.19, Şekil 3.20) vidalanarak, 25 N yükle torklu raşetle sıkılmıştır (Şekil 3.22).

Şekil 3-23: Blokların polimerizasyon sırasındaki görüntüsü



Şekil 3-24: Top başlı tutucu, erkek ve dişi parçalar

Akriliğin polimerizasyonu beklenmiştir ve top başlı tutucular akrilik bloğa bağlanmıştır (Şekil 3.23).

Alt tam protezlerin doku yüzeyinde top başlı abutmentlara (Biohorizons Ball™) rastlayan yerlerinden bir laboratuvar frezi (#140. 277. 040; Acurata Imperial, Thurmansbang, Almanya) ile yeterli miktarda akrilik reçine kaldırılarak tutucular için boşluklar hazırlanmıştır. Protetik parça polietilen blok üzerinde denenerek top başlı abutmentlara (Biohorizons Ball™) temas etmemesi sağlanmıştır. Akrilik reçinenin gelmemesi gereken alt protezin diğer kısımlarına vazelin (Selay Kimya Kozmetik San. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) sürülmüştür. Daha sonra otopolimerizan akrilik reçine (Meliodent; Bayer UK Ltd., Newbury, İngiltere) firmanın önerileri doğrultusunda karıştırılarak hazırlanan boşluklara konulmuş,ve polimerizasyon gerçekleşene kadar pozisyon korunarak beklenmiştir.

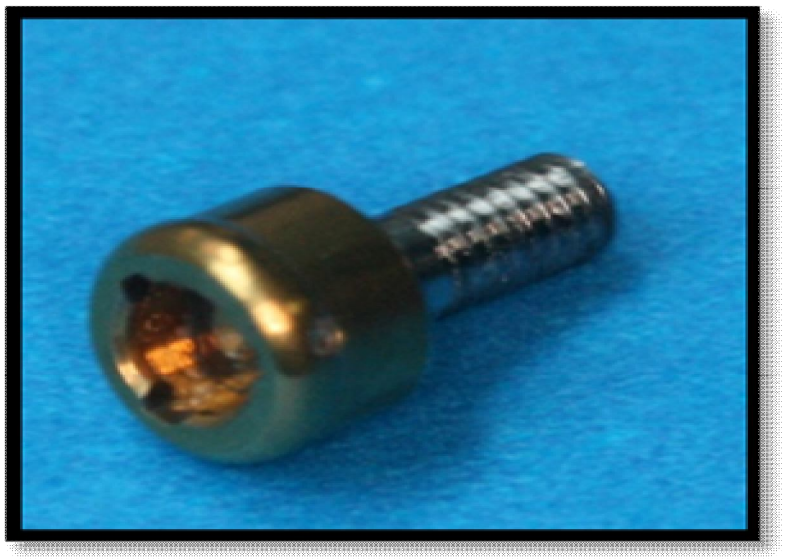
Akrilik reçinenin polimerizasyonunu takiben protetik parça çıkarılmış, gerekli tesviye ve cila işlemleri yapılmıştır (Şekil 3.24).

3.1.3.2. Locator Tutucuların Bağlanması

3 parçalı locator uygulama apareyinin (Biohorizons Locator Core Tool ^{TM}) (Şekil 3.29) alt parçası olan abutment yerleştiricisiyle (Locator Abutment Driver^{TM}) locator abutment (Şekil 3.25, Şekil 3.26) implantların üzerine yerleştirilmiştir. Tork anahtar parçası (Torque Wrench Bit), abutment yerleştiricisinin (Locator Abutment

Driver ^{TM}) üzerine konulup abutmentlar, firmanın önerisi doğrultusunda tork anahtarı (Torque Wrench^{TM}) ile 25 N kuvvetle sıkılmıştır. Andırkatlı alanlara akrilik reçinenin sızmasını engellemek için abutmentların üzerine yer tutucular (Locator Spacer^{TM}) yerleştirilmiştir (Şekil 3.27). Bunların üzerlerine locator kapakları (Locator Processing Cap) takıldıktan sonra proteze bağlantı işlemine geçilmiştir. Şekil 3.28'de pembe locator tutucu daha yakında gösterilmiştir.

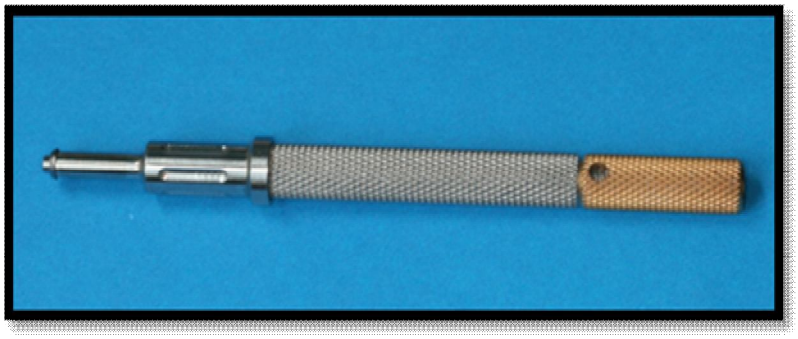
Şekil 3-25: Locator tutucu (Zest Anchor)



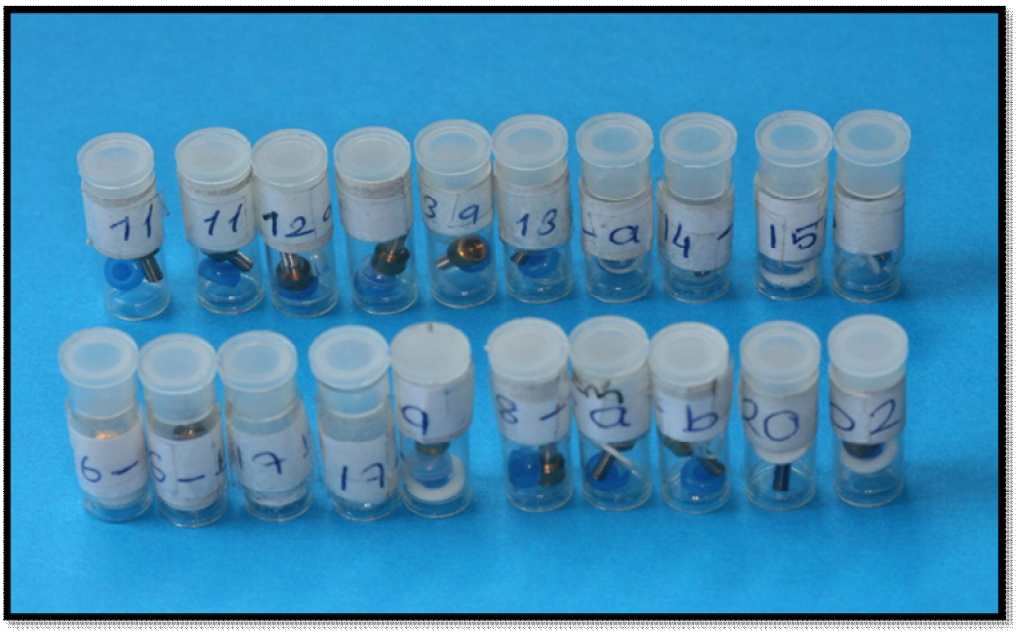
Şekil 3-26: Locator tutucu abutment

Şekil 3-27: Locator tutucunun metal yuvası ve plastik tutucu parçalar

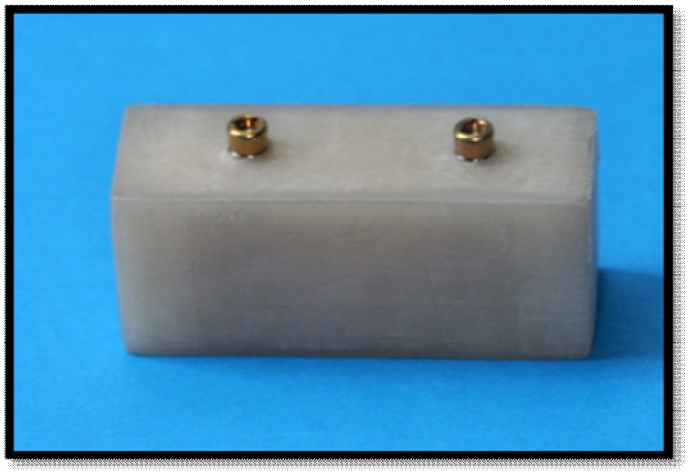
Şekil 3-28: Pembe locator tutucu



Şekil 3-29: Locator anahtarı



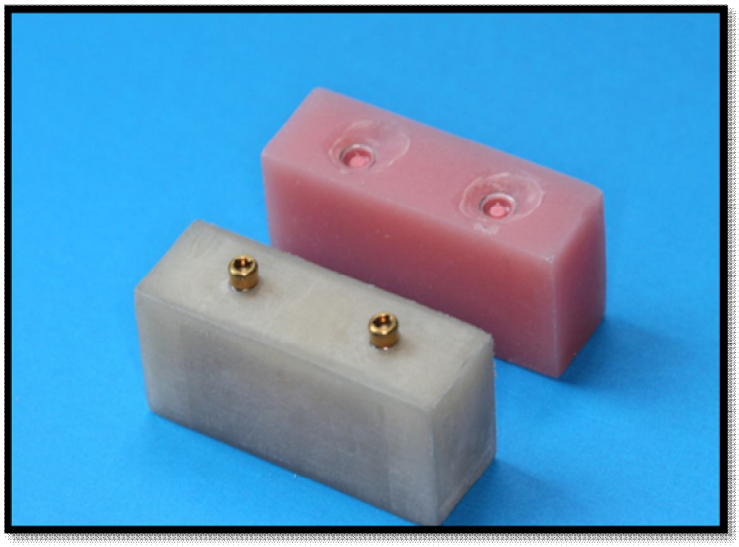
Şekil 3-30: 20 adet locator abutment



Şekil 3-31: Locator abutmentların bloğa vidalanmış haldeki görüntüleri

Şekil 3-32: Blokların polimerizasyon sırasındaki görüntüsü

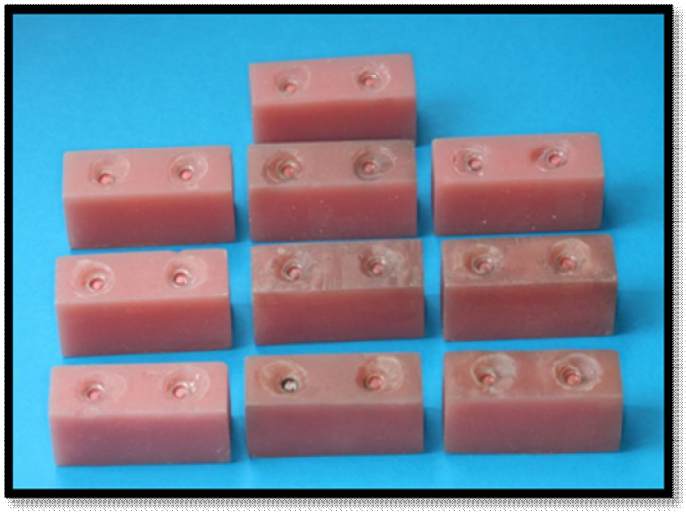
Locator abutmentlar (Şekil 3.30) polietilen bloğa vidalanmış ve akrilik reçinenin polimerizasyonu beklenmiştir (Şekil 3.31, Şekil 3.32).



Şekil 3-33: Locator tutucu erkek ve dişi parçalar

Alt tam protezlerin doku yüzeyinde locator abutmentlara rastlayan yerlerden bir laboratuvar frezi (#140. 277. 040; Acurata Imperial, Thurmansbang, Almanya) ile yeterli miktarda akrilik reçine kaldırılarak tutucular için boşluklar hazırlanmıştır. Protetik parça polietilen blok üzerinde denenerek locator abutmentlara (Lo) temas etmemesi sağlanmıştır Alt protezin, akrilik reçinenin gelmemesi gereken diğer kısımlarına vazelin (Selay Kimya Kozmetik San. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) sürülmüştür. Daha sonra otopolimerizan akrilik reçine (Meliodent; Bayer UK Ltd., Newbury, United Kingdom) firmanın önerileri doğrultusunda karıştırılarak hazırlanan boşluklara konulmuş ve polimerizasyon gerçekleşene kadar pozisyon korunarak beklenmiştir (Şekil 3.33).

Şekil 3-34: Top başlı tutucu akrilik bloklar



Şekil 3-35: Locator tutucu akrilik bloklar

20 adet akrilik bloğa tutucular aynı yöntemle bağlanmıştır (Şekil 3.34, Şekil 3.35). Daha sonra her tutucu numaralandırılmıştır (Tablo 3.1).

Tablo 3-1: Hazırlanan örneklerin numaralandırılması

Top başlı grubu	**1-B** 1B-a 1B-b	**2-B** 2B-a 2B-b	**3-B** 3B-a 3B-b	**4-B** 4B-a 4B-b	**5-B** 5B-a 5B-b
	6-B 6B-a 6B-b	**7-B** 7B-a 7B-b	**8-B** 8B-a 8B-b	**9-B** 9B-a 9B-b	**10-B** 10B-a 10B-b
Locator grubu	**11-L** 11L-a 11L-b	**12-L** 12L-a 12L-b	**13-L** 13L-a 13L-b	**14-L** 14L-a 14L-b	**15-L** 15L-a 15L-b
	16-L 16L-a 16L-b	**17-L** 17L-a 17L-b	**18-L** 18L-a 18L-b	**19-L** 19L-a 19L-b	**20-L** 20L-a 20L-b

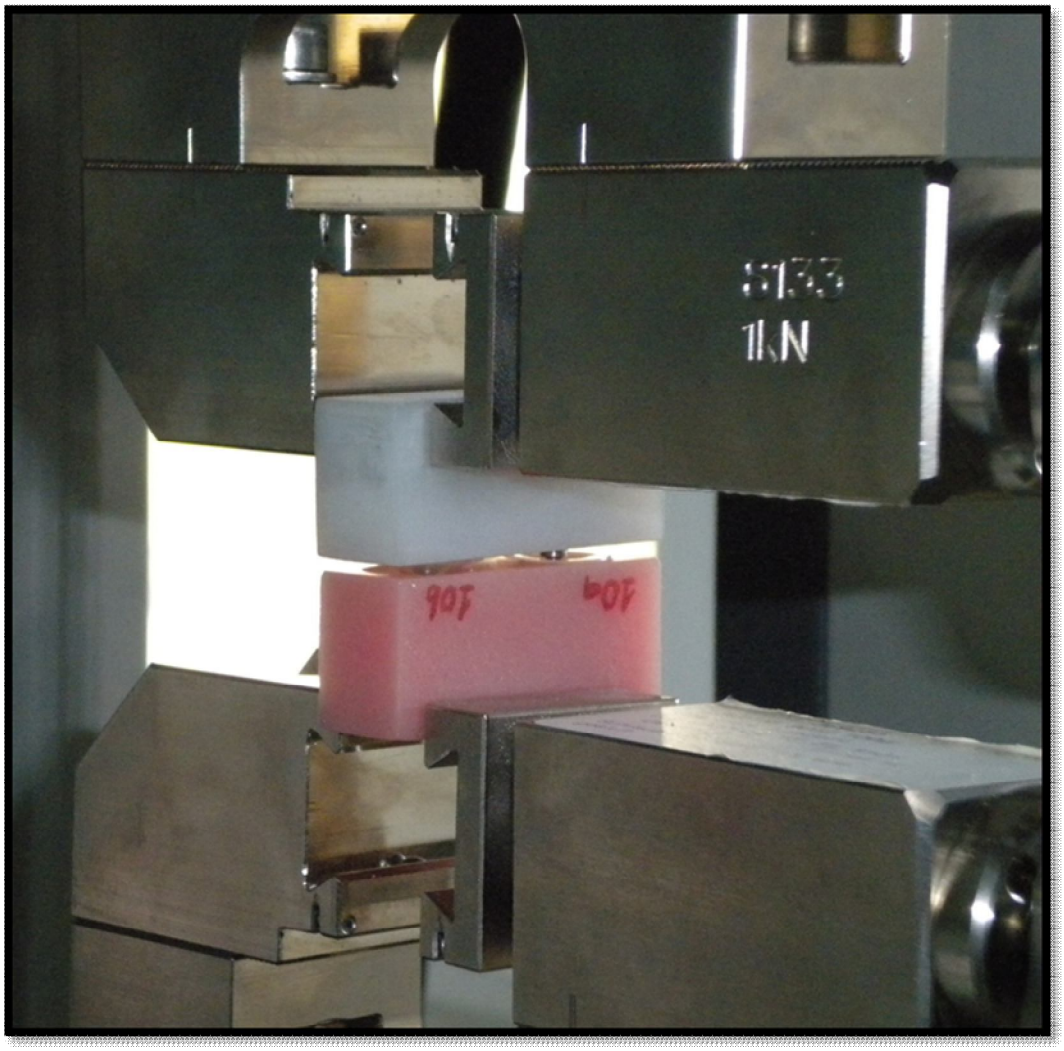
3.2. Örneklerin Tutuculuk Ölçümleri

Örneklerin tutuculuk ölçümleri TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü'nde bulunan üniversal test makinasında (Zwick Z 250, Ulm, Almanya) yapılmıştır (Şekil 3.36). Örnekler, 1 kN yükle ve 50mm/dk. hızla çekilerek ölçümler yapılmıştır (Şekil 3.37). Zwick Z test makinesi tutucular birbirinden ayrılana kadar germe kuvveti uygulayarak, tutucuların birbirinden ayrılması için gerekli olan maksimum tutuculuk kuvvetini kayıt etmiştir (Şekil 3.38).

Tam olarak yerine oturmuş olan erkek ve dişi parçaların birbirinden ayrılıp , tekrar yerine oturması işi 'siklus' olarak adlandırılmıştır. Sikluslar biyomekanik test cihazında gerçekleştirildikten sonra tutuculuk ölçümleri 10, 100, 200, 300, 400, 500,

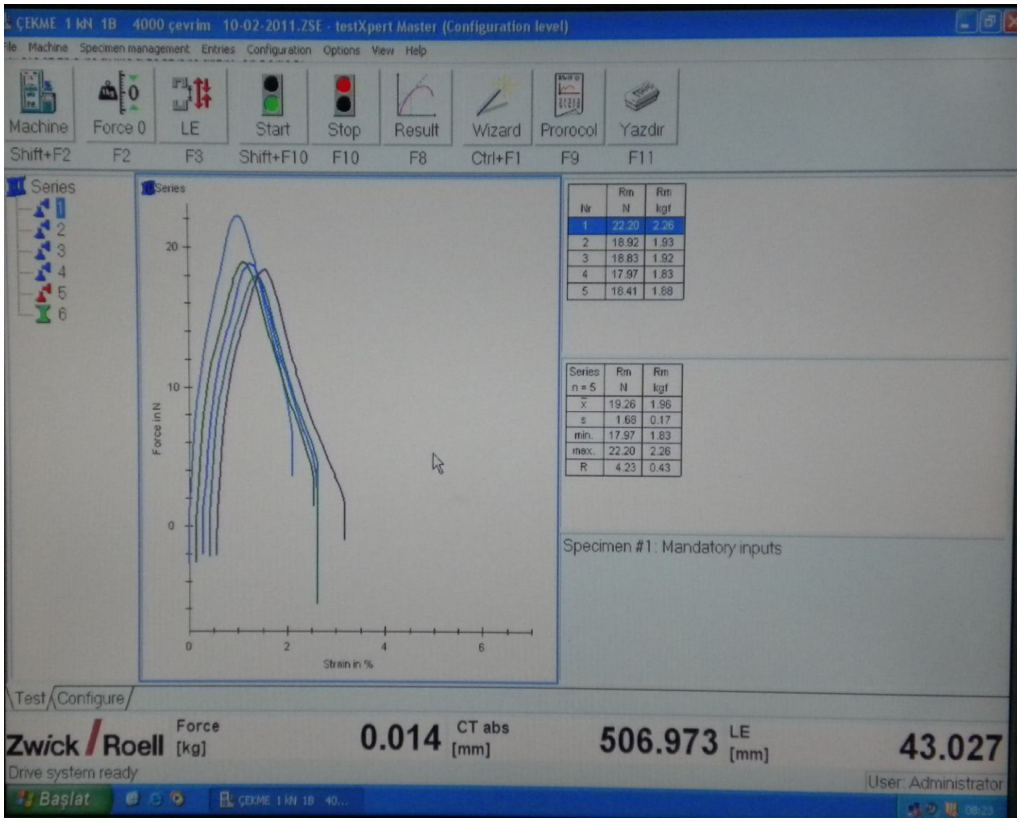
1000, 1500, 2000, 3000, 4000 ve 5000. sikluslarda yapılmıştır. Her tutucu için 5 kez tutuculuk ölçümü yapılmış ve ortalaması alınmıştır.

Şekil 3-36: Universal Test Makinası (Zwick Z250)



Şekil 3-37: Tutuculuk ölçümleri

Üniversal test makinasında (Zwick Z250) örneklerin tutuculuk ölçümü yapılmıştır.



Şekil 3-38: bilgisayar programında tutuculuk ölçümlerinin görüntüsü

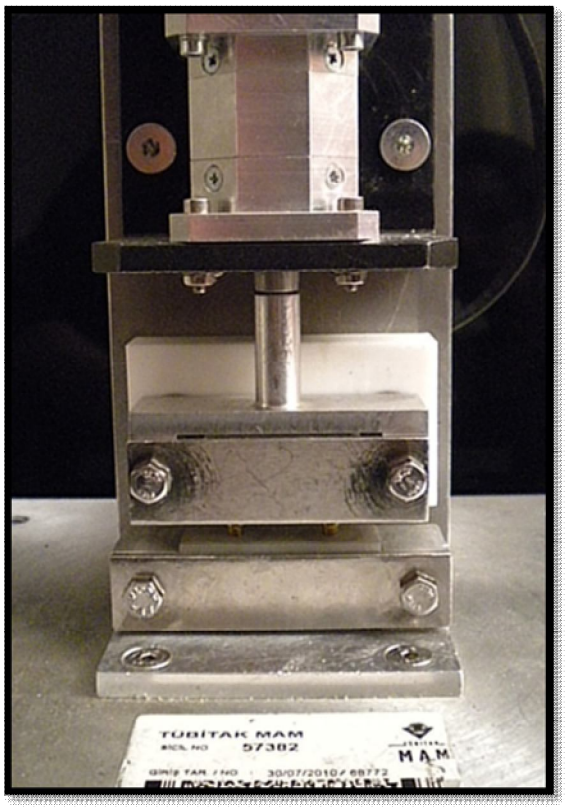
Her örnek için 5 kez tutuculuk kuvveti ölçülüp, ortalaması alınmıştır.

3.3. Siklus Testlerinin Yapılması

Bu çalışma için, Kocaeli Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Kontrüksiyon Anabilim Dalı tarafından lineer elektrik motoru (Lineer Actuator, *Nanotec*™, Münih, Almanya) kullanılarak Biyomekanik Test Cihazı yapılmıştır (Şekil 3.39). Siklus testleri ise bu cihaz ile TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü'nde gerçekleştirilmiştir.

Cihaz dakikada 30 siklus yapacak şekilde ayarlanmıştır. Cihazın siklus kapasitesi dakikada 45 siklusa kadar çıkabilmektedir. Her 100 siklus sonunda 5 dakika dinlendirilmiştir (Şekil 3.40).

Şekil 3-39: Biyomekanik test cihazı



Şekil 3-40: Biyomekanik test cihazında yapılan sikluslar

3.4. Siklus Deneyleri Sırasında Açığa Çıkan Isının Termal Kamera ile Ölçülmesi

Çalışmamızda siklus deneyleri sırasında açığa çıkan ısının naylon tutucu üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Bu deney için TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü'ndeki termal kamera (FLIR Systems *ThermaCAM*™, Danderyd, Sweden) kullanılmıştır (Şekil 3.41).

Şekil 3-41: Termal kamera

Termal Kamera ile sikluslar sırasındaki ısı çıkışı kayıt edilmiştir.

Top başlı ve locator tutuculardan birer örnek sırayla biyomekanik test cihazına yerleştirilmiştir. Termal kameranın (Flir ^{TM}) çevredeki ısısal değişikliklerden etkilenmemesi için test cihazının ve termal kameranın çevresi izole edilmiştir. İzolasyondan sonra henüz siklus deneyi yapılmamış tutucuların termal kamera fotoğrafları çekilmiştir. Daha sonra testler sırasında 100 siklusda bir 5 dakika ara

verildiği halde termal kamera ölçümleri sırasında locator (Zest Anchor ^{TM}) ve top başlı (Biohorizons ball ^{TM}) tutucular duraksız 200 siklusa tabii tutulmuştur. 200 siklus bittikten hemen sonra tutucuların tekrar termal kamera fotoğrafları çekilmiştir.

3.5. Örneklerin SEM Fotoğraflarının Çekilmesi

Örneklerin SEM fotoğrafları TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü'nde bulunan SEM cihazı (Jeol JSM-6335F, Japonya) ile çekilmiştir (Şekil 3.42). Locator ve top başlı tutuculardan birer abutment örneği ve birer plastik tutucu örneği siklus deneylerine başlamadan önce çeşitli açılardan fotoğraflanmıştır. 5000 siklus sonunda da top başlı ve locator tutucu grubundan en fazla tutuculuk kaybına uğrayan ve en az tutuculuk kaybına uğrayan 3'er grubun dişi ve erkek parçalarının SEM fotoğrafları çekilmiştir.

Şekil 3-42: SEM labaratuvarı

3.6. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (Ortalama, Standart sapma) yanısıra normal dağılıma uygunluk gösteren parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında paired sample t testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen yüzde değişim parametrelerinin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

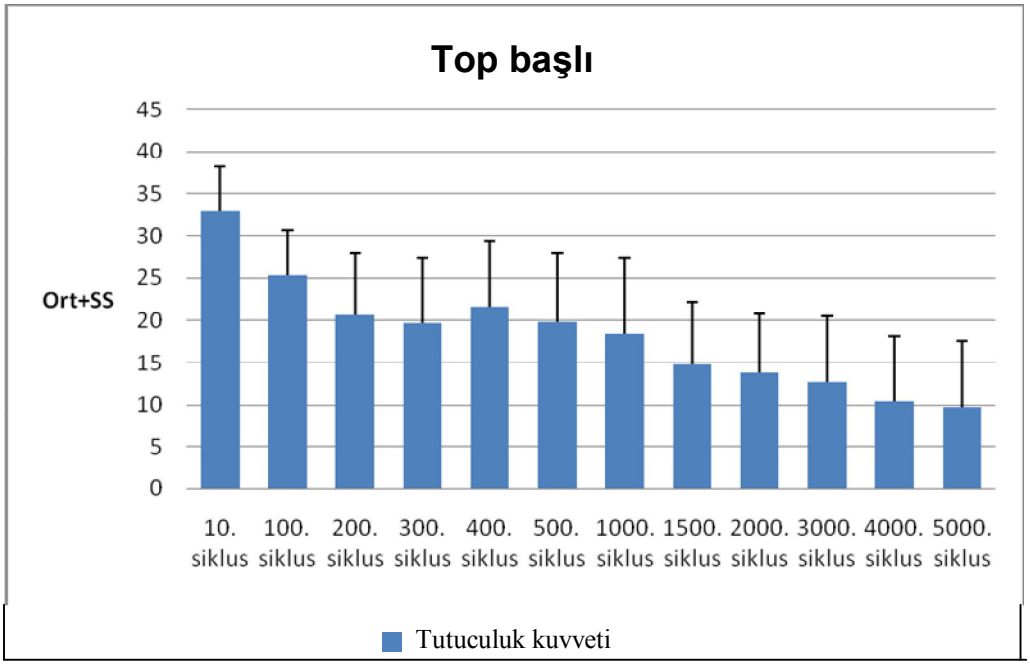
4. BULGULAR

4.1. Çalışmadan Elde Edilen Bulgular

Tablo 4-1: Top başlı tutucudaki tutuculuk değişiminin 10.siklusa göre değerlendirilmesi

Siklus	Tutuculuk kuvveti (N)
	Ort±SS
10. siklus	32,91±5,30
100. siklus	25,34±5,33
200. siklus	20,69±7,26
300. siklus	19,76±7,66
400. siklus	21,60±7,83
500. siklus	19,88±8,15
1000. siklus	18,43±8,91
1500. siklus	14,72±7,54
2000. siklus	13,84±7,04
3000. siklus	12,73±7,86
4000. siklus	10,49±7,59
5000. siklus	9,70±7,94
10.-100. siklus p	***0,004****
10.-200. siklus p	***0,001****
10.-300. siklus p	***0,001****
10.-400. siklus p	***0,001****
10.-500. siklus p	***0,001****
10.-1000. siklus p	***0,002****
10.-1500. siklus p	***0,001****
10.-2000. siklus p	***0,001****
10.-3000. siklus p	***0,001****
10.-4000. siklus p	***0,001****
10.-5000. siklus p	***0,001****

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



Şekil 4-1: Top başlı tutucu tutuculuk değerleri (10.siklusa göre)

10. siklusdaki tutuculuk kuvvet ortalamasına göre 100. Siklusdaki tutuculuk kuvvet ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvvet ortalamasına göre 200. Siklusdaki tutuculuk kuvvet ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvvet ortalamasına göre 300. Siklusdaki tutuculuk kuvvet ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvvet ortalamasına göre 400. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 1000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 1500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 2000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 3000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 4000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 5000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$) (Tablo 4.1, Şekil 4.1).

Tablo 4-2: Top başlı tutucuda tutuculuk kuvveti değerlerindeki değişimin bir önceki siklusa göre değerlendirilmesi

Siklus	Tutuculuk kuvveti (N)
	Ort±SS
10. siklus	32,91±5,30
100. siklus	25,34±5,33
200. siklus	20,69±7,26
300. siklus	19,76±7,66
400. siklus	21,60±7,83
500. siklus	19,88±8,15
1000. siklus	18,43±8,91
1500. siklus	14,72±7,54
2000. siklus	13,84±7,04
3000. siklus	12,73±7,86
4000. siklus	10,49±7,59
5000. siklus	9,70±7,94
10.-100. siklus p	***0,004*****
100.-200. siklus p	***0,003*****
200.-300. siklus p	***0,475***
300.-400. siklus p	***0,038****
400.-500. siklus p	***0,026****
500.-1000. siklus p	***0,266***
1000.-1500. siklus p	***0,014****
1500.-2000. siklus p	***0,177***
2000.-3000. siklus p	***0,111***
3000.-4000. siklus p	***0,004*****
4000.-5000. siklus p	***0,310***

Paired sample t test kullanıldı

** p<0.05* *** p<0.01*

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 100. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

100. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 200. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

200. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 300. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

300. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 400. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

400. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

500. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 1000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

1000. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 1500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

1500. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 2000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

2000. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 3000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

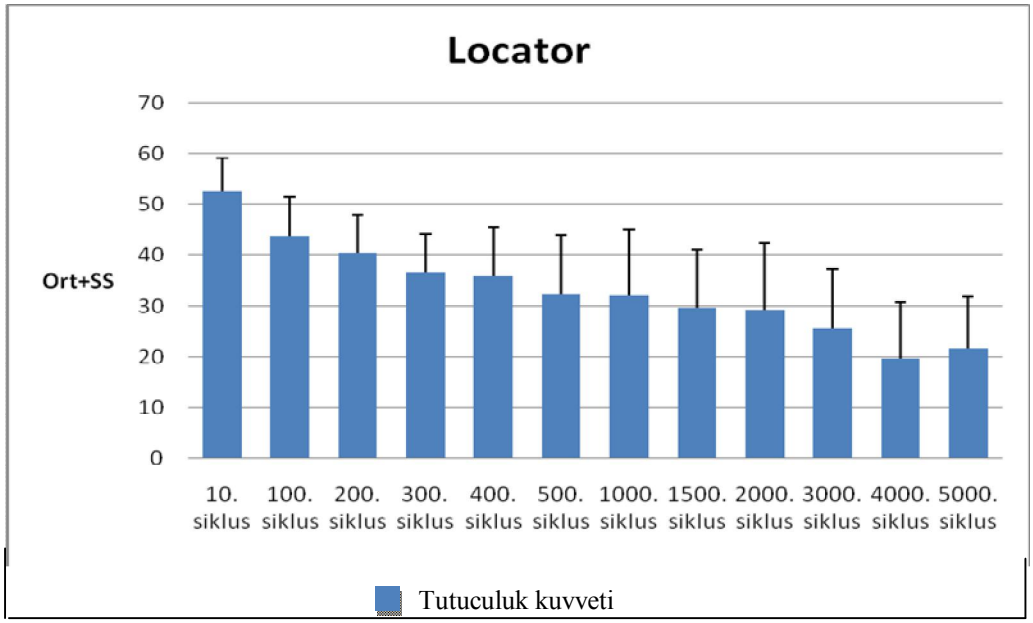
3000. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 4000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

4000. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 5000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4-3: Locator tutucuda tutuculuk değerlerindeki değişimin 10.siklusa göre değerlendirilmesi

Siklus	Tutuculuk kuvveti (N)
	Ort±SS
10. siklus	52,47±6,70
100. siklus	43,71±7,68
200. siklus	40,38±7,47
300. siklus	36,43±7,57
400. siklus	35,85±9,48
500. siklus	32,24±11,64
1000. siklus	32,15±12,76
1500. siklus	29,83±11,28
2000. siklus	29,40±12,97
3000. siklus	25,58±11,62
4000. siklus	19,74±11,00
5000. siklus	21,70±10,13
10.-100. siklus p	***0,028****
10.-200. siklus p	***0,006****
10.-300. siklus p	***0,001****
10.-400. siklus p	***0,001****
10.-500. siklus p	***0,001****
10.-1000. siklus p	***0,003****
10.-1500. siklus p	***0,001****
10.-2000. siklus p	***0,001****
10.-3000. siklus p	***0,001****
10.-4000. siklus p	***0,001****
10.-5000. siklus p	***0,001****

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



Şekil 4-2: Locator tutucu tutuculuk değerleri

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 100. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel anlamlıdır ($p<0.05$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 200. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 300. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 400. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 1000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 1500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 2000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 3000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 4000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$).

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 5000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p<0.01$) (Tablo 4.3, Şekil 4.2).

Tablo 4-4: Locator tutucuda tutuculuk kuvveti değerlerindeki değişimin bir önceki siklusa göre değerlendirilmesi

Locator	Tutuculuk kuvveti (N)
	Ort±SS
10. siklus	52,47±6,70
100. siklus	43,71±7,68
200. siklus	40,38±7,47
300. siklus	36,43±7,57
400. siklus	35,85±9,48
500. siklus	32,24±11,64
1000. siklus	32,15±12,76
1500. siklus	29,83±11,28
2000. siklus	29,40±12,97
3000. siklus	25,58±11,62
4000. siklus	19,74±11,00
5000. siklus	21,70±10,13
10.-100. siklus p	***0,026****
100.-200. siklus p	***0,027****
200.-300. siklus p	***0,024****
300.-400. siklus p	***0,789***
400.-500. siklus p	***0,023****
500.-1000. siklus p	***0,960***
1000.-1500. siklus p	***0,152***
1500.-2000. siklus p	***0,681***
2000.-3000. siklus p	***0,032****
3000.-4000. siklus p	***0,106***
4000.-5000. siklus p	***0,220***
Paired sample t test kullanıldı	** p<0.05*

10. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 100. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

100. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 200. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

200. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 300. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

300. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 400. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

400. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

500. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 1000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

1000. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 1500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

1500. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 2000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

2000. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 3000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

3000. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 4000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$).

4000. siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 5000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.4).

Tablo 4-5: Top başlı ve Locator tutucuların başlangıca göre tutuculuk kuvveti değerlerlerindeki yüzdelik değişimin değerlendirilmesi

	% Değişim		
Siklus	**Top başlı**	**Locator**	***P***
	Ort±SS (Medyan)	**Ort±SS (Medyan)**	
10.-100. siklus	21,92±17,59 (22,07)	15,09±19,78 (15,34)	***0,326***
10.-200. siklus	36,42±24,20 (44,00)	21,41±19,62 (20,22)	***0,096***
10.-300. siklus	39,55±24,20 (43,35)	29,13±18,85 (30,14)	***0,290***
10.-400. siklus	34,21±23,15 (31,77)	30,53±21,36 (33,85)	***0,762***
10.-500. siklus	39,22±25,72 (41,21)	37,38±24,86 (39,51)	***0,705***
10.-1000. siklus	42,71±30,00 (54,97)	36,73±29,70 (38,47)	***0,597***
10.-1500. siklus	53,66±25,99 (63,44)	41,98±23,82 (44,54)	***0,290***
10.-2000. siklus	56,81±24,04 (69,94)	42,70±21,16 (47,14)	***0,174***
10.-3000. siklus	59,90±27,44 (71,37)	50,00±24,15 (52,53)	***0,290***
10.-4000. siklus	67,49±25,08 (82,03)	60,39±25,28 (67,41)	***0,406***
10.-5000. siklus	69,43±27,61 (83,13)	57,56±21,65 (62,72)	***0,049****

Mann Whitney U Test ** $p<0.05$*

Tutucuların 10. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 100. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 10. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 200. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 10. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 300. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 10. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 400. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 10. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 10. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 1000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

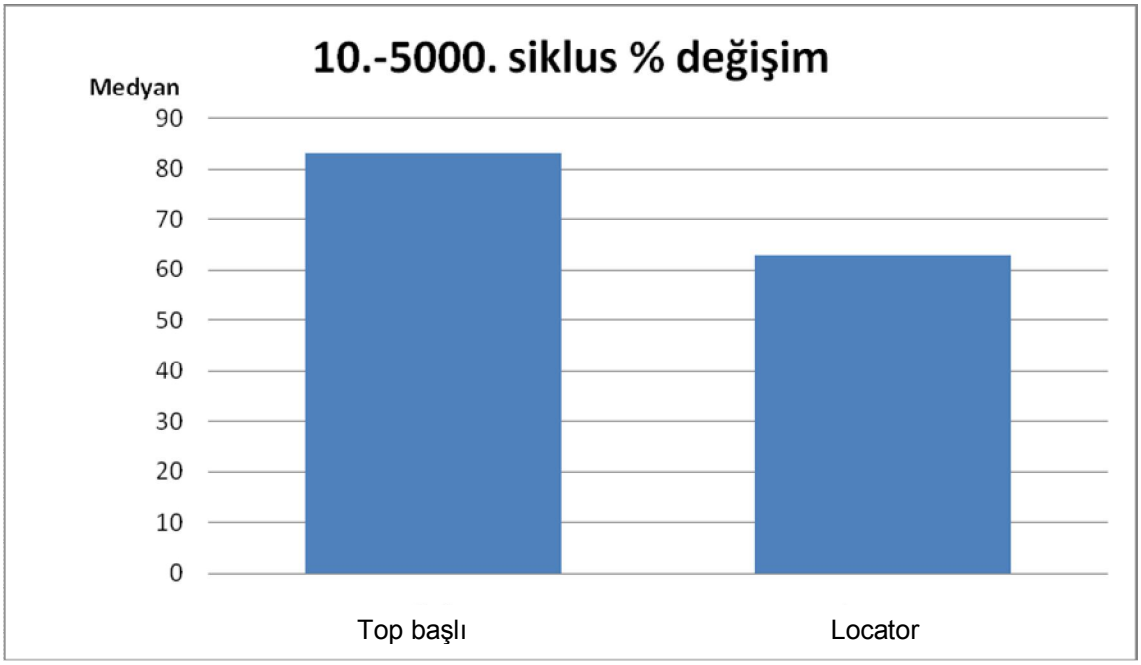
Tutucuların 10. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 1500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 10. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 2000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 10. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 3000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 10. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 4000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ball tutucuların 10. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 5000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde artış düzeyleri, Locator tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur ($p<0.05$) Tablo 4.5, Şekil 4.3).



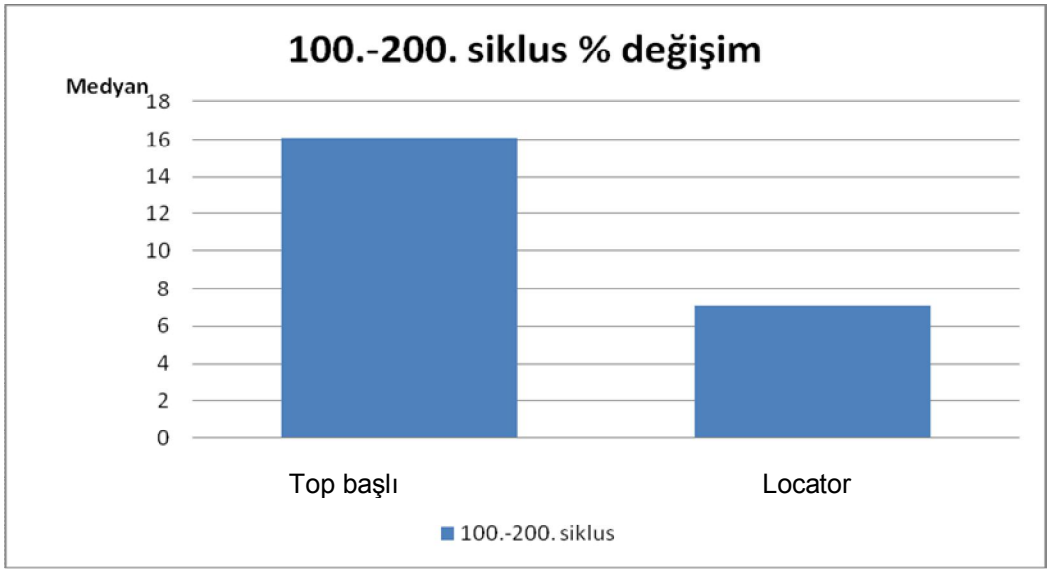
Şekil 4-3: 10-5000 siklusta top başlı ve locator tutuculardaki değişim

Tablo 4-6: Top başlı ve Locator tutucuların bir önceki siklusa göre tutuculuk kuvveti değerlerindeki yüzdelik değişimin değerlendirilmesi

	% Değişim		
Siklus	**Top başlı**	**Locator**	***P***
	Ort±SS (Medyan)	**Ort±SS (Medyan)**	
100.-200. siklus	19,83±17,14 (16,11)	7,50±9,50 (7,11)	***0,041****
200.-300. siklus	3,41±23,04 (3,46)	9,68±10,24 (9,96)	***0,545***
300.-400. siklus	-11,05±16,12 (-14,06)	0,93±18,81 (-4,38)	***0,151***
400.-500. siklus	9,32±9,90 (8,82)	11,72±13,59 (8,90)	***1,000***
500.-1000. siklus	7,95±17,23 (3,68)	-0,76±25,42 (3,73)	***0,705***
1000.-1500. siklus	16,37±22,63 (13,97)	5,14±12,54 (6,24)	***0,151***
1500.-2000. siklus	4,55±15,38 (5,56)	3,28±11,35 (2,59)	***0,821***
2000.-3000. siklus	11,18±17,47 (10,15)	11,31±20,53 (10,10)	***0,762***
3000.-4000. siklus	21,34±20,03 (16,03)	17,61±40,86 (20,30)	***0,821***
4000.-5000. siklus	7,61±27,89 (-1,05)	-22,96±42,65 (-18,85)	***0,082***

Mann Whitney U Test ** $p<0.05$*

Top başlı tutucuların 100. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 200. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde artış düzeyleri, Locator tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.6, Şekil 4.4).



Şekil 4-4: 100-200 siklusta top başlı ve locator tutuculardaki değişim

Tutucuların 200. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 300. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 300. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 400. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 400. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 1000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tutucuların 1000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 1500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

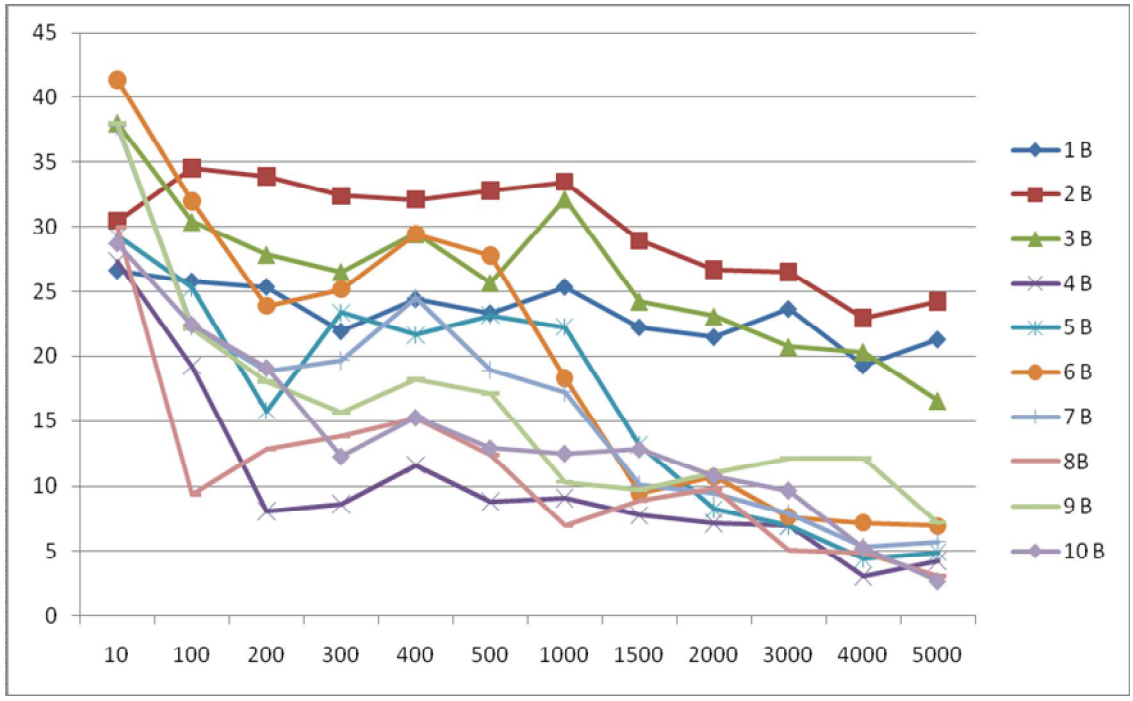
Tutucuların 1500. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 2000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 2000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 3000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

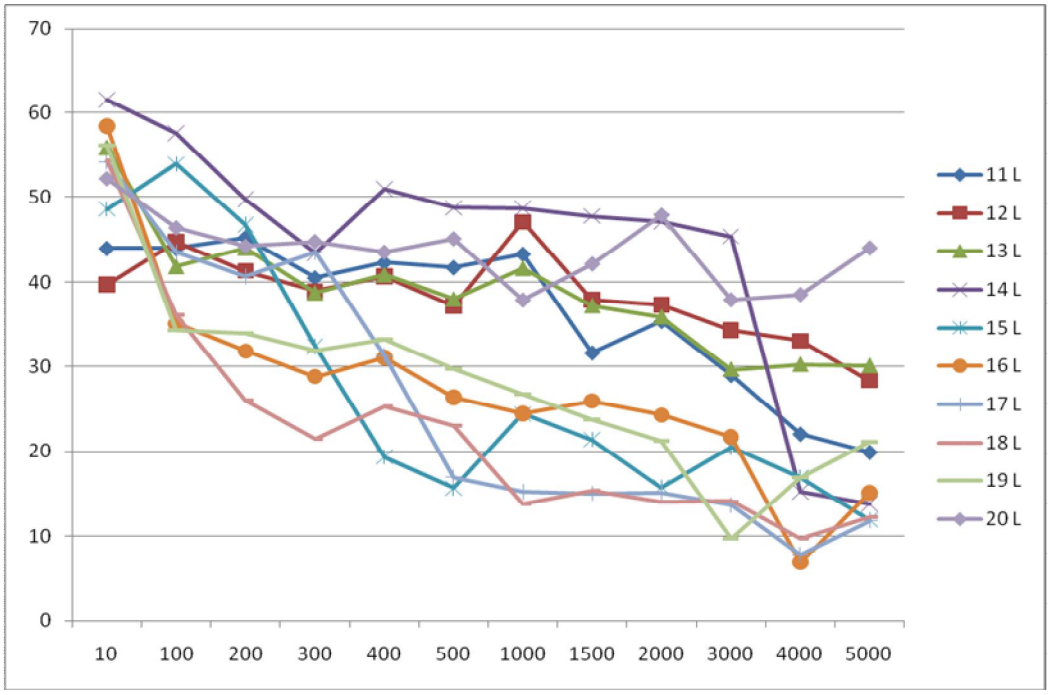
Tutucuların 3000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 4000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tutucuların 4000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasına göre 5000. Siklusdaki tutuculuk kuvveti ortalamasında görülen yüzde değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05) (Tablo 4.6).

Top başlı ve locator tutucuların tutuculuk kuvveti değişimleri Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da gösterilmiştir.



Şekil 4-5: Top başlı tutucuların tutuculuk kuvveti değişimi



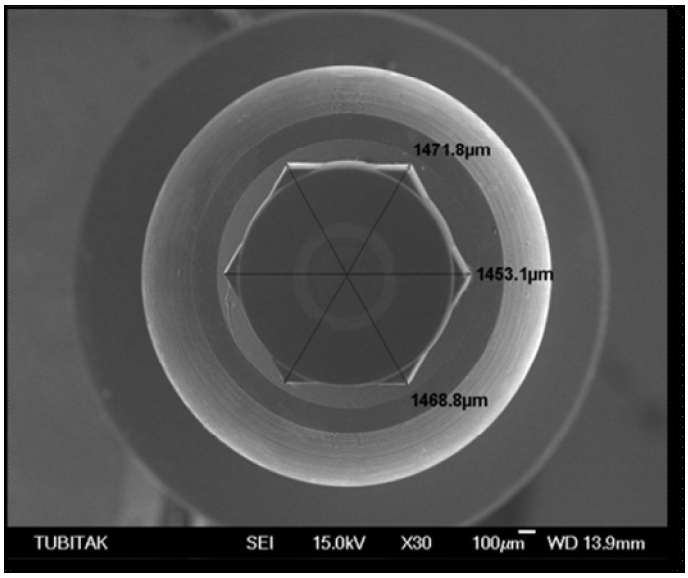
Şekil 4-6: Locator tutucuların tutuculuk kuvveti değişimi

4.2. SEM Bulguları

4.2.1. Siklus Deneyleri Öncesindeki SEM Bulguları

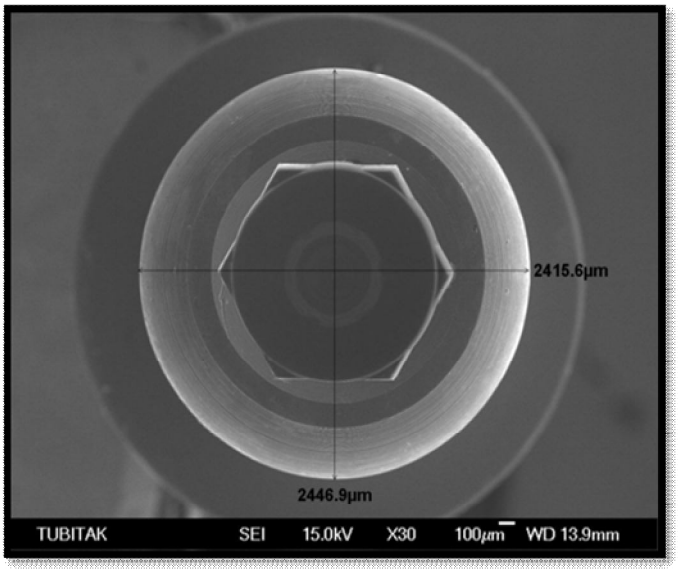
4.2.1.1. Top başlı tutucu abutment (1B-a) SEM Bulguları

Top başlı tutucu abutment'ın (1B-a) SEM fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.7-15).



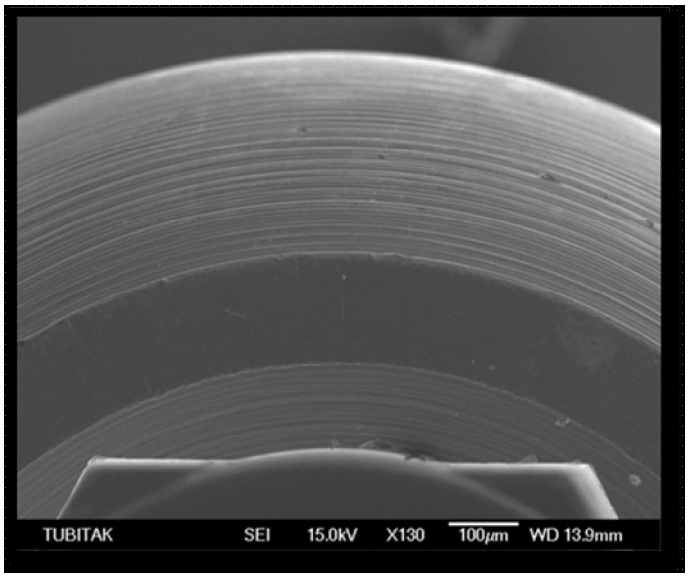
Şekil 4-7: Top başlı tutucu iç çap ölçümleri

Top başlı tutucu abutmentının iç çapı 1,4 mm'dir.

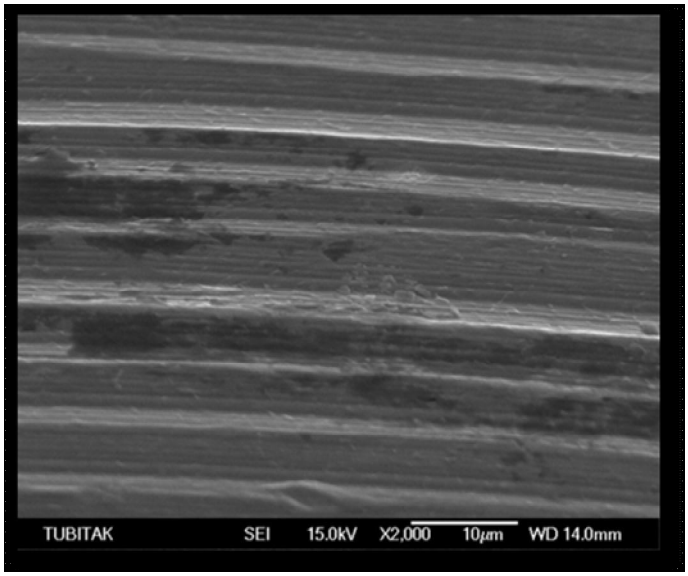


Şekil 4-8: Top başlı tutucu dış çap ölçümleri

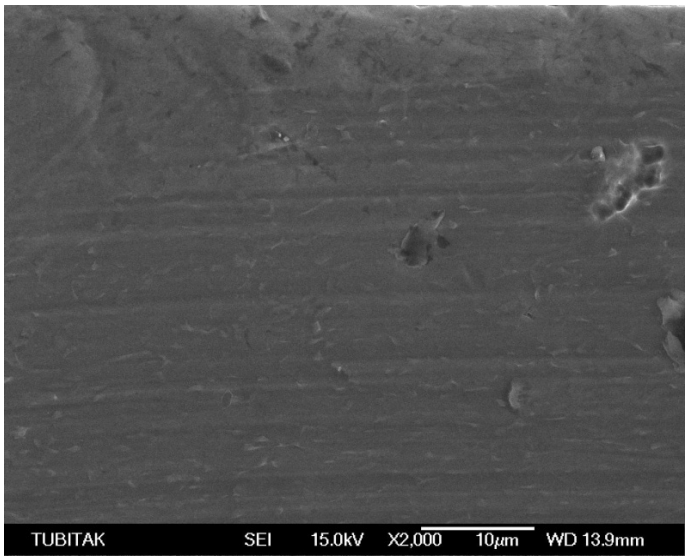
Top başlı tutucu abutmentının dış çapı 2,4 mm.'dir.



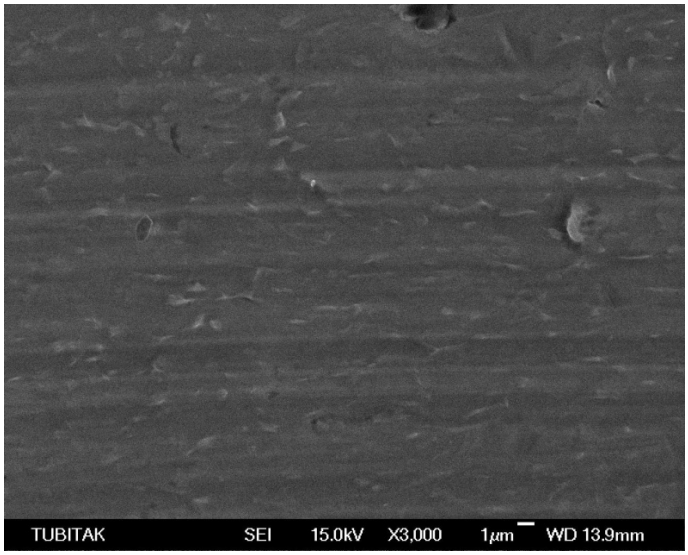
Şekil 4-9: Top başlı tutucu abutment (1-a) yüzey görüntüsü



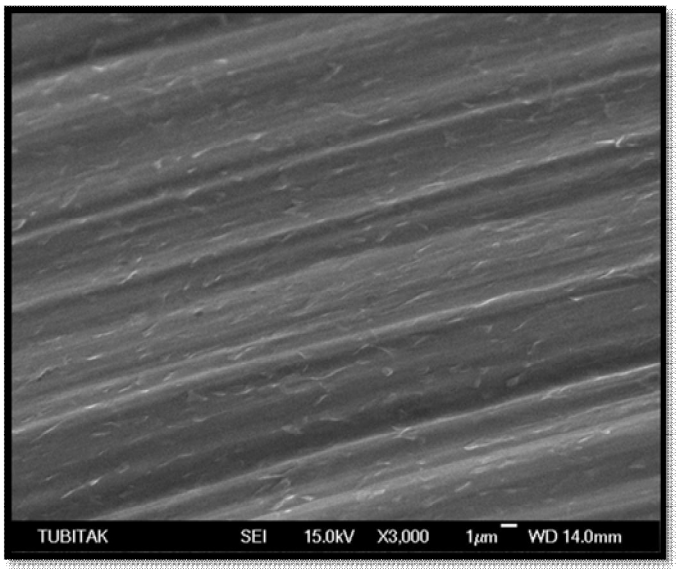
Şekil 4-10: Top başlı tutucu abutment (1-a) yüzey görüntüsü



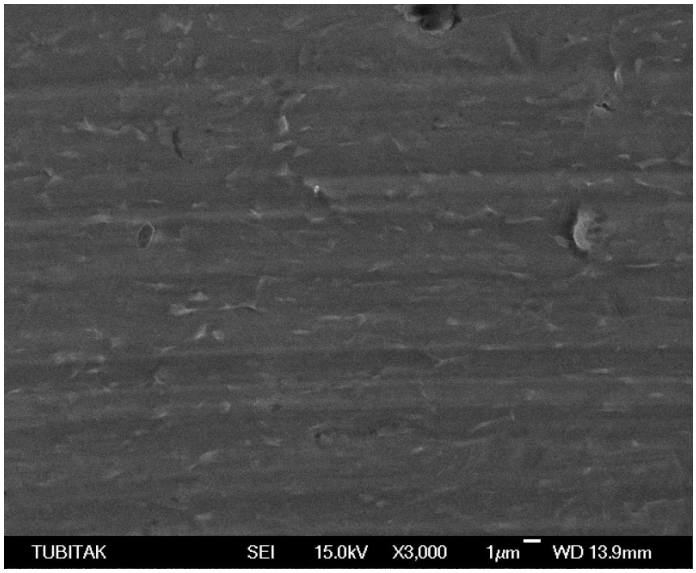
Şekil 4-11: Top başlı tutucu abutment yüzeyindeki pürüzler



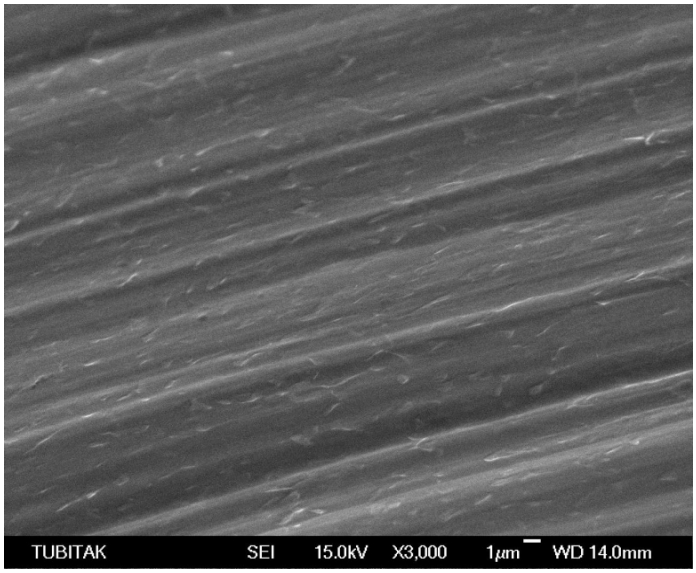
Şekil 4-12: Top başlı tutucu abutment-titanyum alaşımı



Şekil 4-13: Top başlı tutucu abutment yüzeyi

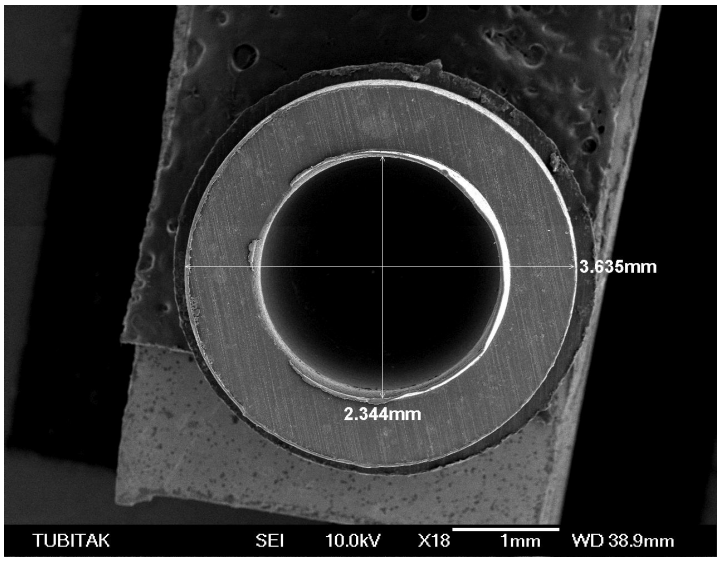


Şekil 4-14: Top başlı tutucunun tornalanmamış tepe noktası



Şekil 4-15: Top başlı tutucunun iç çap kenarı

4.2.1.2. Top Başlı Plastik Parça SEM Bulguları

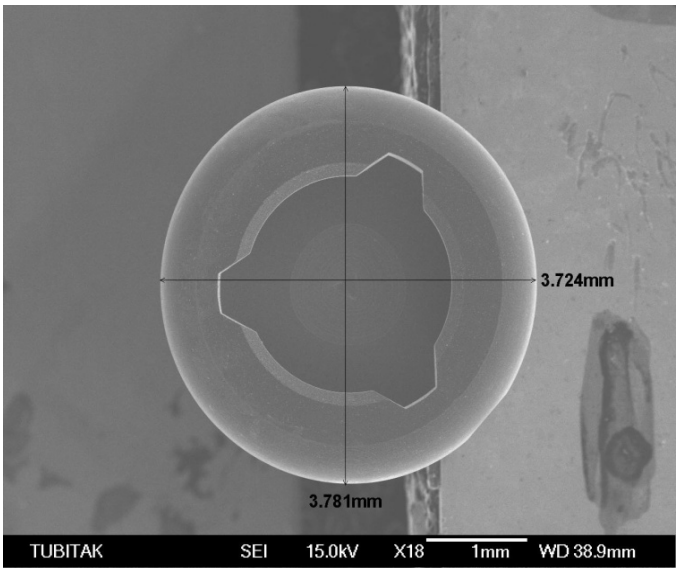


Şekil 4-16: Top başlı plastik tutucu

Top başlı plastik tutucunun iç çapı 2,3 mm, dış çapı 3,6 mm.'dir (Şekil 4.16).

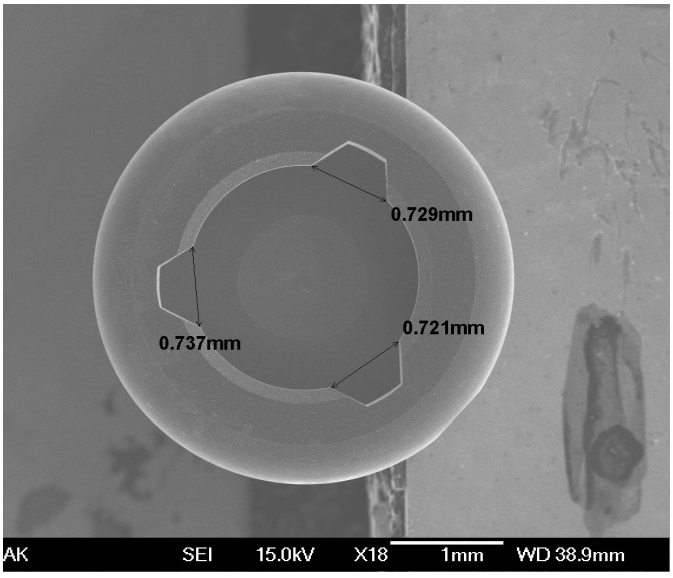
4.2.1.3. Locator Tutucu Abutment (11L-a) SEM Bulguları

Locator tutucu abutment (11L-a)'nın SEM fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.17-28).



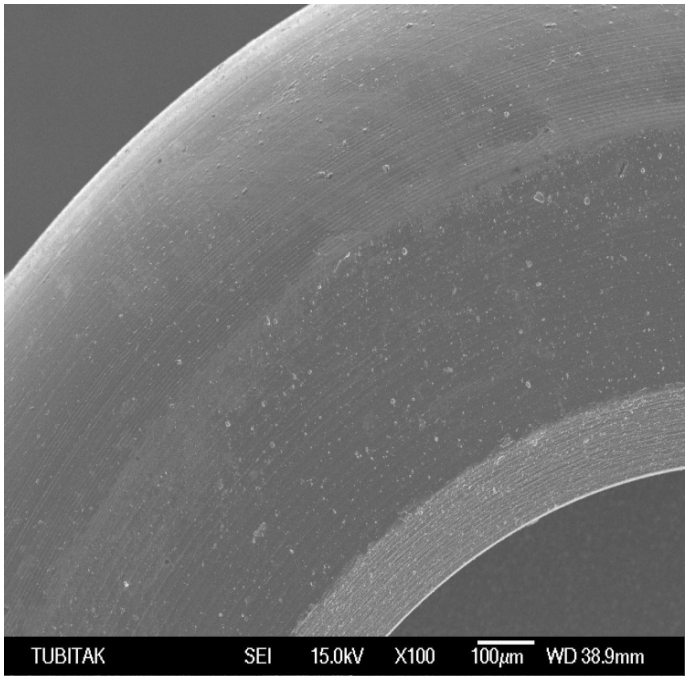
Şekil 4-17: Locator abutment

Locator abutmentın dış çapı 3,7 mm'dir.

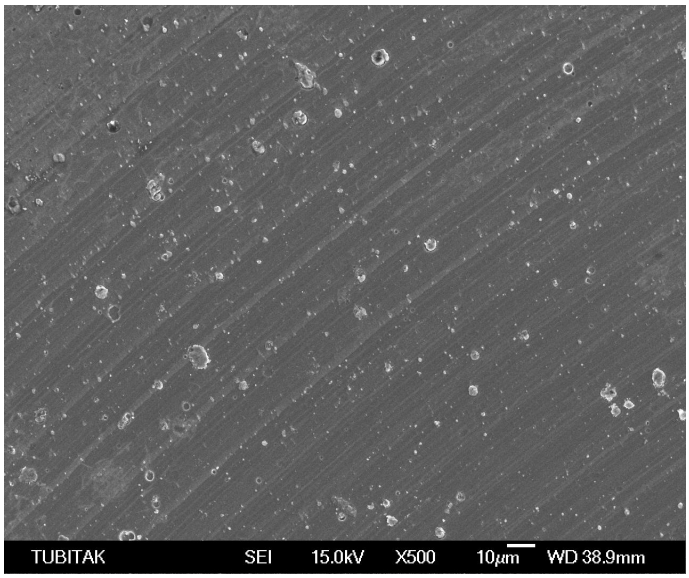


Şekil 4-18: Locator tutucu abutment iç girintilerinin ölçümü

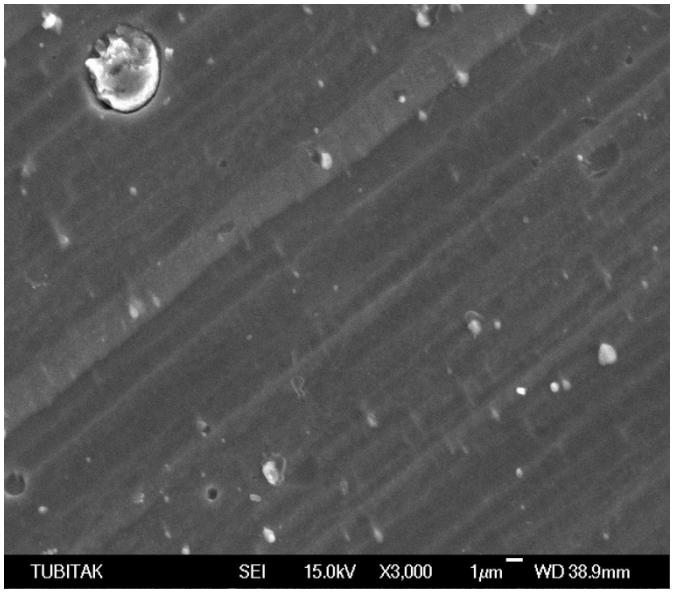
Locator tutucu abutmentın iç girintilerinin ölçümü 0,7 mm'dir.



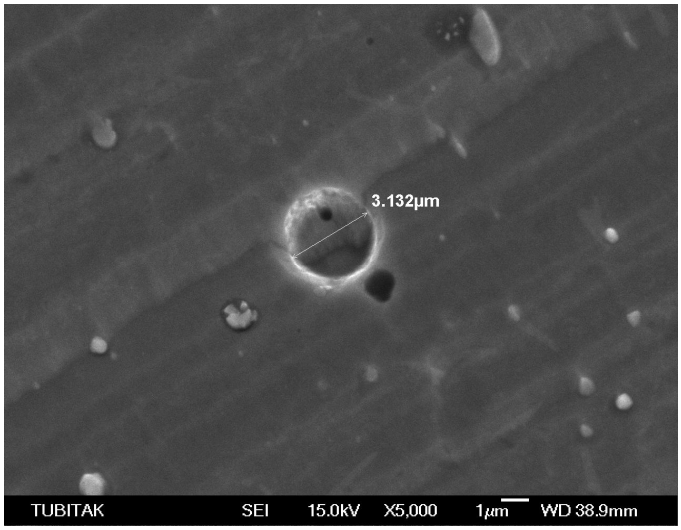
Şekil 4-19: Locator tutucu abutment yüzeyi



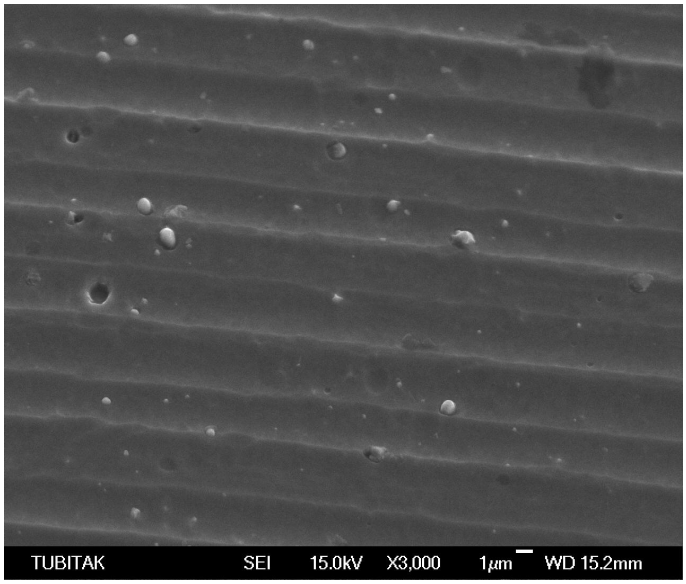
Şekil 4-20: Locator abutmentın titanyum nitrür kaplanmış yüzeyi



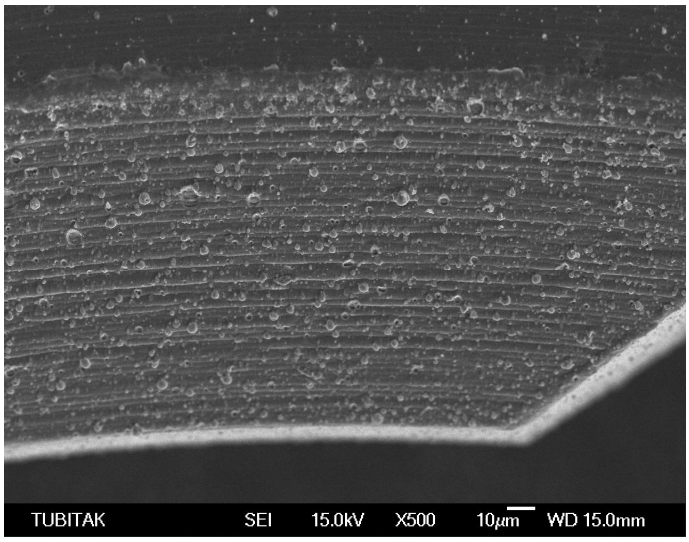
Şekil 4-21: Titanyum nitrür kaplama



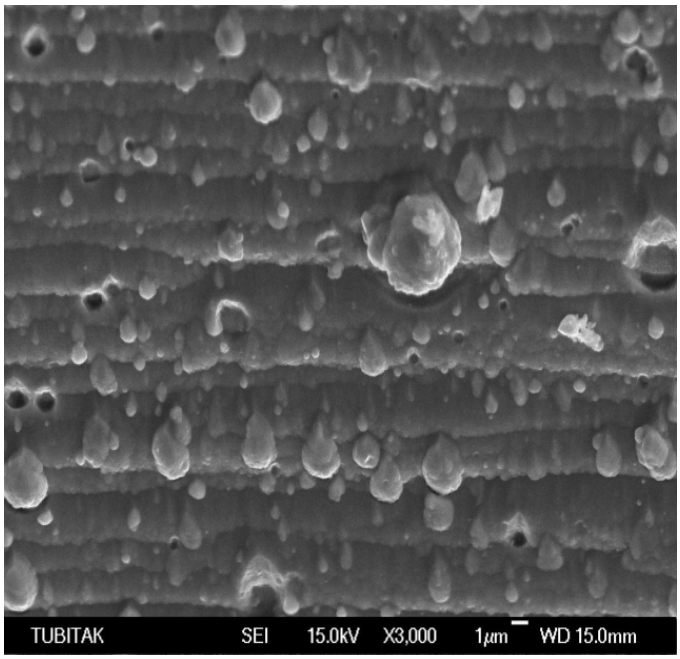
Şekil 4-22: Yüzeydeki porozite



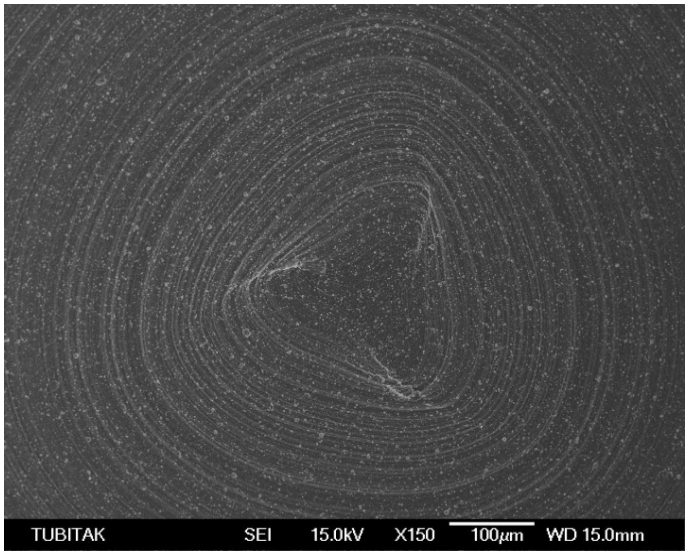
Şekil 4-23: Locator abutment dışa büküm yüzey



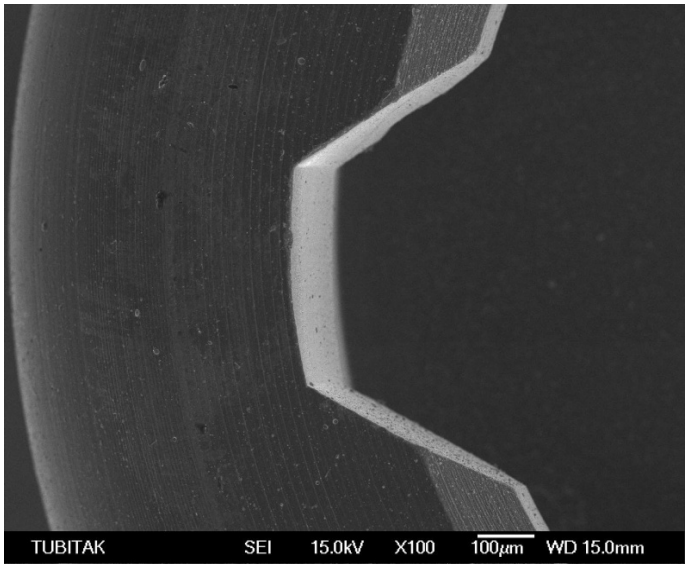
Şekil 4-24: Locator abutment çap kenarı



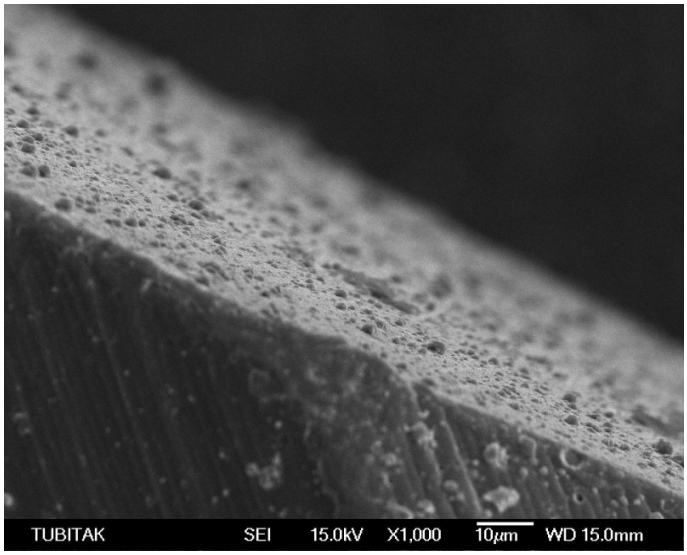
Şekil 4-25: Locator iç çap kenarı



Şekil 4-26: Locator tutucu abutmentının merkez görüntüsü



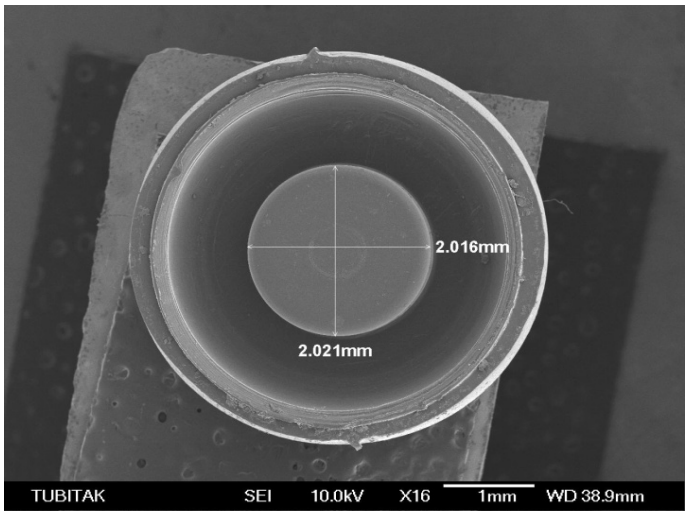
Şekil 4-27: Locator tutucu iç girintisi



Şekil 4-28: Locator tutucu iç girintisi

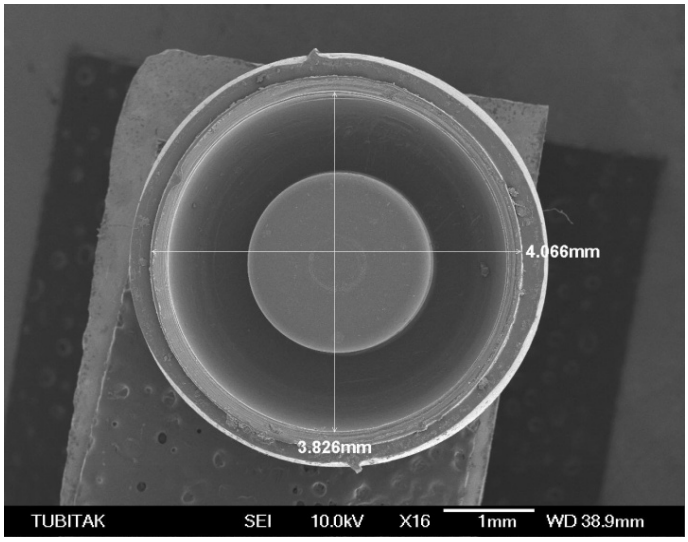
4.2.1.4. Locator Tutucu Plastik Parça SEM Bulguları

Locator tutucu plastik parçanın SEM fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.29-32).



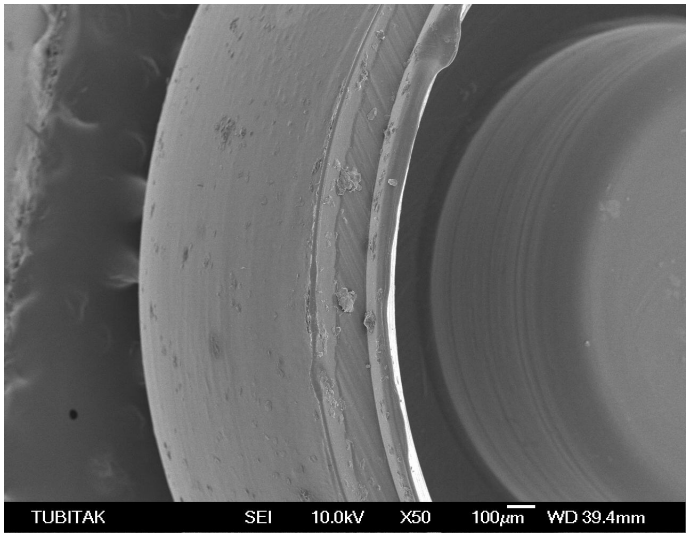
Şekil 4-29: Locator plastik tutucunun iç çap ölçümleri

Locator plastik tutucunun iç çap ölçümleri farklı noktalardan 2 mm.'dir.

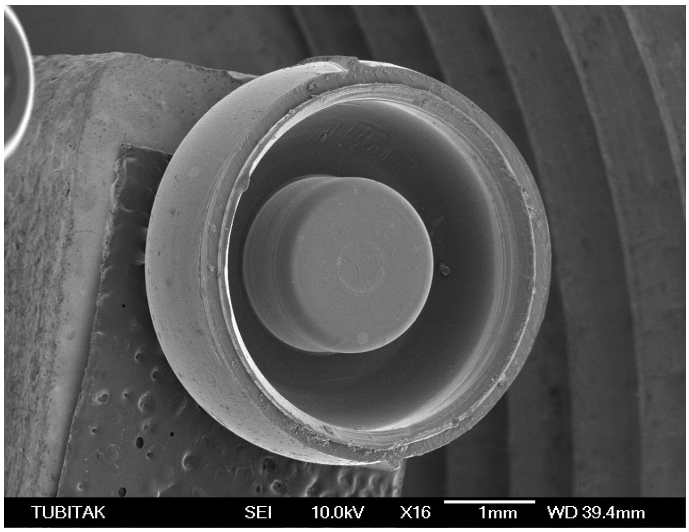


Şekil 4-30: Locator plastik tutucunun dış çeperinin iç ve dış çap ölçümleri

Locator plastik tutucunun dış çeperinin iç çap ölçüsü 3,8 mm, dış çeperinin dış çap ölçüsü ise 4 mm'dir.



Şekil 4-31: Locator plastik tutucunun yakın plandan görünümü

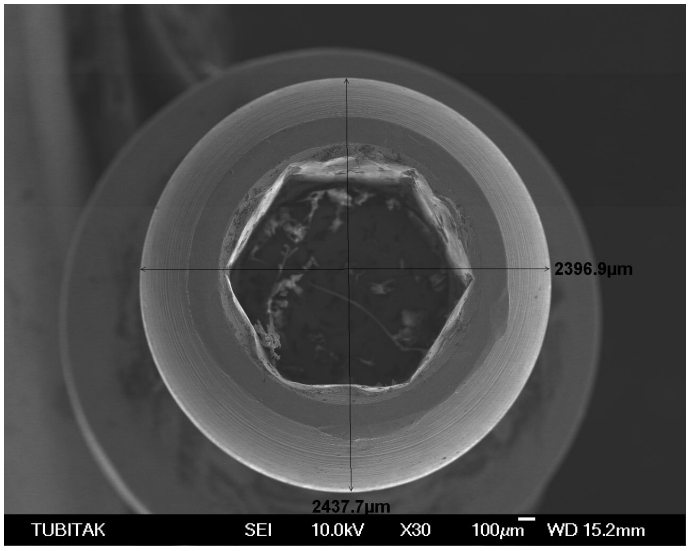


Şekil 4-32: Locator plastik tutucunun yandan görünümü

4.2.2. Siklus Deneyleri Sonrasındaki SEM Bulguları :

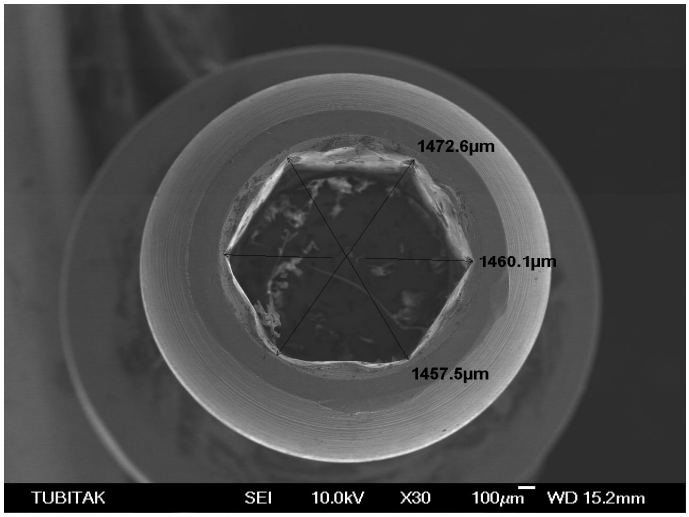
4.2.2.1. Top Başlı Tutucu Abutment (2B-a) SEM Bulguları

2B grubunda tutuculuk kuvveti deney sonunda 30 N' dan 24 N'a düşmüştür (Şekil 4.33-35).



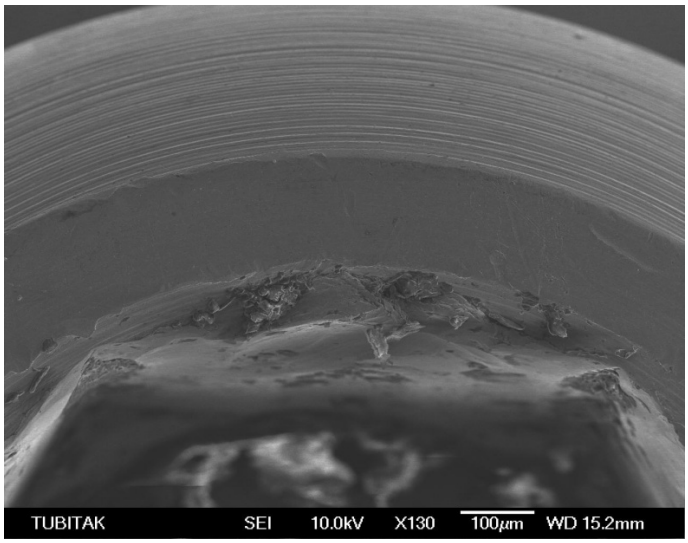
Şekil 4-33: Top başlı tutucu abutmentının dış çap ölçümleri

5000 takıp çıkarma siklusu sonunda 2B-a top başlı tutucunun dış çapının yaklaşık 2,4 mm olduğu bulunmuştur. Bu bulgu tutucunun deney öncesi ölçümleriyle örtüşmektedir.



Şekil 4-34: Top başlı tutucu abutmentının iç çap ölçümleri

5000 takıp çıkarma siklusu sonunda 2B-a top başlı tutucu abutmentının iç çap ölçümlerinin yaklaşık 1,4 mm olduğu bulunmuştur. Bu bulgu tutucunun deney öncesi ölçümleriyle örtüşmektedir.

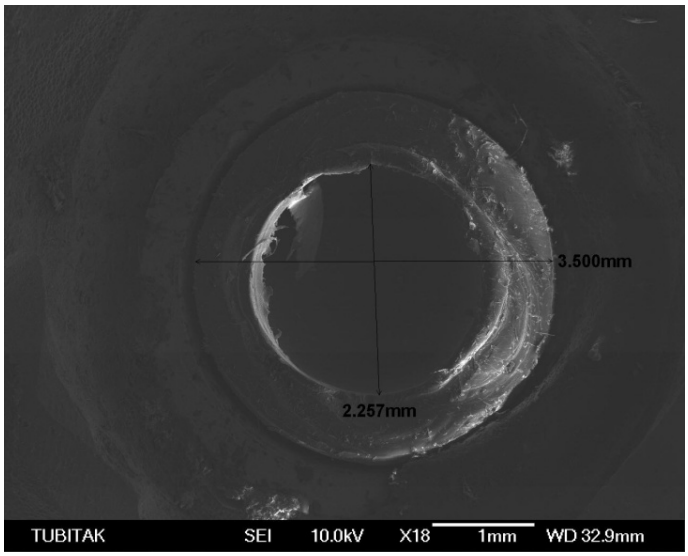


Şekil 4-35: 2B-a top başlı tutucu abutmentının yakın plandan görünümü

2B-a top başlı tutucu abutmentına yapışmış olan plastik parçaları ve kirler görülmektedir.

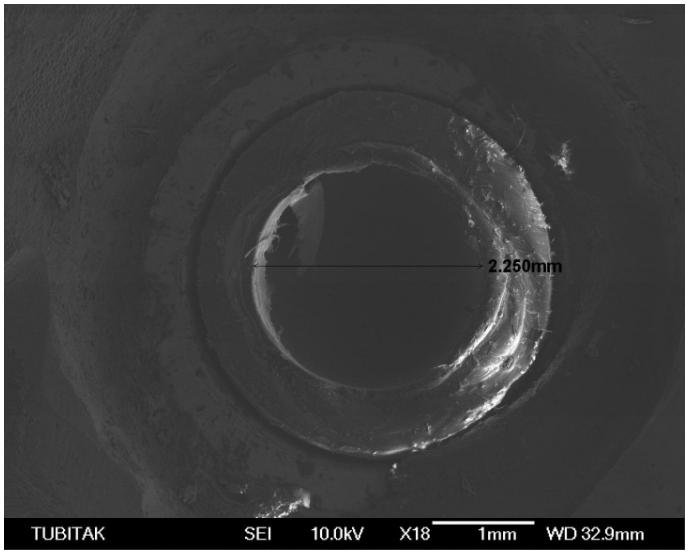
4.2.2.2. Top Başlı Plastik Tutucu (2B-a) SEM Bulguları

Top başlı plastik tutucu (2B-a) SEM fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.36-37).



Şekil 4-36: 2B-a tutucusunun plastik parçasının iç ve dış çap ölçümleri

Deney sonunda 2B-a plastik tutucusunun iç çapı 2,25 mm, dış çapı ise 3,5 mm'dir. Takıp çıkarma siklusları öncesine göre dış çapı 0,1mm azalmıştır, iç çapında ise 0,08 mm'lik bir azalma olduğu gözlemlenmiştir.

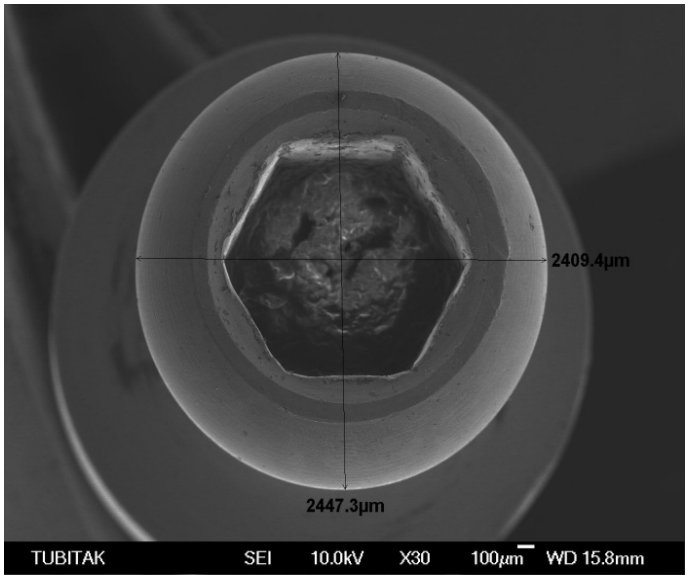


Şekil 4-37: 2B-a plastik tutucunun iç çap ölçümü

5000 takıp-çıkarma siklusları sonunda 2B-a plastik tutucusun farklı noktalardan iç çap ölçümü 2,25 mm olduğu görülmüştür. Takıp çıkarma siklusları öncesine göre 0,1 mm'lik bir azalma mevcuttur.

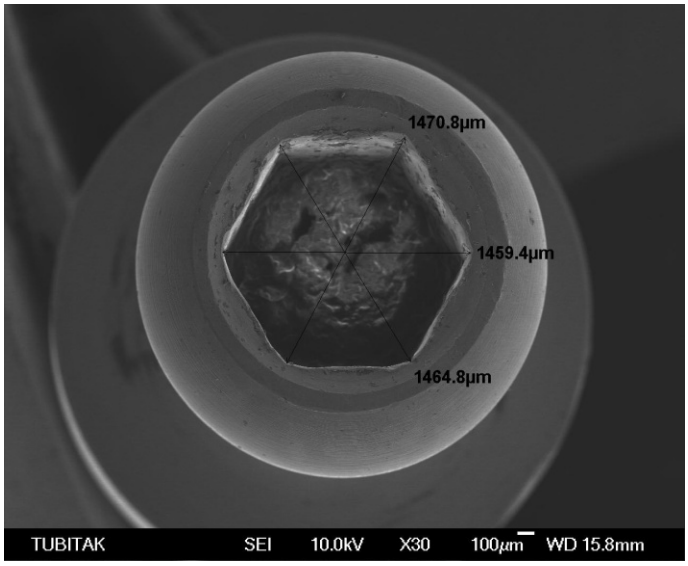
4.2.2.3. Top Başlı Tutucu Abutment (2B-b) SEM Bulguları

Top Başlı Tutucu Abutment (2B-b) SEM fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.38-41).



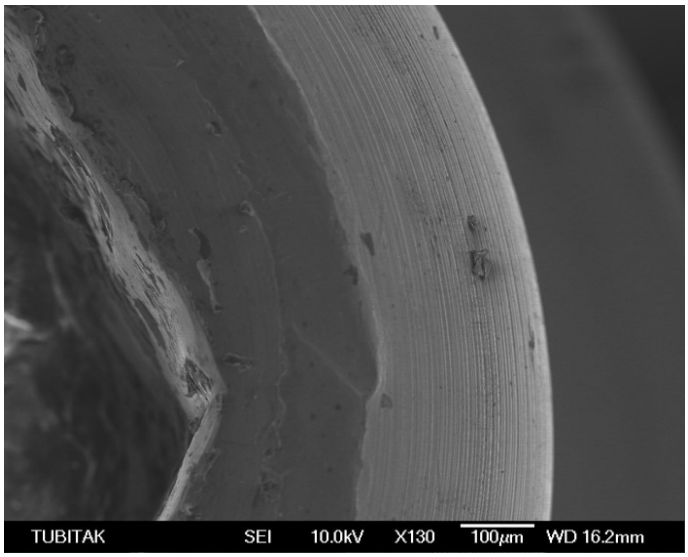
Şekil 4-38: 2B-b top başlı abutmentın dış çap ölçümleri

Deney sonunda 2B-b top başlı abutmentının dış çap ölçümünün 2,4 mm olduğu görülmüştür. Bu bulgu abutmentın deney öncesi ölçümleriyle örtüşmektedir.



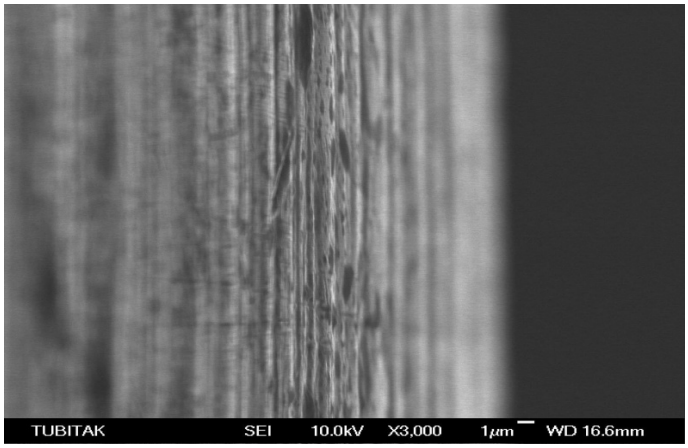
Şekil 4-39: 2B-b top başlı abutment iç çap ölçümleri

5000 takıp çıkarma siklusu sonunda 2B-b top başlı tutucu abutmentının iç çap ölçümlerinin yaklaşık 1,4 mm olduğu bulunmuştur. Bu bulgu tutucunun deney öncesi ölçümleriyle örtüşmektedir.



Şekil 4-40: 2B-b top başlı tutucu abutmentın yakın plandan görünümü

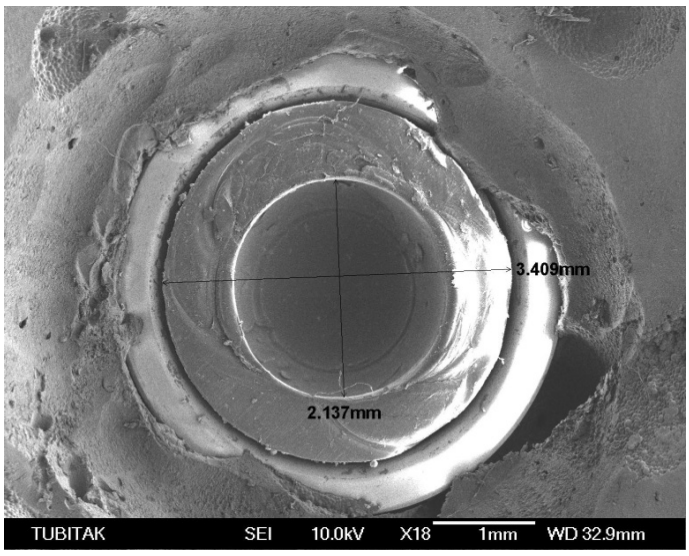
2B-b top başlı tutucu abutmentının yüzeyine yapışmış olan plastik parçaları ve kirler görülmektedir.



Şekil 4-41: 2B-b top başlı abutment yüzeyinin detaylı görünümü

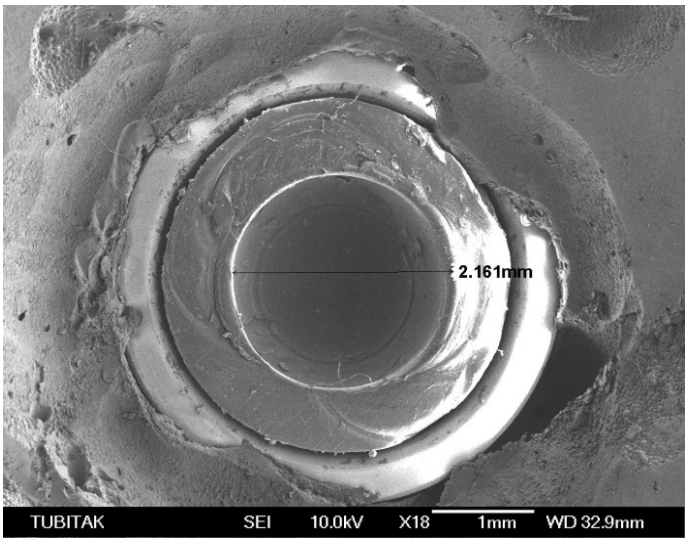
4.2.2.4. Top Başlı Plastik Tutucu (2B-b) SEM Bulguları

Top Başlı Plastik Tutucu SEM Fotoğrafları (2B-b) aşağıda görülmektedir (Şekil 4.42-44).



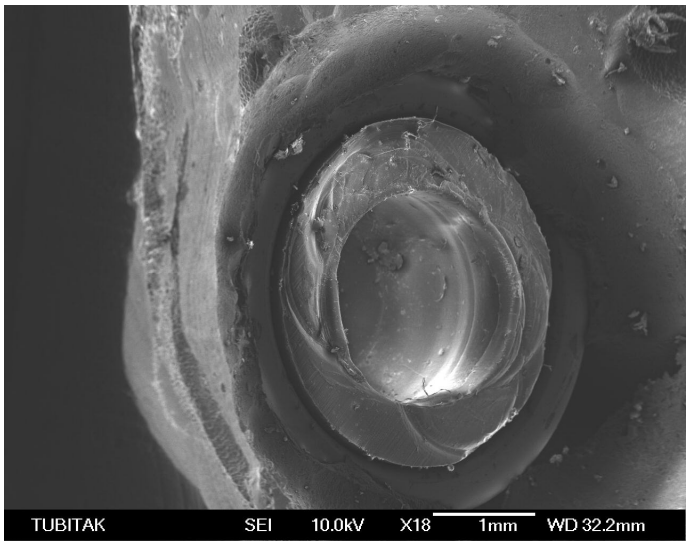
Şekil 4-42: 2B-b top başlı plastik tutucunun iç ve dış çap ölçümleri

5000 takıp çıkarma siklusu sonunda 2B-b top başlı plastik tutucunun dış çapı 3,4 mm iç çapı ise 2,1 mm olarak ölçülmüştür. Başlangıç ölçümlerine göre dış ve iç çap 0,2 mm azalmıştır.



Şekil 4-43: 2B-b top başlı plastik tutucunun iç çap ölçümü

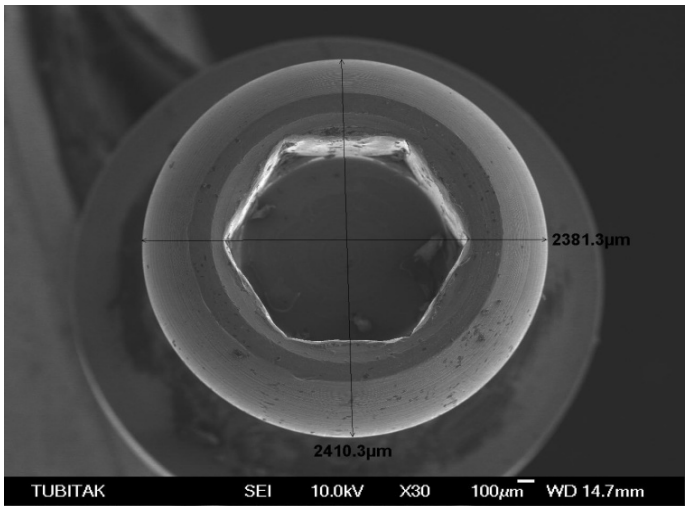
5000 takıp çıkarma siklusu sonunda 2B-b plastik tutucusunun farklı iki noktadan iç çap ölçümü 2,16 mm 'dir. Başlangıca göre 0,18 mm'lik bir azalma vardır.



Şekil 4-44: 2B-b top başlı plastik tutucuda gözlemlenen aşınmalar

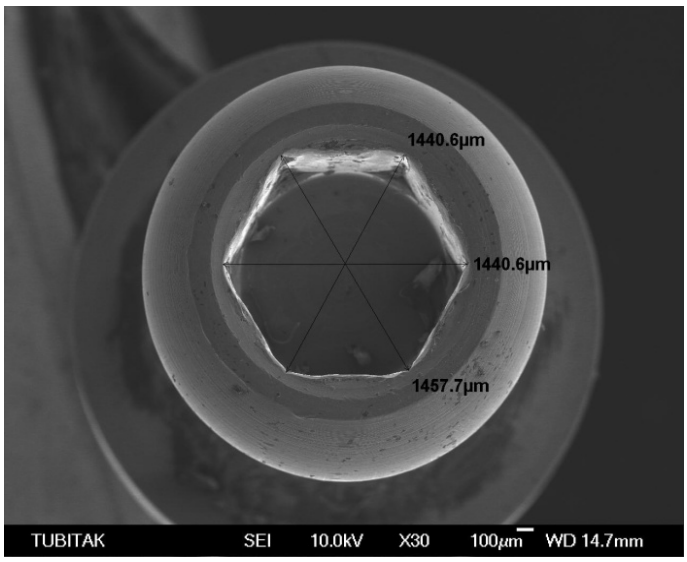
4.2.2.5. Top Başlı Tutucu Abutment (8B-a) SEM Bulguları

8B grubunda tutuculuk kuvveti deney sonunda 30 N' dan 3 N'a düşmüştür (Şekil 4.45-47).



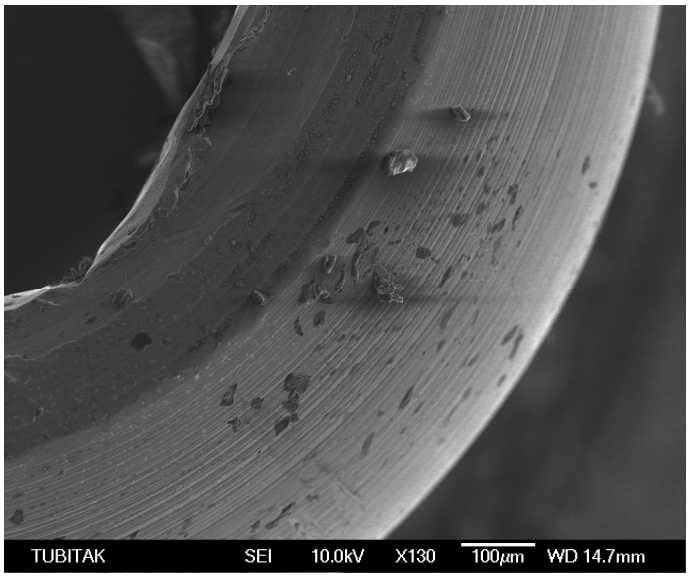
Şekil 4-45: 8B-b top başlı abutment dış çap ölçümleri

Deney sonucunda 8B-a top başlı tutucunun abutmentının dış çapının yaklaşık 2,4 mm olduğu görülmüştür. Bu bulgu deney öncesindeki bulgularla örtüşmektedir.



Şekil 4-46: 8B-a top başlı abutment iç çap ölçümleri

5000 takıp çıkarma siklusu sonunda 2B-b top başlı tutucu abutmentının iç çap ölçümlerinin yaklaşık 1,4 mm olduğu bulunmuştur. Bu bulgu tutucunun deney öncesi ölçümleriyle örtüşmektedir.

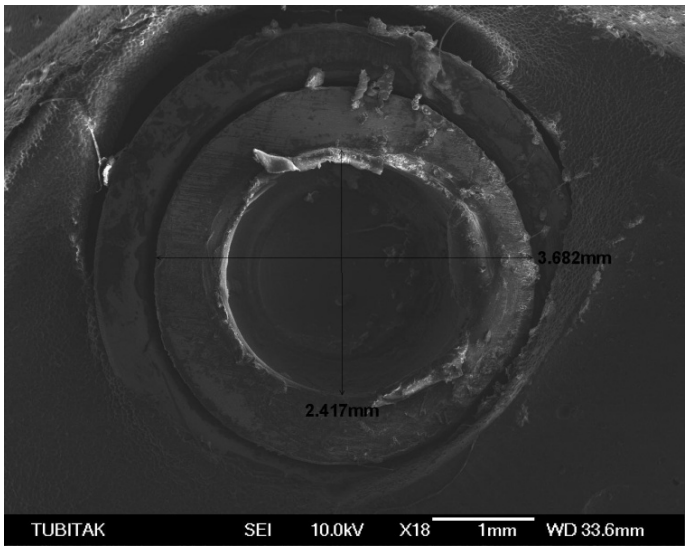


Şekil 4-47: 8B-a top başlı abutment yüzeyinin yakın plandan görünümü

8B-a top başlı abutment tutucusunun yüzeyine yapışmış olan plastik parçaları ve aşınmalar görülmektedir.

4.2.2.6. Top Başlı Plastik Tutucu (8B-a) SEM Bulguları

Top Başlı Plastik Tutucu (8B-a) SEM Fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.48).

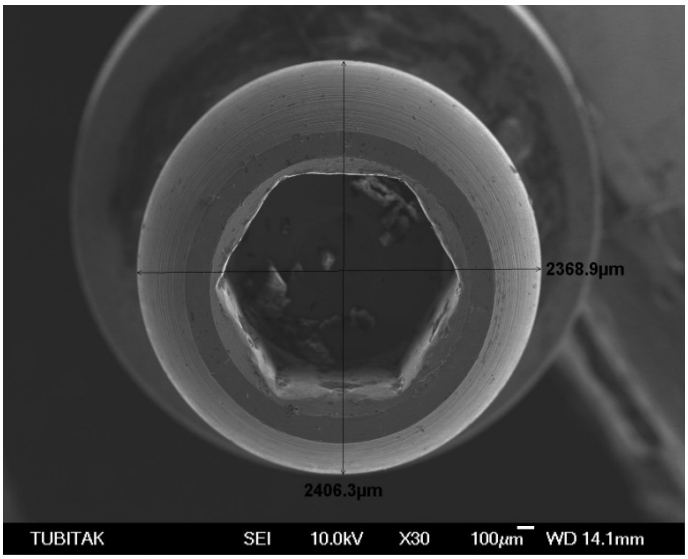


Şekil 4-48: 8B-a top başlı tutucunun iç ve dış çap ölçümleri

5000 takıp-çıkarma siklusu sonunda 8B-a top başlı plastik tutucunun iç çap ölçümü 2,42 mm dış çap ölçümü ise 3,68 mm.'dir. Deney öncesi bulgularına göre iç ve dış çap 0,08 mm artmıştır.

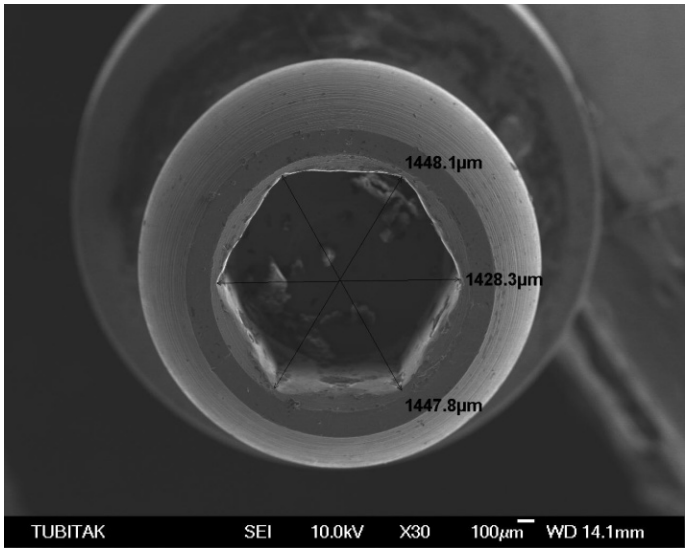
4.2.2.7. Top Başlı Tutucu Abutment (8B-b) SEM Bulguları

Top Başlı Tutucu Abutment (8B-b) SEM Fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.49-53).



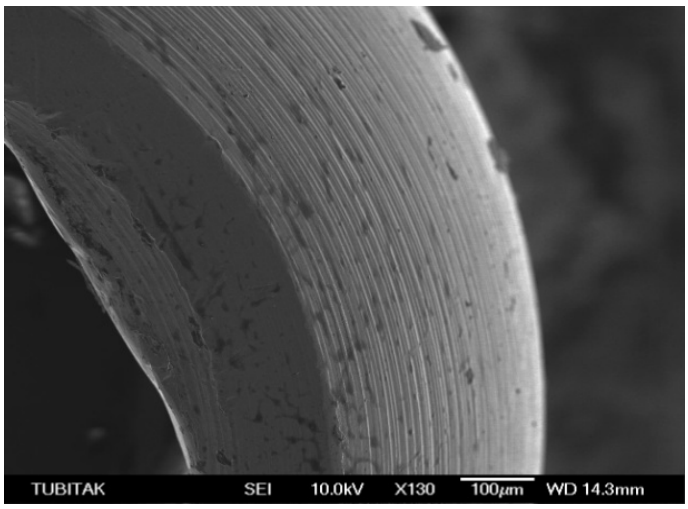
Şekil 4-49: 8B-b top başlı tutucu abutmentının dış çap ölçümleri

Deney sonucunda 8B-b top başlı tutucunun abutmentının dış çapının yaklaşık 2,4 mm olduğu görülmüştür. Bu bulgu deney öncesindeki bulgularla örtüşmektedir.

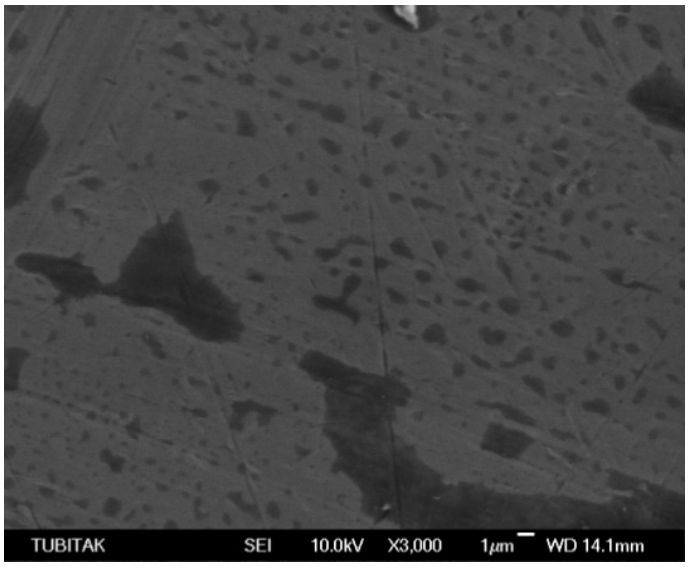


Şekil 4-50: 8B-b top başlı tutucu abutmentın iç çap ölçümleri

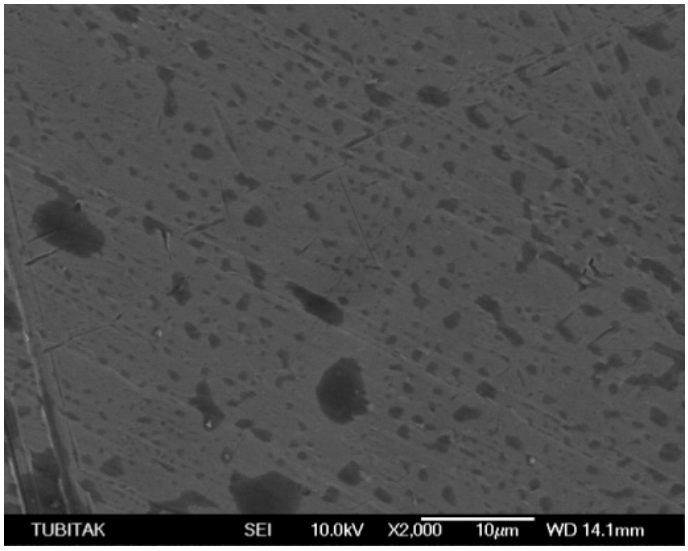
5000 takıp çıkarma siklusu sonunda 8B-b top başlı tutucu abutmentının iç çap ölçümlerinin yaklaşık 1,4 mm olduğu bulunmuştur. Bu bulgu tutucunun deney öncesi ölçümleriyle örtüşmektedir.



Şekil 4-51: 8B-b top başlı abutment yan kısım



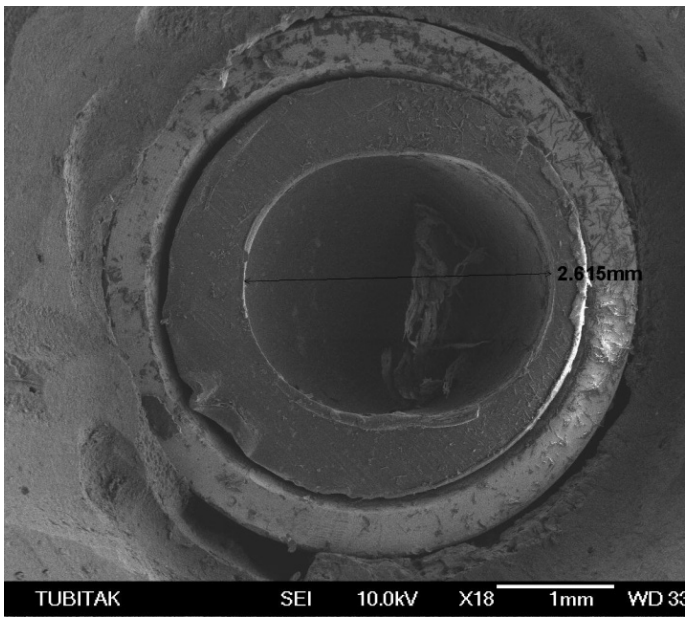
Şekil 4-52: 8B-b top başlı abutment yüzeyi-tornalanmamış tepe kısımları



Şekil 4-53: 8B-b top başlı abutment yüzey detayı

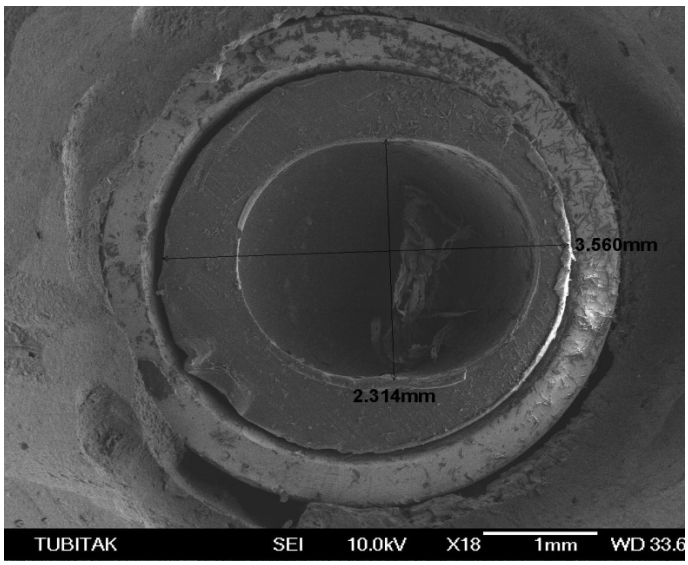
4.2.2.8. Top Başlı Plastik Tutucu (8B-b) SEM Bulguları

Top Başlı Plastik Tutucu (8B-b) SEM Fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.54-56).



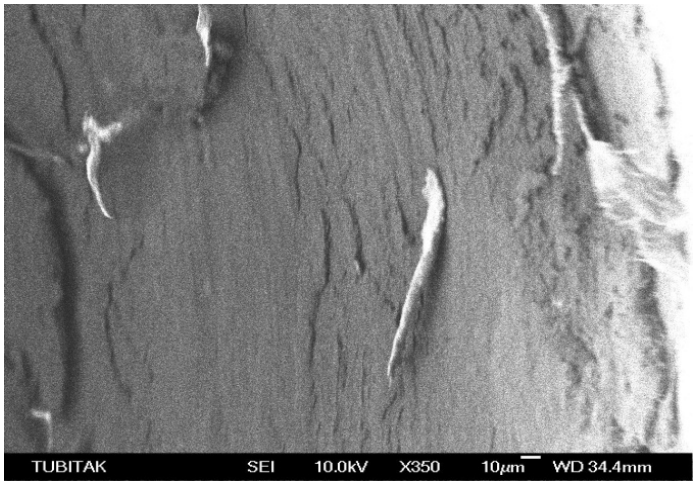
Şekil 4-54: 8B-b top başlı plastik tutucu iç çap ölçümleri

5000 takıp çıkarma siklusu sonunda 8B-b top başlı plastik tutucusunun iç çapının 2,6 mm olduğu gözlemlenmiştir. Deney öncesine göre 0,3 mm.'lik bir artış mevcuttur.



Şekil 4-55: 8B-b top başlı plastik tutucu iç ve dış çap ölçümleri

5000 takıp çıkarma siklusu sonunda 8B-b top başlı plastik tutucusunun farklı iki noktadan ölçülen iç çapının 2,3 mm olduğu, dış çapının ise yaklaşık 3,6 mm olduğu görülmüştür. Deney öncesi yapılan ölçümler ile bu bulgular örtüşmektedir.

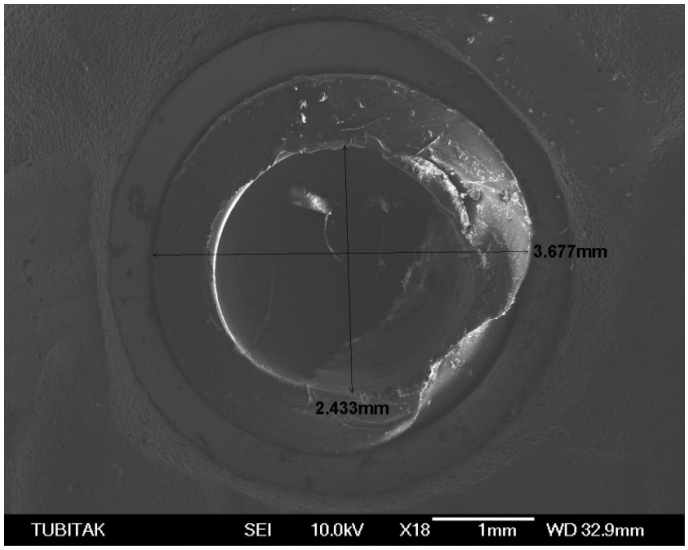


Şekil 4-56: 8B-b plastik tutucunun yüzeyi

8B-b top başlı plastik tutucusundaki aşınmalar ve yüzeyden kopmalar görülmektedir.

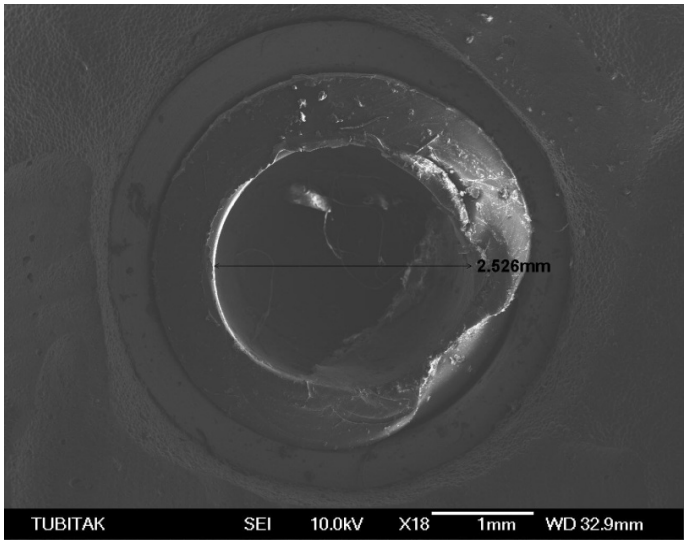
4.2.2.9. Top Başlı Plastik Tutucu (10B-a) SEM Bulguları

10B grubunda tutuculuk kuvveti deney sonunda 29 N' dan 3 N'a düşmüştür (Şekil 4.57-58).



Şekil 4-57: 10B-a top başl plastik tutucunun deney sonrası görünümü

10B-a plastik tutucusunda bir kenarın ezilerek inceldiği görülmektedir. Tutucunun deney sonunda ilk baştaki şeklini kaybettiği gözlemlenmiştir.

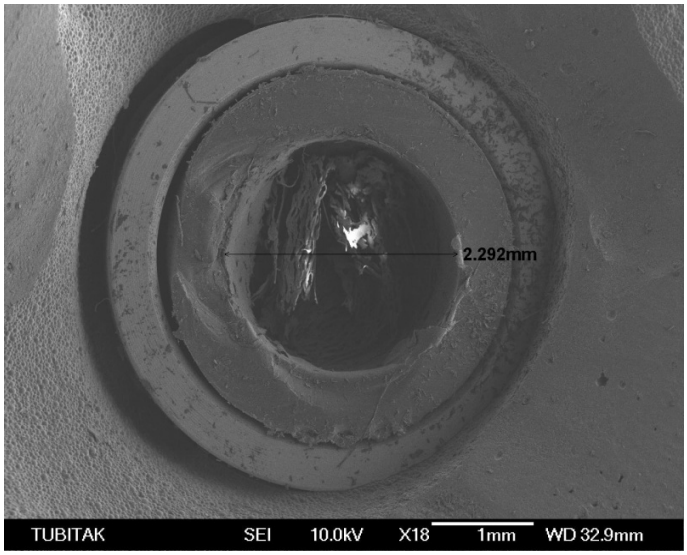


Şekil 4-58: 10B-a top başlı plastik tutucunun iç çap ölçümü

Deney sonrası 10B-a plastik tutucusunun iç çapı 2,5 mm.'dir. Deney öncesine göre 0,2mm.'lik bir artış olmuştur.

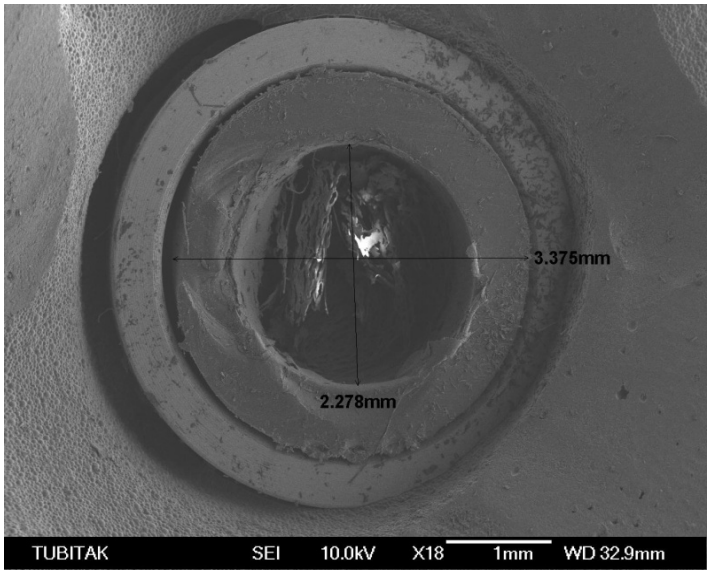
4.2.2.10. Top Başlı Plastik Tutucu (10B-b) SEM Bulguları

Top Başlı Plastik Tutucu (10B-b) SEM Fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.59-60).



Şekil 4-59: 10B-b plastik tutucunun iç çap ölçümü

Deney sonrası 10B-b plastik tutucusunun iç çap ölçümü yaklaşık 2,3 mm'dir. Bu bulgu başlangıç iç çap ölçümüyle örtüşmektedir.

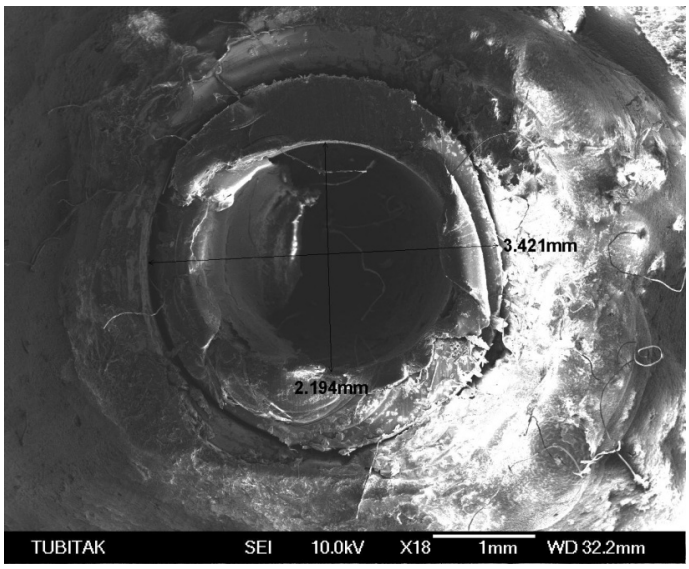


Şekil 4-60: 10B-b top başlı plastik tutucu iç ve dış çap ölçümleri

Deney sonunda 10 B-b plastik tutucusunun iç çap ölçümü yaklaşık 2,3 mm, dış çap ölçümü ise yaklaşık 3,4 mm.'dir. Başlangıç ölçümlerine göre iç çapta farklılık olmazken, dış çap 0,28 mm azalmıştır.

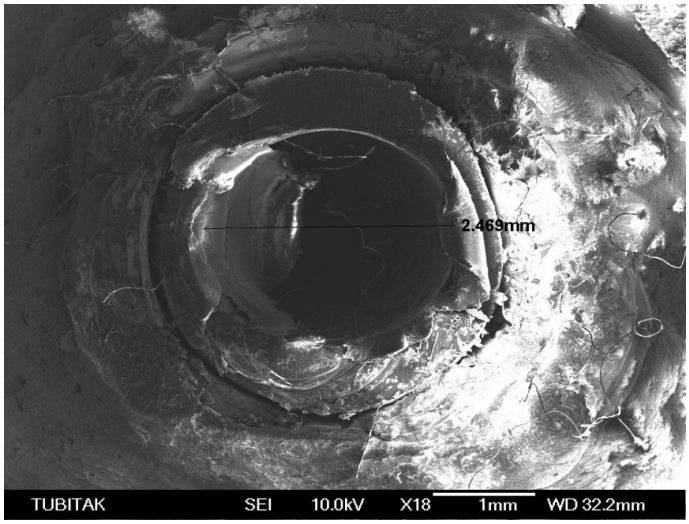
4.2.2.11. Top Başlı Plastik Tutucu (3B-a) SEM Bulguları

3B grubunda tutuculuk kuvveti deney sonunda 38 N' dan 17 N'a düşmüştür (Şekil 4.61-62).



Şekil 4-61: 3B-a plastik tutucu dış çap ölçümleri

5000 takıp-çıkarma siklusu sonunda 3B-a plastik tutucusunun dış çapı 3,4 mm, iç çapı ise 2,2 mm'dir. Deney başındaki ölçümlere göre dış çap 0,2 mm ,iç çap 0,1 mm azalmıştır.

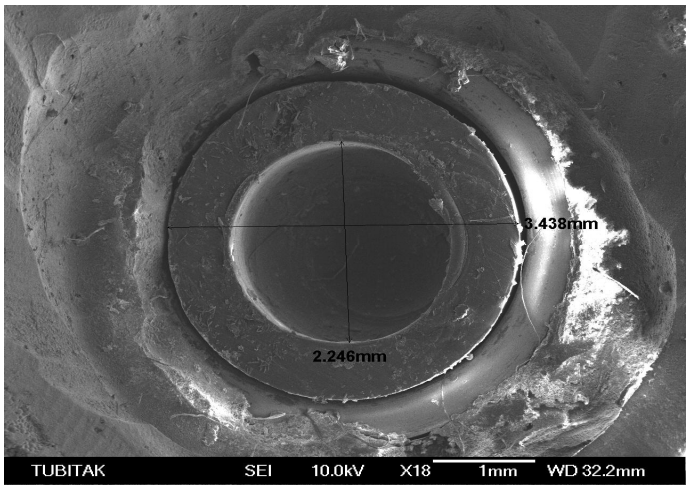


Şekil 4-62: 3B-a plastik tutucu iç çap ölçümü

3B-a top başlı plastik tutucusunun kenarı içe kıvrılmıştır. O noktadan iç çap ölçümü yaklaşık 2,5 mm.'dir ve başlangıca göre 0,2 mm.'lik bir artış vardır.

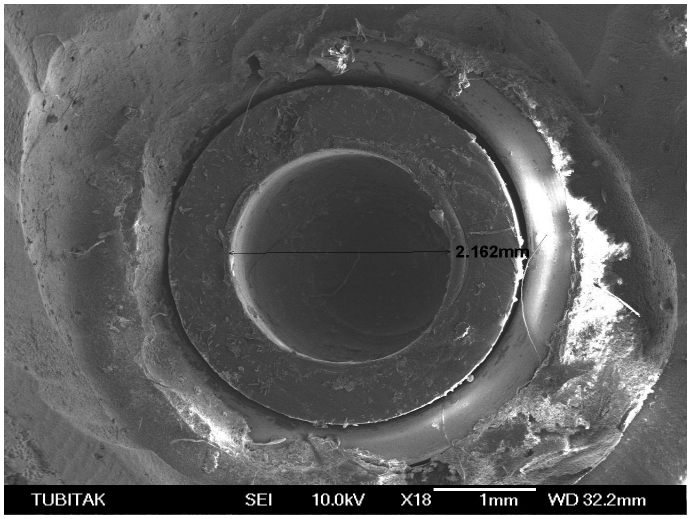
4.2.2.12. Top Başlı Plastik Tutucu (3B-b) SEM Bulguları

Top Başlı Plastik Tutucu (3B-b) SEM Fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.63-64).



Şekil 4-63: 3B-b plastik tutucu iç ve dış çap ölçümleri

5000 takıp-çıkarma siklusu sonunda 3B-b plastik tutucusunun dış çapı 3,4 mm, iç çapı ise 2,2 mm'dir. Deney başındaki ölçümlere göre dış çap 0,2 mm azalmış ve iç çap da 0,1 mm azalmıştır.

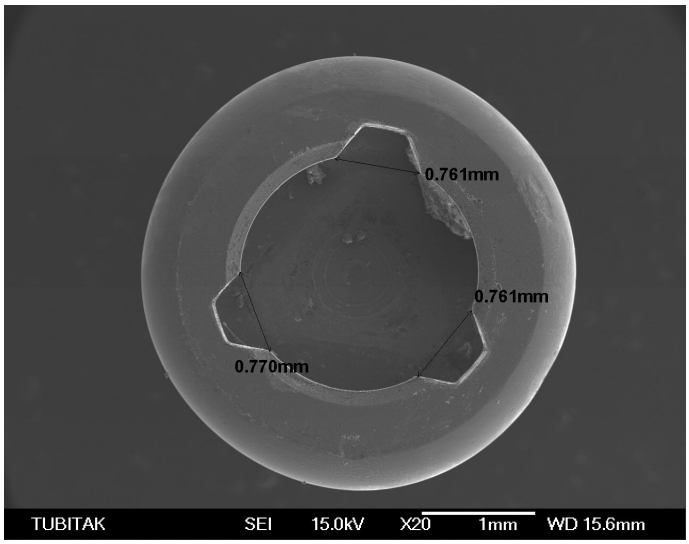


Şekil 4-64: 3B-b top başlı plastik tutucu iç çap ölçümü

Farklı iki noktadan 3B-b plastik tutucusunun iç çap ölçümü yaklaşık 2,2 mm.'dir. Başlangıçtaki çapına göre 0,1 mm.'lik bir azalma vardır.

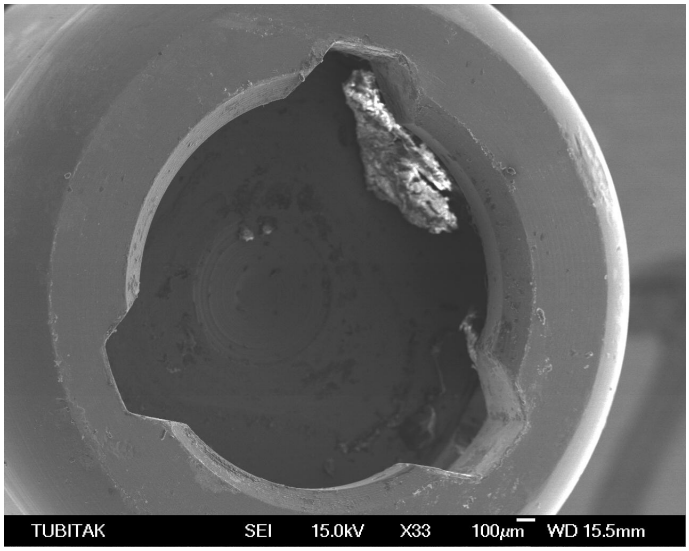
4.2.2.13. Locator Tutucu Abutment (20L-a) SEM Bulguları

20L grubunda tutuculuk kuvveti deney sonunda 52 N' dan 44 N'a düşmüştür (Şekil 4.65-69).

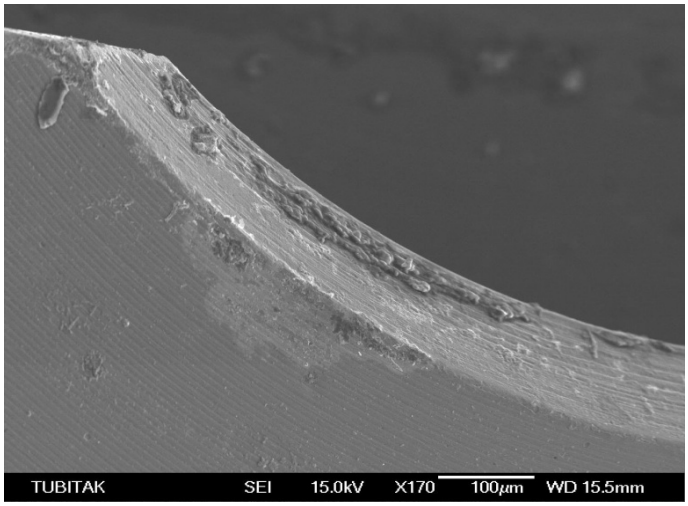


Şekil 4-65: 20L-a locator abutment iç girintilerinin ölçümü

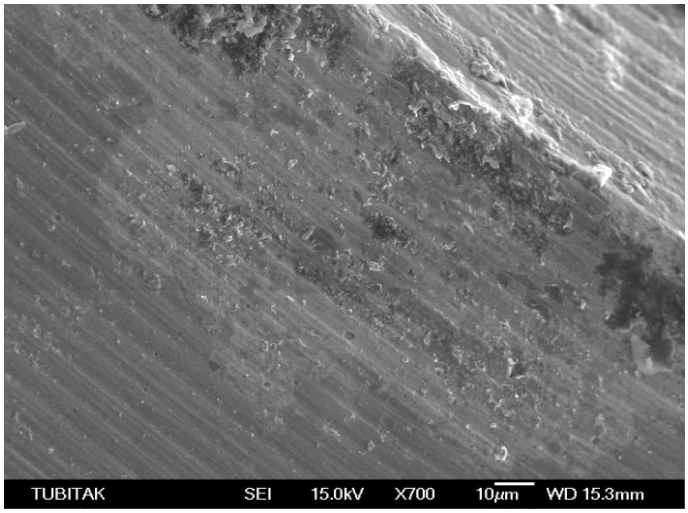
20L-a locator abutmentın iç girintilerinin ölçümleri ortalama 0,7 mm.'dir. Bu bulgular deney başlangıcındaki bulgularla örtüşmektedir.



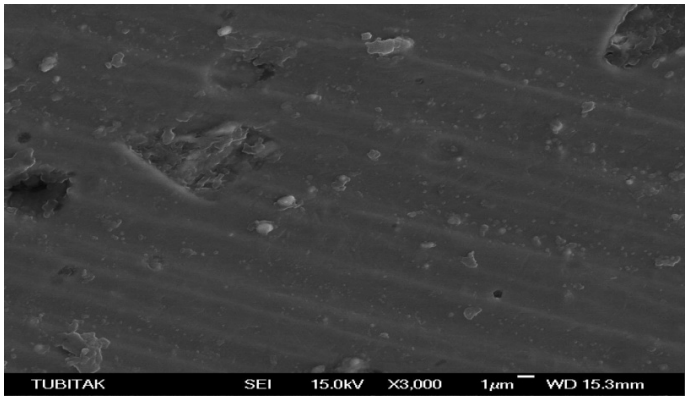
Şekil 4-66: 20L-a locator abutment iç kısmındaki plastik parçalar



Şekil 4-67: 20L-a locator abutment iç yan kısmı



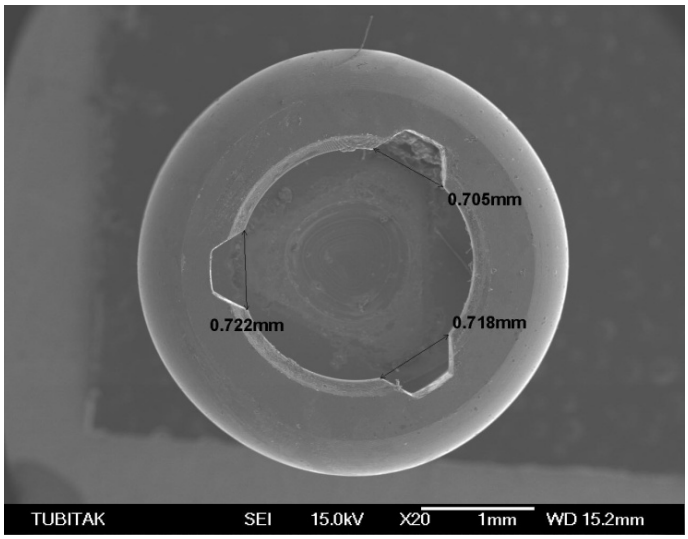
Şekil 4-68: 20L-a locator abutment yüzeyi



Şekil 4-69: 20L-a locator abutment yüzeyine yapışan plastik parçalar

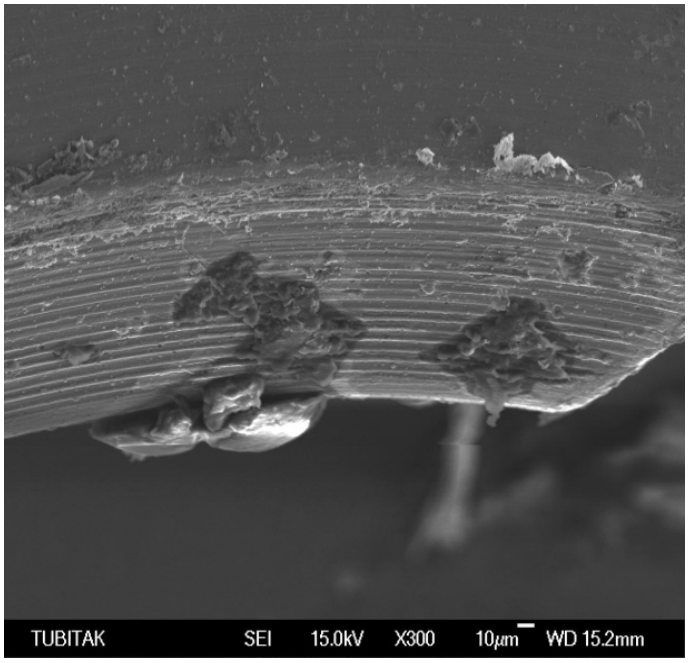
4.2.2.14. Locator Tutucu Abutment (20L-b) SEM Bulguları

Locator Tutucu Abutment (20L-b) SEM Fotoğrafları aşağıda görülmektdir (Şekil 4.70-73).

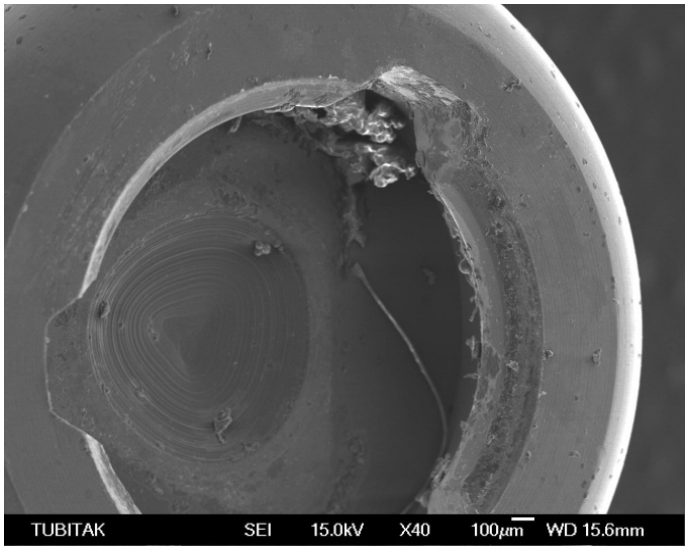


Şekil 4-70: 20L-b locator abutment iç girintilerinin ölçümleri

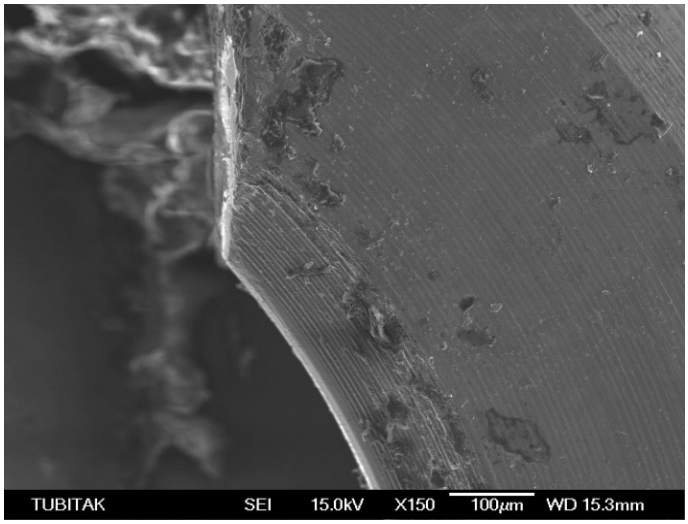
20L-b locator abutmentın iç girintilerinin ölçümleri ortalama 0,7 mm.'dir. Bu bulgular deney başlangıcındaki bulgularla örtüşmektedir.



Şekil 4-71: 20L-b locator abutment iç yüzeyine yapışmış olan plastik parçalar



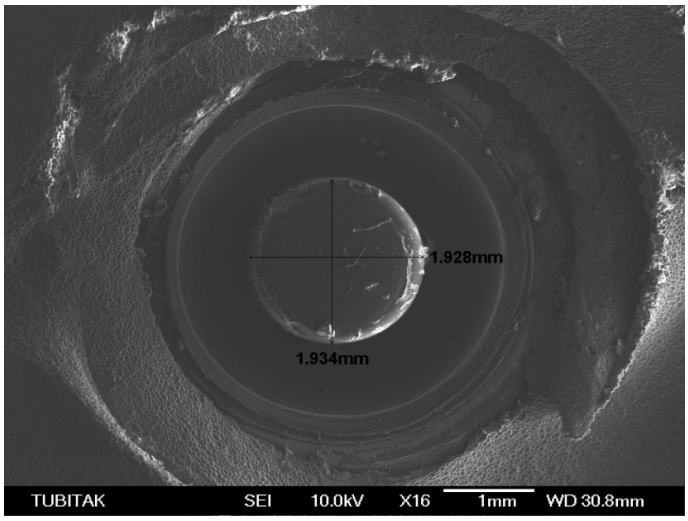
Şekil 4-72: 20L-b locator tutucu iç yüzey detayı



Şekil 4-73: 20L-b locator tutucu detaylı görüntüsü

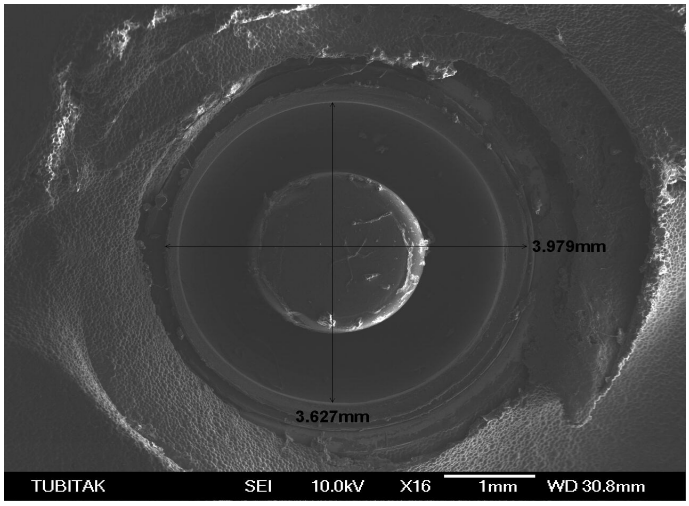
4.2.2.15. Locator Tutucu Plastik Parça (20L-a) SEM Bulguları

Locator Tutucu Plastik Parça (20L-a) SEM Fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.74-75).



Şekil 4-74: 20L-a plastik tutucunun iç çap ölçümleri

Deney sonunda 20L-a plastik tutucusunun iç çap ölçümü 1,9 mm'dir. Başlangıç ölçümlerine göre 0,1 mm. azalma gözlemlenmiştir.

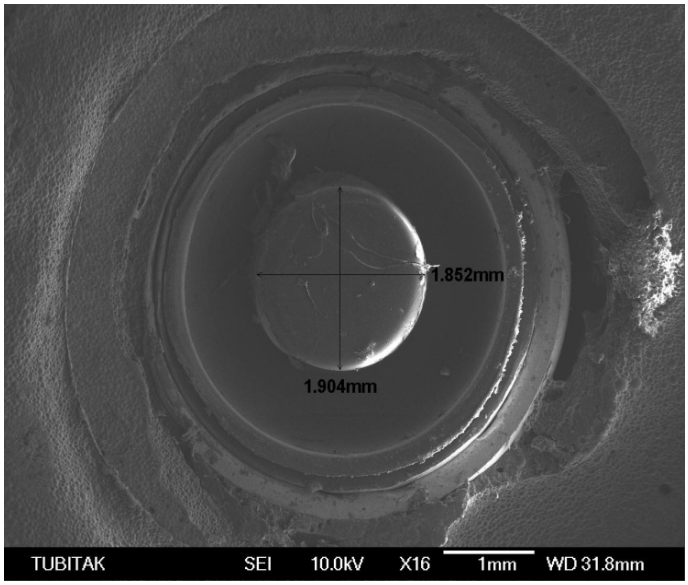


Şekil 4-75: 20L-a plastik tutucunun dış çap ölçümleri

Deney sonunda dış çeperin iç çap ölçüsü 3,6 mm, dış çeperin dış çap ölçüsü ise 3,9 mm.'dir. Başlangıç ölçümlerine göre dış çeperin iç çap ölçüsü 0,2 mm azalmış, dış çeperin iç çap ölçüsünde farklılık görülmemiştir.

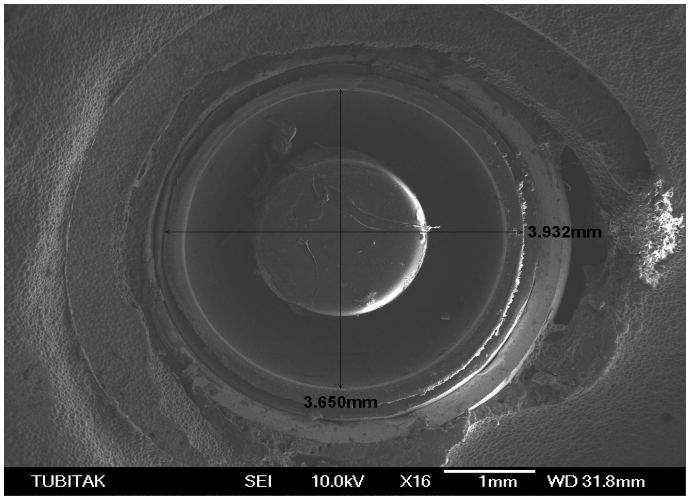
4.2.2.16. Locator Tutucu Plastik Parça (20L-b) SEM Bulguları

Locator Tutucu Plastik Parça (20L-b) SEM Fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.76-77).



Şekil 4-76: 20L-b plastik tutucunun iç çap ölçümleri

Deney sonunda 20L-b plastik tutucusunun iç çapı 1,8 mm ile 1,9 mm'dir. Başlangıç ölçümlerine göre 0,2 mm ve 0,1 mm azalma görülmüştür.

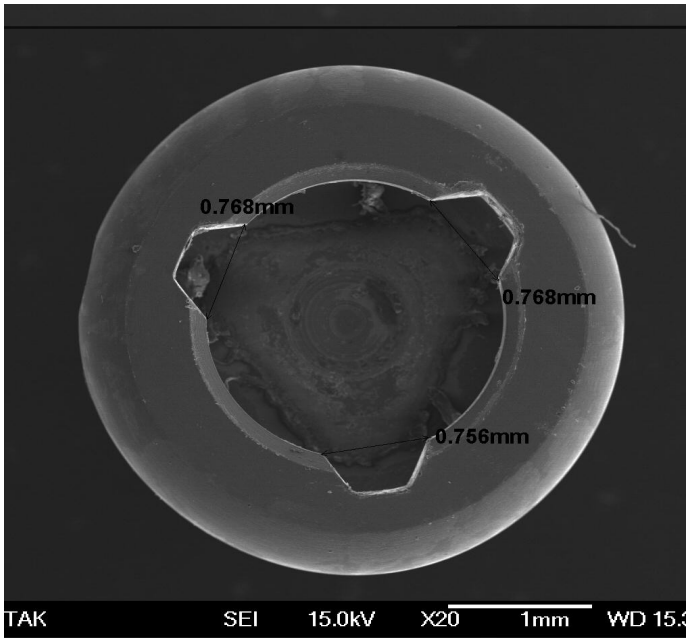


Şekil 4-77: 20L-a locator plastik tutucunun dış çeperinin iç ve dış çap ölçümleri

5000 takıp çıkarma siklusu sonunda dış çeperin iç çap ölçüsü 3,6 mm, dış çeperin dış çap ölçüsü ise 3,9 mm.'dir. Başlangıç ölçümlerine göre dış çeperin iç çap ölçüsü 0,2 mm azalmış, dış çeperin iç çap ölçüsünde farklılık görülmemiştir.

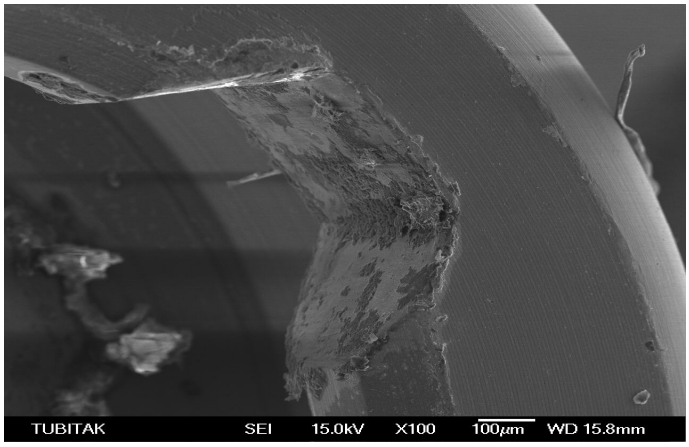
4.2.2.17. Locator Tutucu Abutment (15L-a) SEM Bulguları

15L grubunda tutuculuk kuvveti deney sonunda 49 N' dan 12 N'a düşmüştür (Şekil 4.78-81).

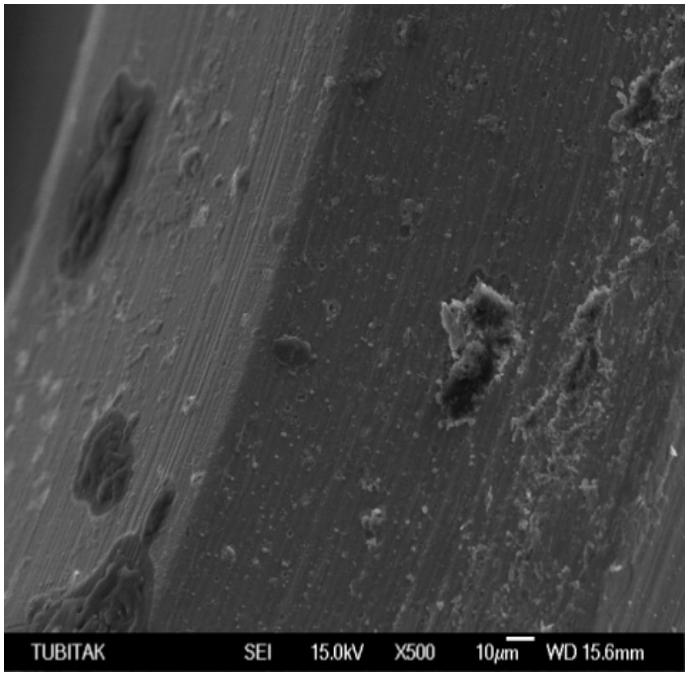


Şekil 4-78: 15L-a locator abutment iç girintilerinin ölçümleri

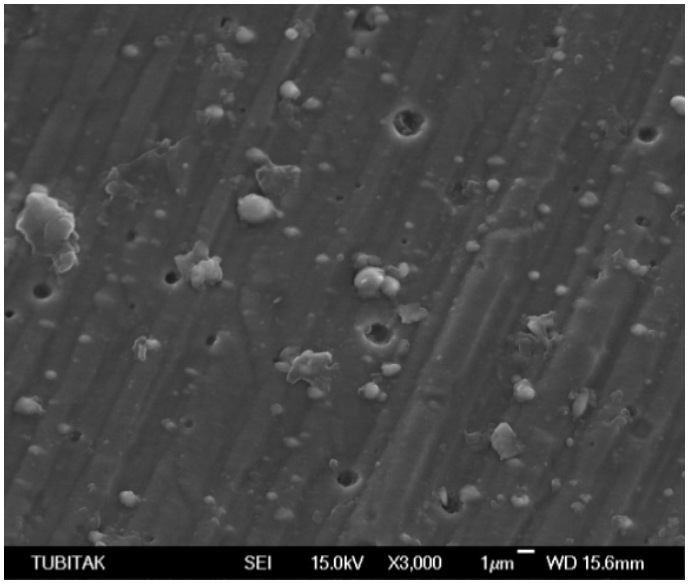
15L-a locator abutmentın iç girintilerinin ölçümleri ortalama 0,7 mm.'dir. Bu bulgular deney başlangıcındaki bulgularla örtüşmektedir.



Şekil 4-79: 15L-a locator abutment iç girintisi



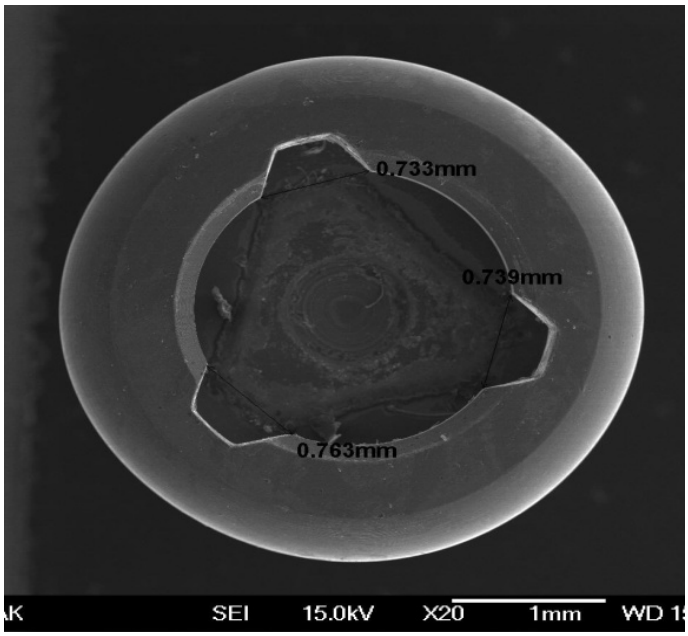
Şekil 4-80: 15L-a locator abutment yüzey



Şekil 4-81: 15L-a locator yüzey detayı

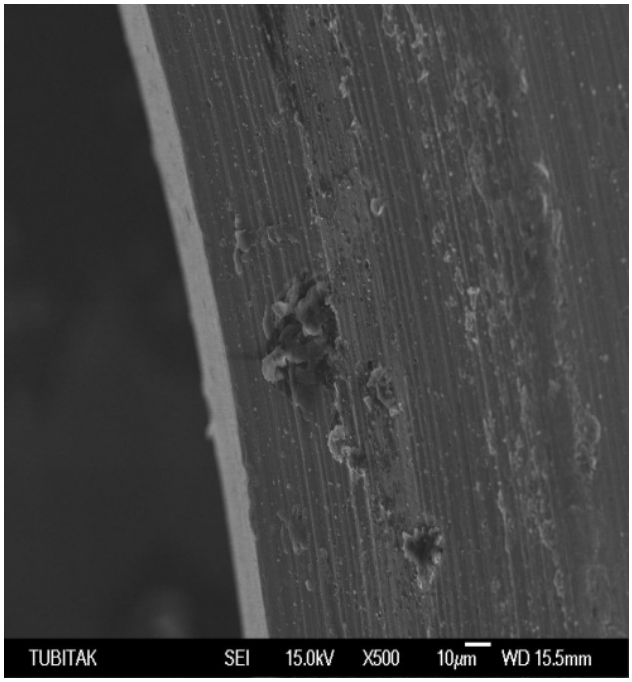
4.2.2.18. Locator Tutucu Abutment (15L-b) SEM Bulguları

Locator Tutucu Abutment (15L-b) SEM Fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.82-84).

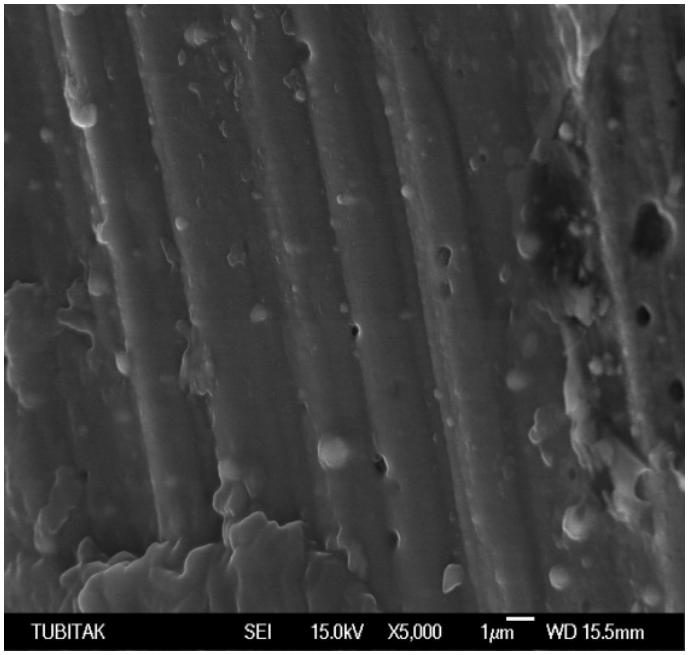


Şekil 4-82: 15L-b locator abutment iç girintilerinin ölçümleri

15L-b locator abutmentının iç girintilerinin ölçümleri ortalama 0,7 mm.'dir. Bu bulgular deney başlangıcındaki bulgularla örtüşmektedir.



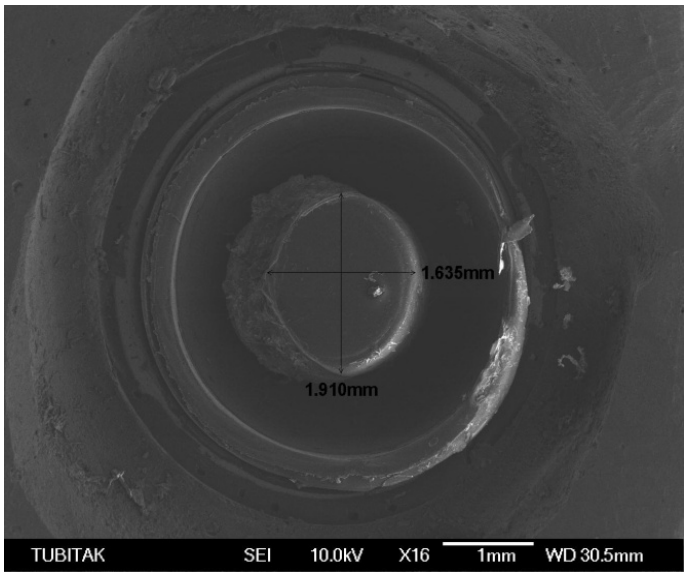
Şekil 4-83: 15L-b locator abutment iç yüzeyi



Şekil 4-84: 15L-b yüzey detayı

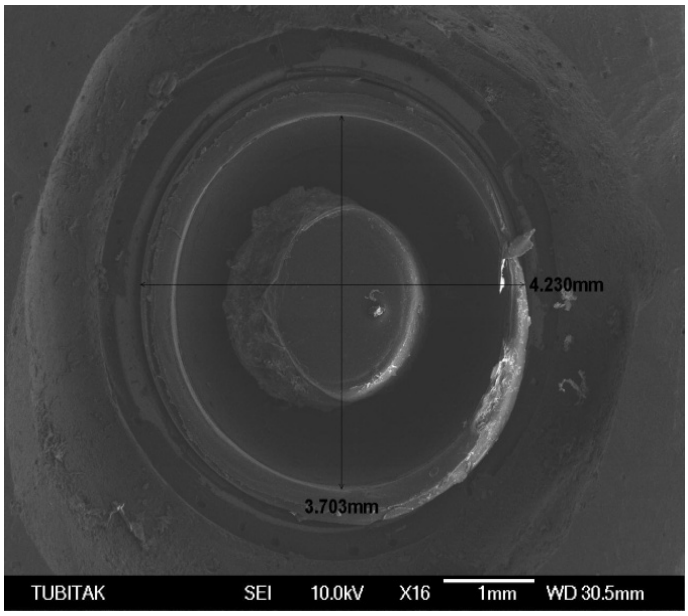
4.2.2.19. Locator Tutucu Plastik Parça (15L-a) SEM Bulguları

Locator Tutucu Plastik Parça (15L-a) SEM Fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.85-87).



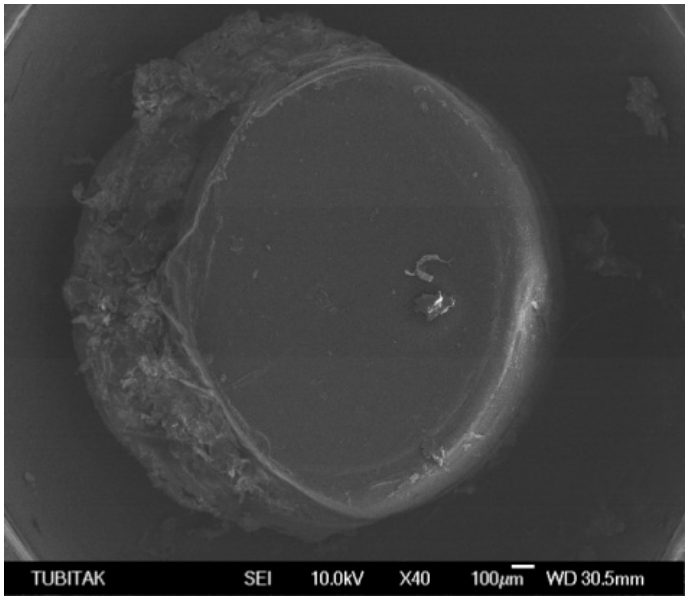
Şekil 4-85: 15L-a locator plastik tutucunun iç çap ölçümleri

Deney sonunda 15L-a plastik tutucusunun iç çapı 1,9 mm ile 1,6 mm'dir. Başlangıç ölçümlerine göre 0,1 mm ve 0,4 mm azalma görülmüştür.



Şekil 4-86: 15L-a locator plastik tutucunun dış çeperinin iç ve dış çap ölçümleri

Deney sonunda 15L-a locator plastik tutucusunun dış çeperin iç çap ölçüsü 3,7 mm, dış çeperin dış çap ölçüsü ise 4,2 mm.'dir. Başlangıç ölçümlerine göre dış çeperin iç çap ölçüsü 0,1 mm azalmış, dış çeperin dış çap ölçüsü ise 0,2 mm artmıştır.

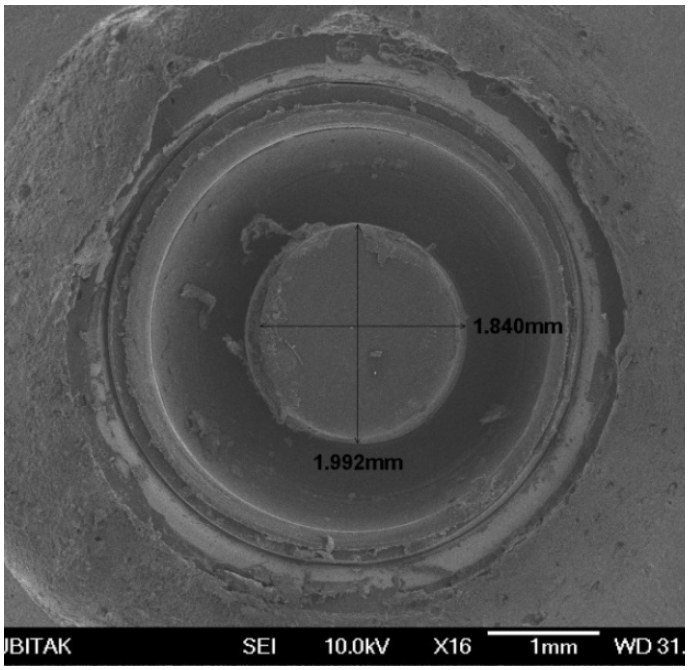


Şekil 4-87: 15L-a plastik tutucu iç kısım

15L-a plastik tutucusunun iç kısmında aşınma meydana geldiği görülmektedir.

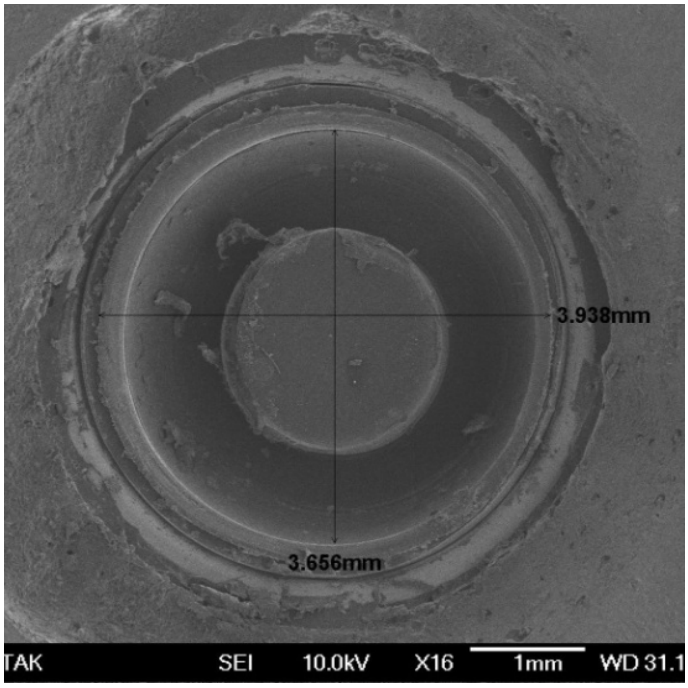
4.2.2.20. Locator Tutucu Plastik Parça (15L-b) SEM Bulguları

Locator Tutucu Plastik Parça (15L-b) SEM Fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.88-90).



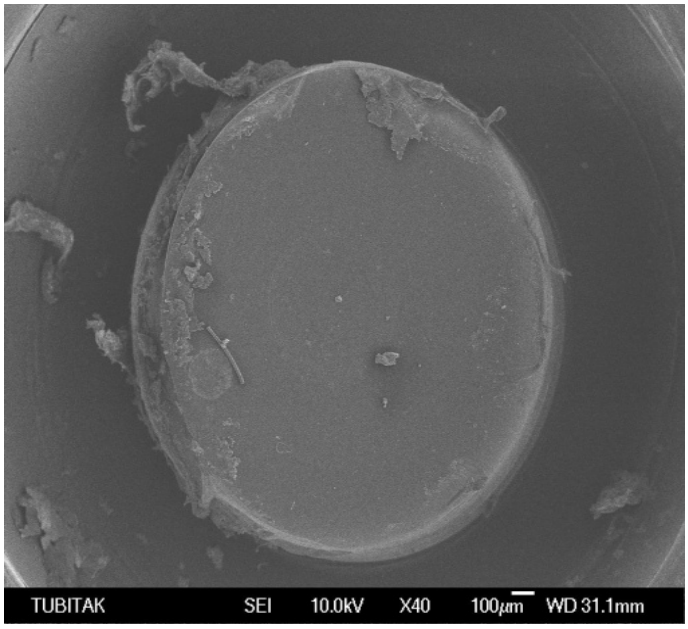
Şekil 4-88: 15L-b plastik tutucu iç çap ölçümleri

Deney sonunda 15L-b plastik tutucusunun farklı noktalardan ölçülen iç çap ölçümleri 2 mm ile 1,8 mm'dir. Başlangıçtaki çapı ise her iki noktadan da 2 mm.'dir.



Şekil 4-89: 15L-b plastik tutucu dış çeperinin ölçümleri

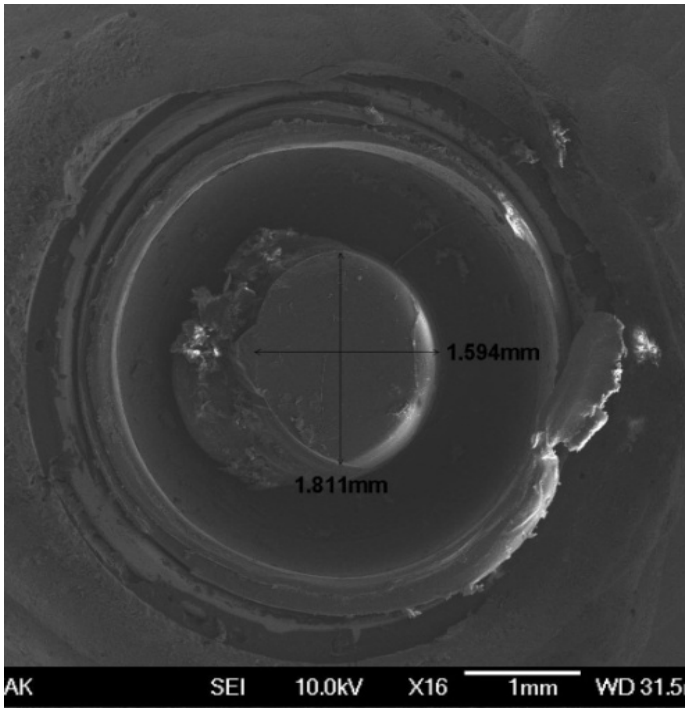
Deney sonunda 15L-b plastik tutucusunun dış çeperin iç çap ölçüsü 3,7 mm, dış çeperin dış çap ölçüsü ise 4 mm.'dir. Başlangıç ölçümlerine göre dış çeperin iç çap ölçüsü ve dış çeperin dış çap ölçüsü 0,1 mm azalmıştır.



Şekil 4-90: 15L-b plastik tutucunun iç kısmı

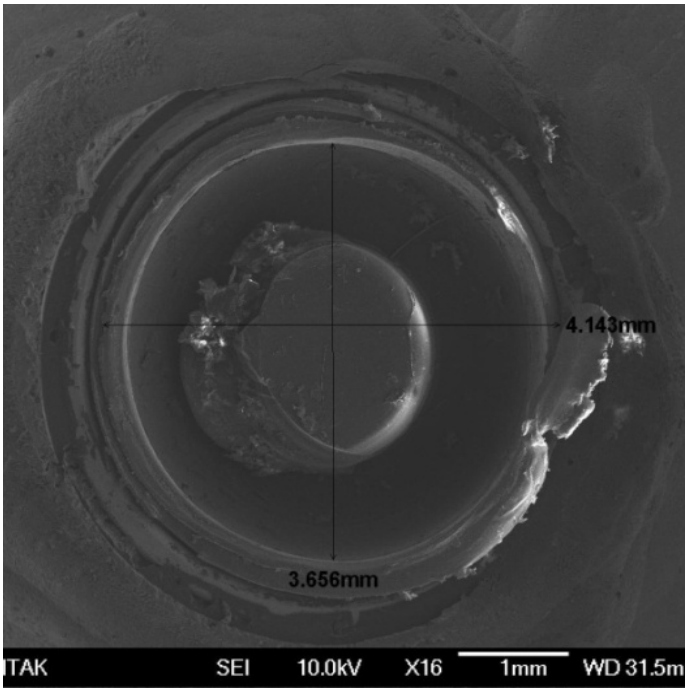
4.2.2.21. Locator Tutucu Plastik Parça (17L-a) SEM Bulguları

17L grubunda tutuculuk kuvveti deney sonunda 54 N' dan 12 N'a düşmüştür (Şekil 4.91-93).



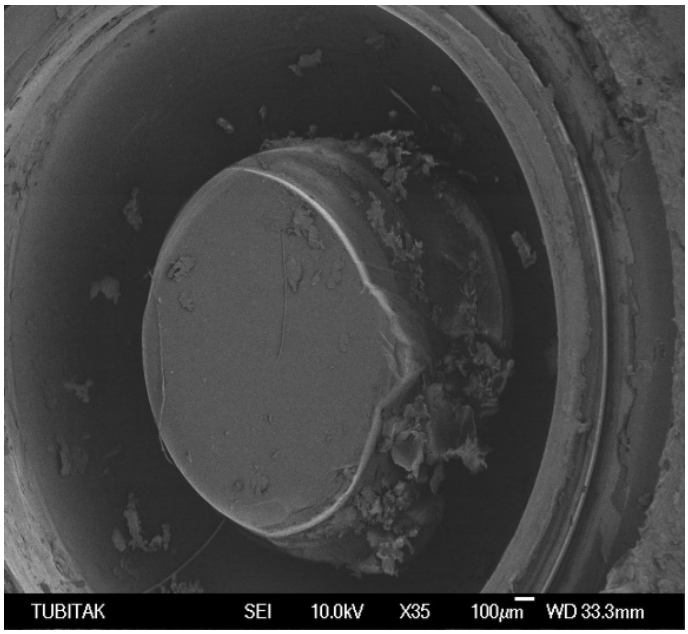
Şekil 4-91: 17L-a plastik tutucu iç çap ölçümleri

Deney sonunda 17L-a plastik tutucusunun farklı noktalardan ölçülen iç çap ölçümleri 1,6 mm ile 1,8 mm'dir. Başlangıçtaki çapı ise her iki noktadan da 2 mm.'dir.



Şekil 4-92: 17L-a plastik tutucunun dış çeper ölçümleri

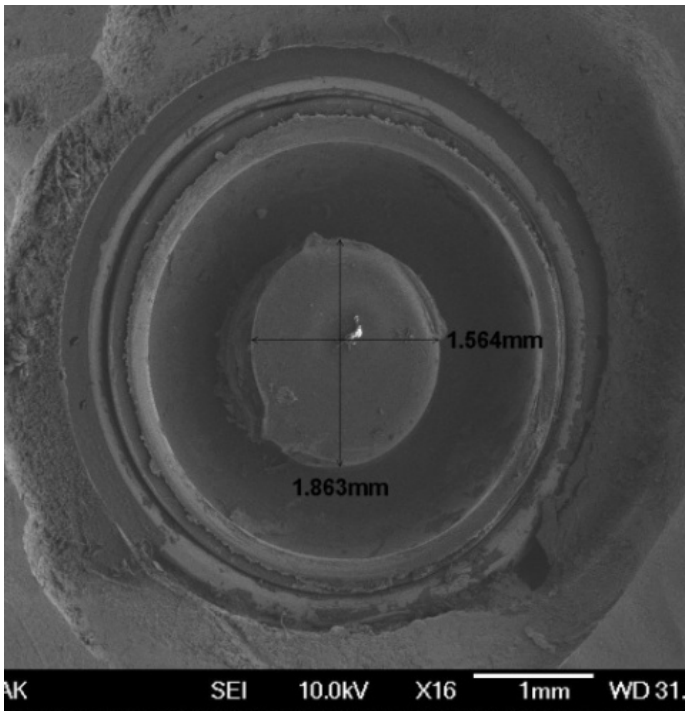
Deney sonunda 17L-a plastik tutucusunun dış çeperin iç çap ölçüsü başlangıca göre 0,1mm azalmış ve yaklaşık 3,7 mm, dış çeperin dış çap ölçüsü ise başlangıca göre 0,1 mm artmış ve 4,1 mm.'dir. Plastik parçada kopmalar olduğu görülmektedir.



Şekil 4-93: 17L-a plastik tutucunun iç kısmı

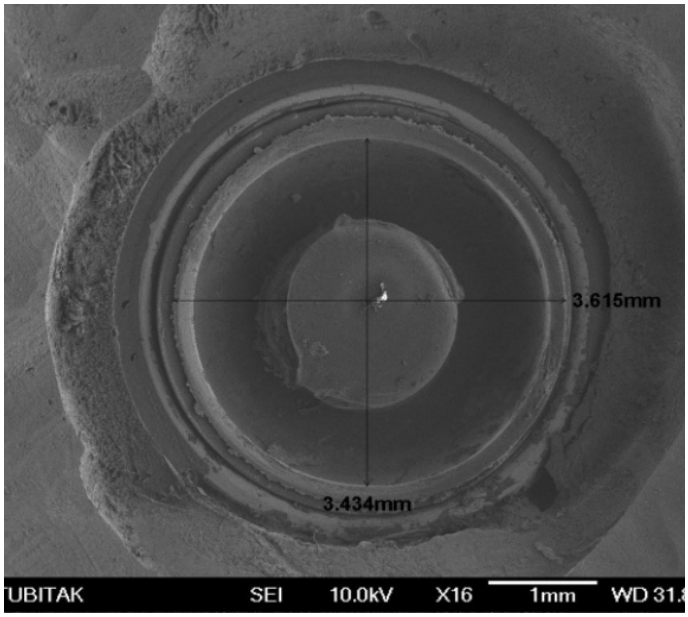
4.2.2.22. Locator Tutucu Plastik Parça (17L-b) SEM Bulguları

Locator Tutucu Plastik Parça (17L-b) SEM Fotoğrafları aşağıda görülmektedir (Şekil 4.94-98).



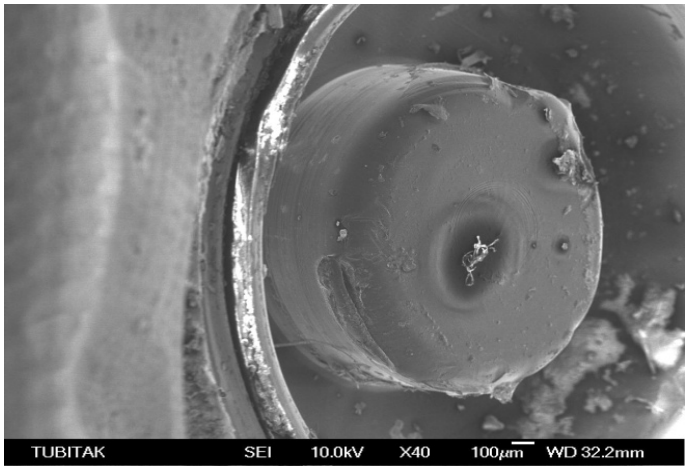
Şekil 4-94: 17L-b plastik tutucu iç çap ölçümleri

Deney sonunda 17L-b plastik tutucusunun farklı noktalardan ölçülen iç çap ölçümleri 1,8mm ile 1,5 mm'dir. Başlangıçtaki çapı ise her iki noktadan da 2 mm.'dir. Sırayla 0,2 mm ve 0,5 mm'lik azalma meydana gelmiştir.

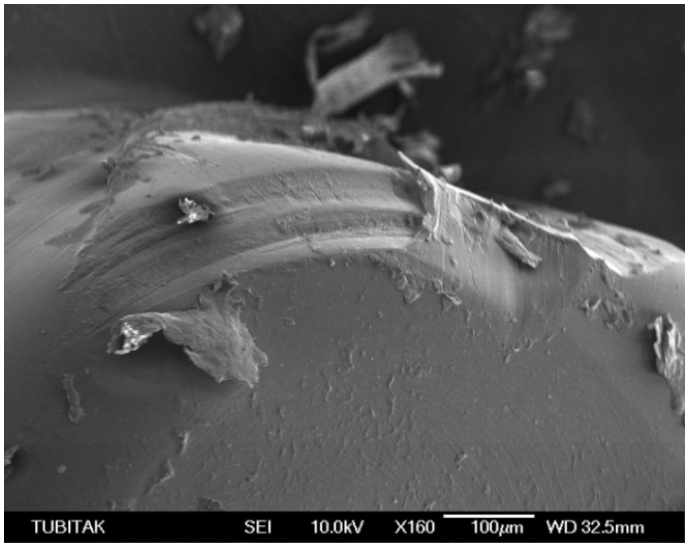


Şekil 4-95: 17L-b plastik tutucunun dış çeper ölçümleri

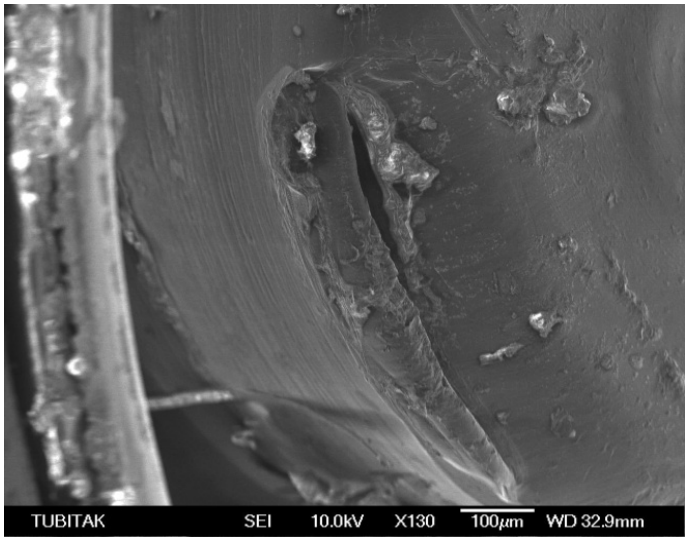
Deney sonunda 17L-b plastik tutucusunun dış çeperin iç çap ölçüsü ve dış çeperinin dış çap ölçüsü başlangıca göre 0,4 mm azalmış ve sırayla 3,4 mm ile 3,6 mm.'dir.



Şekil 4-96: 17L-b plastik tutucunun iç kısmı



Şekil 4-97: 17L-b plastik tutucu iç kısım yüzey

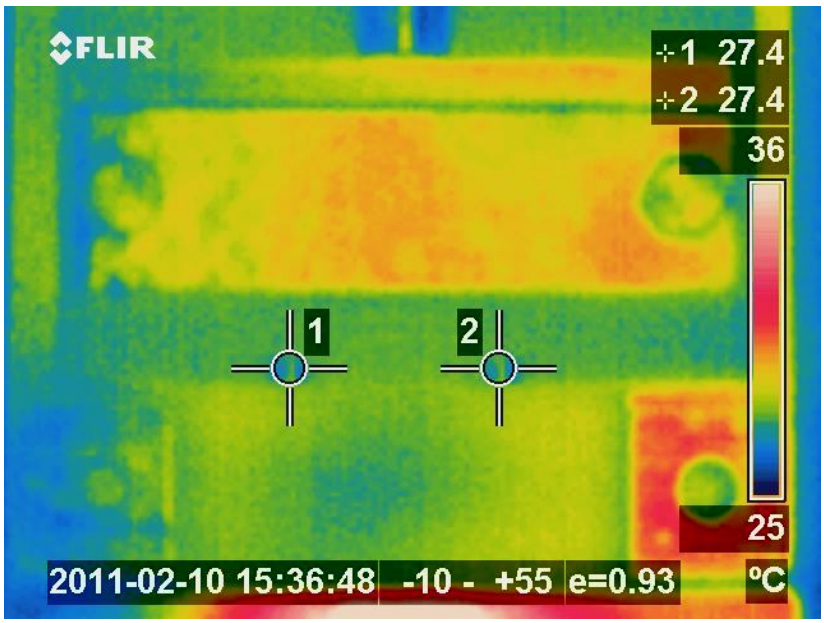


Şekil 4-98: 17L-b iç kısım yüzeyindeki aşınmalar

4.3. Termal Kamera Bulguları

4.3.1. Locator Tutucuların Termal Kamera Bulguları

Locator tutucularda aralıksız 200 takıp çıkarma siklusu sonunda (Şekil 4.99) 1 nolu tutucuda sıcaklık yükselmesi meydana gelmezken , 2 nolu tutucuda ise $0,1^{o}$'lik bir sıcaklık yükselmesi oluşmuştur (Şekil 4.100). Bu artış plastik komponentin yapısında bir bozulmaya yol açamayacak kadar düşüktür.



Şekil 4-99: Sikluslar öncesi locator tutucuların görüntüsü

Şekil 4-100: 200 siklus sonrası locator tutucuların görüntüsü

4.3.2. Top Başlı Tutucuların Termal Kamera Bulguları

Top başlı tutuculardaaralıksız 200 takıp çıkarma siklusu sonunda (Şekil 4.101) 1 nolu tutucuda meydana gelen sıcaklık artışı 0,6^{o}, 2 nolu tutucuda ise 0,9^{o}'dir (Şekil 4.102). Bu artış plastik komponentin yapısında bir bozulmaya yol açamayacak kadar düşüktür.

Şekil 4-101: Siklus öncesi top başlı tutucuların görüntüsü

Şekil 4-102: 200 siklus sonrası top başlı tutucuların görüntüsü

5. TARTIŞMA

Geleneksel tam protezler, yaklaşık 100 yıldır tam dişsiz hastaların çiğneme yapabilmesini sağlayabilmek, fonasyon ve estetiğini düzeltlmek amacıyla yapılan protezlerdir. Bu protezler sayesinde hastaların daha iyi bir görünüme ve sosyal ve fonksiyonel konfora sahip olduğu bildirilmiştir (105). Ancak özellikle alt kretin aşırı rezorbe olduğu durumlarda alt tam protezler ile yeterli çiğneme yapabilmek ve konuşabilmek güçleşmektedir. Bu durum hastaların yaşam kalitesini de olumsuz yönde etkilemektedir (15).

1970 yılından bu yana diş hekimliği alanında sıkça kullanılan dental implantlar sayesinde tam dişsiz hastalarda tedavi alternatifleri çoğalmıştır (15, 16, 17). İmplant tedavisinin amacı, hastanın anatomik gereksinimlerini ve kişisel isteklerini karşılayan en basit, ekonomik ve öngörülebilen tedavi seçeneğini sunmaktır. Tam dişsiz hastalarda klinikte gözlemlenebilen ağrı şikayetleri ile, stabilite, tutuculuk kuvveti ve fonksiyon eksikliği gibi problemleri giderebilmek ancak implant tedavisi ile mümkündür (146).

Yapılan uzun dönemli çalışmalar ve klinik araştırmalar sonucunda karşıt arkta üst tam protezin varlığında alt çeneye iki implant destekli tam protez yapımının düşünülmesi gereken ilk tedavi seçeneği olduğu belirtilmiştir (73). İmplant destekli hareketli protezlerin, geleneksel tam protezlerle kıyaslandığında daha rahat ve stabil olduğu böylece hastaların yiyecekleri daha kolay çiğneyebildikleri ve daha rahat konuşabildikleri, yaşam kaliteleri ve beslenme durumlarının geliştiği bildirilmiştir (18, 151).

İmplant destekli alt tam protezlerde kullanılmak üzere piyasada birçok tutucu tipi mevcuttur. Bunlar splintlenmemiş tutucular ve splintlenmiş tutucular olmak üzere iki ana gruba ayrılır. İmplant destekli alt tam protezlerde kullanılan splintlenmemiş tutucu tipleri; mıknatıs tutucular, teleskobik tutucular, ERA tutucular, ZAAG tutucular, top başlı tutucular ve locator tutuculardır. Tutucu seçiminde göz önünde bulundurulması gereken birçok faktör vardır. Bunlar ağız hijyeni, hastanın anatomik koşulları , implantlar arası mesafe, biyomekanik etkenler, hastanın psikolojik durumu ve beklentileri, hastanın ekonomik koşulları ve tutuculuk kuvveti ihtiyacının miktarıdır (219).

Klinisyenler çoğu zaman implant destekli protezler tutucu sistem seçimini ampirik olarak tutucuların tahmini retantif özelliklerine göre yapmaktadırlar. Alt çenede implant destekli protezlerde, protezin tutuculuk kuvvetinin hasta memnuniyetiyle ilişkisiyle ilgili çalışmalar incelendiğinde konunun önemi anlaşılmaktadır (40, 51). Literatürde tutucu sistemin kabul edilebilir tutuculuk kuvvet değeri hakkında kesin bir bilgi mevcut olmamasına rağmen 20 N'luk bir kuvvetin alt implant destekli protezler için yeterli olduğunu kabul eden araştırmacılar vardır (219). Diş destekli protezler üzerinde yapılan çalışmalara göre splintlenmemiş tutuculardа minimum 4 N'luk bir tutuculuk kuvveti kuvveti yeterli olmaktadır. *Lehman ve Arnim'e* göre 5-7 N arasındaki tutuculuk kuvveti diş destekli protezlerin stabilitesi için yeterlidir (124, 204) . Protezin takılıp çıkartılması sırasında meydana gelen aşınmalar ve ağız ortamı, protetik komponentin fonksiyonunu yerine getirememesine ve tutucu sistemin başarısızlığına sebep olabilir (125).

Goodacre ve ark. yaptıkları derlemede, implant destekli hareketli protezlerde görülen protetik komplikasyon çeşitlerini ve görülme sıklıklarını sıralamışlardır. Bu çalışmaya göre implant destekli tam protezlerde; karşıt çenedeki protezin kırılması %12, implant destekli protezin kırılması %12, klips veya tutucunun kırılması %17, protez kaidesinin beslenme veya astarlanma ihtiyacı %19, tutuculuk kaybı %30 oranında görülmüştür (85). İmplant destekli tam protezlerde bir süre sonra meydana gelen tutuculuk kaybının en sık görülen komplikasyonlardan biri olması dikkat çekicidir.

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Tutuculardа zamanla gözlemlenen tutuculuk kaybının ana sebebi olarak, malzemelerin plastik adaptasyonu ve aşınmaları gösterilebilir. Bu iki fenomen tutucu sisteminin geometrisine ve malzemenin karakterine bağlı olarak farklı derecelerde tutuculuğu etkilemektedir (34). Tutucu sistemlerin fonksiyonel yük altında olduğu gibi, takılıp çıkartılırken de aşınmaya uğradığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (36, 70, 236, 242). Ayrıca aşınmayı etkileyen diğer faktörlerin, tükürüğün pHsı, kalitesi ve miktarı, oral ve protetik hijyen, ısısal değişiklikler ve hastanın beslenme alışkanlıkları olduğu belirtilmektedir (32, 77). Fakat protezin takılıp çıkartılması gibi vertikal hareketlerin, tutuculuk kaybının ana sebebi olmadığı, çiğneme fonksiyonu ve parafonksiyonel aktiviteler gibi horizontal kuvvetlerin tutucuların aşınmasında daha etkili olduğu savunan araştırmacılar da vardır (32, 77). Ancak çiğneme fonksiyonu

komplike bir olaydır ve deneysel çalışmalarda taklit edilememektedir. Yapılan *in-vitro* çalışmaların kısıtlılığı bu sebebe dayanmaktadır. Fakat test edilen malzemelerin, aynı test ortamında gösterdikleri davranış çeşitlilikleri, malzemenin, çevresel faktörlerin etkisi olmaksızın, mekanik özellikleri hakkında bilgi sahibi olmamızı sağlar. Bu sebeple in-vitro çalışmalarda deneylerin güvenilir bir test ortamında, her malzeme için eşit şartlarda yapılması, anlamlı sonuçlara ulaşılabilmesi ve sağlıklı karşılaştırmaların yapılabilmesi açısından büyük önem taşımaktadır.

İmplant destekli tam protezlerde çeşitli tutucuların tutuculuk kuvvetiyle ile ilgili yapılan in vitro çalışmalarda farklı deney düzenekleri kullanılmış ve aynı tip tutucular için ilk tutuculuk değerlerinde bile farklılıklar gözlemlenmiştir. Çalışmaların sonuçlarındaki çeşitliliğin sebebi uygulanan kuvvetlerin yönü, aletlerin çekme hızı, tutucuların arasındaki mesafe ve implantlarla desteklenen tutucunun aksiyel oryantasyonuyla ilişkilidir. Bu değişkenler göz önünde bulundurulduğunda benzer tutucu sistemler için bile çalışmaların sonuçlarının farklı çıkması şaşırtıcı olmamaktadır. Bu yüzden tutucu sistemlerle ilgili rapor edilen tutuculuk değerleri birbirinden farklıdır.

Willams ve ark.'nın 4 implantla desteklenen üst çene modelinde 5 farklı dizayn test edilmiş ve 10'ar kez takılıp çıkartılarak elde edilen tutuculuk değerlerinin ortalamaları alınmıştır. Çalışma sonucunda 2 ve 4 Hader klips, ERA ve ZAAG tutucularının karşılaştırıldığı in-vitro çalışmada en düşük tutuculuk değerleri, bar tutuculu 2 ve 4 Hader klipsli dizaynlarda görülmüştür (244) . Deney düzeneğindeki farklılıklar ve kullanılan klips sayısının farklı olması, çalışmaların karşılaştırılabilirliğini zorlaştırmaktadır (71). Evtimovska ve ark.'larının çalışmasında tek hader klipsin kullanıldığı çalışmada ortalama tutuculuk değerinin ortalama 14,4 N olduğu bildirilmiştir ve bu bulgu Breeding ve ark.'nın aynı tutucu için bulduğu tutuculuk değerinden (25,7 N.) düşüktür. Willams ve ark ise çift Hader klips için ortalama tutuculuk değerinin 23 N olduğunu bildirmişlerdir (36, 244).

Çalışmalardaki diğer bir kısıtlama kuru deney ortamıdır. Teorik olarak ıslak ortamdaki yorma deneyleri ağız koşullarını taklit ettiği için sürtünme kuvvetini ve sonuç olarak da komponentlerin aşınmalarını etkilemektedir. Yapılan bir çalışmada sıvı ortamda ölçülen tutuculuk kuvveti kuru ortamla kıyaslandığında daha düşük bulunmuştur (156). Yapay tükürüğün kullanıldığı çalışmalarda ise birbiriyle çelişkili sonuçlar bulunduğundan Fromentin ve ark. distile su kullanmışlardır (67, 220).

Tutucu sistemlerin tutuculuk değerlerini inceleyen çalışmaların hepsinde analoglar alçıya, aluminyum bazlara veya akrilik rezin bloklara yapıştırıcı rezinle yerleştirilmiş ve tutucu abutmentlar analogların üzerine vidalanmıştır (1, 32, 71, 80, 88, 185, 189, 197). Çalışmamızda ise kemikle eşdeğer elastikiyete sahip olan çok yüksek molekül ağırlıklı iki adet polietilen blok içine implantlar yerleştirilmiştir. Böylece deneyler sırasında aynı ağız ortamındaki gibi implant osseointegrasyonu simüle edilebilmiştir.

Yapılan çalışmaların bazılarında splintlenmemiş tutucu tipleri tek çekilerek tutuculuk ölçümleri yapılmıştır (23, 28, 34, 77, 78, 81, 253). Çalışmamızda locator ve top başlı tutucular çift olarak protetik parçaya bağlanmıştır. Literatürde iki implant destekli hareketli protezlerde çeşitli tutucu sistemlerin ilk tutuculuk değerlerinin ölçüldüğü çalışmalar mevcuttur (1, 45, 71, 88, 145, 170, 171, 208). Bu çalışmaların ortak noktası, iki tutucunun tıpkı iki implant destekli tam protezlerdeki gibi beraber çekilip tutuculuk kuvvetinin ölçülmesi ve testlerin kuru ortamda gerçekleştirilmesidir. Çalışmamızda hem takıp çıkarma siklusları hem de tutuculuk ölçümleri çift tutucularla yapılmış ve testler kuru ortamda gerçekleştirilmiştir. Rutkunas ve ark ise farklı bir metot izleyerek tek tutucuları aksiyal yönde takıp çıkartarak, tutuculuk ölçümlerini çift tutucularla yapmışlardır (189) .

İki implant destekli tam protezin simüle edildiği çalışmalarda en önemli konulardan biri implantların paralelliğidir. Yapılan çalışmalarda implantların paralelliğini sağlamak için paralelolemetreden faydalanılmıştır (34, 71, 80, 190). Bizim çalışmamızda, diğer çalışmalardan farklı olarak, CNC freze tezgahında implant yerleştirilmesi sırasında rehber olması amacıyla, çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen blokların içine yerleştireceğimiz implant boyuna uygun ve biraz daha dar çapta (2 mm) yuvalar hazırlanmıştır. Bu yuvalar sayesinde her iki polietilen modelde de implantların paralel yerleştirilmesi sağlanmıştır.

Yapılan çalışmalarda 0,5mm min^{-1} ile 900cm min^{-1} arasında değişen çekme hızları ile deneyler yapılmıştır (36, 236). Sarnat ve ark. hasta ağzından diş destekli protezin ortalama çıkma hızının 50 mm min^{-1} olduğunu bildirmişlerdir. Bazı araştırmacılar da 50 mm min^{-1}' yi klinik olarak en gerçekçi çekme hızı olarak kabul edip in-vitro çalışmalarda bu değeri esas almışlardır (7, 45, 145, 170, 188, 189, 190). Çalışmamızda da tutuculuk kuvveti ölçümleri 50 mm min^{-1} hızla yapılmışır. Diğer

araştırmacılar ise 900 cm min $^{-1'}$nin ve 120 mm min $^{-1'}$ nin hastanın implant destekli protezi ortalama çıkartma hızı olduğunu belirtmiş ve çalışmalarında bu hızları kullanmışlardır (88, 236). Rutkunas ve ark. yaptıkları bir pilot çalışmada çekme hızı arttıkça maksimum ayrılma kuvvetinin azaldığını bildirmişlerdir (189). Fakat Fromentin ve ark.'nın çalışmasında maksimum ayrılma kuvveti, aynı tutucu tipi, diğer çalışmalardan daha yüksek hızla çekildiği halde (240 mm min $^{-1}$), daha yüksek bulunmuştur (45, 78, 189).

Bulgularımıza göre top başlı ve locator tutucular kendi içlerinde mukayese edildiğinde top başlı tutucuların tutuculuk değerinde standart sapma 5 - 8.9 N arasında, locator tutucularda ise 6 -12 N arasında değişmektedir. 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 (34). Literatürde çift tutucularla yapılan tutuculuk kuvvet değerlerinin simüle edilmiş fonksiyon altında incelendiği çalışmalarda örnek sayısı 3- 10 arasında değişmektedir (80, 197). Çalışmamızda da toplam 20 adet top başlı ve 20 adet locator tutucu kullanılmış ve bu tutucular ikişer ikişer akrilik bloklara bağlanarak 10 locator ve 10 top başlı tutucu örneği elde edilmiştir.

Tutucularının aşınmasını amaçlayan diğer çalışmalarda tutuculuk kuvvet ölçümleri farklı aralıklarda yapılmıştır (Tablo 5.1).

Tablo 5-1: Tutucuların tutuculuk kuvveti ölçüm aralıkları

Araştırmacı	Tutucu	Siklus	Örnek sayısı	Tutuculuk kuvveti ölçümleri
Fromentin ve ark. 1999	Supra Snap,Oring,TISB, Zaag	1080	10 (tek tutucu)	0, 180,540,1080
Gamborena ve ark 1997	ERA 4 farklı matriks	5500	5 (tek tutucu)	Her 500 siklusda 1
Botega ve ark. 2004	O-ring Bar-klips	5500	5	0, 3000, 5500
Fu ve ark 2009	ERA prefabrik ERA döküm	2500	10	6-100-200-300-400-500 2500'e kadar 500'er
Pigozzo ve ark 2009	Hader bar- Metal klips, Plastik klips	5500	10	0,1100,2200,3300,4400,5500 Toplam 6 ölçüm
Rodrigues ve ark 2009	Top başlı tutucu aksiyel-açılı	2900	6	540 siklusda 1 Toplam 5 ölçüm

Fromentin ve ark. 1080 siklus boyunca 0. ,180. , 540. ve 1080. sikluslarda olmak üzere toplam 4 tutuculuk kuvveti ölçümü yapmıştır (78). Branchi ve ark. 4 tip top başlı tutucuyu 5500 siklus takıp çıkarmış ve tutuculuk kuvveti ölçümlerini her 500 siklusda bir yaparak toplam 12 veri elde etmiştir (34). Botega ve ark, 2 farklı firmanın bar ve O-

ring tutucularının tutuculuk kuvveti ölçümlerini 0, 3000 ve 5500.sikluslarda yapmıştır (32). Fu ve ark. 500 siklusa kadar 100 siklusda bir, 500'den sonra 500 siklusda bir tutucuların tutuculuk kuvvetlerini ölçmüşlerdir (80).

Yapılan araştırmalarda, tutucuların tutuculuk kuvvet değerlerinin, ilk başlarda değişken daha sonra stabil değerlerde olduğu bildirilmiştir (29, 36, 70, 77, 78, 208, 189). Fromentin ve ark.'ları 2100 siklus sonunda tek locator pembe tutucularda 0-30 ile 30-300. sikluslar arasında en fazla tutuculuk kaybının gözlemlendiğini bildirmişlerdir 300. siklusdan sonra ise stabile yakın tutuculuk değişimi gözlemlenmiştir (77). Çalışmamızın sonuçlarına göre yüzdelik değişimler hesaplandığında top başlı tutucularda en fazla tutuculuk değişimi 10- 100. sikluslar arasında (%21,92) , locator tutucularda en fazla tutuculuk değişiminin 3000-4000. sikluslar (%17,61±40,86) ve 10.-100. sikluslar (%15,09±19,78) arasında görülmüştür. Bu bulgular tutuculardaki tutuculuk değişiminin ilk zamanlarda daha fazla olduğunu bildiren çalışmalarla uyum içindedir.

Çalışmamızda da bu bulgular göz önünde bulundurularak tutuculuk kuvvet ölçümleri ilk sikluslarda daha sık olmak üzere; 10, 100, 200, 300, 400, 500,1000, 1500, 2000, 3000, 4000 ve 5000. sikluslarda yapılmıştır. Çalışmamızda locator pembe tutucularda 10- 100., 100-200., 200-300. ve 400-500. sikluslar arasındaki tutuculuk kaybı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Ayrıca locator tutucularda 2000-3000. sikluslarda ölçülen tutuculuk kaybı istatistiksel olarak anlamlıdır. Bulgularımıza göre, top başlı tutucularda; 10-100, 100-200. sikluslar arasındaki tutuculuk kaybı istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur. 3000 - 4000. sikluslar arasında da top başlı tutuculardaki tutuculuk kaybı istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur. Ayrıca 300-400, 400-500 ve 1000-1500. sikluslar arasındaki tutuculuk kaybı istatistiksel olarak anlamlıdır. Bu sonuçlara göre, locator tutucularda 500-2000. sikluslar arasında, top başlı tutucularda ise 200-1000. sikluslar arasında tutuculuğun stabil değerlerde olduğu söylenebilir ve gözlemlenen değişimler istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu bulgular tutuculuğun ilk başlarda daha değişken bir davranış gösterdiğini bildiren çalışmalarla uyum içindedir (36,70, 27, 189, 208, 244). Rutkunas ve ark. yaptıkları çalışmada, 40 siklusda 1 ölçüm yaparak toplam 2000 siklus yordukları tüm implant destekli tutucu tiplerinde (OP anchor, Locator pembe, ERA beyaz, ERA turuncu, Magfit Ex 600 w) 800. siklusdan sonra göreceli olarak daha stabil tutuculuk

kuvvetleri rapor etmişlerdir (188,189). Bulgularımız bu çalışmayla uyum içindedir. Çalışmamızın sonuçlarına göre locator tutucuların top başlı tutuculara göre daha stabil tutuculuk değerlerine sahip olduğu söylenebilir.

Prefabrik tutucuların, hasta ağzında uygulanmadan önce, laboratuar işlemleri sırasında birçok kez takılıp çıkartılarak fonksiyonlarının optimize edilmesi tavsiye edilmektedir. Tutucuların ilk tutuculuk kuvvet değerlerinin değişken olması sebebiyle tutucuların 15 kez takılıp çıkartılması gerektiğini savunan araştırmacılar vardır. Böylece kısa süreli kullanım sonunda protezlerin tutuculuk kuvvet değerleri tahmin edilebilir (233). Çalışmamızda da tutucuların ilk tutuculuk kuvvetlerinin değişken olduğu görülmüş ve deneye başlamadan önce 10'ar kez takılıp çıkartılmıştır. Ayrıca tutucunun, tutuculuk kuvvetinin protezin ilk uygulandığı anda minimum olmak üzere istenilen seviyeye kadar kademeli olarak arttırılması önerilmektedir. Bu sayede hastalar aşırı kuvvet veya çaba göstermeden protezlerini takıp çıkartmayı öğrenebilirler (27).

5.2. Tutucuların Kuvvet Değerlerinin ve Aşınma Özelliklerinin Tartışılması

Alt çenede splintlenmemiş implantlarda kullanılan tutucu sistemlerinin tutuculuk kuvvetleri veya aşınma özellikleriyle ilgili sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Piyasada bulunan çok sayıda tutucu sistemi için geniş aralıkta tutuculuk kuvvet değerleri rapor edilmiştir. Aynı tutucu sistem için farklı kuvvet değerlerinin bulunmasının sebebi, deney düzeneğindeki farklılıklardan ve tutucu sistemleri üreten firmaların üretim modifikasyonlarından kaynaklanmaktadır (9).

Tutucu komponentlerdeki aşınma kaynaklı değişiklikler tutuculuk kaybının primer etiyolojik faktörüdür. Bazı tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvetindeki beklenmeyen artışta bile (28, 32) aşınma kaynaklı değişiklikler neden olmaktadır. Fonksiyon simülasyonu altındaki farklı tip tutucu sistemlerde, tutuculuk kuvvet değişikliklerindeki varyasyonlardan sorumlu aşınma mekanizması tam olarak anlaşılamamıştır.

Fonksiyon simülasyonu altındaki tutucu sistemlerin tutuculuk kuvveti ve aşınma özellikleri çeşitli faktörlerin etkisi altındadır. Bu faktörlerden bazıları implant açılanması, implantlar arası mesafe ve protezi yerinden çıkaran kuvvetlerin yönüdür. Bazı çalışmalarda ise tutucu sistemin tutuculuk kuvvet performası esas alınarak

yapıldığı materyal, dizaynı, boyutları ve tutuculuğun çeşidi baz alınarak karşılaştırmalar yapılmıştır (9).

Biohorizons top başlı tutucuların abutmentı titanyum alaşımından, locator tutucuların ise titanyum nitrür kaplı titanyum alaşımından yapılmıştır. Titanyum alaşımının yüzeyi titanyum nitrürle kaplandığı zaman aşınma direnci ve korozyona direnci artmaktadır (30). Bu sebeple locator tutucuların abutmentının yüzeyi Biohorizons top başlı tutucularla kaşılaştırıldığında daha serttir. Bu durum uzun süreli fonksiyonda, locator tutucuların daha az aşınmasını ve tutuculuğunun daha uzun süreli olmasını sağlayabilir. Fakat her iki tutucu sistemde de naylon tutucuların olması bu farkı önemsizleştirmektedir.

Akma dayanımı malzemenin kalıcı şekil değişikliğine uğramadan dayanabileceği en büyük kuvvet olarak tanımlanabilir. Alsabeeha ve ark. yaptıkları klinik bir çalışmada patriksin sertiğinin ve matriksin akma dayanımın klinik performansı arttırdığı bildirilmiştir. Ayrıca Alsabeeha ve ark.'larının çalışmasında titanyum nitrür kaplı patrikslerin ve plastik matrikslerin daha uzun ömürlü olduğu sonucuna varılmıştır (10) . Çalışmamızda titanyum nitrür kaplı locator tutucuların uzun süreli fonksiyon simülasyonu altında daha az tutuculuk kaybına uğradığı sonucuna varılmıştır. Bu sonuç, Alsabeeha ve ark.'nın bulgularıyla örtüşmektedir fakat çalışmamızda locator tutucularda, tutuculuk kaybının daha az olmasının sebebinin, iki tutucu arasındaki dizayn farkından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Birçok çalışmada simüle edilmiş fonksiyon altında tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvetleri incelenmiştir (28, 32, 34, 65, 78, 80, 81, 172, 185, 189, 253). Bu tutucular ya tek tutucular olarak, (28, 34, 78, 81, 253) ya da ağız ortamındaki gibi çift olarak (32, 65, 80, 172, 185, 189) test edilmiştir. Tüm çalışmaların ortak noktası tutucuların ilk tutuculuk kuvvetlerinin aksiyel yönde uygulanan germe kuvvetiyle ölçülmesidir. Daha sonra tutucular aksiyel veya paraksiyel yöndeki siklus yüklemelerine tabii tutulmuş ve 540 ile 10000 siklus aralığında değişen tekrarlı takılıp çıkartılma yapılmıştır. Bu aralık hijyenik amaçla, implant destekli protezin günde ortalama 3 defa takılıp çıkartıldığını farz edersek 6 ay ile 9 yıl arasında klinik fonksiyon demektir (27). Bazı çalışmalar haricinde (28, 32, 172) tüm çalışmalar tutuculuk kuvvetinde azalma olduğunu veya tamamen kaybolduğunu birçok tutucu sistemi test ederek bildirmişlerdir.

Gamborena ve ark 4 renk kodlu ERA (Sterngold) tutucusunun 5500 takıp-çıkartma siklusunden sonra yani 3 yıllık klinik fonksiyonun sonunda tutuculuk kuvvetlerini ölçmüşlerdir. Tüm tutucular için ortalama 1.52 N ile 2.52 N arasında değişen tutuculuk kuvveti rapor edilmiştir. Aşınma simülasyon testinin sonucunda dört tip tutucuda da ilk tutuculuk kuvvetine göre %85 ile %88 arasında değişen düşüş gözlemlenmiştir. Mikroskobik incelemede ise araştırmacılar plastik patriksin distorsiyonuna bağlı olarak belirgin aşınma paternleri gözlemlemişlerdir. Plastik patriksin boyutlarında meydana gelen aşınma sebepli değişikliklerin tutucuların tutuculuk kaybına yol açtığı bildirilmiştir (81) . Benzer gözlemler diğer tutucu sistemler için de rapor edilmiştir (78). Araştırmacılar dört farklı top başlı tutucuda 1 yıllık klinik kullanımı simule etmişlerdir. Farklı firmaların metalik (titanyum), ve polimerik (plastik, lastik ve naylon) komponentli tutucuları karşılaştırılmıştır. Aşınma testinin sonucunda dört tip tutucuda %14 ile %80 arasında değişen belirgin tutuculuk kaybı gözlemlenmiştir. Tutucular daha sonra scanning elektron mikroskobunda incelenmiş ve aşınma paternleri resmedilmiştir. Bu çalışma Gamborena ve ark.'larının çalışmasıyla uyum içinde olup, tutucuların metalik komponentleri bozulmamış fakat polimerik komponentlerinde deformasyon ve bozulma sonucu kalıcı yapısal değişiklikler meydana gelmiştir. Scanning elektron mikroskobunda gözlemlenen aşınmanın miktarını inceleyen bir çalışmada aşınma simülasyonundan önce ve sonra hassas elektronik terazide (Sartorious 1712) patriks (erkek parça) tutucuların ağırlıkları ölçülmüştür. Fakat anlamlı bir değişiklik gözlemlenmemiştir (78).

Fu ve ark.'nın ikisi döküm (cast), biri prefabrik olmak üzere bar tutucu üstüne yerleştirilen 3 tip ERA matriksin tutuculuk özelliklerini araştırdıkları çalışmada 2500 siklus sonunda tüm tutucu tiplerinde tutuculuk kaybı olduğu, fakat prefabrik tutucunun döküm grubuna göre daha iyi tutuculuk özelliklerine sahip olduğu bildirilmiştir (80).

Tutuculuk kuvvetlerindeki aşınmanın yol açtığı değişimler kısa süreli fonksiyon simülasyonuyla da incelenmiştir (65). Top başlı ve mıknatıs tutuculara 6 aylık fonksiyona eş el ile takıp çıkartma işlemi farklı implantlar arası mesafe seçeneklerinde uygulanmıştır. Top başlı tutucular ilk tutuculuk kuvvetlerinin %32 (implantlar arası mesafe-19 mm) -%50 (implantlar arası mesafe- 29 mm) 'sini kaybetmişlerdir. Mıknatıs tutucular ise tutuculuk kuvvetlerinde %1.7 ile %5.3 arasında azalma

göstermişlerdir. Mikroskobik olarak mıknatıs ile paslanmaz çelik arasında gözlemlenen korozyon tutuculukta büyük değişimlere sebep olmamıştır (65).

Aşınma simülasyonlarından sonraki tutuculuk kaybı başka çalışmalarda da rapor edilmiştir (28,32,189,197) fakat yukarıdaki çalışmalardan farklı olarak aşınma değişiklikleri objektif olarak gösterilememiştir. Aşınma siklus yüklemeleri sonundaki tutuculuk kaybının sebebi olarak rapor edilmiştir. Tutuculuk kuvvetleri aynı tutucu sistemi için bile farklı değerlerde rapor edilmiştir (27). Top başlı tutucuların çeşitli dizaynlarında özelikle yüksek standart sapmalar rapor edilmiştir. Buna karşın mıknatıs tutucularda ise en düşük standart sapmalar gözlemlenmiştir (65,197).

Tutuculuk zamanla özellikle en retantif dizaynlarda giderek azalır. Fakat 1500 çekme siklusu sonrasında test edilen ERA tutucularının tutuculuk değerlerinde değişme gözlemlenmeyen bir çalışmayla bu bulgu ters düşmektedir (81). IMZ bar sisteminin incelendiği bir kilinik çalışmada da barın tutuculuğunda ortalama 12,8 ay boyunca bir kuvvet kaybı gözlemlenmemiştir (42). Breeding ve ark., protezin fonksiyon esnasında, bar tutucu etrafındaki hareketini taklit edebilmek için protezin eyer kısmına, giriş yoluna paralel olacak şekilde periyodik kuvvetler uygulayan bir deney düzeneği geliştirmişlerdir (36). Çalışma sonucunda 345,600 siklus sonrasında bile tutuculuk değerlerinde bir değişim gözlemlenmemiştir.

Aşınma simülasyonlarında farklı şekildeki bir tutuculuk kuvvet değişimi üç çalışmada daha rapor edilmiştir (28, 32, 172). Besimo ve ark. beş farklı alaşımdan teleskop tutucunun (titanyum, altın, krom-kobalt) tutuculuk kuvvetini araştırırken 9 yıla tekabül eden uzun süreli fonksiyon simülasyon testi sonucunda tutuculuğunda düzenli bir artış rapor etmişlerdir. Tutucuların ilk tutuculuk değerlerine göre bu artış %17,5 ile %97,4 arasında değişmektedir. Araştırmacılar bu artışa komponentlerin süklus yüklenme altındaki mekanik adaptasyonunun sebep olduğunu bildirmişlerdir. Diğer taraftan incelenen tutucuların tutuculuk artışındaki geniş varyasyonların farklı alaşımların fiziksel özelliklerinden kaynaklandığı belirtilmiştir (28). Diğer bir çalışmada 5 yıllık fonksiyon simülasyonunda iki farklı top başlı tutucuda (Conexao ve Lifecore) tutuculuğunun arttığı bildirilmiştir (32). Fakat bu artış %5.7 ile %12.8 arasında olup, daha önemsizdir. Bu durumun aşınma simülasyonu sonrası tutucu komponentlerdeki abrazyon ve metal bozulmasından kaynaklandığı bildirilmiştir. Diğer taraftan, aşınma

simülasyonundan önce ve sonra iki tutucu sistemi arasındaki ortalama tutuculuk kuvveti farkının patriks boyutlarındaki farklılıktan kaynaklandığı bildirilmiştir.

Pigozzo ve ark. yaptıkları çalışmada 4 farklı bar-klip sistemini karşılaştırmışlar ve 5500 siklus sonunda tutucuların tutuculuk kuvvetinin giderek arttığını bildirmişlerdir. Ayrıca polimer-klip tutuculu bar grupları ve metal-klip tutuculu bar gruplarının kendi aralarında tutuculuk kuvvetleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (172).

Protezlerin defalarca takıp çıkartıldığı veya tekrarlı kıvvetlerin uygulandığı ve sonuçta tutuculuk değerlerinde artma olduğunu veya bir değişme olmadığını bildiren deneylerinin sonuçlarıyla klinik durum çelişmektedir. Tutucuların zamanla tutuculuk kuvvetlerinin azaldığı kesin olarak söylenebilir. Birçok vakada matriksi, kırıldığından, hasar gördüğünden veya aşındığından değiştirmek gerekebilir. Oklüzal kuvvetler gibi diğer faktörler de tutuculuğun azalmasından sorumlu olabilir.

5.2.1. Locator Tutucuların İlk Tutuculuk Kuvvet Değerlerinin ve Aşınma Sonucu Tutuculuk Değerlerindeki Değişimin Tartışılması

Locator tutucular yaygın olarak kullanıldığı halde tutuculuk kuvvetleri konusunda yapılmış sınırlı araştırma vardır (1, 45, 71, 77, 189, 190) . Rutkunas ve ark. yaptıkları çalışmada tek pembe locator tutucunun ortalama tutuculuk kuvvetini 10,60 N olarak rapor etmişlerdir ve bu bulgu *Alsabeeha ve ark.*'larının çalışmasıyla örtüşmektedir. Firmaya göre tek locator pembe tutucunun tutuculuk kuvveti yaklaşık 13N 'dur (189).

Evtimovska ve ark. şeffaf locator tutuculara 20 çekme kuvveti uygulayarak tutuculuk değerlerinin ortalamasını almışlardır. Firma bilgilerine göre tek başına tutuculuğu yaklaşık 22 N olan locator şeffaf tutucusunu ikili çekmiş ve tutuculuk kuvvetinin ortalama 70 ± 16 N olduğunu bildirmişlerdir (71) . Nader ve ark' nın çalışmasında da ikili çekilerek ölçülen şeffaf locator tutucularının başlangıç tutuculuk değerinin 66±16 N olduğu bildirilmiştir (1) Chung ve ark. ise tek locator şeffaf tutucusunun tutuculuk kuvvetinin 29,5 N olduğunu belirtmişlerdir (45). Evtimovska ve ark. çift yeşil locator tutucusunun tutuculuk kuvvetini 82,5 N ve tek klipsli Hader barın tutuculuk kuvvetinin 14,4 N olduğunu bildirmişlerdir (71). Literatürde locator pembe tutucusunu, iki implant destekli protezlerde olduğu gibi ikili çekilerek yapılmış tutuculuk ölçümü yoktur. Çalışmamızda firma verilerine göre locator şeffaftan daha

düşük tutuculuk kuvvetinde olan, çift locator pembe tutucusunun ortalama tutuculuk değeri 52,47±6,70 N'dur. Bu değer Evtimovska ve ark.'larının ve Nader ve ark.'larının çalışmalarıyla uyum içindedir.

İmplant sayısı da implant destekli protezin tutuculuğunu etkilemektedir. Sadig ve ark. 2 implant ve 4 implantlı 2 model üzerinde top başlı, locator ve mıknatıs tutucuların aksiyel, oblik ve posterior rotasyonel yönde çekerek tutuculuklarını karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda her üç yönde de en yüksek tutuculuk kuvvetinin locator grubunda en düşük tutuculuk kuvvetinin ise mıknatıs grubunda olduğu bildirilmiştir. Ayrıca 4 implantlı grupta her zaman tutuculuk kuvvetinin daha yüksek değerlerde olduğu rapor edilmiştir. İki implantlı modelde tutuculuk değerleri mıknatıs , top başlı ve locator için sırayla 2,15 N, 15,56 N, 8,3 N ve dört implantlı model için ise aynı sırayla 2.15 N, 31,3 N ve 20,24 N olduğu bildirilmiştir. Locator ve top başlı tutucuda hangi renk lastiklerin kullanıldığı çalışmada belirtilmemiştir (190).

Wolf ve ark çiğneme simulatöründe, 8'er adet değerli alaşımdan Dalbo-Plus , titanyum Dalbo-Plus, Ecco, Locator pembe, Tima ve Pro-Snap tutucularını tekli çekerek 50.000 takıp çıkartma siklusu ile birlikte 100N'luk eksentrik kuvvet uygulamışlardır (253). Çalışmanın sonunda araştırmacılar, en fazla tutuculuk değişiminin tek locator pembe tutucusunda olduğunu, başlangıçtaki tutuculuk kuvveti 13N iken, 200 siklus sonunda tutuculuk kuvvetinin 18.45 N'a çıktığını bildirmişlerdir. 50000 siklus sonunda ise ise tutuculuk kuvvetinin 2 N'a düştüğü rapor edilmiştir (253). Fromentin ve ark.'ları tutucuların tutuculuk kuvvet ölçümü için daha rahat taşınabilir alternatif bir alet geliştirmişler ve pembe Locator tutucular üzerinde iki farklı ölçüm aletinin bulgularını karşılaştırmışlardır. Toplam 2100 siklus sonunda 8'er locator tutucunun ortalama tutuculuk değerinin 32,2 N'dan 16 N'a düştüğünü yani tek locator tutucuların ilk tutuculuk değerlerinin ilk cihazda %50'sini ikinci cihazda ise %54'ünü kaybettiğini bildirmişlerdir. Her iki cihazda yapılan ölçümlerin birbirine yakın olduğu rapor edilmiştir (77). Çalışmamızda ise 2000 siklus sonunda çift çekilerek aşındırılan locator tutucular tutuculuk değerlerinin % 43'ünü top başlı tutucular ise % 57'sini kaybetmişlerdir. Bulgularımız Fromentin ve ark. çalışmasıyla uyum içindedir.

Nader ve ark locator şeffaf ve top başlı tutucuların 400.000 kez yüklenmesi sonucunda, locator şeffaf tutucularda %40 tutuculuk kaybı gözlemlerken, top başlı tutucu grubunda (n=8) ise tutuculuk kuvvetlerinde büyük değişimler olmadığını

bildirmişlerdir. Bu çalışmada da ağız ortamındaki gibi iki tutucu da proteze bağlanarak tutuculuk ölçümleri yapılmıştır (1).

Çalışmamızda çift locator pembe tutucusunun ortalama tutuculuk değeri 52,47 N'dan 5000 siklus sonunda 21,7N'a düşmüştür. Locator tutuculardaki ortalama yüzde değişim değeri 10.- 5000. sikluslar karşılaştırıldığında %57,56±21,65 iken, top başlı tutuculardaki ortalama tutuculuk değişim değeri %69,43±27,61 olarak hesaplanmıştır. Bulgularımıza göre top başlı tutucunun tutuculuk kuvvetindeki düşüş, locator tutucuyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır.

5.2.2. Top Başlı Tutucuların İlk Tutuculuk Değerlerinin ve Aşınma Sonucu Tutuculuk Değerlerindeki Değişimin Tartışılması

Top başlı tutucu sistemler firmadan firmaya farklılıklar göstermektedir. Biohorizons top başlı tutucunun tutuculuk değeriyle ilgili literatürde yapılmış bir araştırma bulunmamaktadır. Firmaya göre tek pembe top başlı tutucunun tutuculuk değeri yaklaşık 9 N'dur. Çalışmamızda pembe Biohorizons top başlı tutucusunun ilk tutuculuk değeri ortalama 32,91±5,30 N bulunmuştur.

Petropoulos ve ark (1997) yaptıkları çalışmada 4 farklı splintlenmemiş tutucu sisteminin tutuculuk kuvvetini incelemişlerdir. Basit bir test modeline çapı 3,75 mm olan 2 adet Branemark implantı kanin bölgesine yerleştirmişlerdir. Tutucuların karşıtları akrilik reçineden test modeline uyum sağlayacak şekilde yapılmıştır. İki farklı yönde (oblik ve aksiyal) proteze germe kuvveti uygulanmıştır ve çekme hızı da 50.8mm/dak.'dır. Tüm tutuculardа ortalama 1.25 N ile 7.18 N'luk tutuculuk kuvveti rapor edilmiştir. Tüm yönlerde en yüksek tutuculuk kuvvetinin ERA gri tutucu sisteminde (Sterngold) olduğu bildirilmiştir. Ayrıca Zest mıknatıs'ın (Zest Anchor), sırayla aksiyel ve oblik yönde 1.25N ve 1.40N ile en düşük tutuculuğa sahip olduğu bildirilmiştir. Zest Anchor tutucusunun ikinci yüksek tutuculuğa sahip tutucu olduğu bunu da 3.5 mm. çaplı top başlı Nobel Biocare tutucu sisteminin takip ettiği bildirilmiştir. Aksiyel ve oblik yönden gelen kuvvetlere karşı ERA tutucusu ile Zest Anchor arasında anlamlı bir fark bulunamaştır (171). Tutucu sistemler arasındaki dizayn benzerliliğinin bu duruma yol açtığı düşünülmektedir. Zest Anchor ile 3.5 mm'lik top başlı Nobel Biocare tutucusunun benzer koşullarda tekrar karşılaştırıldığı başka bir çalışmada daha yüksek tutuculuk değerleri rapor edilmiştir (170) Araştırmacılar bu durumu tutucuların üretiminden kaynaklanan farklılıklarına bağlamaktadır.

Chung ve ark benzer bir metot izleyerek yedi farklı top başlı ve mıknatıs tutucunun tutuculuk kuvvetini araştırmışlardır. Aksiyel yönde çekilen tutucuların tutuculuk değerlerinin 3.69 N ile 35.24 N arasında değiştiği bildirilmiştir. Araştırmacılar tutucuları ortalama tutuculuk kuvvetlerindeki farklılıklara göre dört ana gruba ayırmışlar ve en fazla tutuculuk kuvvetinin ERA gri tutucusunda olduğunu bildirmişlerdir (35.24N) . 3 farklı firmanın ürettiği mıknatıs tutucuların ise Petropoulos ve ark ile Petropoulos ve Smith'in bildirdiği gibi en düşük tutuculuğa sahip olduğunu rapor etmişlerdir (45).

Top başlı ve mıknatıs tutucuları birbirinden 19, 23, ve 29 mm mesafeyle koyarak tutuculuk kuvvetlerinin aksiyel yönde ölçüldüğü bir çalışmada diğer çalışmalara paralel olarak mıknatıs tutucuların top başlı tutuculara göre düşük tutuculuk kuvvetine sahip tutucular olduğu bildirilmiştir. Fakat iki tip tutucu da en yüksek tutuculuk kuvvetine 29 mm'lik implantlar arası mesafeyle yerleştirildiklerinde sahip olmuşlardır (145).

Çalışmamızda iki Biohorizons top başlı tutucunun arasındaki mesafe 22 mm ve ilk ortalama tutuculuk kuvveti 32,91±5,30 N'dur, Michelinakis ve ark.'nın implantlar arası mesafe 19 mm iken ölçtükleri Astra tech top başlı tutucunun ilk tutuculuk kuvvetine (34,56N±5.45) yakındır. Her iki deney düzeneğinde çekme hızı 50 mm/min^{-1}' dır.

Ortegon ve ark., 3500 siklus sonunda farklı matriks ve implant açılanmalarında top başlı tutucuların tutuculuk değerlerinin kabul edilebilir olduğunu belirtilmişlerdir (161). Gulizio ve ark. da açılı yerleştirilmiş implantlarda top başlı tutucuların (Straumann) tutuculuk değerlerini ölçmüşlerdir. Bu çalışmada, ortalama tutuculuk değerlerinin sırayla 23,8 N ve 19,4 N olduğu bildirilern altın ve titanyum top başlı tutucular 0 derece, 10 derece, 20 derece ve 30 derecelik açılarla yerleştirilmiş implantlara bağlanmıştır. İmplant açılandırılması 0 dereceden 30 dereceye arttıkça altın matriks tutucuda, titanyum matriksle karşılaştırıldığında tutuculuk kuvvetinde daha belirgin bir düşüş gözlemlenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre değerli alaşımdan elde edilen matriks top başlı tutucu sisteminin açılı implantlarda riskli olabileceğini fakat titanyum matriks kullanıldığında sorun olmadığını bildirmişlerdir (88). Ayrıca titanyum top başlı tutucunun altın top başlı tutucuya göre tutuculuk kuvvetinin daha tutarsız olduğu ve dalgalanmaların mevcut olduğunu bildirilmiştir. Araştırmacılar bu bulguyu

iki titanyum halka içeren paslanmaz çelik yaydan yapılan titanyum matriksin karmaşık (komplike) dizaynına bağlamaktadır. Başka bir firmanın (Cendres +Metaux) top başlı tutucusunda gözlemlenen tutuculuk kaybına da bu dizaynın sebep olduğu düşünülmektedir. Tutucunun tutuculuk değerlerindeki dalgalanma ve ardından meydana gelen paslanmaz çelik yaydaki kırılma tutuculuk kuvvetinin azalmasına veya tamamen kaybına sebep olmaktadır (27).

Rodrigues ve ark. yaptıkları çalışmada top başlı tutucuları $O^{0,}$ 7^{0} , $14^{0'}$ eğerek yerleştirdiklerinde 2900 siklus sonrasında tutuculuk değerlerinin giderek azaldığı sonucuna varmışlardır (185). Botega ve arkadaşları ise 5500 siklus sonunda bar-klip ve 0-ring tutucularda artış olduğunu gözlemlemişlerdir. Rodrigues ve ark.'nın çalışmasında kullanılan top başlı tutucuların çapı 1,8 mm iken Botega ve ark. çalışmasında kullanılan top başlı tutucuların çapları 2,15 ve 2 mm olarak rapor edilmiştir. O-ring naylonu ile top başlı tutucunun kontakt alanı, büyük olan top başlı tutucuda daha fazladır. Bu farklılık tutuculuk kuvvetleri arasındaki farkı açıklayabilir. Diğer bir sebep tutuculuk kuvvetini ölçmek için kullanılan method olabilir. Botega ve ark., Gamborena ve ark.'larının kullandığı methodu uygulayarak belirli siklus sayısından sonra universal tesing machine ile tutuculuk kuvvetlerini ölçmüşlerdir (32, 81). Rodrigues ve ark. (2009)'larının yaptıkları çalışmada ise Rodrigues ve ark (2002) ' nın methodu uygulanarak her takılıp çıkartılma periyodunda tutuculuk kuvveti kayıt edilmiştir (185,186). Ayrıca Botega ve ark.'larının yaptıkları çalışmada testler yapay tükürük içersinde gerçekleştirilmiş böylece metal ile naylonun sürtünmesi azalmış olabilir. Fakat yapılan ölçümler universal testing machine ile tükürüksüz ortamda yapılmış böylece sürtünmeye bağlı olarak tutuculuk kuvveti artmıştır. Tutuculuk kuvvetinin artması ilk kullanımdan sonra yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla veya plastik komponentin deformasyonu sonucu sertleşmesiyle açıklanabilir (81, 197). Tutuculuk kuvvetindeki azalma abrazyondan, deformasyondan veya dejenerasyondan olabilir. Bu faktörler, artmış naylon sertliği, retantif halkanın yani matriksin içindeki yuvanın çapının artmasıyla ilişkilendirildiğinde tutuculuk azalabilir. Nagaoka ve ark. O-ring sistemlerini incelerken tutuculuk değerlerinde artma ve azalma gözlemlemiştir. Araştırmacıya göre abrazyonla birlikte retantif halka çapı artarak tutuculuk azalmış ve deformasyon ve dejenerasyonla materyal sertliği artarak iç retantif halkanın çapı azalmış ve bu da tutuculuk kuvvetinin artmasına sebep olmuştur (156).

Bayer ve ark. 4 farklı top başlı sistemininin tutuculuk değerlerini tekli çekerek 10000 takıp çıkartma siklusu sonunda karşılaştırmış ve dişi ve erkek parçanın farklı malzemeden yapıldığı top başlı tutucularda daha az tutuculuk kaybı olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmada plastik ve altın matrikslerin titanyum matrikslere göre daha az değişken olduğu belirtilmiştir (23). Wolf ve ark.'nın yaptığı benzer bir çalışmada çiğneme simulatöründe, değerli alaşımdan Dalbo-Plus, titanyum Dalbo-Plus, Ecco, Locator pembe, Tima ve Pro-Snap tutucularına tekli çekilerek, 50000 takıp çıkartma siklusu ile birlikte 100N'luk eksentrik kuvvet uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda değerli altın alaşımından matriks ile titanyum top başlı tutucu kombinasyonunun uzun dönem tutuculuk için ideal malzeme kombinasyonu olduğu sonucuna varılmıştır (253). Bu sonuç Bayer ve ark.'larının çalışmasıyla uyum içindedir.

Farklı malzemeden yapılan matriksler aynı patriks için farklı tutuculuk değeri sağlarlar . Branchi ve ark. 'nın yaptıkları çalışmada top başlı tutucuların dört farklı metal alaşımından yapılan matriksleri incelenmiş, titanyum matriksin 5500 siklus sonrasında tutuculuk kuvvetinin kademeli olarak düşmüş olduğu, ve top başlı patrikste en fazla aşınmaya sebep olduğu görülmüştür. O-ring matrikslerin tutuculuk değerlerinde ise 1600 siklusa kadar giderek artan bir düşüş gözlemlenmiştir. O-ring'in elasitik modulüsünün düşük olmasından dolayı tutuculuk değerlerindeki düşüşe matriksteki giderek artan aşınmanın sebep olduğu söylenebilir. 500 siklusdan sonra bile tutuculuk değerlerinin protezler için teorik olarak kabul edilebilir limit olan 0,5 kg.'dan daha düşük olduğu belirtilmiştir (34). Bu bulgular Fromentin ve ark. ile uyum içindedir fakat iki farklı tip O-ring için stabil tutuculuk değerleri bulan Botega ve ark. ile örtüşmemektedir (32, 78). Değerli metal alaşımından elde edilen matrikslerin ve teflon matrikslerin ise, 5500 siklus sonunda tutuculuk değerleri başlangıç değerlerine göre artmıştır. Bu bulgu klinik deneyimle çelişse de Besimo ve ark. ile Setz ve ark.'larının çalışmalarıyla örtüşmektedir (27, 34, 197). Çalışmaya dahil edilen matriksler arasında stabil tutuculuk değerleri sadece aşınmanın en çok olduğu O-ring ve titanyum matriks grubunda görülmüştür. Teflon matriks grubunda ise kritik aşınmalar gözlemlenmemiştir. Bu durum maddenin düşük sürtünme katsayısına bağlanmıştır böylece aşınma miktarının daha az olduğu belirtilmiştir. Değerli metal alaşımı grubunda ise 3 yıllık fonksiyon simülasyonunun sonucunda tutuculuk değerlerinin yüksek olduğu ve top başlı patrikslerde aşınmanın olmadığı görülmüştür (34). Matriksin geometrik adaptasyonunun (plastik strain) tutuculuk kuvvetini arttırdığı düşünülmektedir ayrıca,

değerli metal alaşımındaki, titanyuma kıyasla daha düşük olan akma dayanımı (yield stres) da bu durumu desteklemektedir. Buna karşın Doukas ve ark. farklı implantlar arası mesafeye sahip değerli metalden elde edilen matriks ve titanyum top başlı patrikse 6 aylık elle takıp çıkartma uygulamış ve tutuculuk kuvvetinin %32-%50 azaldığı sonucuna varmışlardır (65). Branchi ve ark.'nın yaptıkları çalışmanın sonuçlarının farklı olmasının sebebi matriks geometrisi ve çalışma metotları arasındaki farklılıktan kaynaklanmış olabilir.

5 yıllık bir klinik çalışmada tek implantla desteklenmiş hareketli protez kullanan geriatrik hastalarda O-ring tutucuların, meydana gelen aşınma ve tutuculuk kuvvetinin azalmasından dolayı 5-6 ayda bir değiştirilmesi gerektiği belirtilmiştir (48). Bu kadar kısa süredeki değiştirilme gerekliliğinin muhtemel sebebi ise alt çenede orta hatta konulan tek implantın sebep olduğu üniversal esnekliktir. Bazı çalışmalar ise O-ring lastiklerinin 1 sene içinde değiştirilmesini tavsiye etmektedir (152, 235).

Yapılan *in-vitro* çalışmalar, *in-vivo* çalışmalardan farklı sonuçlar verse de ağız içindeki değişken durumların müdahalesi olmadan inceleme yapılabildiği için önem taşır. Ayrıca in vitro testler standardizasyon sağlar. Ağız içindeki nem, ısı değişiklikleri ve çiğneme kuvvetleri bu testlerde yok sayılır. Klinik olarak protezler tükürük varlığında, takılıp çıkartılırken veya çiğneme sırasında ideal olmayan kuvvetlere maruz kalırlar (36, 242). Ayrıca parafonksiyonel alışkanlıklar da varolabilir. Bu yüzden klinik çalışmalar (235), laboratuvar çalışmalarıyla kıyaslandığında (32) tutucu değişiminin daha kısa sürede yapılması gerektiğini savunmaktadır.

5.3. SEM Bulgularının Tartışılması

Aşınma; terim olarak tek başına mekanik aktivite veya kimyasal ve mekanik aktivitelerin kombinasyonu ile yüzeyde oluşan madde kaybı olarak tanımlanabilir (13). Tutucu sistemlerin yüzeylerinde meydana gelen aşınmada rol alan mekanizmalar kompekstir ve tribokimyasal reaksiyon , abrazyon, adezyon veya yüzey bozulmasının sebep olduğu düşünülmektedir (22). Farklı tutucu sistemlerde gözlemlenen aşınma paternleri miktarındaki çeşitliliğin sebebi kesin olarak anlaşılamamıştır.

Çalışmamızın SEM bulgularına göre aynı tip tutucular için bile farklı aşınma paternlerinin olduğu gözlemlenmiştir. Bu durumun üretim sırasındaki hatalardan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Literatürde aynı tutucu tipini aynı deney ortamında test

ederek, deney öncesi ve sonrası SEM fotoğraflarının çekildiği bir çalışma mevcut değildir. Bu durum bulgularımızı karşılaştırabilmemizi olanaksız kılmaktadır.

Çalışmamızda deney öncesinde çekilen SEM fotoğraflarında top başlı abutment ile locator abutment arasındaki farkın locator abutmentın yüzeyindeki titanyum nitrür kaplama olduğu gözlemlenmiştir. Titanyum nitrür kaplama, titanyum alaşımına göre aşınmaya daha dirençli bir yapı oluşturmaktadır. Fakat her iki abutmentın tutucusu plastik olduğu için bu farkın önemsiz olduğunu düşünmekteyiz.

5.3.1. Top Başlı Tutucuların SEM Bulgularının Tartışılması

Çalışmamızda test ettiğimiz top başlı tutucu abutmentların dış çapı 2,4 mm.'dir. 2B top başlı tutucu grubunda tutuculuk kuvveti 30N'dan 24 N'a düşmüştür. 2B grubunun SEM bulgularına göre top başlı abutmentın dış çapında deney sonunda belirgin bir fark görülmemiştir. Ayrıca iç çap ölçümlerinde de deney öncesi ve sonrası bulgular örtüşmektedir. Fakat iç kısımda aşınmalar gözlemlenmektedir. 2B-a plastik tutucusunun iç ve dış çapında ise yaklaşık 0,1 mm.'lik bir azalma, 2B-b plastik tutucusunda ise 0,2 mm.'lik bir azalma görülmüştür. 5000 siklus sonunda tutuculuk kaybının az olmasının sebebi plastik tutucularda meydana gelen iç çap boyutunun azalmasından dolayı olabilir.

Tutuculuk kuvveti 30N'dan 3N'a düşen 8B grubunun da abutmentında deney öncesi bulgulara göre dış ve iç çap ölçümlerinde fark bulunmamıştır. Gözle gözlemlenebilen aşınma sonucu 8B-a plastik tutucusunun iç çapında 0,08 mm.'lik bir artış , 8B-b tutucusunun iç çapında ise 0,3 mm.'lik bir artış görülmüştür. Plastik tutucularda meydana gelen boyutsal artışın tutuculuk kuvvetinde azalmaya sebep olduğunu düşünmekteyiz.

10B grubunda tutuculuk kuvveti 29N'dan 3N'a düşmüştür. 10B-a plastik tutucusunda bir kenarın ezilerek inceldiği görülmektedir. Tutucunun deney sonunda ilk baştaki şeklini kaybettiği gözlemlenmiştir. 10B-a plastik tutucusunun iç çapında 0,2 mm.'lik bir artış meydana gelirken, 10B-b plastik tutucusunda deney öncesine göre bir değişim görülmemiştir. 10B grubundaki tutuculuk kaybının sebebinin, plastik tutucuda meydana gelen aşınmaya bağlı şekil değişikliği olduğunu düşünmekteyiz.

3B top başlı tutucu grubunun tutuculuk kuvveti 5000 takıp çıkarma siklusu sonunda 38N'dan 17N'a düşmüştür. 3B-a plastik tutucusunda deney başındaki

ölçümlere göre iç ve dış çapta 0,2 mm.'lik bir azalma olduğu , 3B-b plastik tutucusunun iç çapında ise 0,1 mm.'lik artış olduğu gözlemlenmiştir. 3B-b plastik tutucusunda deney öncesine göre diğer tutuculara göre daha az aşınma olmasının, daha az tutuculuk kaybına sebep olduğunu düşünmekteyiz.

5.3.2. Locator Tutucuların SEM Bulgularının Tartışılması

20L locator tutucu grubunda tutuculuk kuvveti deney sonunda 52N'dan 44N'a düşmüştür. Takıp çıkarma siklusları sonunda 20L locator tutucu grubunda locator abutmentında deney öncesi SEM fotoğraflarına göre iç girinti ölçümlerinde ve dış çap ölçümlerinde bir farklılık gözlemlenmemiştir. 20 L grubundaki plastik tutucuların iç çapı ortalama 0,1 mm azalmıştır. Fakat her iki plastik tutucunun şekillerinde aşınmaya bağlı fazla yapısal değişiklik olmadığı görülmüştür.

15L locator tutucu grubunda deney öncesinde 49N olan tutuculuk kuvveti deney sonunda yaklaşık 12N'a kadar düşmüştür. Her iki tutucunun abutmentında büyük değişimler görülmezken 15L-a plastik tutucusunda iç dairede aşınmaya bağlı değişiklikler görülmektedir. Bu tutucuda iç dairenin çapında bazı noktalardan ölçüldüğünde 0,4 mm.'ye kadar azalma olduğu ve dış kısmındaki dairenin bir tarafındaki kalınlığın 0,2 mm inceldiği sonucuna varılmıştır. Tutuculuk kuvvetindeki bu kaybın sebebinin 15L-a plastik tutucusunun iç dairesinde meydana gelen aşınma olduğunu düşünmekteyiz.

17 L tutucusunda başlangıç tutuculuk kuvveti 54N iken deney sonunda bu kuvvet 17 N'a düşmüştür. 17L-a plastik tutucusunun iç çapında farklı noktalardan yapılan ölçümler sonunda çapının 0,2-0,4 mm arasında değişen değerlerde azaldığı görülmüştür. Ayrıca plastik parçanın dış kenarında kopmalar olduğu gözlemlenmiştir. 17L-b plastik tutucusunun iç dairesinin çapının ise deney sonunda 0,2-0,5 mm arasında değişen değerlerde azaldığı görülmüştür. Bu durum, 17 L grubundaki tutuculuk kuvvet kaybını açıklamaktadır.

Wolf ve ark (2009), 50000 takıp çıkarma siklusu sonunda çeşitli top başlı ve locator abutmentların SEM fotoğraflarını çekmişlerdir fakat çalışmada plastik tutucuların SEM fotoğrafları ile deney öncesi ve sonrası farklı noktalardan yapılmış olan ölçümler olmadığı için yorum yapabilmek zorlaşmaktadır (253). Nader ve ark. (2011) ise top başlı ve locator tutuculara 400000 kez yük uygulamışlar ve sonunda

abutmentların ve plastik tutucuların SEM fotoğraflarını çekmişlerdir. Araştırmacılar, her iki tutucu tipinin abutment ve plastik tutucularında aşınma olduğunu belirtmişlerdir (1).

Top başlı ve locator tutucuların SEM bulgularına göre 5000 takıp çıkarma siklusu sonunda tutucuların abutmentlarında tutuculuğu etkileyecek boyutta bir aşınma olmadığı görülmüştür. Titanyum nitrür kaplı locator abutmentlar bu anlamda bir avantaj sağlamamaktadır. Tutuculuğun devamlılığına asıl etki eden faktör plastik tutucuların aşınmaya karşı olan dirençleridir. Bulgularımıza göre de tutuculuk kuvvetinde azalmanın fazla olduğu örneklerin hepsinde çekilen SEM fotoğraflarıyla plastik tutuculardaki madde kaybı doğrulanmıştır.

5.4. Termal Kamera Bulgularının Tartışılması

Kuru ortamda yapılan *in-vitro* çalışmalarda plastik parçanın sürtünmeye bağlı olarak yapısında bozulmalar meydana geleceği düşünülmektedir. Bu sebeple deneylerde tutucuların çekme hızı ve frekansı önemlidir.

Fromentin ve ark plastik, silikon veya naylon komponentleri mikroskopla incelemişler ve yorgunluk testlerinden sonra tutuculuk kuvvetlerini arttırabilecek deformasyonlar gözlemlemişlerdir (78). Bu artışın diğer bir sebebinin de plastiğin testler sırasındaki termal genleşmesi olabileceği bildirilmiştir (242).

Bulgularımıza göre 200 siklus öncesinde ve sonrasında birer çift top başlı ve locator tutucunun termal kamera ile fotoğrafları çekilmiştir. 2 locator tutucunun siklus testi öncesi ısı derecesi her iki tutucu için 27,4°' dir. 200 siklus sonunda bu değeler sırayla 27,4° ve 27,5°'ye yükselmiştir. Top başlı tutucuların ilk ısı derecelerinin sırayla 26,9° ve 26,6° olduğu görülmüştür. Aralıksız 200 siklus sonrasında her iki tutucu da 27,5°' ye yükselmiştir. Bu ısı artışlarının, naylon komponentin yapısını değiştirebilecek kadar yüksek olmadığı görülmüştür. Çalışmamızda siklus deneyleri sırasında ısınma ihtimaline karşı her siklusda 2 saniye, 100 siklusda bir 5 dakika ara verilerek deneyler gerçekleştirilmiştir. Literatürde bu bulgularımızın karşılaştırılabilceği bir çalışma mevcut değildir.

SONUÇLAR

- İmplantlarla ilgili in-vitro çalışmalarda ilk kez bu çalışmada kullanılan çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen bloklar, implantların paralel yerleştirilebilmesi ve kemikle benzer mekanik özelliklere sahip olması sebebiyle tercih edilebilir.

- Top başlı ve locator tutucular klinikte hastalara uygulanmadan önce laboratuvarda model üzerinde hekim ya da teknisyen tarafından en az 10 kez takılıp çıkartılması tutuculuk kuvvetinin daha stabil değerlere ulaşabilmesi ve öngörülebilir olması açısından önem taşımaktadır.

- Top başlı ve locator tutucularda tutuculuk kuvveti en fazla ilk siklus aralıklarında değişkenlik göstermiştir. Locator tutucularda 500-2000. sikluslar arasında, top başlı tutucularda ise 200-1000. sikluslar arasında tutuculuk kuvvetinin daha stabil değerlerde olduğu gözlemlenmiştir.

- 100.-200. sikluslar arasında top başlı tutuculardaki görülen tutuculuk kaybı, locator tutucularla kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.

- 5000 siklus, yani klinik olarak yaklaşık 3,5 sene sonunda top başlı tutucuların tutuculuk kaybı, locator tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Bu sonucun tutucuların dizaynları arasındaki farktan kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca top başlı tutucular, ilk tutuculuk kuvvet ölçümlerinin de daha düşük olması sebebiyle deney sonunda kabul edilebilir değerin oldukça altına inmiştir. Locator ve top başlı tutucuların endikasyonlarının benzer olduğu düşünüldüğünde uzun dönem tutuculuk için locator tutucuların tercih edilmesi önerilebilir.

- Tutucuların ömürleri ve kullanım sayıları (siklus), kullanılan her iki sistemde de görüldüğü gibi plastik malzemelerin titanyum alaşımına göre çok yumuşak ve aşınma direncinin çok daha az olmasından dolayı, tamamen kullanılan plastik malzemelerin özelliklerine göre değişmektedir.

- Tutuculuk kaybının ana sebebi plastik parçada meydana gelen aşınmalardır, SEM fotoğraflarında net bir şekilde görülebilen bu aşınmalar aynı tip tutucu için bile farklı şekillerde olmaktadır ve özellikle tutuculuk kaybının daha çok olduğu gruplarda daha fazla madde kaybı görülmüştür.

- Aynı tip tutucular üretim hatalarına bağlı olarak farklı tutuculuk kuvvetlerine sahip olabilirler bu sebeple in-vitro deneylerde örnek sayısının fazla olması deneyin güvenilirliği açısından büyük önem taşımaktadır.

- Klinikte tutucu sistemlerin aşınması protezi takıp çıkartmanın yanısıra tükürüğün pHsı, kalitesi ve miktarı, oral ve protetik hijyen, ısısal değişiklikler ve hastanın beslenme alışkanlıkları, çiğneme fonksiyonu ve parafonksiyonel aktiviteler gibi birçok faktörün etkisi altında olduğu için klinik koşullarda tutucuların ömrü in-vitro deneylere göre daha kısa olabilir.

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.Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;**10**:387–416.

3.Akaltan F, Can G. Retentive characteristics of different dental magnetic systems. *J Prosthet Dent* 1995;**74**:422-427.

4.Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent* 1983 Aug;**50**(2):255-61.

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 PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent* 2001;**85**:141–147.

7.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.

8.Alsabeeha N, Payne AG, De Silva RK, Swain MV. Mandibular single-implant overdentures: a review with surgical and prosthodontic perspectives of a novel approach. *Clin Oral Implants Res* 2009 Apr;**20**(4):356-65.

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.Alsabeeha NH, Swain MV, Payne AG. Clinical performance and material properties of single-implant overdenture attachment systems. *Int J Prosthodont* 2011; **24**(3):247-54.

11.Andersson GF, Hussey PS. Population aging: a comparison among industrialized countries. *Health Affairs* 2000;**19**:191-203.

12.Andreiotelli M, Att W, Strub JR. Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. *Int J Prosthodont* 2010;**23**(3):195-203.

13.Anusavice KJ. *Philips 'Science of Dental Materials*. Philadelphia: WB Saunders; 1996.

14.Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *J Prosthet Dent* 2001;**86**(2):119-25.

15.Awad MA, Locker D, Korner-Bitensky N, Feine JS. Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res* 2000;**79**(9):1659-63.

16.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.

17.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.

18.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.

19.Barber HD, Scott RF, Maxson BB, Fonseca RJ. Evaluation of anterior maxillary alveolar ridge resorption when opposed by the transmandibular implant. *J Oral Maxillofac Surg* 1990;**48**:1283-7.

20.Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoebar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:539-45.

21.Batenburg RH, Raghoebar GM, Van Oort RP, Heijdenrijk K, Boering G. Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants. A prospective, comparative study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1998;**27**:435-9.

22.Bayer S, Grüner M, Keilig L, Hültenschmidt R, Nicolay C, Bourauel C ve ark. Investigation of the wear of prefabricated attachments--an in vitro study of retention forces and fitting tolerances. *Quintessence Int* 2007 May;**38**(5):229-37.

23.Bayer S, Steinheuser D, Grüner M, Keilig L, Enkling N, Stark H ve ark. Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures--retention force changes. *Gerodontology* 2009 ;**26**(4):268-72.

24.Becerra G, MacEntee M. A classification of precision attachments. *J Prosthet Dent* 1987: **58**(3):322-7.

25.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.

26.Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**(2):253-62.

27.Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil* 2003Jul;**30**(7):671-8.

28.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 Jun;**23**(6):372-8.

29.Besimo CH, Rohner HP. Removable dentures on implants. Icinde Cendres, Me'Taux, editor. *Interesting Facts About Attachments.* Biel: Cendres & Me´taux; 1999. p. 9.

30.Bloyce A, Qi PY, Dong H, Bell T. Surface modification of titanium alloys for combined improvements in corrosion and wear resistance. *Surface and Coatings Technology* 1998;**107**(2):125-132.

31.Boerrigter EM, Geertman ME, Van Oort RP, Bouma J, Raghoebar GM, van Waas MA ve ark. 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.

32.Botega DM, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil* 2004 ;**31**:884-889.

33.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.

34.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

35.Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;**50**(3):399-410.

36.Breeding LC, Dixon DL, Schmitt S. The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. *J Prosthet Dent* 1996;**75**:570-573.

37.Brewer A, Morrow RM. *Overdentures*. St Louis: CV Mosby; 1975.

38.Burns DR. Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *J Prosthodont* 2000;**9**(1):37-46.

39.Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr, Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I--Retention, stability, and tissue response. *J Prosthet Dent* 1995:**73**(4):354-63.

40.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.

41.Carlyle LW, Duncan JM, Richardson JT, Garcia L. Magnetically retained implant denture. *J Prosthet Dent* 1986;**56**:583-6.

42.Chan MFWY, Johnston C, Howell RA ve ark. Prosthetic management of the atrophic mandible using endosseous implants and overdentures: A six year review. *Br Dent J*. 1995;**179**:329-337.

43.Chao YL, Meijer HJA, Van Oort RP, Versteegh PA. The incomprehensible success of the implant stabilised overdenture in the edentulous mandible: a literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1995;**3**:255-61.

44.Chu F, Deng FL, Siu A, Chow T. Implant-tissue supported, magnet retained mandibular overdenture for an edentulous patient with Parkinson's disease: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2004;**91**:219-222.

45.Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont* 2004;**13**(4):221-6.

46.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.

47.Cohen BI, Pagnillo M, Condos S, Deutsch AS. Comparative study of two precision overdenture attachment designs. *J Prosthet Dent* 1996;**76**(2):145-52.

48.Cordioli G, Majzoub Z, Castagna S. Mandibular overdentures anchored to single implants: a five-year prospective study. *J Prosthet Dent* 1997;**78**:159–165.

49.Craig RG. *Restorative Dental Materials*. 19 edn. St Louis: MO, Mosby; 1993. Pp. 54–105.

50.Croat JJ, Herbst JF, Lee RW, Pinkerton FE. Pr-Fe and Nd-Fe-based materials: a new class of high-performance permanent magnets (invited). *J Appl Phys* 1984;**55**:2078-82.

51.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.

52.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.

53.Davis DM, Packer ME. Mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants with either ball attachments or magnets: 5-year results. *Int J Prosthodont* 1999 ;**12**(3):222-9.

54.Davis DM, Rogers JO, Packer ME. The extent of maintenance required by implant-retained mandibular overdentures: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;**11**:767-74.

55.Davis WH, Lam PS, Marshall MW, Dorchester W, Hochwald DA, Kaminishi RM. Using restorations borne totally by anterior implants to preserve the edentulous mandible. *J Am Dent Assoc* 1999;**130**:1183-9.

56.De Grandmont P, Feine JS, Tache R, Boudrias P, Donohue WB, Tanguay R ve ark. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: psychometric evaluation. *J Dent Res* 1994;**73**:1096-104.

57.DeFranco RL. Overdentures. *Dent Clin North Am* 1977; **21**(2):379-394.

58.Den Dunnen AC, Slagter AP, de Baat C, Kalk W. Professional hygiene care, adjustments and complications of mandibular implant-retained overdentures: a three-year retrospective study. *J Prosthet Dent* 1997;**78**:387-90.

59.Denissen HW, Kalk W, van Waas MA, van Os JH. Occlusion for maxillary dentures opposing osseointegrated mandibular prostheses. *Int J Prosthodont* 1993;**6**:446-50.

60.Dikmenoğlu N. Yaşlılık döneminde meydana gelen fizyolojik değişiklikler. Içinde Gökçe KY, Aslan D, editor. *Temel geriatri.* Ankara:Öncü basımevi; 2007. Pp. 33-45.

61.Dolder E. The bar joint mandibular denture. *J Prosthet Dent* 1961;**11**:689-707.

62.Donatsky O. Osseointegrated dental implants with ball attachments supporting overdentures in patients with mandibular alveolar ridge atrophy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;**8**:162–166.

63.Douglass CW. Review of the literature (from Prosthodontics 21 Symposium). *J Prosthet Dent Update* 1990;**24**:106-109.

64.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.

65.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.

66.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**(11):1455-8.

67.Downing A, McCabe JF, Gordon PH. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1995;**22**(1):41-6.

68.Dudic A, Mericske-Stern R. Retention mechanisms and prosthetic complications of implant supported mandibular overdentures: Long term results. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;**4**:212-219.

69.Duyck J, Van Oosterwyck H, Sloten V, De Cooman M, Pu ers R, Naert I. In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: The influence of attachment system. *Clin Oral Investig* 1999;**3**(4):201-7.

70.Epstein DD, Epstein PL, Cohen BI ve ark. Comparison of the retentive of six prefabricated post overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent* 1999;**82**:579-584.

71.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.

72.Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996;**76**(6):624-32.

73.Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S ve ark. 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**(4):601-2.

74.Feine JS, de Grandmont P, Boudrias P ve ark. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: choice of prosthesis. *J Dent Res* 1994;**73**:1105-1111.

75.Fenlon MR, Palmer RM, Palmer P, Newton JT, Sherriff M. A prospective study of single stage surgery for implant supported overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2002;**13**(4):365-70.

76.Fenton AH. The decade of overdentures: 1970-1980. *J Prosthet Dent* 1998;**79**(1):31-6.

77.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.

78.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.

79.Fouchard P. *Le chirurgeien dentist ou traite des dents.* Deuxieme edition revue, Tome premier a Paris chez: Pierre-Jean Mariette; 1728.

80.Fu CC, Hsu YT. A comparison of retention characteristics in prefabricated and custom-cast dental attachments. *J Prosthodont* 2009;**18**(5):388-92.

81.Gamborena JI, Hazelton LR, Nabadalung D, et al. Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. Int J Prosthodont. 1997;10:123-130.

82.Geçkili O. İki farklı implant yüzeyinin kemik içi stabilite ve krestal kemik kayıpları ,üzerine etkilerinin; iki farklı abutment tipinin hasta memnuniyetlerinin karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul 2007.

83.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.

84.Gillings BR. Magnetic retention for overdentures. Part II. *J Prosthet Dent* 1983;**49**:607-18.

85.Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;**90**(2):121-32.

86.Gotfredsen K, Holm B. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2000;**13**:125-130.

87.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.

88.Gulizio MP, Agar JR, Kelly RJ, Taylor TD. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont* 2005;**14**:3-11.

89.Hahn JA.. The blade implant. *J Am Dent Assoc* 1990;**121**:394-402.

90.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.

91.Harle TJ, Anderson JD. Patient satisfaction with implant supported prostheses. *Int J Prosthodont* 1993;**6**:153-62.

92.Heckmann SM, Farmand M, Wahl G. Erfahrungen mit Resilienzteleskopen bei der prothetischen Versorgung ennossaler Implantate. *Zeitschrift fu¨r Zahna¨rztliche Implantologie* 1990;**9**:188–193.

93.Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15**(5):560-9.

94.Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and occlusal rehabilitation.* Tokyo: Quintessence Publ.Co. Ltd.; 1989.

95.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.

96.Hunter J. *La storia naturale dei denti umani. Ars medica per saecula*. Edit Cappelli, 1756.

97.Jackson TR. The application of rare earth magnetic retention to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;**1**:81-92.

98.Jacobs R, Schotte A, van Steenberghe D, Quirynen M. Posterior jaw bone resorption in osseointegrated implant-supported overdentures. *Clin Oral Implants Res* 1992;**3**:63-70.

99.Jacobs R, van Steenberghe D, Nys M, Naert I. Maxillary bone resorption in patients with mandibular implant-supported overdentures or fixed prostheses. *J Prosthet Dent* 1993;**70**(2):135-40.

100.Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB ve ark. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;**11**:291-8.

101.Jemt T, Stalblad PA. The effect of chewing movements on changing mandibular complete dentures to osseointegrated overdentures. *J Prosthet Dent* 1986;**55**:357-361.

102.Jiles D. *An introduction to magnetism and magnetic materials*. 2nd ed. London: Chapman and Hall; 1988. pp. 3-16, 44-48, 89-102, 363-93.

103.Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC ve ark. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;**7**:513-22.

104.Johnson K. A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following tooth extraction. *Aust Dent J* 1969;**14**:241-4.

105.Jones JA, Orner MB, Spiro A 3rd, Kressin NR. Tooth loss and dentures: patients' perspectives. *Int Dent J* 2003;**53**:327-34.

106.Jonkman RE, Van Waas MA, Kalk W. Satisfaction with complete intermediate dentures and complete intermediate overdentures. A 1-year study. *J Oral Rehabil* 1995;**22**:791-6.

107.Jourdan M, Magiollo M. *Le manuel de l'art du dentist.* Nancy: 1807.

108.Jung T, Borchers L. Experimentelle Studie u¨ber mechanische Eigenschaften von Pra¨zisionsverbindungen [Experimental study on the mechanical properties of precision connectors]. *Deutsche Zahna¨rztliche Zeitschrift* 1983;**38**:986.

109.Karabuda C, Yaltirik M, Bayraktar M. A clinical comparison of prosthetic complications of implant-supported overdentures with different attachment systems. *Implant Dent* 2008;**17**:74-81.

110.Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998;**80**:559-564.

111.Kiener P, Oetterli M, Mericske E, Mericske-Stern R. Effectiveness of maxillary overdentures supported by implants: maintenance and prosthetic complications. *Int J Prosthodont* 2001;**14**:133–140.

112.Klemetti E. Is there a certain number of implants needed to retain an overdenture? *J Oral Rehabil* 2008;**35**:80-4.

113.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**(3):447-52.

114.Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E. Implant-supported mandibular overdentures retained with a milled bar: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007 Nov-Dec;**22**(6):987-94.

115.Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E. The influence of bar design (round versus milled bar) on prosthodontic maintenance of mandibular overdentures supported by 4 implants: a 5-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2008;**21**(6):514-20.

116.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.

117.Kroone HB, Bates JF. Overdentures with magnetic retainers. *Br Dent J* 1982;**152**:310-3.

118.Kurtzman G. The Locator attachment: Free standing versus Bar overdentures. *Dental labor* Int'l *Plus* 2009;**1**(1):20-23.

119.Landa LS, Cho SC, Froum SJ ve ark. A prospective 2-year clinical evaluation of overdentures attached to nonsplinted implants utilizing ERA attachments. *Pract Proc Aesthet Dent* 2001;**13**:151-156.

120.Laney WR, Broggini N, Cochran DL ve ark. *Glossary of Oral and Maxillofacial Implants*. Berlin: Quintessence; 2007.

121.Lang BR, Razzoog ME. Lingualized integration: tooth molds and an occlusal scheme for edentulous implant patients. *Implant Dent* 1992;**1**:204-11.

122.Lechner SK, Mammen A. Combination syndrome in relation to osseointegrated implant-supported overdentures: a survey. *Int J Prosthodont* 1996;**9**:58-64.

123.Lehmann K. Die Verbindungselemente der Teilprothesen [Precision attachments in removable partial dentures]. *Deutsches Zahna¨rzteblatt* 1971;**24**:161.

124.Lehmann K, Arnim FV. Untersuchungen u¨ ber die Retentionskra¨ fte von Druckknopfankern [Studies on the retention capability of push-button attachments]. SSO. *Schweizerische Monatsschrift fu¨r Zahnheilkunde* 1976;**86**:521.

125.Lehmann KM, Arnim FV. Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quintessence of Dental Technology* 1978;**7**:45–48.

126.Leung T, Preiskel HW. Retention profiles of stud-type precision attachments. *Int J Prosthodont* 1991;**4**(2):175-9.

127.Liddelow GJ, Henry PJ. A prospective study of immediately loaded single implant-retained mandibular overdentures: preliminary one-year results. *J Prosthet Dent* 2007;**97**(6 Suppl):126-37.

128.MacEntee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three year results. *J Prosthet Dent* 2005;**93**:28–37.

129.Maeda Y. Criteria for attachment selection for implant overdenture. Icinde Maeda Y, Walmsley AD, editor. *Implant Dentistry with Mew Generation Magnetic Attachments*. Tokyo: Quintessence; 2005. pp. 14-17.

130.Maxson BB, Powers MP, Scott RF. Prosthodontic considerations for the transmandibular implant. *J Prosthet Dent* 1990;63:554-8.

131.Marziani L, Subperiostale Gerüstimplante zu prothetischen.Zwecken. *Dtsch Zahnartl* 1955;Z **10**:1115.

132.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.

133.Meijer HJ, Raghoebar GM, van't Hof MA, Geertman ME, van Oort RP. Implant-retained mandibular overdentures compared with complete dentures: a 5-years' follow-up study of clinical aspects and patient satisfaction. *Clin Oral Implants Res* 1999;**10**:238-44.

134.Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: a clinical trial of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:851-6.

135.Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandbular implant-re tained overdenture: Fi nite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**(3):369-76.

136.Mensor MC Jr. Attachment fixation for overdentures. Part I. J *Prosthet Dent* 1977;**37**:366-373.

137.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.

138.Mericske-Stern R. Overdentures supported by ITI implants. Icinde Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G, editor. *Oral Implantology: Basics ITI Hollow Cylinder System*. New York: Thieme Medical; 1996. pp. 330-367.

139. 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.

140.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**(5):678-86.

141.Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 1996;**7**:387-96.

142.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.

143.Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000;**11**:108-2.

144.Mericske-Stern RD, Zarb GA. Clinical protocol for treatment with implant-supported overdentures. Icinde Bolender CE, Zarb GA, Carlsson GE, editor. *Boucher's Prosthodontic Treatmentfor Edentulous Patients*. St. Louis: Mosby; 1997. pp. 527.

145.Michelinakis G, Barclay CW, Smith PW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention of mandibular overdentures on 2 implants : Initial retention value. *Int J Prosthodont* 2006;**19**:507-512.

146.Misch C.E. Prosthetic options in implant dentistry. Icinde Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby Inc; 1999. pp. 67-87.

147.Misch CE. Generic root form terminology. İçinde Misch CE, editor. *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis: Mosby; 2005. pp. 32-42.

148.Mizutani H., Rutkunas V. Preparations of Abutments for Magnetically Retained Overdentures. İçinde Ai M, Shiau YY, editor. *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Pub Co Inc; 2004. pp. 70-4.

149.Mojon P, Thomason JM, Walls AW. *The impact of falling rates of edentulism. Int J Prosthodont* 2004 Jul-Aug;**17**(4):434-40.

150.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.

151.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.

152.Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil* 1999;**26**:195–202.

153.Naert IE, Hooghe M, Quirynen M, van Steenberghe D. The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible. An up to 9-year longitudinal study. *Clin Oral Investig* 1997;**1**:119-24.

154.Naert I, Quirynen M, Hooghe M ve ark. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in mandibular overdenture therapy. A preliminary report. *J Prosthet Dent* 1994;**71**:486-492.

155.Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prost het Dent* 1991;**65**(5):671-80.

156.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**:215–226.

157.Nalcaci R, Erdemir EO, Baran I. Evaluation of the oral health status of the people aged 65 years and over living in near rural district of Middle Anatolia, Turkey. *Arch Gerontol Geriatr* 2007;**45**(1):55-64.

158.Narhi TO, Geertman ME, Hevinga M, Abdo H, Kalk W. Changes in the edentulous maxilla in persons wearing implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2000;**84**:43-9.

159.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.

160.Oetterli M, Kiener P, Mericske-Stern R. A Longitudinal Study on Mandibular Implants Supporting an Overdenture: The Influence of Retention Mechanism and anatomic-prosthetic variables on periimplant parameters. *Int J Prosthodont* 2001;**14**:536–542.

161.Ortegon SM, Thompson GA, Agar JR, Taylor TD, Perdikis 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**:231-8.

162.Owall B. Precision attachment retained removable partial dentures: 1. Technical long-term study. *Int J Prosthodont* 1991;**4**:249.

163.Owall B. Precision attachment-retained removable partial dentures, Part 2: long-term study of ball attachments. *Int J Prosthodont* 1995;**8**:21.

164.Parel SM. Implants and overdentures: the osseointegrated approach with conventional and compromised applications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;**1**:93-99.

165.Pascuta M, Grossmann Y, Finger IM. A prosthetic solution to rest o ring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2005;**93**(2):116-20.

166.Payne AG, Solomons YF. The prosthodontic maintenance requirements of the mandibular mucosa- and implant-supported overdentures: a review of literature. *Int J Prosthodont* 2000;**13**:238-45.

167.Payne AG, Solomons YF. Mandibular implant-supported overdentures: a prospective evaluation of the burden of prosthodontic maintenance with 3 different attachment systems. *Int J Prosthodont* 2000;**13**:246-53.

168.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.

169. Petropoulos VC, Mante FK. Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures. *J Prosthodont* 2011;**20**(4):286-93.

170.Petropoulos VC, Smith W. Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**17**:526–535.

171.Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997 ;**12**(2):176-85.

172.Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG. The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent* 2009 Aug;**102**(2):74-80.

173.Porter JA, Petropoluos VC, Brunski J.B. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Max Imp* 2002;**17**(5):651-62.

174.Porter JA, von Fraunhofer JA. Success or failure of dental implants? A literature review with treatment considerations. *Gen Dent* 2005;**53**(6):423-32.

175.Preiskel HW, Arvidson K, Geering AH, Mericske-SternR. Overdentures made easy, A guide to implant and root supported prostheses. Chicago. Quintessance publishing; 1996, 11-20; 81-

176.Preiskel HW. Magnetic Applications in Clinical Dentistry. İçinde Ai M, Shiau YY, editor. *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Pub 2004

177.Preiskel HW, Tsolka P. Telescopic prostheses for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**(3):352-7.

178.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.

179.Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Dekeyser C, Callens A. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up to 6-years retrospective study. *J Clin Periodontol* 1992;**19**:118-26.

180.Raghoebar 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.

181.Rangert B, Jemt T, Jo¨ rne´ us L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;**4**:241-247.

182.Rentsch-Kollar A, Huber S, Mericske-Stern R. Mandibular implant overdentures followed for over 10 years: patient compliance and prosthetic maintenance. *Int J Prosthodont* 2010 Mar-Apr;**23**(2):91-8.

183.Riley MA, Walmsley AD, Harris IR. Magnets in prosthetic dentistry *J Prosthet Dent* 2001;**86**(2):137-141.

184.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.

185.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.

186.Rodrigues RCS, Ribeiro RF, Mattos MGC, Bezzon OL. (2002) Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002;**88**:290–296.

187.Roumanas ED, Garrett NR, Hamada MO, Kapur KK. Comparisons of chewing difficulty of consumed foods with mandibular conventional dentures and implant-supported overdentures in diabetic denture wearers. *Int J Prosthodont* 2003;**16**:609–615.

188.Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. *Stomatologija* 2005;**7**(4):115-20.

189.Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil* 2007;**34**(1):41-51.

190.Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures.*Quintessence Int* 2009;**40**(4):313-9.

191.Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent* 2001;**86**(5):468-73.

192.Sadowsky SJ. Treatment considerations for maxillary implant overdentures: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007 Jun;**97**(6):340-8.

193.Sagawa M, Furimura S, Togowa N, Yamatoto H, Matsuura Y. New material for permanent magnets on a base of Nd and Fe. *J Appl Phys* 1984;**55**:2083-7.

194.Sarnat AE. The efficiency of cobalt samarium (co5sm) magnets as retention units for overdentures. *J Dent* 1983;**11**:324-333.

195.Schmitt A, Zarb GA. The notion of implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent* 1998;**79**:60-5.

196.Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following singletooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodonics Restorative Dent* 2003;**23**:313-23.

197.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**:323–329

198.Shafie HR. Principles of attachment selection. Icinde Shafie HR, editor. *Clinical and Laboratory manual of implant overdentures.* Oxford: Blackwell; 2007. pp. 31-6.

199.Spiekermann H. Implantology. Icinde Rateitschak KH, Wolf HF, editor. *Color atlas of dental medicine*. New York: Thieme Medical Publishers 1995 Co Inc; 2004. pp. 22-7.

200.Sposetti VJ, Gibbs CH, Alderson TH, Jaggers JH, Richmond A, Conlon M e ark. Bite force and muscle activity in overdenture wearers before and after attachment placement. *J Prosthet Dent* 1986;55(2):265-73.

201.Stark H. Verschleissverhalten von Teleskopkronen und hybridprothetischen Verankerungselementen [Wear behavior of telescope crowns and attachments for overdentures]. *Zahna¨rztliche Welt Zahna¨rztliche Rundschau* 1996;**105**:176.

202.Stellingsma K, Slagter AP, Stegenga B, Raghoebar 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.

203.Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoebar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;**15**(4):240-8.

204.Stewart BL, Edwards RO. Retention and wear of precision-type attachments. *J Prosthet Dent* 1983 Jan;**49**(1):28-34.

205.Stoumpis C, Kohal RJ. To splint or not to splint oral implants in the implant-supported overdenture therapy? a systematic literature review. *J Oral Rehabil* 2011;**11**. doi: 10.1111/j.1365-2842.2011.02220.x.

206.Strnat KJ. The hard magnetic properties of rare earth-transition metal alloys. *IEEE Trans Magn* 1972;**8**:511-6.

207.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**(5):675-90.

208.Svetlize CA, Bodereau EF Jr. Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int* 2004;**35**(6):443-8.

209.Takanashi Y, Penrod JR, Chehade A ve ark. Does a prosthodontist spend more time providing mandibular two implant overdentures than conventional dentures? *Int J Prosthodont* 2002;**15**:397-403.

210.Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent* 1972; **89**(5):427-35.

211.Tallgren A. The reduction in face height of edentulous and partially edentulous subjects during long-term denture wear. a longitudinal roentgenographic cephalometric study. *Acta Odontol Scand* 1966;**24**(2):195-239.

212.Tawara Y, Strnat KJ. Rare earth-cobalt permanent magnets near the 2-17 composition. *IEEE Trans Magn* 1976;**12**:954-8.

213.The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2005;**94**(1):10-92.

214.Thiel CP, Evans DB, Burnett RR. Combination syndrome associated with a mandibular implant-supported overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent* 1996;**75**:107-13.

215.Thompson IM. Magnetism as an aid to a prosthetic problem. *Br J Oral Surg* 1964;**2**:44-6.

216.Timmerman R, Stoker GT, Wismeijer D, Oosterveld P, Vermeeren JI, van Waas MA. An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res* 2004;**83**:630–633.

217.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**(2):128-34.

218.Tolsunov L. Management of biomechanical complication of implant-supported restoration of a patient with combination sendrome: a case report. *J Oral Maxillofac* Surg 2009;**67**:178-188.

219.Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent* 2006;**15**(1):24-34.

220.Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994 ;**106**(2):131-8.

221.Tunalı B. Multidisipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. 2.baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi; 2000. pp.1-2.

222.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.

223.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):708-11.

224.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.

225.Van Waas MA. The influence of clinical variables on patients' satisfaction with complete dentures. *J Prosthet Dent* 1990;**63**:307-310.

226.Visser A, Meijer HJ, Raghoebar GM, Vissink A. Implant-retained mandibular overdentures versus conventional dentures: 10 years of care and aftercare. *Int J Prosthodont* 2006;**19**(3):271-8.

227.Von Wowern N, Gotfredsen K. Implant-supported overdentures, a prevention of bone loss in edentulous mandibles? A 5-year follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 2001;**12**:19-25.

228.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**(4):283-8.

229.Walmsley AD. Magnetic retention in prosthetic dentistry. *Dent Update* 2002; **29**:428-433.

230.Walmsley AD, Brady CL, Smith PL, Frame JW. Magnet-retained overdentures using the Astra dental implant system. *Br Dent J* 1993;**174**:399-404.

231.Walmsley AD, Frame JW. Implant supported overdentures—the Birmingham experience. *J Dent* 1997;**25**(Suppl 1):543-7.

232.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**(3):255-60.

233.Walton JN, Huizinga SC, Peck CC. Implant angulation: a measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical experience. *Int J Prosthodont* 2001;**14**(6):523-30.

234.Walton JN, MacEntee MI. Problems with prostheses on implants: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1994;**71**:283-8.

235.Walton JN, MacEntee MI. A prospective study on the maintenance of implant prostheses in private practice. *Int J Prosthodont* 1997;**10**:453–458.

236.Walton JN, Ruse ND. In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *J Prosthet Dent* 1995;74. 482–486

237.Watkinson AC. The replacement of attachment-retained prosthesis. Quintessence *Int* 1987;**18**:759-763.

238.Watson RM, Davis DM. Follow up and maintenance of implant supported prostheses: a comparison of 20 complete mandibular overdentures and 20 complete mandibular fixed cantilever prostheses. *Br Dent J* 1996;**181**:321-7.

239.Watson RM, Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE ve ark. Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective study. *Int J Prosthodont* 1997;**10**(4):345-54.

240.Watzek G, Blahout R. [Historical Review in: Watzek G. [Endosseous implants in oral surgery] . *Quintessenz* 1993:17-28.

241.Wen J, Yin P, Zhen M. Friction and wear properties of UHMWPE/nano-MMT composites under oilfield sewage condition, *Materials Letters* 62, 4161– 4163, 2008.

242.Wichmann MG, Kuntze W. Wear behavior of precision attachments. *Int J Prosthodont* 1999;**12**:409-414.

243.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.

244.Williams BH, Ochiai KT, Hojo S ve ark. Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs. *J Prosthet Dent* 2001;**86**:603-607.

245.Winkler S, Piermatti J, Rothman A, Siamos G. An overview of the O-ring implant overdenture attachment:clininical. *J Oral Implantol* 2002;**28**(2):82-6.

246.Wirz J. The bar joint prosthesis. Late results and further development. *[In Germaan]Dtsch Zahnartzl Z* 1970;**25**:800-4.

247.Wirz J, Lopez S. Magnetverankerungen auf implanten. Teil 1: bestandesaufnahme. *Quintessenz* 1993;**44**:579-88.

248.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.

249.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 tiral. *Clin oral Implants Res* 1999;**10**(4):297-306.

250.Wismeyer D, van Waas MA, Vermeeren JI. Overdentures supported by ITI implants: a 6.5-year evaluation of patient satisfaction and prosthetic aftercare. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;**10**:744-9.

251.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.

252.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.

253.Wolf K, Ludwig K, Hartfil H, Kern M. Analysis of retention and wear of ball attachments. *Quintessence Int* 2009;**40**:405-412.

254.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.

255.Zarb GA, Symington JM. Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent* 1983 Aug;**50**(2):271-6.

256.http://www.zestanchors.com/in dex.asp?fi le=articles

257.Zhou J, Yan F. Mechanical andtribological behavior of compatibilized ultra-high-molecular-weight polyethylene/liquidcrystalline polymer composites. *Polymer Testing* 2004;**23**:827–833.

258.Zuest P. *Zest Anchor Advanced Generation Manual*. Escondido: Zest Anchors; 2000.

ÖZGEÇMIŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Çağla Pınar	**Soyadı**	Eren Türk
Doğ.Yeri	Ankara	**Doğ.Tar.**	10.08.1982
Uyruğu	T.C.	**TC Kim No**	46642570228
Email	pinar_eren@hotmail.com	**Tel**	533 8101056

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mez. Yılı**
Doktora	İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD	2011
Yük.Lis.	İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi	2006
Lisans	İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi	2006
Lise	Kadıköy Anadolu Lisesi	2001

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl - Yıl)**
1.	Doktora Öğrencisi	İ.Ü.Sağlık Bilimleri Enstitüsü	2006-2011
2.			-
3.			-

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

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MS Office	Çok iyi

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

1-Geckili O, Bektas-Kayhan K, **Eren P**, Bilgin T, Unur M. The efficacy of a topical gel with triester glycerol oxide in denture-related mucosal injuries.Gerodontology. 2011 doi: 10.1111/j.1741-2358.2011.00549.

2-Koray M, **Eren P,** Bilhan H, Sisman N, Mumcu G ve Tanyeri H, "Do Removable Denture-Related Lesions Affect Oral Health Related Quality of Life?" " *9th Biennial Congress of the European Association of Oral Medicine (EAOM)* 18-20 Eylül, Salzburg, Avusturya, 2008

3-Eren P, Bilgin T, Protez Adezivleri Dişhekimliği Dergisi, 2008;6:84