



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

**İMLANT DESTEKLİ HAREKETLİ PROTEZLERDE
KULLANILAN 3 FARKLI HASSAS TUTUCUNUN
TUTUCULUK KUVVETLERİNİN VE AŞINMA
DERECELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

VOLKAN SOYLU

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. HANEFİ KURT

İSTANBUL – 2023

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi
Programın Seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora (X)
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi
Tez Sahibi : Volkan SOYLU
Tez Başlığı : İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan 3 farklı hassas Tutucunun tutuculuk kuvvetlerinin ve aşınma derecelerinin değerlendirilmesi
Sınav Yeri : İstanbul Medipol Üniversitesi Unkapanı Yerleşkesi
Sınav Tarihi : 20.06.2023

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman

Prof.Dr. Hanefi KURT

Kurumu

İstanbul Bilgi Üniversitesi

İmza

Sınav Jüri Üyeleri

Prof.Dr. Mahmut KUŞDEMİR

İstanbul Medipol Üniversitesi

Dr.Öğr.Üyesi Gülsüm CEYLAN

İstanbul Medipol Üniversitesi

Prof.Dr. Mehmet Muzaffer ATEŞ

İstanbul Medipol Üniversitesi

Dr.Öğr.Üyesi Işıl TURP

Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Doktora Tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../ tarih ve/..... - sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr. Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

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

Volkan Soylu

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim ve tez çalışmam boyunca her türlü desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, mesleki ve akademik çok şey öğrendiğim bana daima yol gösteren çok kıymetli danışmanım Sayın Prof. Dr. Hanefi Kurt'a,

Başta bölüm başkanımız Prof. Dr. Muzaffer Ateş olmak üzere doktora eğitimimde katkısı olan Prof. Dr. Haluk Barış Kara, Prof. Dr. Umut Çakan, Dr. Öğr. Üyesi Gülsüm Ceylan ve protetik diş tedavisi doktora öğrencisi arkadaşlarıma özellikle Dr. Gülçin Yılmaz'a teşekkür ederim. Tez çalışmam boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen Doktora Tez İzleme Komite Üyesi Sayın Prof. Dr. Mahmut Kuşdemir'e teşekkür ederim.

Tez çalışma sürecimde Fatih Uysal (Bioinfinity) ve Gül Uz (Rhein 83)'a, teknik ve üretim konusunda özel parça üretmemi sağlayan YNK Medikal'e desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Benimle her zaman gurur duyduğunu bildiğim bu günlere gelmeme sağlayan desteklerini her zaman hissettiğim annem İnci Soylu, babam Semih Soylu ve ablam Işıl Soylu'ya teşekkür ederim.

Çalışmalarım süresinde bana her türlü bilgi ve manevi desteğini sağlayıp bana güç ve moral veren sevgili eşim Dr. Narmin Mammadli'ye teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU	i
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI.....	ii
İÇİNDEKİLER	iv
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	viii
RESİMLER LİSTESİ.....	ix
1. ÖZET	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER.....	5
4.1. İmplant Destekli Tam Protezler	6
4.1.1. İmplant destekli tam protezlerin avantaj ve dezavantajları	10
4.2. İmplant destekli tam protezlerde planlama.....	11
4.3. İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemler	19
4.3.1. Geleneksel tutucu sistemler	20
4.3.1.1. Stud tutucular	22
4.3.1.1.1. Top başlı tutucular ve o-ring	22
4.3.1.1.2. ERA tutucular	22
4.3.1.1.3. ZAAG tutucular	22
4.3.1.1.4. Locator tutucular	23
4.3.1.1.5. OT equator tutucular	30
4.3.1.2. Bar tutucular	32
4.3.1.3. Teleskopik tutucular	33
4.3.1.4. Miknatis tutucular.....	34
5. MATERYAL VE METOT	40
5.1. Custom Locator Patrix Ve Matrix Parçalarının Üretimi.....	40
5.2. Örnek Blokların Dizayn Edilmesi Ve Akrilik Blokların Üretimi.....	44
5.3. Örneklerin Smilatör Cihazına Ve İnstron Cihazına Adapte Edilmesi İçin Gereken Ara Parçaların Üretimi.....	49
5.4. Akrilik Bloklara Analog Ve Tutucu Parçaların Geleceği Yuvaların Hazırlanması	56
5.5. Akrilik Bloklara Analog Ve Tutucu Parçaların Sabitlenmesi	58
5.6. Örneklerin Tutuculuk Ve Siklus Testlerinin Yapılması	60
5.7. Örneklerin SEM Görüntüsünün Çekilmesi	66
5.8. İstatiksel Değerlendirme	66
6. BULGULAR.....	67
6.1. Çalışmadan Elde Edilen Retansiyon Bulguları	67
6.2. SEM Bulguları.....	85
6.2.1. Bioloc tutucu dayanağın deney öncesinde ve sonrasında sem bulguları	85
6.2.1.1. Bioloc tutucu dayanağın deney öncesinde sem bulguları	85
6.2.1.2. Bioloc tutucu düz dayanağın deney sonrasında sem bulguları.....	87
6.2.1.3. Bioloc tutucu açılı dayanağın deney sonrasında sem bulguları	89
6.2.2. Bioloc tutucu peek parçasının sem bulguları	91
6.2.2.1. Bioloc tutucu peek parçasının deney öncesi sem bulguları	91
6.2.2.2. Bioloc tutucu düz peek parçasının deney sonrası sem bulguları	94
6.2.2.3. Bioloc tutucu açılı peek parçasının deney sonrası sem bulguları.....	97
6.2.3. Rhein 83 equator tutucu dayanağın sem bulguları.....	100
6.2.3.1. Rhein 83 equator tutucu dayanağın deney öncesi sem bulguları	100
6.2.3.2. Rhein 83 equator tutucu düz dayanağın deney sonrasında sem bulguları.....	103

6.2.3.3.	<i>Rhein 83 equator tutucu açılı dayanağın deney sonrasında sem bulguları</i>	105
6.2.4.	<i>Rhein 83 equator tutucu dayanağın naylon parçasının sem bulguları</i>	107
6.2.4.1.	<i>Rhein 83 equator tutucu dayanağın naylon parçasının deney öncesi sem bulguları</i>	107
6.2.4.2.	<i>Rhein 83 equator tutucu düz dayanağın naylon parçasının deney sonrası sem bulguları</i>	109
6.2.4.3.	<i>Rhein 83 equator tutucu açılı dayanağın naylon parçasının deney sonrası sem bulguları</i>	112
6.2.5.	<i>Custom locator tutucu dayanağın sem bulguları</i>	115
6.2.5.1.	<i>Custom locator tutucu dayanağın deney öncesi sem bulguları</i>	115
6.2.5.2.	<i>Custom locator tutucu düz dayanağın deney sonrası sem bulguları</i>	116
6.2.5.3.	<i>Custom locator tutucu açılı dayanağın deney sonrası sem bulguları</i>	118
6.2.6.	<i>Custom locator tutucu dayanağın peek parçasının sem bulguları</i>	120
6.2.6.1.	<i>Custom locator tutucu dayanağın peek parçasının deney öncesi sem bulguları</i> ...	120
6.2.6.2.	<i>Custom locator tutucu düz dayanağın peek parçasının deney sonrası sem bulguları</i>	123
6.2.6.3.	<i>Custom locator tutucu açılı dayanağın peek parçasının deney sonrası sem bulguları</i>	125
7.	TARTIŞMA	128
7.1.	<i>Materyal Ve Metodun Tartışılması</i>	130
7.2.	<i>Tutucuların Kuvvet Değerlerinin Ve Aşınma Özelliklerinin Tartışılması</i>	135
7.3.	<i>SEM Bulgularının Tartışılması</i>	142
8.	SONUÇ	146
9.	KAYNAKLAR	148
10.	ÖZGEÇMİŞ:	167

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

CNC	: Computer Numerical Control / Bilgisayar Sayımlı Yönetim
HP	: Hareketli Protez
Hz	: Hertz
Kg	: Kilogram
mm	: Milimetre
mm³	: milimetreküp
MN	: MegaNewton
M.Ö.	: Milattan Önce
MPa	: Mega pascal
N	: Newton
OD	: Overdenture
OHIP	: (Oral Health Impact Profile)
PEEK	: Poli Eter Eter Keton
SEM	: Scanning Elektron Microskobu
SP	: Sabit Protez
Ti	: Titanyum
TiN	: Titanyum Nitrid
%	: Yüzdelik

TABLÖLER LİSTESİ

Tablo 6.1: Siklus, açılı ve tutucuların retansiyon üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi	67
Tablo 6.2: Açılı tutucuların her bir siklustaki retansiyon değerlerinin karşılaştırılması	68
Tablo 6.3: Düz tutucuların her bir siklustaki retansiyon değerlerinin karşılaştırılması	70
Tablo 6.4: Tutucu gruplarında ayrı ayrı açılı ve düz tutucuların retansiyon değerlerinin ortalamalarının değerlendirilmesi	73
Tablo 6.5: Açılı tutucu gruplarında tutucuların başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki yüzdelik değişimin değerlendirilmesi	76
Tablo 6.6: Düz tutucu gruplarında tutucuların başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki yüzdelik değişimin değerlendirilmesi	78
Tablo 6.7: Tutucu gruplarında ayrı ayrı açılı ve düz tutucuların başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki yüzdelik değişimlerinin değerlendirilmesi	81

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4.1. OD-1 (8).	13
Şekil 4.2. OD-2 (8).	14
Şekil 4.3. OD-3 (8).	15
Şekil 4.4. OD-4. (8)	16
Şekil 4.5. OD-5.(8).	17
Şekil 4.6. Planlama Çizimleri (61).	18
Şekil 4.7. İki implant üzeri protez (63).	19
Şekil 4.8. Tek implant üzeri protez (63)	19
Şekil 4.9. Locator ve metal yuva	24
Şekil 4.10. Tutucu lastikler.....	24
Şekil 4.11. Locator tutucunun ve plastik parçaların uygulanabilmesi için “Locator Core Tool” adı verilen özel bir aparat.	24
Şekil 4.12. Locator R-Tx tutucu ve komponentleri	25
Şekil 4.13. Metal yuva ve tutucu lastikler	26
Şekil 4.14. Özel lastik kep anahtarı	26
Şekil 4.15. Locatorın tutucu lastikleri ve tutucu aparatı.....	27
Şekil 4.16. Bioloc sistem komponentleri.....	28
Şekil 4.17. Bioloc matrix seçenekleri.....	28
Şekil 4.18. Bioinfinity tutucu şapka anahtarı	29
Şekil 4.19. Bioloc tutucu şapka seçenekleri	29
Şekil 4.20. Bioloc tutucu şapka özellikleri	30
Şekil 4.21. Çalışmamızda kullanılacak olan Standart dişeti yükseliği 3mm olan düz locator	30
Şekil 4.22. Rhein 83 OT Equator sistem parçaları	31
Şekil 4.23. Rhein 83 OT Equator patrix ve matrix sagital kesit görünümü.....	31
Şekil 4.24. Rhein 83 OT Equator patrix ve matrix parçalarının özellikleri.....	32
Şekil 5.1. Locator dayanak ve metal yuvası	40
Şekil 5.2. Üretilecek akrilik blok tasarımı	45

RESİMLER LİSTESİ

Resim 5.1. Custom olarak üretilen locator parçaları	40
Resim 5.2. BYMED firmasının CNC makineleri.....	41
Resim 5.3. BYMED firmasının CNC makinasının ana bölümü	42
Resim 5.4. BYMED firmasının CNC makinasının ana gövdedeki monitor kısmı.....	42
Resim 5.5. BYMED firmasının CNC makinasının iç kısmı	43
Resim 5.6. BYMED firması makine sürücü kısım.....	43
Resim 5.7. Üretilen parçanın materyal kontrol sertifikası.....	44
Resim 5.8. Kestamit blok torna tezgahında şekillendirilirken	45
Resim 5.9. Üretilmiş kestamit bloklar	46
Resim 5.10. Kestamit blokların dublikatörün döküleceği kaba koyulması	46
Resim 5.11. Dublikatör sıvısının kaba adapte edilmesi	47
Resim 5.12. Polimerizasyon sonucu silikon rehberin oluşturulması.....	47
Resim 5.13. Akrilik blokların üretimi	48
Resim 5.14. Üretilen akrilik blokların çapak kısımlarının trim ile düzeltilmesi	49
Resim 5.15. Tüm üretilen akrilik blokların görünümü.....	49
Resim 5.16. Derlin bloğun freze cihazına adapte edilmesi	50
Resim 5.17. Derlin parçasının üretimi.....	51
Resim 5.18. Derlin parçasına vida deliği oluşturulması.....	51
Resim 5.19. Smart marka freze cihazı.....	52
Resim 5.20. Tos marka torna cihazı	52
Resim 5.21. Smart marka fireze cihazı.....	53
Resim 5.22. Smart marka fireze cihazı ile çelik prizma tesfiyesi	53
Resim 5.23. Şahin marka matkap cihazı vida yuvası açma.....	54
Resim 5.24. Mengeneye sıkıştırılan çelik silindere vida deliği olukları açma	54
Resim 5.25. Çelik prizmatik havuza matkap cihazı ile oluk açma.....	55
Resim 5.26. Mengeneye sıkıştırılan çelik silindirik havuzun vida oluklarının açılması	55
Resim 5.27. Smart marka fireze cihazı ile akrilik bloklara analog yuvalarının açılması	56
Resim 5.28. Smart marka freze cihazına 5 derece eğim verilmiş hali	57
Resim 5.29. Matrix parçaların ve akrilik modelde bağlanmadan önce yandan görüntüsü	57
Resim 5.30. Matrix parçaların ve akrilik modelde bağlanmadan önce tepeden görüntüsü	58

Resim 5.31. Çalışmamızdaki tüm patrix grup modelleri.....	58
Resim 5.32. Ufi Gel Hard ile matrixlerin akrilik bloklara bağlanması yandan görüntüsü	59
Resim 5.33. Ufi Gel Hard ile matrixlerin akrilik bloklara bağlanması tepeden.....	60
Resim 5.35. Universal test cihazında (Shimadzu).....	61
Resim 5.36. Universal test cihazın mengene bölümüne sıkıştırılmış parçası.....	62
Resim 5.37. Universal test cihazın alt ve üst bölümünün modellere bağlanması	62
Resim 5.38. Modellerin çiğneme smilatörüne adaptasyonu.....	63
Resim 5.39. Çiğneme smilatörü test hız ve mesafe ayarlama paneli	64
Resim 5.40. Örnek ortamının distile su ile nemlendirilmesi.....	65
Resim 5.41. Alan emisyonlu taramalı elektron mikroskobu (FESEM) cihazı (ZEISS,GEMINI 500).....	66
Resim 6.1. Bioloc tutucu abutmentin iç ve. dış çap ölçümleri.....	85
Resim 6.2. Bioloc tutucu abutmentin lateral yönden görüntüsü	85
Resim 6.3. Bioloc tutucu abutment yüzey görüntüsü.....	86
Resim 6.4. Bioloc tutucu abutment yüzey görüntüsü.....	86
Resim 6.5. Bioloc tutucu .abutmentin iç ve dış çap ölçümleri.....	87
Resim 6.6. Bioloc tutucu abutmentin lateral yönden görüntüsü	87
Resim 6.7. Bioloc tutucu abutment yüzey görüntüsü.....	88
Resim 6.8. Bioloc tutucu abutment.yüzey görüntüsü.....	88
Resim 6.9. Bioloc tutucu abutmentin iç ve dış çap ölçümleri.....	89
Resim 6.10. Bioloc tutucu abutmentin lateral yönden görüntüsü.	89
Resim 6.11. Bioloc tutucu abutment.yüzey görüntüsü.....	90
Resim 6.12. Bioloc tutucu abutment yüzey görüntüsü.....	90
Resim 6.13. Bioloc tutucu abutment yüzey görüntüsü.....	91
Resim 6.14. Bioloc peek tutucu.	91
Resim 6.15. Bioloc peek tutucu	92
Resim 6.16. Bioloc peek tutucu dış kenar.....	92
Resim 6.17. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi	93
Resim 6.18. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi	93
Resim 6.19. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi	93
Resim 6.20. Bioloc peek.tutucunun dış kenar yüzeyi	94
Resim 6.21. Bioloc peek tutucu	94
Resim 6.22. Bioloc peek tutucu dış kenar.....	95
Resim 6.23. Bioloc peek tutucu dış kenar.....	95

Resim 6.24. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi.	96
Resim 6.25. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi	96
Resim 6.26. Bioloc.peek tutucunun dış kenar yüzeyi	96
Resim 6.27. Bioloc peek.tutucunun dış kenar yüzeyi	97
Resim 6.28. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi	97
Resim 6.29. Bioloc peek tutucu.	97
Resim 6.30. Bioloc.matrix peel parçanın iç çap genişliği	98
Resim 6.31. Bioloc peek tutucu dış kenar.	98
Resim 6.32. Bioloc peek tutucu dış,kenar yüzeyi	99
Resim 6.33. Bioloc peek tutucu.dış kenar yüzeyi	99
Resim 6.34. Bioloc peek tutucu dış kenar yüzeyi.	99
Resim 6.35. Bioloc peek tutucu dış kenar yüzeyi	100
Resim 6.36. Bioloc.peek tutucu dış kenar yüzeyi	100
Resim 6.37. Equator tutucu dayanağın aksiyal.görüntüsü	101
Resim 6.38. Equator dayanağın dış,kenar görüntüsü	101
Resim 6.39. Equator dayanağın lateral görüntüsü.....	102
Resim 6.40. Equator dayanağın.yüzey görüntüsü,	102
Resim 6.41. Equator dayanağın yüzey,görüntüsü.	103
Resim 6.42. Equator dayanağın aksiyal yönden görüntüsü.....	103
Resim 6.43. Equator dayanağın lateral yönden görüntüsü.....	104
Resim 6.44. Equator dayanağın yüzey görüntüsü	104
Resim 6.45. Equator dayanağın yüzey görüntüsü,	105
Resim 6.46. Equator dayanağın aksiyal yönden görüntüsü.....	105
Resim 6.47. Equator dayanağın laretal yönden görüntüsü.....	106
Resim 6.48. Equator dayanağın yüzey görüntüsü,	106
Resim 6.49. Equator dayanağın yüzey görüntüsü.	106
Resim 6.50. Equator dayanağın yüzey görüntüsü	107
Resim 6.51. Equator naylon tutucunun aksiyal yönden görüntüsü,	107
Resim 6.52. Equator tutucunun naylon ve metal yuva kenarının görüntüsü.....	108
Resim 6.53. Equator, tutucunun naylon. ve metal yuva kenarının, görüntüsü.....	108
Resim 6.54. Equator naylon tutucu, kenarın .yüzey görüntüsü,.....	108
Resim 6.55. Equator. naylon ,tutucu kenarın yüzey, görüntüsü.....	109
Resim 6.56. Equator, naylon tutucu kenarın ,yüzey görüntüsü.....	109
Resim 6.57. Equator tutucu naylon aksiyal görüntüsü,	110
Resim 6.58. Equator tutucu naylonun, dış kenarının aksiyal .görüntüsü	110

Resim 6.59. Equator tutucu .naylonun dış, kenarının aksiyal görüntüsü,	110
Resim 6.60. Equator, tutucu naylonun yüzey, görüntüsü.....	111
Resim 6.61. Equator tutucu naylonun ,yüzey görüntüsü.....	111
Resim 6.62. Equator tutucu, naylonun yüzey .görüntüsü,.....	111
Resim 6.63. Equator tutucu naylonun. aksial görüntüsü	112
Resim 6.64. Equator tutucu naylon aksiyal görüntüsü.	112
Resim 6.65. Equator tutucu. naylon. dış kenar aksiyal, görüntüsü	113
Resim 6.66. Equator, .tutucu naylon. dış kenar yüzey, görüntüsü	113
Resim 6.67. Equator, tutucu., naylon dış .kenar yüzey, görüntüsü	113
Resim 6.68. Equator tutucu. naylon dış ,kenar yüzey. görüntüsü	114
Resim 6.69. Equator. tutucu ,naylon dış kenar yüzey. görüntüsü	114
Resim 6.70. Equator ,tutucu naylon .dış kenar .yüzey görüntüsü	114

1. ÖZET

İMLANT DESTEKLİ HAREKETLİ PROTEZLERDE KULLANILAN 3 FARKLI HASSAS TUTUCUNUN TUTUCULUK KUVVETLERİNİN VE AŞINMA DERECELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

İmplant destekli overdenture protezler, tam dişsiz hastaların tedavisinde geleneksel tam protezlerle karşılaştırıldığında tutuculuğun ve stabilizasyonun daha iyi olması sebebiyle daha başarılı bir tedavi seçeneğidir. İmplant destekli overdenture protezlerin tutuculuğu ve stabilizasyonu stud, bar, magnetik ve teleskopik olmak üzere çeşitli firmalar tarafından tasarlanmış farklı tutucularla sağlanabilmektedir. Bu in vitro çalışmanın amacı, locator benzeri tutucu sistemleri olan 3 farklı hassas tutucu sistemini (bioinfinity bioloc sistem, rhein83 OT equator ve custom locator) birbirine paralel ve 10° açılı olarak hazırlanmış modellerde takıp-çıkarma işleminden sonra aşınmaların SEM bulguları ile saptanması ve retansiyon kuvvetinde meydana gelen kayıpların değerlendirilmesidir. Patriksin yerleşeceği implant analogu ve matriks için akrilik bloklar kullanıldı. Her grupta 8 örnek olacak şekilde 6 grup için toplamda 48 örnek oluşturuldu. Akrilik modellerine aksiyel yönde belirli siklus aralıklarıyla distile sulu ortamda toplamda 5760 döngü 50mm/dak'lık hızla çiğneme simülatöründe yapıldı. 0, 120, 360, 720, 1440, 2880 ve 5760 döngü sonrasında ataşmanların tutuculukları Instron cihazıyla ölçüldü. Instron cihazında 50mm/dak'lık bir çekme hızında işlem gerçekleştirildi. Ayrıca tutucu sistemlerin yorma işlemi öncesi ve sonrası SEM görüntüleri alındı. Sonuç olarak 5760 siklus sonunda tüm ataşman sistemlerinde tutuculuk kaybı ve tüm matrix grupların SEM bulgularında deformasyonlar tespit edildi. Açılı ve düz tutucuların retansiyon değerleri ortalamalarına bakıldığında Bioinfinity Bioloc sistemin tutuculuğu istatistiksel olarak anlamlı düzeyde ($p<0.05$) yüksek bulundu.

Anahtar Sözcükler: Aşınma, bioloc, equator, implant destekli protezler, locator, tutuculuk,

2. ABSTRACT

THE EVALUATION OF THE RETENTIONAL FORCES AND WEAR DEGREES OF 3 DIFFERENT PRECISION ATTACHMENTS USED FOR IMPLANT SUPPORTED REMOVABLE DENTURES.

Implant supported overdenture prostheses are more successful treatment option because of the retention and stabilization compared to conventional complete dentures in the treatment of full edentulous patients. The retention and stabilization of implant-supported overdenture prostheses can be provided with many attachments designed by various companies, including studs, bar, magnetic and telescopic. The aim of this in vitro study is to compare 3 different precision attachment systems (Bioinfinity Bioloc system, Rhein83 OT Equator and Custom Locator), which are Locator-like precision attachment systems, are identified with the findings of abrasions and retention forces in parallel and 10 ° angled models. Acrylic blocks were used for implant analogue and matrix where the patrix will settle. A total of 48 examples were created for 6 groups in each group. The acrylic models were made in a axial cycle intervals in the distilled watery environment at a total of 5760 cycles at a speed of 50mm/min. After the 0, 120, 360, 720, 1440, 2880 and 5760 cycles, the attachments were inspected and measured with the Instron testing machine. It was performed at a 50mm/min towing speed with the Instron machine. In addition, wear of precision attachments were evaluated by SEM images taken before and after cycles. As a result, at the end of the 5760 cycles, the loss of retention in all attachments have seen and deformations were detected in all matrix groups with SEM images. When the main values of retention forces for the attachment systems were evaluated for straight and 10 degree angled models Bioinfinity bioloc system has statistically significant ($p<0.05$) higher values.

Keywords: Bioloc, equator, locator, retention, implant supported prostheses, wear

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Ağızında hiç diş bulunmayan hastalar için konvansiyonel bir tedavi yöntemi olan alt-üst total protezlerde hastalar genellikle alt protezlerinin mobilitesinden ve çiğneme yetersizliğinden şikâyetçidirler (1). Tam protezlerin dezavantajları özellikle alt protezde tutuculuk ve stabilizasyon yetersizliği, devamlı kemik erimesi, çiğneme fonksiyonunda bozulma, sosyal sorunlar olarak sıralanabilir (2).

İmplant destekli tam protezler ile ilgili yapılan uzun dönem çalışmalardan çıkarılan ortak sonuç implant destekli tam protezlerin konvansiyonel total protezlere göre her bakımdan daha üstün olduğudur (3,4).

İmplant destekli tam protezlerde çiğneyebilme hasta memnuniyetinin ve çiğneme kabiliyetinin tam protezlere göre daha iyi sonuçlar verdiği literatürde belirtilmektedir (4–6). İmplant destekli tam protezlerde implant ile protez arasındaki bağlantı hassas bağlantı yapısındaki bir ataşman aracılığı ile sağlanmaktadır (1).

Tutucu sistemlerin şekli, yapısı, retansiyon kapasitesi ve esneklik miktarı birbirlerine göre farklılık göstermektedir (7,8). İmplant destekli tam protezlerde tutuculuğun sağlanması için esas olarak top başlı, bar, locator, equator mıknatıs veya teleskop tutuculu sistemler tercih edilmektedir (7). İnterokluzal mesafenin kısa olduğu durumlarda, aşırı konturlu ve dikey boyutun arttırıldığı protezlerde, tutuculara komşu olan yapay dişlerde ve protezlerde çatlamlar veya kırılmalar olduğunda, tutucular protezlerden ayrıldığında hasta memnuniyeti olumsuz etkilenebilmektedir (9,10). Bu tip durumlarda locator ve equator tutuculu sistemler düşük profillerinden dolayı tercih edilebilir (10,11). Locator tutucuların dayanaklarının kendinden hizalanma özelliği, iskelet protezin giriş yolunun gördüğü işleve benzer bir özelliktir. Hastalar böylece protezlerini bu rehberlikle hizalar ve yerine oturtabilirler. İmplant ve üst yapı arasındaki açılanmaları 40 dereceye kadar kompanse edebildikleri için komplike vakalarda kullanım avantajları vardır (11). Locator tutucular kendinden hizalanma özellikleri sayesinde ağza uygulanması sırasında minimum aşınmayla yerine otururlar, bu da naylon lastiğin klinik ömürünün daha uzun olmasını sağlar. Equator tutucu sistemi, paslanmaz çelik yuvalara sabitlenen dört farklı retansiyon parçası ve titanyum patriksten oluşmaktadır. ERA ve locator tutucu sistemlerden daha küçük boyutlara sahip olan bu sistem dikey boyut kısıtlamalarının olduğu vakalarda uygulanabilmektedir (12,13). Her platform için (3,00 mm – 5,7 mm) çok çeşitli manşet

yükseklikleri bulunur. İmplantlar arasındaki 28°'ye kadar açı farkını tolere edebilir (12).

Titanyum dayanaklar mükemmel fiziksel, biyomekanik ve biyouyumluluk özelliklerinden dolayı implant üstü restorasyonların alt yapısında sıklıkla tercih edilirler (14,15).

Tam protezlerden implant destekli protezlere geçiş yapan hastalarda hasta memnuniyetlerinde belirgin bir artış olduğu belirtilmektedir (16–19).

Zamanla hastanın protezini takıp çıkarması sonucu tutuculuk kaybıyla karşılaşmaktadır. İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan tutucuların retansiyon değerinin azalması ile ilgili literatürde bir çok çalışmaya rastlanmaktadır (20–23). Ataşmanların tutuculuk kayıplarının temel nedeni tutucuların aşınmaları ve üzerlerindeki tutucu naylon veya peekle olan adaptasyonunun bozulmasıdır (24–27). Tez çalışmamızda ise aynı yüzey(TiN) özelliklerine sahip locator ve equator ataşmanların patrix parçaları ve matrix parçaları içerisindeki peek ve naylon tutucuların aşınmaları ve tutuculuk kuvvetleri in-vitro olarak değerlendirilecektir.

Çalışmanın amacı: Bu in vitro çalışmanın amacı, locator benzeri tutucu sistemleri olan 3 farklı tutucunun (2 farklı firma - biofinity bioloc sistem, rhein83 OT equator ve özel üretilmiş/custom locator) birbirine paralel ve 10° açılı olarak hazırlanmış modellerde takıp-çıkarma işleminden sonra retansiyon değerlerinin ve aşınma miktarlarının karşılaştırılmasıdır.

4. GENEL BİLGİLER

Diş hekimliğinin asıl amacı, hastaların ağız bölgesinin konturlarını, fonksiyonu, estetiği ve ağız sağlığını yeniden kazanmaktır, ancak kaybedilen diş. sayısı fazlalaştıkça başarıya ulaşmak o kadar zorlaşmaktadır (8). Ağızda diş olmayan hastalar için klasik olarak kullanılan tedavi yöntemi olan alt üst tam protezlerdir ama tam protez kullanan hastalar genellikle alt çene protezlerinin çiğneme fonksiyonlarının yetersizliğinden ve protezlerinin hareket etmesinden şikayet etmektedir (1). Total protezlerin dezavantajları alt protezde stabilite ve retansiyon eksikliği , sürekli kemik yıkımı , çiğneme fonksiyonunda bozukluk, sosyal problemlerdir (2).

İmplant destekli tam protezler ile ilgili yapılan uzun dönem çalışmalardan elde edilen ortak sonuç implant destekli tam protezlerin klasik tam protezlere göre bir çok yönden daha üstün olduğudur (3). Doğal dişlerle yapılan çiğneme fonksiyonu, hareketli protezler kullanıldığında %60 oranında azalmaktadır. İmplant üstü bir protez azalan fonksiyonu normal sınırlara yaklaştırabilir. Dişsiz hastaların estetik görünimleri kemik atrofisine bağlı olara önemli oran da değişim gösterir. İmplantlar, kemiği stimüle ederek sağlıklı dişlere benzer şekilde kemik hacmi ve boyutlarının korunmasını sağlar; sonuç olarak yüz hatları, destek kemik dokusunun korunmasına bağlı olarak değişime uğramaz. Dişsiz hastaların yumuşak dokuları, mukozanın incilmesi, tükürük akışının azalması, protezin stabilitesini ve tutuculuğunu kaybetmesinden dolayı dış etkilere karşı daha duyarlı hale gelmiş durumdadır.¹ Böyle durumlarda geleneksel tam protezlerden memnun kalmayan tam dişsiz hastalar için, implantlar artık neredeyse standart bir tedavi seçeneği olmuştur ve vakalar implant destekli sabit protezler; hibrit protezler veya implant destekli hareketli protezlerle hasta memnuniyetini artıracak şekilde rehabilite edilebilir (28).

İmplant destekli tam protezlerde implant ile protez arasındaki bağlantı hassas bağlantı yapısındaki bir tutucu sistem aracılığı ile sağlanmaktadır (1). Tutucu sistemlerin yapısı, şekli, retansiyon kapasitesi ve esneklik miktarı birbirlerine göre değişiklik göstermektedir (29,30). Protezin tutuculuğunu ve stabilitesini arttırmak için mandibular implantüstü protezler için çeşitli overdenture bağlantı sistemleri kullanılabilir. İmplant destekli Overdenture protezlerde stud, bar, magnetik ve teleskopik tutucular kullanılmaktadır (31). klinisyenler tarafından stud ve bar ataşmanlar kullanılır (31,32). Bar ataşmanlar, dental implantlar arasındaki açılar

tolere edebilir ve onları bağlayabilir. Bar ataşmanlarının avantajlarına rağmen, üretim prosedürleri teknik olarak hassas ve maliyetlidir. Dahası, bar ataşmanlar, stud ataşmanlardan daha fazla çeneler arası (interk-ark) mesafe gerektirir (6). Klinisyenler, temizlik kolaylığı, basit uygulama prosedürleri, düşük maliyetli ve daha küçük alan gereksinimleri nedeniyle stud ataşmanları kullanma eğilimindedir (33). ataşmanlar içerisinde en çok kullanılan 2 tip ataşman top baş ve locator tutucu sistemlerdir (34).

Alt çene dişsizliği tedavi etmek için iki implant tarafından desteklenen tam protezler, hasta rahatlığını artırarak hasta için daha ekonomik ve kabul edilebilir sonuçlar sunar, yeterli destek sağlayarak, tutuculuğa katkıda bulunur ve protezin için gereken implant sayısını azaltır (35). Çalışmalara dayanarak, iki planlı implant birbirine paralel olarak yerleştirildiğinde, kullanılan bağlantı türünden bağımsız olarak tutuculuk en uygun düzeydedir (35,36). Bununla birlikte, bazı cerrahi ve anatomik durumlarda, implant yerleştirme sırasında implantların birbirlerine karşı açılı olması gerekebilir (36). Bunun gibi tedaviyi daha da karmaşık hale getiren durumlarda, birçok klinisyen, yeterli tutuculuğu sağlamak için açılı abutment, esnek ataşmanlar veya bar/klipsler kullanır (35,36). Locator tutucuların kendinden konumlanma özelliği nedeniyle hastanın protezlerini minimum aşınmayla rahatlıkla yerine oturtabilmesi, implant ve üst yapı arasındaki açılanmaları 40 dereceye kadar kompanse edebilmesi ve interoklüzal mesafenin az olduğu durumlarda protezdeki hasarları engellemeleri nedeniyle top başlı tutuculara tercih edilmektedirler (11).

Bu in vitro çalışmanın amacı, locator benzeri tutucu sistemleri olan 3 farklı firmanın (biofinity bioloc sistem, rhein83 OT equator ve custom locator) tutucu sistemini birbirine paralel ve 10° açılı olarak hazırlanmış modellerde takıp-çıkarma işleminden sonra retansiyon değerlerinin ve aşınma miktarlarının karşılaştırılmasıdır.

4.1. İmplant Destekli Tam Protezler

Total dişsizliğin tedavisi uzun zamandır geleneksel olarak konvansiyonel tam protezler ile rehabilite edilmektedir. Total protezler, üst ve alt çenede dişlerin olmadığı durumlarda uygulanan; hastaların fonksiyonunu, estetiğini, ve konuşmasını düzeltmek amacı ile kullanılan protezlerdir. Protetik rehabilitasyonu sonrasında bu hasta grubunun iyi bir estetiğe, sosyal ve fonksiyonel konfora sahip oldukları söylenmiş ve insan ilişkilerinin daha iyi şekilde etkilendiği belirtilmiştir (37–39).

Total protezler retansiyonlarını ve desteklerini mukoza ve alveol kemiğinden sağlamaktadır. Çoğunlukla hastalar üst çene protezlerini başarılı şekilde kullanabilirler ama alt çene protezlerin oynamasından dolayı yemek yeme fonksiyonlarını yapmakta zorluk çekmektedirler. Bu durumda hastalar sosyal ve psikolojik olarak olumsuz etkilenmektedir. Sonuç olarak klasik total protezlere uyumları da zor olmaktadır. Özellikle katı sert gıdaları yiyemediklerinden şikâyetçi olmaları sonucunda da klasik total protez kullananların sabit protez ve doğal dişli bireylere göre yeme alışkanlıklarını sağlıklı bir şekilde değiştirdikleri belirtilmiştir. Dolayısıyla dişli hastaların ve sabit protez kullanan hastaların yaşam kalitesi total dişsiz hastaların yaşam kalitesinden daha iyi olduğu saptanmıştır (40).

Protez terimleri sözlüğüne göre; bir veya birden fazla doğal diş , kök ve /veya dental implantlar üzerinden destek alan ve onları kaplayan hareketli protezlere overdenture protezler denilmektedir. Diğer bir tanımda ise; doğal diş , kök ve /veya dental implantların üzerini kaplayan ve kısmen onlar tarafından taşınan dental protezler olarak tanımlanmıştır (41).

Tezimizde yukarıdaki “overdenture” olarak tanımlanan protezler konumuz doğrultusunda “implant destekli tam protezler” olarak tanımlanıp kullanılmaktadır.

2002 senesi Kanada’nın Montreal kentinde total dişsiz vakalar için yapılan bir bilimsel sempozyumda “McGill Uzlaşısı” olarak bilinen ortak bir düşünce üzerinde konuşulmuş ve total dişsiz hastalarda mandibular tam protezlerin iki adet kemik içi implantla desteklenmesi gerektiğini öncelikli tedavi alternatifini olarak öngörmüşlerdir (42).

Bu konsensüs raporu 2009 senesinde “McGill ve York Uzlaşısı ” şeklinde yenilenmiştir. Bu kapsamda alt çenede iki tane implantın üzerine gelen total protezlerin geleneksel protezlere göre hasta memnuniyeti ve yaşam kalitesi olarak önemli derecede yüksek olduğu saptanmıştır. Alt çenede iki tane implantın altın standart olmasa bile maliyet, verimlilik, performans, klinik zaman ve hasta memnuniyeti açısından minimal standart olması gerektiğini bildirilmiştir (43).

Klasik total protez hastasında sağlanan başarının değerlendirilmesinde çoğunlukla hastanın yemek yeme fonksiyonlarının ve memnuniyetinin değerlendirildiği testlerden faydalanılmaktadır. Overdenture protezlerle geleneksel total

protezlerin kıyaslandığı araştırmalar sonucunda; overdenture kullananların fonksiyonel anlamda daha iyi sonuçları olduğu belirtilmiştir (44–46).

Alt çene overdenture protezlerin kıyaslanmasının yapıldığı bir çalışmada; değerlendirme şartlarının standardizasyonunun protetik değerlendirme, hasta memnuniyeti, periimplanter yumuşak dokunun durumunu ve implant sağ kalım gibi konular altında yapıldığı belirtilmiştir(47).

Bu durumda yapılan bir derleme çalışmasında mandibula çenesi içinde iki ve dört implant yapılan hastaların dişsiz hastalara kıyaslandığında birçok yönden avantajı olduğu bulunmuştur. Ayrıca dört implantlı seçeneğin iki implanta göre avantajlarından bahsedilmiştir (48).

Buna karşın implant sayısının alt çene overdenture protezlerdeki sonuçlarını kıyaslanan bir derlemede; implant sağ kalımı, protetik tamir ve komplikasyon, hasta memnuniyetiyle ilgili bir değerlendirme yapılmış. İmplant sayısı ile sağ kalım arasında doğrudan bir bağlantı kurulamamakla beraber tüm sayılarda iyi oranda sağ kalım olduğu saptanmıştır. Aynı şekilde implant sayısının protetik komplikasyonları ve hasta memnuniyetiyle direkt bir bağlantı saptanamamıştır (49).

Alt çenede implant destekli tam protezlerde ataşman sistemlerinin sonuçlarının karşılaştırıldığı bir derlemede; implant sağkalımı, protetik restorasyon ve komplikasyonlar ve hasta memnuniyeti açısından değerlendirmeler yapılmıştır. Tüm tutucu ataşman sistemlerde yüksek sağkalım oranları bulundu. Aynı şekilde hasta memnuniyeti açısından da bağlanmadan bağımsız olumlu sonuçlar elde edilmiştir. Protez onarımları ve komplikasyonları her ataşman tipine göre değişir ve çoğu komplikasyonun manyetik braketlerle meydana geldiği rapor edilmiştir. (50).

Hasta memnuniyetinin değerlendirildiği bir derlemede, konvansiyonel tam protezli ve implant destekli alt tam protezli hastalar OHIP (Oral Health Impact Profile) soruları kullanılarak değerlendirilmiştir. Çalışmanın birçok yönü karşılaştırıldı ve implant destekli protezlerin genel memnuniyet değeri açısından anlamlı derecede üstün olduğu bulundu. Değerlendirme kriterleri açısından tam protezler için memnuniyet skorları sadece fiziksel ağrı (implant sonrası ağrıya bağlı) için yüksek bulunmuştur (51). Benzer bir çalışmada implant destekli tam protezlerin çiğneme performansı, okluzal kuvvet, beslenme ve hasta memnuniyeti gibi kriterlerde konvansiyonel tam protezlere göre üstün olduğu söylenmiştir (52).

Aynı şekilde OHIP-14 kullanılarak yapılan yaşam kalitesi değerlendirmelerinde de implant destekli alt protezlerle daha yüksek hasta memnuniyeti saptanmıştır. Ek olarak, cinsiyete bakılmaksızın yaşlı hastalar genç hastalardan daha memnun olmuşlardır. İmplant bağlantısının türü ve implant sayısının yaşam kalitesi üzerinde önemli bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir (53).

Klinik araştırmalar, incelemeler ve fikir birliği raporları, silindirik titanyum implantların mandibular anterior bölgede yüksek başarı oranları ve düşük komplikasyon oranları ile kullanılabileceğini göstermiştir. Ek olarak, implantların anterior mandibulada alveoler kemik rezorpsiyonunu azalttığı gösterilmiştir(42).

Bu konuda yapılan bir derlemede hasta memnuniyetini arttıran faktörler açısından; dişsiz çenelerde her iki implant uygulamasının da alveoler kemik rezorbsiyonunu azaltması açısından faydaları ele alınmıştır. Ayrıca mandibulanın orta hattında tekli implantlarla umut verici sonuçlar vurgulanmış ancak uzun süreli çalışmalar yapılmamıştır.

Overdenture protezler ekonomik sebeplerle genellikle tercih edilmemektedir. En az iki adet hareketli protez yerleştirilerek, özellikle seslendirme ve fonksiyon gibi yetenekler iyileştirilerek hastanın yaşam kalitesi iyileştirilebilir. Bundan dolayı implant şt hareketli protezler, dişsiz hastaların özellikle alt protezlerinin neden olduğu sorunları ortadan kaldırmak için rutin bir tedavi olarak kullanılabilir. (54).

İmplant şt tam protezler üzerine yapılan çalışmalar yapılmış. Bu alışmalar sonucunda bu protezlerin daha stabil olduğu ve hastanın çiğneme kabiliyetini arttırdığı belirtilmiştir (55). Beş senelik başarı yüzdelerinin %94 ve %100 arasında olduğu belirtilmiştir (56).

Burns, mandibular implant tam protezler için fikir birliğini şu şekilde özetlemektedir:

1. Tutma ve stabilite sorunları, geleneksel hareketli protez tedavilerini olumsuz etkiler.
2. Mandibular anterior implantların başarı oranı genellikle yüksektir.
3. Alt çenede implant destekli tam protezleri tedavi etmek için kullanıldığında, implantlar geleneksel protezlere göre birçok avantaj sunar.
4. Mandibular anterior implantlar fizyolojik kemik kaybını yavaşlatabilir.

5. Bu tedavinin uygunluğu, peri-implant yumuşak ve kemik dokusunun mandibular implant restorasyonuna olumlu tepki vermesiyle gösterilir.

6. İlk yıl tedavi komplikasyonlarına dikkat edin.

7. Komplikasyonlar açısından hastaların düzenli kontrolü ve uzun süreli takibi gereklidir.

8. Geleneksel protezlere kıyasla önemli ölçüde daha yüksek hasta memnuniyeti (57).

4.1.1. İmplant destekli tam protezlerin avantaj ve dezavantajları

Genel olarak implant destekli tam protezlerin artıları ve eksileri vardır. Misch, bunların genel bir incelemesini verir ve aşağıda listeler (8).

Avantajları şu şekilde özetlenebilir:

- a. Ön bölgede kemik kaybının önlenmesi.
- b. Estetiği artırın.
- c. Artan stabilite (protez hareketinin azaltılması veya tamamen ortadan kaldırılması).
- d. Sentrik ilişki tespitinin tekrar üretilebilirliğinin iyileştirilmesi.
- e. Yumuşak doku hasarlarını azaltır.
- f. Çiğneme etkinliğini ve gücünü artırın.
- g. Artan ısırma performansı.
- h. Retansiyonun artması.
- i. Daha efektif destekleme.
- j. Daha iyi konuşma.
- k. Azaltılmış protez hacmi (damak uzantısının ortadan kaldırılması).

İmplant destekli tam protezlerin implant destekli sabit protezlere göre avantajları şu şekilde sıralanabilir (8):

1. Daha az implant (implant yerleştirilmesi daha kolaydır, daha az kemik grefti kullanılır).
2. Daha iyi estetik (dudak-yanak desteği gerektiğinde ve alveol aralığı geniş olduğunda daha küçük yapay dişler kullanılabilir).
3. Yumuşak dokular üzerindeki etki (peri-implant dokuların keşfi daha kolaydır, bu dokular daha hijyeniktir).
4. İmplant üzerindeki yükün azalması (gece disfonksiyonu olan bireylerde,

protez gece çıkarılabilir ve yumuşak dokular oklüzal kuvveti paylaşır).

5. Daha ucuz cerrahi, protez ve laboratuvar aşamaları.

6. Sabit restorasyon tamamlanana kadar geçici restorasyon olarak kullanılabilir.

İmplant destekli tam protezlerin dezavantajları ise şu şekilde özetlenebilir (8).

a. Psikolojik (hareket edilen protez istenmemesi).

b. İmplant bağlantı yüksekliğinin yetersiz mesafesi.

c. Uzun süreli takip ve hekim desteği (beslenme, tutucu değişimi vb.) gerektirir.

d. Posterior bölgede alveolar kemik erimesi devam etmesi.

e. Protezin altından yiyecek girmesi.

f. Protezlerin mobil olması

4.2.İmplant destekli tam protezlerde planlama

İmplant destekli tam protezlerde genel olarak 3 tedavi seçeneği mevcuttur (58).

Bunlar;

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

İmplant üstü protezler ağırlıklı olarak yumuşak doku ile desteklenir ve elastik braketlerle implanta sabitlenir. Ataşmanlar olarak genelde splintlenmeyen top başlı, locator veya mıknatıs gibi ataşmanlar tercih edilebilir. Doku destekli restorasyonlar, öncelikle alt tam protezlerin tutuculuğu ve stabilitesinden şikayetçi olan hastalar için endikedir. Ayrıca ağız hijyeni daha rahat olduğu için el becerisi kısıtlı olan yaşlı veya engelli hastalarda tercih edilebilir (137). Hastanın maddi durumu da dikkat edilmesi gereken faktörlerden biridir. İki implanta gücü yetmeyen dişsiz hastalar için, bir implantın mandibular orta hatta yerleştirilmesi protetik retansiyonu kolaylaştırabilir. Bu yaklaşımla ilgili çalışmalarda çok olumlu sonuçlar söylenmiştir (48, 116, 127).

Mukoza ve implant destekli tam protezlerde 2 veya 4 adet implant bar tutucu ile kombine edilir. Barın üzerine yerleştirilen tutucular, barın etrafında bir miktar dönüşe izin vermelidir. İmplantların splintlenmesinin stabilite açısından iyi sonuçlar verdiği, tutucu matrisin bar ekseninde dönmesinin özellikle yatay kuvvetlerde kuvvetin iki implant arasında paylaşılmasını sağladığı ve kemiğin implant çevresi korunur (173). İleri alveolar kemik erimesinin olduğu alt kretlerde bu tedavi tercih edilebilir çünkü

implant boyları kısa olacağı için implantların bar ile birbirlerine bağlanması uzun dönem başarı için faydalı olabilir (142).

Temel olarak implant destekli hareketli protezlerde barlar üzerinde rijit bir brakete bağlı 4 veya 6 adet implant bar ile tutulur. Bu tip protezler, anatomik olarak uygun olmayan protez özellikleri, bıçak sırtları, yüksek kas bağlantıları, mental sinirin yüzeye çıktığı durumlarda ve öğürme refleksi olan hastalarda endikedir. Ayrıca karşı arkta doğal dişler varsa implant destekli hareketli restorasyonlar stres dağılımı açısından daha olumlu sonuçlar vermektedir (248).

Maksilla ve mandibulada implant destekli hareketli restorasyonların endikasyonları farklıdır. İmplant altı destekli tam protezler, özellikle uzun süre tam protez kullanan ve aşırı kemik erimesi nedeniyle restorasyon tutuculuğu ve stabilitesi bozulmuş yaşlı kişiler için uygundur. Ancak karşı arkta tam protez varlığında maksiller implant destekli hareketli protezlerin kullanımı tercih edilmemektedir. Bu tip protezler, karşı arktaki implantlar veya doğal dişlerle desteklenen sabit veya hareketli protezlerin kullanıldığı durumlarda kullanılır (25, 94, 137).

Misch'e göre, dişsiz hastalar için mandibulada implant destekli hareketli restorasyonlar için 5 tedavi seçeneği vardır. Bunlar;

1: Foraminal alana yerleştirilmiş 2 ayrı implant bağlantısı. Bu tedavi seçeneği, hastanın istenen çap ve uzunlukta bir implant yerleştirmek için mevcut kemiği varsa seçilebilir ve maliyet hasta için önemli bir faktördür. En yaygın implant destekli hareketli protez seçeneğidir ve ball ataşman, locator, teleskopik veya mıknatıslı protezlerin yapımında kullanılır.

2: Ön bölgeye yerleştirilmiş 4 adet implantın birbirine klemplenmiş ve 10 mm'lik kantilever uzatma ile bağlantısı. Bu tip protez, daha fazla stabilite ve daha kısıtlı bir protez alanı için tasarlanmıştır.

3-a: Foramen bölgesine yerleştirilen ve bar ile birbirine kenetlenen 3 implantın bağlantısı. Bu tedavi seçeneği daha iyi retansiyon, destek ve stabilite sağladığı için hastalara sıklıkla ilk seçenek olarak sunulabilir.

3-b: Foraminal bölgede birbirine yakın yerleştirilmiş ve barla bağlanmış ve sabitlenmiş 3 implant.

4: Foramen bölgesine yerleştirilmiş ve bir barla birbirine sabitlenmiş 2 implant konektörü. Başarılı implantasyon için hastanın anatomisi uygun olmalı ve bar kabul edilmelidir.

5: Ön bölgeye yerleştirilmiş 5 adet implantın birbirine bağlanmış ve 15 mm'lik kantilever uzatma ile birleştirilmesi. Geleneksel protezlerle orta ila şiddetli sorunları olan hastalar için tasarlanmıştır. Protez hacminin azaltılması gerekiyorsa ve hastanın anatomisi tam protez için uygun değilse bu tedavi seçeneği düşünülmelidir. İkincil endikasyonu gelen okluzal stresi azaltarak mandibula posterior kısmında devam eden kemik rezorpsiyon sürecini yavaşlatmaktır (146).

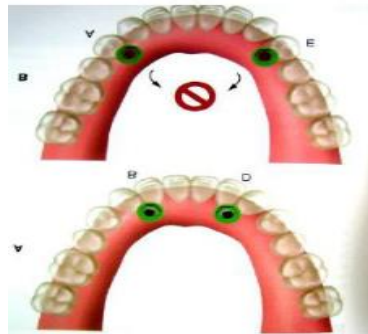
Misch'e göre alt çenedeki total dişsizlik için 5 farklı tedavi seçeneği, üst implant destekli tam protezler için ise 2 tedavi seçeneği vardır. Bunlar;

1. 7-10 implantı barla sabitleyin. Hastada aşırı kemik erimesi nedeniyle sabit restorasyon estetik açıdan kontrendike ise bu tedavi seçeneği düşünülebilir.

2. Ön bölgede en az 3 adet olmak üzere 4-6 implant. İmplant en az 9 mm uzunluğunda ve 3,5 mm çapında olmalı ve bir barla bağlanmalıdır (146).

Alt çene için 5 farklı tedavi seçeneği bulunurken, üst çene için sadece iki tane olmasının nedeni üst çenenin alt çeneye göre biyomekanik dezavantajıdır. Maksillanın kemik kalitesinin nispeten zayıf olması ve maksillanın yıkıcı kuvvetleri nedeniyle, implantı proteze tutturmak için serbest duran braketlerin kullanımı veya wing barların kullanılması tercih edilememektedir.

Dişsiz hastalarda implant destekli mandibular overdenture restorasyonlar için beş tedavi seçeneği mevcuttur. Alt tam protez tedavi seçeneği 1 (O D - 1) iki ayrı implanttan oluşur. D ve B konumları, konumlandırması için en ideal olanlardır. İşlev sırasında dönüşü sınırlar. A ve E pozisyonlarındaki implantlar, restorasyonun daha fazla dönmesine neden olur (Şekil 4.1.) (8).

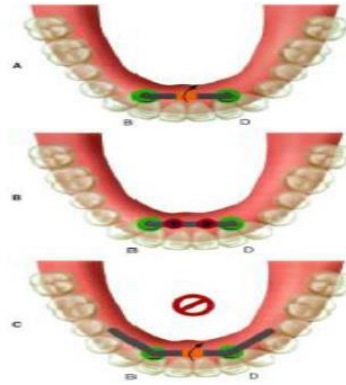


Şekil 4.1. OD-1 (8).

1. Anatomik şartlar neredeyse mükemmeldir.
2. Çene ark formu daralmış olan durumlarda.
3. Hastalarınız arzu ve gereksinimleri minimal düzeydedir, önceliği retansiyon yetersizliğiyle ilgilidir.

4. Hijyen şartları sağlıklıdır.
5. Tedavi maliyeti öncelikli fakördür.
6. Alveolar posterior kemik sırt formu ters U şeklinde olmalıdır.
7. 3 yıl içinde ilave implant eklenebilecek vakalara öncelik verilecektir (8).

Overdenture Restorasyon Tedavi Seçeneği 2 (OD-2), OD-1'e tercih edilir. İmplantlar B ve D konumlarında konumlandırılır ve distal kantilever olmayan bir üst yapı ile birbirine bağlanır (8). Barlar, ataşmanlar orta hatta eşit uzaklıkta, birbirine paralel, aynı oklüzal yükseklikte, benzer açılarda konumlanacak ve ek tutuş sağlayacak şekilde tasarlanmalıdır (59). OD-2'de implantlar D ve B pozisyonlarına yerleştirilir ve implantlar barla tutturulur. Bar ataşmana kantilever yapılmaz. Protezin hareketi azalır ve bar ile implant üzerine daha fazla kuvvet etki eder. O-ringler veya Hader klip gibi aksesuarlar bara takılabilir. Ataşmanlar orta hattan aynı yükseklikte ve eşit uzaklıkta konumlandırılmalıdır (Şekil 4. 2) (8).



Şekil 4.2. OD-2 (8).

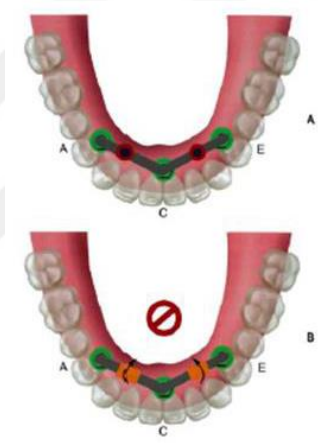
OD-2 tedavisi için hasta seçim kriterleri aşağıdaki gibidir:

1. Anatomik şartlar nerdeyse mükemmeldir.

2. Hasta yeni protez ve barın masrafını karşılayabilmelidir.
3. Hastaların çok az istekleri ve ihtiyaçları vardır ve öncelikleri retansiyon eksikliği ile ilgilidir.
4. Alveolar posterior kemik sırt formu ters U şeklinde olmalıdır.
5. Üç yıldan az bir süre hastaya ek implant yerleştirilmeyecektir.

OD-2, tek başına OD-1 tedavilerinden daha güvenlidir. OD-2 işleminin OD-1'e göre bazı dezavantajları vardır. Bunlar, büyümeler, rayların altında fazla yiyecek birikmesi ve klipsler gibi daha pahalı sabitleme elemanlarıdır.

Alt tam protez protez tedavi seçeneği 3 (OD-3)' de A, C, ve E pozisyonundaki implantlar bir bar ile sabitlenir. Ataşmanlar protezin distal bölümünün hareketine izin verecek şekilde konumlandırılır. Bağlantısız iki tane hader klip bu harekete izin vermeyecektir ((Şekil 4.3) (8))

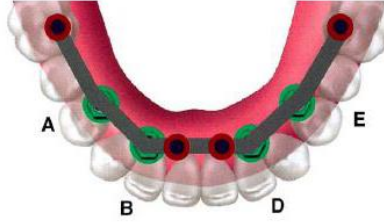


Şekil 4.3. OD-3 (8).

Hasta Seçim Kriterleri (OD-3):

1. Çoğunlukla ilk tercihtir.
2. Gelişmiş destek, retansiyon ve stabilite sağlar.
3. Hasta gereksinimleri ve istekleri değerlendirilir.
4. Masrafın orta seviyede bir faktör olması; hastalar yeni protezlerin ve barların maliyetini karşılayabilir. Anatomik koşullar neredeyse mükemmeldir. Alveolar posterior kemik sırt formu ters U şeklindedir.

Overdenture restorasyon tedavi seçeneği 4'te (OD-4), 4 implant A, B, D ve E pozisyonlarına konumlandırılır. İmplant 10 mm uzunluğa kadar distal kantilever uygulamasına olanak verir (Şekil 4.4.) (8).

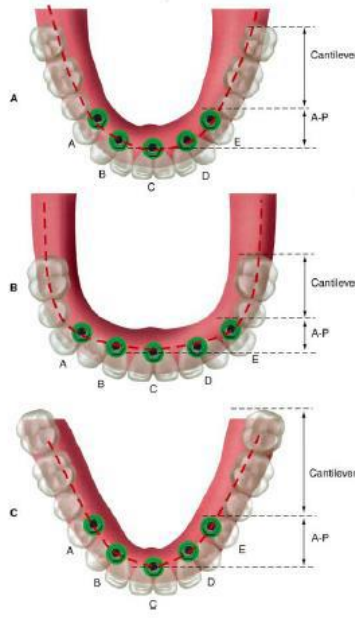


Şekil 4.4. OD-4 (8).

Hasta seçim kriteri (OD-4)

1. Yetersiz posterior kemik anatomisinin giderilmesi.
2. Fonasyonda zorlanma olması.
3. Yumuşak doku vuruqları.
4. Tutuculuk ve stabilitenin olmaması.
5. Hastaların beklentileri yüksektir (8).

Overdenture restoratif tedavi seçeneği 5'te (OD-5), A, B, C, D ve E bölgelerine beş implant konumlandırılır. Üst yapı düşük bir stres faktörüne sahipse, ortalama 15 mm uzunluğunda bir kantilever uygulanır ve birinci azı dişi alanının altına konumlandırılır. Gerilme faktörü istenilen durumda değilse kantilever kısaltılır. Kantilever uzunluğu ile stres artar ve planlama, kuvvet faktörlerini ve mevcut anatomiye dikkate alınmalıdır (36, 68).



Şekil 4.5. OD-5.(8).

Hasta Seçim Kriterleri (OD-5):

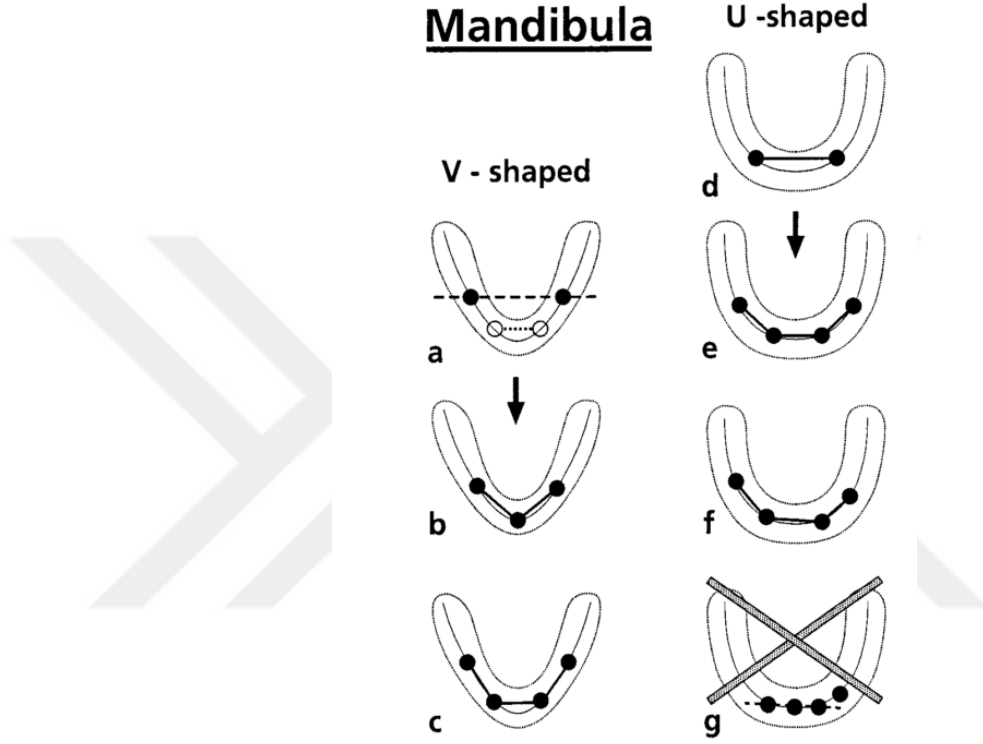
1. Alveolar posterior kemik erimesinin azaltılması.
2. Alveolar kemiğin posterior alanının acıtması.
3. Protez hacminin azaltılmasına gereksinim duyulması.
4. Geleneksel protezlerin kullanılmaması.
5. Konvansiyonel klasik protezleri ile fazla şikayeti olması.
6. Total protezlerin istenmeyen anatomik yapısı.
7. Stabilizasyon ve fonksiyonlarda sorunlar olması.
8. Hasta isteği ve ihtiyaçları konusunda ısrarlı olunması (8).

Hasta Seçim Kriterleri (OD-5):

1. Alveolar posterior kemik erimesinin azaltılması.
2. Alveolar kemiğin posterior alanının acıtması.
3. Protez hacminin azaltılmasına gereksinim duyulması.
4. Geleneksel protezlerin kullanılmaması.
5. Konvansiyonel klasik protezleri ile fazla şikayeti olması.
6. Total protezlerin istenmeyen anatomik yapısı.
7. Stabilizasyon ve fonksiyonlarda sorunlar olması.

8. Hasta isteği ve ihtiyaçları konusunda ısrarlı olunması (60).

Mericske-Stern ve arkadaşlarının 2000 senesinde yaptıkları çalışmada dişsiz alt çene için planlama seçeneklerinde intraforamen alanda 2, 3 ve 4 implant kullanımı için planlama seçeneklerini belirtmişlerdir. Bu tedavi seçeneklerinde alveol krestinin şekli implant sayısı ve yerleştirilmesinde belirleyici rol oynar (Şekil 4.6.) (61).



Şekil 4.6. Planlama Çizimleri (61).

Alveoler sırt uzunluğu çok uzunsa ve implant boyu yeterince uzun değilse implant sayısının arttırılması gerektiği belirtilmiştir. Alveolar kret şekli ve dilin konumu göz önüne alındığında, V tepesi şeklindeki bir bar tutucunun dili engelleyebileceği söylenmiştir. İmplantın anteriorda yer aldığı uzun alveoler sırtlarda; protezin implant üzerinde devrilme kuvvetlerine maruz kalabileceği için, bir ataşman olarak Bu planlara ek olarak orta hat tek implant uygulaması da son dönemde planlama seçeneklerinden biri haline gelmiş ve diğer seçeneklerle birlikte değerlendirilmeye başlanmıştır. Bhatt S. ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada orta hat uygulanan tek implantın hasta memnuniyeti ve yaşam kalitesi açısından geleneksel protezlerden daha

iyi performans gösterdiğini bildirmişlerdir. Çiğneme kuvveti açısından tek implant ile iki implant arasında anlamlı fark görülmemiştir (62). Tavakoliizadeh S. ve arkadaşları yaptıkları çalışmada dişsiz hastalarda tekli ve çiftli implant kullanımını karşılaştırdı. Hasta memnuniyeti her iki grupta da artmasına rağmen tek implant ile iki implant arasında hasta memnuniyeti açısından anlamlı fark saptanmamıştır (63).



Şekil 4.7. İki implant üzeri protez (63).



Şekil 4.8. Tek implant üzeri protez (63).

4.3.İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemler

İmplant destekli tam protez için ataşman çeşidine karar verirken dikkate alınması gereken birçok faktör vardır. Hekimler, kullanılan sistemdeki implant abutment ve ataşman tipinin özelliklerini bilmeli ve bu kriterleri karşılayan hastaya göre ataşman seçmelidir (7).

Genel olarak dikkat edilmesi gerekenleri şu şekilde listeleyebiliriz;

- Hastanın protez maliyetini karşılayabilme durumu

- Hastanın ağız bakımı
- Alveolar kemik kavis şekli ve istenen tutuculuk miktarı
- İmplantlar arasındaki uzaklık
- Hekimin tecrübesi
- Hastaların protez beklentileri.
- Ağızın iç kısmının anatomisi (kemik kütlesi, karşı arkin durumu, çeneler arasındaki mesafe vb.) (7,64).

Retansiyon kuvveti, protezin vertikal hareketlere karşı gösterdiği direçtir (41). Bu direnç hastanın protezinde yeterli tutuşu sağlayabilmeli ve protezin kolayca takılıp çıkarılmasına izin vermelidir. Ataşman sistemi seçerken, implant sayısı, ataşmanların boyutu ve tasarımı ve malzeme seçimi gibi retansiyon miktarını etkileyen koşullar da değerlendirilmelidir. Tutucu seçimi, hastanın beklentilerine ve restorasyon kriterlerine göre hekim tarafından belirlenmelidir. Malzeme açıdan bakıldığında, ekin yeterli uzun süreli retansiyon sağlaması beklenir. Klinik olarak genellikle polimer ve metal tutucular tercih edilir. Genel olarak, polimerlerin çekme mukavemeti metallerin tutuculuğundan daha azdır (65,66).

Hastaların arzu ettiği uzun süren ve yeterli yükseklikteki retansiyondur. Bu kapsamda implant destekli tam protezlerin tutuculuğu ve hasta memnuniyeti için çeşitli değerlerden bahsedilmiştir. Yaygın olarak kullanılan ataşmanlarla ilgili çalışmalarda 1-85 Newton (N) arasında değişen tutunma değerleri bildirilmiştir (67). Protezi stabilize etmek için 5-7 N'luk bir kuvvetin yeterli olduğu bildirilmiştir (68,69). Hasta memnuniyeti açısından 8-20 N retansiyon değerlerinin istenildiği belirtilmiştir (11,70). Başka bir çalışmada 20 N tutma kuvvetinin yeterli olduğu belirtilmiştir (71).

İmplant sayısına göre değerlendirildiğinde, sayı artışının tutuculuğu artırdığı gösterilmiştir (11). Ayrıca bu ortamda, çalışmalar implant sayısı ile hasta memnuniyeti arasında çok az fark olduğunu veya hiç fark olmadığını göstermiştir (72,73).

Hekimler bu bilgilerden yola çıkarak hasta memnuniyeti ve uzun süreli kullanım açısından malzeme özelliklerini anlamalı, implant sayısını ve tutucu ataşman arasındaki retansiyon miktarını uygun şekilde ayarlayabilmelidir.

4.3.1. Geleneksel tutucu sistemler

İmplant destekli hareketli protezlerdeki tutucu tipi çok farklıdır. Ataşman sistemleri genel olarak birbirlerinden bağlanmamış ball(top başlı veya çivi başlı olarak

bilinir), manyetik ve teleskopik ataşmanlar ve bağlanmış ataşmanlar (bar) olmak üzere iki gruba ayrılır (31,64,74). Son zamanlarda bu ataşmanlara ek olarak silikon içeren bir ataşman materyali (Retention.sil/Bredent) üretilerek hekimlerin hizmetine sunulmuştur. Bununla birlikte, uzun yıllardır yumuşak astar malzemesi olarak kullanılan ürünler, silikon ataşmanlara benzer sertlik özellikleri nedeniyle klinisyenler tarafından standart ataşmanlara göre tercih edilmeye başlandı (75–77).

Retansiyon sisteminin seçiminde yapılan restorasyonun türü, alveol sırtının şekli, ağız hijyeni, implantların yeri ve sayısı gibi faktörler oldukça etkilidir. Ayrıca bu noktada tutucunun esnekliği yükün transferi için önemlidir (7).

Tutucu sistemler esneklik düzeylerine göre aşağıdaki şekilde gruplandırılmıştır:

1. Rijit, esnek olmayan tutucular

İmplant dayanağı ile implant arasında hiçbir hareketin olmadığı, tüm çiğneme kuvvetini implantlara dağıtan ataşman türüdür. Bu ataşman çeşitleri sadece yeterli sayıda implant varsa kullanılabilir.

2. Sınırlı dikey esnekliğe sahip ataşmanlar

Bu ataşman çeşidinde kuvvetin %5-10'u destek dokusuna, kalanı ise implanta paylaştırılır. Protez sadece vertikal doğrultuda hareket edebilir.

3. Mentese esnekliğine sahip (hinge resilient) ataşmanlar

Kuvvetin %30-35'i destek dokulara, geri kalanı ise implantlara paylaştırılır. Menteşeli esnek tutucuların kullanıldığı restorasyonlarda, çiğneme kuvvetleri tutucu ve arka kısımlar arasında paylaşılır (örn. posterior alveoler sırtlar, yanak cepleri ve posterior molar sırtlar).

4. Kombinasyon esnekliğe sahip ataşmanlar

Bu tür ataşmanlar sınırsız vertikal ve mentese hareket sağlar. Kuvvetin %40-45'i alveolar kret tarafından desteklenir.

5. Döner(rotasyon) esnekliğine sahip ataşmanlar

Bu tür ataşmanlar, vertikal menteşeli hareketin yanı sıra döndürme hareketine de izin verir. Hareketin şiddetine bağlı olarak implanta gelen kuvvet %75-85 yüzdesinde düşer.

6. Üniversal Esnek ataşmanlar

Bu tip ataşmanlar da her çeşit harekete izin verilir. Ataşman sadece protezin dokudan uzaklaşmasına karşı direnç sağlar (7).

4.3.1.1. Stud tutucular

Top başlı, o-ring, ERA, ZAAG, Locator ve Equator gibi tutucular stud tutuculardandır. Horizontal ve vertikal yönde belirli derecede rezilientlik sağlar (78). Stud tutucular bar tutuculara nazaran daha kolay yerleştirilir, retansiyon dereceleri ayarlanabilir, temizliklerini sağlamak daha kolaydır ve daha az komplikasyon görülebilir. Ayrıca arklar arası mesafe daha az olduğu durumlarda kullanılır ve fonksiyonel yükleri daha iyi dağıtabilirler. Dikey mesafenin bar yapımına izin vermediği ve implantlar arası mesafenin fazla olduğu şartlarda seçenек olabilirler. Bar uygulamasının dilin alanını rahatsız edebileceği durumlarda da kolayca uygulanabilirler. Teknik olarak daha az hassas ve daha bütçe dostudur (18,73,78–80).

4.3.1.1.1. Top başlı tutucular ve o-ring

İmplant overdenture protezlerde çoğunlukla tercih edilen bir sistemdir (1). Birbirine bağlanmamış ball tutucular protez kaidesi içindeki metal bir kapak veya halka lastiğe bağlanırlar. Bu lastik yapı 360° rotasyona izin verir, bir miktar da dikey hareketlere olanak tanır. İmplantların birbirlerine paralel olması şart değildir (79).

Kullanıma bağlı olarak zaman içinde tutuculukta azalma olabilir. Bu durumda lastiklerin değiştirilmesi veya klipslerin özel anahtarlarıyla aktive edilmesi gerekebilir (79–81).

4.3.1.1.2. ERA tutucular

ERA tutucu iki ayrı parçadan oluşur: ağzın içine yerleştirilmek üzere tasarlanmış bir metal bileşen ve takma dişlerin tabanına yerleştirilen değiştirilebilir bir naylon bileşen. Erkek plastik bileşenin merkezinde yer alan silindirik çıkıntının boyutu artırılarak sistemin tutma mukavemeti ayarlanabilmektedir (82). Giriş rehberi implant desteğinden ve alveoler tepeden daha yükseğe konumlandırarak implantın düzgün çalışması için gereken kuvvet miktarını azaltmak mümkündür (78,82).

4.3.1.1.3. ZAAG tutucular

ZAAG ataşmanı, giriş yolu bileşeninin alveolar tepeye daha yakın ve implant abutmentinin daha apikaline yerleştirildiği benzersiz bir tasarıma sahiptir. Bu stratejik yerleşim, gelen kuvvetlere karşı direncin artmasıyla sonuçlanır. Dış yüklerin neden olduğu dikey ve devrilme kuvvetlerinin etkisini etkili bir şekilde azaltan, implant

destekli takma dişler için en dayanıklı tutucu tasarımı olduğu bilinmektedir. Diğer ataşmanlardan farklı olarak ZAAG, literatürde belirtildiği gibi rijit bir bağlantıya sahip değildir (78).

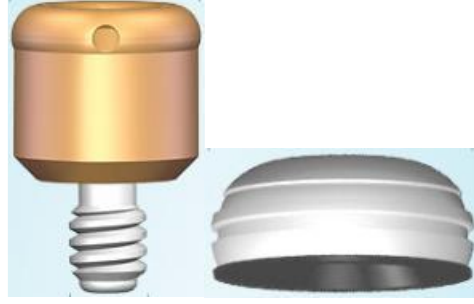
4.3.1.1.4. Locator tutucular

İnterokluzal mesafenin az olduğu, ball ataşmanın yerleştirilemediği durumlarda, aşırı konturlu protez varlığında, dikey boyutun arttırıldığı, tutuculara komşu yapay dişlerde çatlamlar/kırılmaların olduğu, tutucuların protezlerden ayrıldığı vakalarda, düşük profillerinden dolayı locator ataşmanlar tercih edilir (10,83). Diğer tip ataşmanlara göre fiyatları daha yüksektir (11). Dişsiz kret çok kavisli ise bar ataşmanlara nazaran ball veya locator ataşmanlar kullanılır (6). Yapılan bir çalışmada; locator ataşmanların implant destekli overdenture protezlerde en yüksek retansiyon ve stabiliteyi sağladığı görülmüştür (11). Locatorlar klinisyenler tarafından özellikle 2 implant destekli overdenture protezlerde yaygın olarak kullanılır (3,84,85).

Locator sistemi 2001 yılından itibaren kullanılmaya başlanmıştır. Tutucunun dış kısmındaki çıkıntıdan (Şekil 4.9.) eksternal, lastiklerin içindeki merkez tutucu ile locator tutucunun ortasındaki girintiden internal tutuculuk sağlayan farklı renklerde lastikler (Şekil 4.10.), renklerine göre farklı retansiyon değerlerine sahiptirler. İmplantlar arası 20 ve 40 derece açılanmayı tolere edebilen plastik parçalar mevcuttur (86). Sırasıyla Mavi lastik 0.68 kg, pembe lastik 1.36 kg, şeffaf lastik 2.26 kg retansiyon kuvveti sağlar. Ayrıca gri lastik 0 kg, kırmızı lastik 0.45kg, turuncu lastik 0.9kg, yeşil lastik 1.81kg retansiyon kuvveti ile 40 dereceye kadar açılanmayı tolere eder. Bu lastiklerin ortasında ise çıkıntı bulunmamaktadır. Firma, bu lastiklerin açığı daha iyi tolere etmek için piyasaya sürüldüğünü iddia etmektedir.

Laboratuvar işlemleri için de siyah renkli lastik bulunmaktadır Locator dayanaklar farklı vertikal yüksekliklerde seçilebilmektedir.

Locator tutucunun ve plastik parçaların uygulanabilmesi için “Locator Core Tool” adı verilen özel bir aparat mevcuttur (Şekil 4.11.). Bu aparat ile locator tutucu implant üzerine vidalanırken, plastik tutucu da metal yuva içine yerleştirilir. Aynı zamanda bu parçaların çıkartılması işlemlerinde de aynı aparat kullanılır.



Şekil 4.9. Locator ve metal yuva



Şekil 4.10. Tutucu lastikler



Şekil 4.11. Locator tutucunun ve plastik parçaların uygulanabilmesi için ‘Locator Core Tool’ adı verilen özel bir aparat.

Yeni tanıtılan Locator R-Tx dayanağın, önceki locator tasarımının dezavantajlarının üstesinden geldiği iddia edilmektedir. Üretici tarafından yeni Locator R-Tx’in dayanağının (Şekil 4.12.) dış yüzeyine çift geçme özelliği getirildiği, implant destekli tam protezin retansiyon potansiyelinin geliştirildiği ve yeni DuraTec Titanyum Karbon Nitrid kaplaması ile % 32 daha sert ve % 26 daha fazla aşınma direncine sahip olduğu ve % 64 pürüzlülükte azalma olduğu iddia edildi 174. Yeni Locator R-Tx geliştirilmiş açılı düzeltme özelliği ile 60o’ye kadar (implant başına max. 30o) açısal bozukluklarda önerilir (87).

Yazarlara göre, titanyum karbon kaplı locator tutucunun iç metal halkası, yiyecek ve plak birikimine eğilimli olup potansiyel olarak naylon parçanın hızlı distorsiyonuna ve hızlı retansiyon kaybına neden olur174. Üreticiye göre Locator R-Tx, gıda/plak birikimi için daha az alana sahiptir ve retansiyon lastiği içindeki merkez

tutucunun yokluğu ile gelişmiş endüstri standardı 0,050 inch/1,25 mm hex drive ile tutuculuğu artırır.

Yeni LR-Tx gelişmiş dönme fonksiyonuna, gelişmiş dönme kabiliyetine ve bar ve ball sistemlerine kıyasla daha az vertikal mesafeye sahiptir (87).



Şekil 4.12. Locator R-Tx tutucu ve komponentleri

1- Locator sistemin özelliği, protez bağlantı boşluğundaki plastik keplerin Pivoting özelliğidir. Geliştirilmiş Locator R-Tx dayanağın plastik kepleri ile açılı dayanaklara ihtiyaç duymadan, implantlar arası 60°'ye kadar açılanmaya olanak verir.

2- Abudmentın ikili kilitleme geometrisi baş kısmın daha dar olmasını ve hastanın protezini daha kolay takabilmesini sağlayan konik bir şekil oluşturur. İkili retantif alan oluşmuş olur.

3- Endüstri standardı, 050''/1,25 mm altıgen driver mekanizması sabitlemeyi kolaylaştırır. Merkez boşluğunun daha küçük olmasıyla yiyecek artığı ve plak birikim alanı daralmış olur.

4- Dura Tec™ Titanyum Karbon Nitrid kaplama ile estetik, güçlü, aşınmaya dirençli, pürüzlülüğü azaltan yapı oluşturulmuştur.

5- Yatay oluklar ve çıkıntılar, dikey ve döner harekete direnç gösterirler. Yeni pembe renkli anodize, ince protez akrilik kısımlarındaki estetiği artırır.

6- Naylon keplerin geliştirilmiş dizaynı ile dayanağın ikili kilitleme özelliği taklit edilir, kenar deformasyonuna direnç gösterilir. Lastikler (Şekil 4.13.) sırasıyla sıfır, düşük, orta ve yüksek tutuculuğa sahiptirler



Şekil 4.13. Metal yuva ve tutucu lastikler

Özel lastik kep anahtarı; çift taraflı kullanılan alet lastik keplerin takılıp çıkartılmasında kullanılır. Aletin arkasındaki metal yarığın, hekimlerin lastik kepleri eldivenlerini yırtmadan takıp çıkarmalarını sağlar (Şekil 4.14.).



Şekil 4.14. Özel lastik kep anahtarı

Lastikler (Şekil 4.15.) sırasıyla sıfır, düşük, orta ve yüksek tutuculuğa sahiptirler. Tutucunun dış kısmındaki çıkıntıdan eksternal, lastiklerin içindeki küçük çaptaki merkez tutucu ile locator tutucunun ortasındaki girintiden internal tutuculuk sağlayan farklı renklerde lastikler, renklerine göre farklı retansiyon değerlerine sahiptirler. İmplantlar arası 20 derece açılanmayı tolere edebilen plastik parçalar mevcuttur.



Şekil 4.15. Locatorın tutucu lastikleri ve tutucu aparatı

Bioinfinity implant firmasının yerli olanaklarla ürettiği Biomatrix Overdenture çözümlerindeki Bioloc Sistemi inceleyecek olursak. Abutmentları Junior ve Standard olmak üzere 2 ye ayrılır. BioLoc açılı abutment junior platform için BASJ ve standart platform için BASS abutment vidası ile paketlenmektedir. Abutment yüzeyi TiN kaplamadır (Ti-Al4V ELİ) Her grubun içinde de farklı yüksekliklerde ve farklı açılarda çeşitleri bulunmaktadır (şekil 4.16.) Vida tork değeri: 25Ncm dir.

BioLoc abutmentı taşımak ve torklamak için Hex Driver kullanılır, özel bir anahtara ihtiyaç duyulmaz.



- Overdenture vakalar için tasarlanmıştır.
- BioLoc açılı abutment, junior platform için BASJ ve standart platform için BASS abutment vidası ile paketlenmektedir.
- TiN kaplama
- Ti-Gr 23 (Ti6Al4V ELI)
- Vida tork değeri: 25 Ncm



Şekil 4.16. Bioloc sistem komponentleri

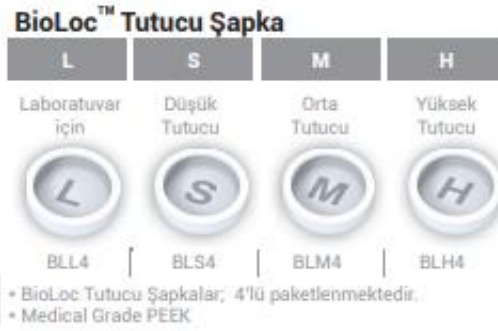
BioLoc PEEK ataşman sisteminin setinde; metal kapak (L tutucu kapak ile), koruyucu kapak, S tutucu şapka, M tutucu şapka ve L tutucu şapka vardır (Şekil 4.17.).



Şekil 4.17. Bioloc matrix seçenekleri



Şekil 4.18. Bioinfinity tutucu şapka anahtarı



Şekil 4.19. Bioloc tutucu şapka seçenekleri

Bioloc tutucu şapkaların 4 farklı çeşidi ve özellikleri;

-BLL4: Labratuvar aşamaları ve klinikte hasta ağızında protezi bağlamak için kullanılır.

-BLS4: Düşük tutuculudur, klinik kullanım içindir ve ortalama 700g / 1,5 lbs tutuculuk değerindedir.

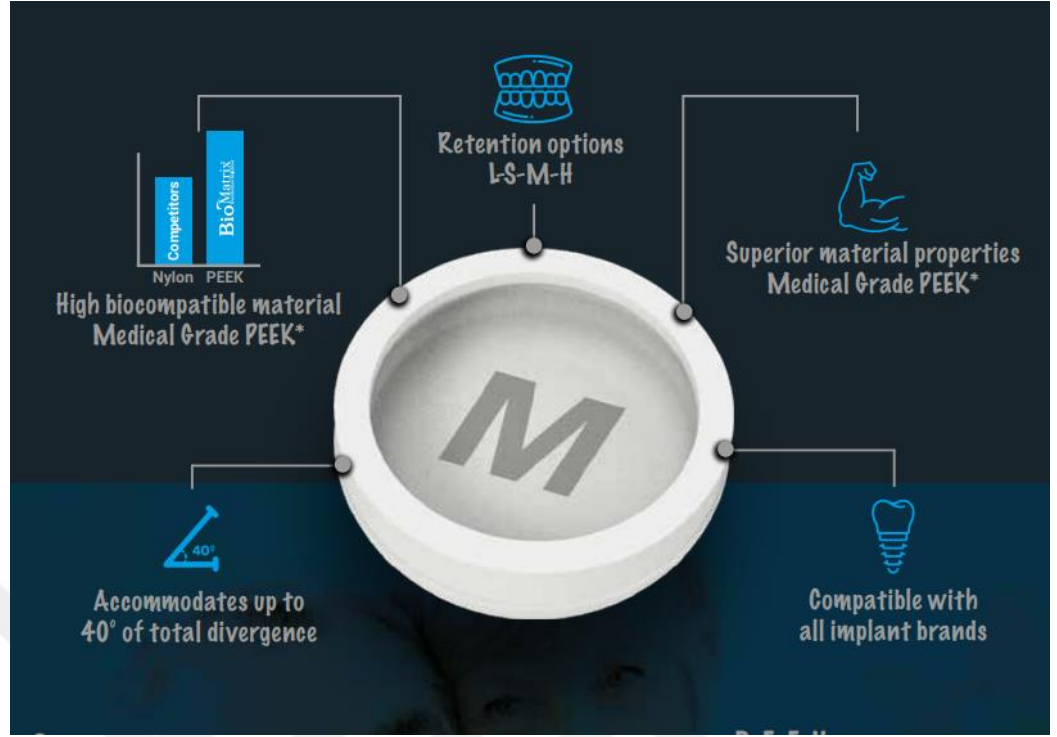
-BLM4: Orta tutuculudur, klinik kullanım içindir ve ortalama 1400g / 3 lbs tutuculuk değerindedir.

-BLH4: Yüksek tutuculudur, klinik kullanım içindir ve ortalama 2100g / 4,5 lbs tutuculuk değerindedir.

Tüm tutucu şapkaların malzemesini medikal sınıfa uygun 'PEEK' oluşturmaktır. Bu materyal yüksek aşınma direnci, yüksek tutuculu, yüksek bioumluluk gibi üstün özellikleri taşımaktadır.

BioLoc tutucu şapkaların tümü bütün implant firmaların Locator dayanakları ile uyumludur.

2 implant arasındaki 40 dereceye kadar olan açı farklılıklarını tolere edebilir.



Şekil 4.20. Bioloc tutucu şapka özellikleri



Şekil 4.21. Çalışmamızda kullanılacak olan Standart dişeti yükseliği 3mm olan düz locator

4.3.1.1.5. OT equator tutucular

Rhein'83, son derece gelişmiş ve hassas bir hassas kısıkaç sistemi olan OT Equator'u yakın zamanda piyasaya sürdü. Bu sistem, yalnızca 4,4 mm çapında inox

tutucu düz yüzeyleri ve 2,1 mm yüksekliğiyle dünyadaki türünün en küçüğüdür. ERA ve Locator hassas ataşmanlarından daha küçük olan OT Equator, dikey boyutun bir kısıtlama olduğu overdenture protez vakalarını çözebilir. OT Equator erkek tutucular, iki implant arasında 28°'ye kadar bir açı farkına uyum sağlayacak şekilde tasarlanmıştır.



Şekil 4.22. Rhein 83 OT Equator sistem parçaları

Yüksek kaliteli titanyum alaşımından üretilen OT Equator implant üstyapı hassas tutucuları, dünyada üretilen bütün implant markaları için dişeti mesafesi 0.5mm - 7mm aralığında seçilebilir şekilde üretilmektedirler. Rhein'83 firması, OT Equator ürün serisinde mevcut olmayan, özel boyutlardaki implant abutmanlarını da talep üzerine üretmekte ve kullanıcılarına eksiksiz çözümler sunmaktadır.

İmplant üstü hareketli protez içerisindeki paslanmaz çelik kapaklara sabitlenen dört farklı retansiyon şiddetindeki tutucu şapka seçeneği vardır. Bu şapkalar protez tutuculuk kuvvetinin ünit başında kolaylıkla ayarlanabilmesini olanak verir.

OT Equator Boyutları:



Şekil 4.23. Rhein 83 OT Equator patris ve matrix sagital kesit görünümü

OT Equator Erkek Hassas Tutucusu & OT CAP Tutucu Şapkalarının birlikte kullanımı:

Protezlerde OT Equator hassas ataşmanları kullanılırken, OT Equator erkek tutucuların ve OT CAP tutucu kapakların kullanımı, tutmayı iyileştirmek isteyenler için uygun bir seçenektir. Bu tekniğin kullanılmasıyla protez daha iyi sabitlenir. Bu yöntemin uygulanmasının, hassas ataşmanın toplam dikey boyutunda 1,2 mm'lik bir artışla sonuçlanacağına dikkat edilmelidir.



Şekil 4.24. Rhein 83 OT Equator patrix ve matrix parçalarının özellikleri

4.3.1.2. Bar tutucular

İmplant destekli tam protezlerde bar tutucuların uygulanması, protezin ağırlığını implantlar üzerine eşit olarak dağıtabilir. Bu teknik aynı zamanda dayanakların implantın konumundan bağımsız olarak paralel hazırlanmasını sağlar. Bar tutucular,

alt çenedeki üç veya dört implant üzerine anında yükleme yapılmasına izin veren proteze stabilite ve tutuculuk sağlamada etkilidir. Ancak yetersiz dikey ve sagittal mesafelerden doğabilecek bazı teknik ve estetik sorunlar vardır. Bar tutucu kullanmanın olumsuz etkileri, plak birikimi, mukozal hipertrofi, yapım sürecinde yeterli doktor uzmanlığı ihtiyacı ve ayrıca beslenme, onarım ve hijyen ile ilgili zorluklardır. Genel olarak konuşursak, bar tutucular sert ve esnek barlar olarak kategorize edilebilir. Esnek barlar, restorasyona abutment olarak dahil edilen diş sayısına bağlı olarak Sınıf 2 (dikey) ve/veya Sınıf 3 (menteşe) fleksiyon sağlar (8,9).

Optimum bar ataşmanın uzunluğu 22-27 mm olarak belirtilmiştir (88). Mericske-Stern ve ark. 15 mm'den kısa olan barların kullanılmaması gerektiğini ve barların boylarının 15-25 mm arasında değişebileceğini bildirmişlerdir (61). İdeal olarak, bar tutucu, iki arka bölümün oluşturduğu açının açıortayına dik olarak yerleştirilir. İleri derecede rezorbe olmuş alveoler sırtın implanta açılı olduğu durumlarda, bar ataşmanlar tercih edilir. Kuvvetleri implant boyunca dağıttıkları ve vertikal ve oblik kuvvetlere karşı daha dirençli oldukları için top başlı tutuculara tercih edilirler. Bar ataşmanın uygulanabilmesi için yeterli okluzal mesafe olması ve barın mukozadan en az 2 mm uzağa hareket ettirilmesi gerekir. Bar ataşman, proteze küçük metal veya plastik tutturucularla (klips de denir) tutturulur. Rijit çubuktan uzanan kısa distal uzantı, protezin yatay hareketini engeller ve stabiliteyi artırır (7,9,89-91). Bu konuda yapılan bir incelemede, dört adet implant rod bağlantı sistemi ve iki adet implant bilyeli bağlantı sistemi karşılaştırılmış; protez komponentlerinin komplikasyonları, protezin stabilitesinin artması, rotasyonun ve posteriorun kemik kaybının azalması ve diğer faktörlerde rodun avantajları gösterilmiştir (48).

4.3.1.3. Teleskopik tutucular

Paralel yüzlü tasarımı sayesinde, teleskop montajı tutmak ve sabitlemek için tatmin edici bir aksesuardır. Teleskop bağlantılı tam protezlerin avantajı, splintlerinin olmaması ve kolayca takılıp çıkarılabilmesidir. Sistemik hastalığı nedeniyle vasıflı görevleri yerine getiremeyen hastalarda tercih edilebilir. Retansiyon kuvveti aktif hale gelir ve ikinci kronun birinci kron ile temas ettiği andan restorasyon oturana kadar devam eder. Bir ölçeklendirme sisteminde, uyarlamalar matristen matrise şekillendikçe tutma zamanla artabilir. Diğer avantajlar arasında hijyen, iyi estetik ve diğer sistemlere kıyasla daha az aşınma ve yıpranma sayılabilir. Teleskopik ataşman

bir dezavantaj olabilirse, implantı desteklemek için önemli çiğneme kuvvetleri aktarılırken, alveolar çıkıntıya minimum kuvvetler aktarılır. Bu, implantlar ve aksesuarlar yüksek strese maruz kaldığından sorunlara neden olabilir (92–95).

4.3.1.4. Mıknatıs tutucular

Bu tür sistemler, neodimiyum demir bor veya samaryum kobalt alaşımlarından yapılan mıknatısları içerir. Bu mıknatıslar, korozyona karşı korumak için koruyucu bir kaplama ile kaplanmalıdır. Sistemin ikinci kısmı, implant dayanağına vidalanmak üzere tasarlanmış ve ferromanyetik alaşımdan yapılmış "ferromanyetik tutucu" kısımdır. Mıknatıs protezde kalır (96). Diğer ataçmanlarla karşılaştıran çoğu çalışmada, manyetik ataçmanların tutma ve hasta memnuniyeti açısından diğer ataçmanlara göre daha düşük olduğu saptanmıştır (97,98). Mıknatıs takozların mekanik takozlara göre en büyük avantajı, korozyona uğramadıkları takdirde tutma özelliklerini kaybetmeden çalışabilmeleri ve uygulamaya göre ayarlanmasına gerek olmamasıdır (99).

Geleneksel tutucular üzerine yapılan araştırmalara ilk baktığımızda;

Al Sabbi NH. Beklemek. Mandibulaya uygulanan birbirine bağlanmamış implantların 2 farklı ataşman sisteminin tutma veya aşınma özelliklerini in vitro çalışmalarla değerlendiren çalışmaları gözden geçiriyorlar. Bu makalelerde in vitro koşullarda mandibulaya uygulanan 2 implantın ataşmanlarının tutuculuğunun zamanla azaldığı sonucuna varılmıştır. Aşınma, tutma kaybının etiyojisi olarak tanımlanmıştır ve yıpranmaya yol açan spesifik mekanizmaların tam olarak çalışılmadığını vurgulayarak, bu azalma ve yıpranma arasında bir bağlantı vardır, ancak bu iki faktör arasındaki etkileşim araştırmaya açıktır. Literatürdeki bulgular, birkaç faktörün bağlantı sistemlerinin kavrama ve aşınma özelliklerini etkilediğini göstermektedir, ancak bunların açık rollerine ilişkin kanıt eksikliğini vurgulamaktadır. Mandibular çift implant sisteminin takılmasını ve aşınmasını etkileyen faktörlerle ilgili daha ileri in vitro çalışmalara ihtiyaç olduğu ve değişkenler ve sonuçlar üzerindeki etkilerini sınırlamak için bu faktörlerin iyi kontrol edilen koşullar altında ayrı ayrı çalışılması gerektiği vurgulanmaktadır (92).

Orteegon SM ve ark. Paralel ve paralel olmayan implant vakalarında in vitro koşullar altında top başlı ataşman sistemi tarafından elde edilen tutma kuvvetinin zaman içindeki gelişimi değerlendirildi. Bu çalışma için 2 implantla desteklenen 30

deneysel protez modeli oluşturdular. Modeller, implant ve aksesuar sisteminin vertikal referans düzlemi ile oluşturduğu açıya göre 5 gruba ayrılır. Bir sette implantlar ve ataşmanlar eğilmemişti. Diğer gruplarda implantlar ve aksesuarlar 10 ila 15 derecelik bir açıyla bir araya getirilir. 3500 döngü için günde 3 kez giyme ve çıkarma bölümüne bakın. Bu sayede 3 yıllık kullanım verilerine ulaşmayı umut ediyoruz. Başlangıçta ve her 100 döngüden sonra tutma gücünü ölçün. Tutma yoğunluğunu gösteren grafiğin tepe ve plato değerleri için örnek başına toplam 36 veri kaydedildi. Sonuç olarak implant ve aksesuar sistemlerde 30 derecelik açıda paralel yerleştirilen muadillerine göre retansiyonun azaldığı gözlemlendi. Ortalama retansiyon değerlerinin 23,56 N ile 11,42 N arasında değiştiğine dikkat edin ve retansiyonun ilk retansiyon kaybından sonra düz bir eğri gösterme eğiliminde olduğunu gözlemleyin. Her iki braketle 0 derecede en yüksek değere sahip numunede; en düşük tutma kuvveti, her iki braketle 15 derecelik açıda ölçülen numunede ölçülmüştür (100).

Payne ve ark. Bu derlemede, mandibular ve maksiller implant restorasyonları için farklı ataşman sistemlerinin restoratif başarısı, restoratif bakım, hasta tercihi, hasta memnuniyeti/yaşam kalitesi ve maliyeti değerlendirildi. Bilye başlı ve çubuk ataşmanların karşılaştırılmasında literatür araştırma yöntemlerindeki farklılıklar ve kısa süreli takip gibi faktörler nedeniyle kısa dönem protez başarı oranları açısından mevcut verilerle net bir fark görülmemektedir. Ancak rotal sistemlerinin kısa vadede (1-3 yıl) daha fazla bakım ihtiyacı vardır. İki sistem, aksesuar değiştirme parametreleri ihtiyacında önemli ölçüde farklılık göstermedi. Top başı ve manyetik ataşmanlar değerlendirildiğinde orta dönem protez başarısında fark bulunmadı. 5 yılın sonunda bakım maliyetleri açısından manyetik ataşmanın bakımının daha pahalı olduğu görülmüştür. Bu nedenle orta vadede (3-5 yıl) protetik başarı açısından bilye başlıkları ve manyetik ataşmanlar arasında belirgin bir fark yoktu. Bilyalı başlıklar ile teleskopik sistemleri karşılaştıran bir çalışmada protez bakımında herhangi bir farklılık gözlenmemiştir. Kısa dönemde protezin bakımında herhangi bir fark bulunmadı. Mandibular implantlardaki protez sistemlerini (bilyalı başlı, manyetik, teleskopik ve çubuk) değerlendirirken; farklı ataşman sistemlerinin protez başarısı, protez bakımı, hasta memnuniyeti, hasta tercihi veya maliyet cinsiyeti açısından görece etkinliğini belirlemek için yeterli kanıt yoktu. Bu durumda tercih edilen bağlantı sistemini

belirlemek mümkün değildir. Aynı durumun maksiller implant restorasyon sistemleri için de geçerli olduğu sonucuna varılmıştır (101).

Branchi R. ve ark. top başlı ataşman sistemlerde 4 farklı matriks tutucuyu retansiyon kuvveti ve yorulma direnci açısından değerlendirmiştir. Teflon matriks, titanyum matriks, altın alaşımlı matriks ve o-ring tutucular ile oluşturulan modeller 3 yıla karşılık gelen 5500 sıklusa tabi tutulmuştur. Günlük 5 kez takıp çıkartma referans alınmıştır. Veriler başlangıç ve 500 siklus aralıklarıyla kaydedilmiştir. Örnekler 90derece ve ± 24 derece olarak 3 farklı açıda test edilmiştir. Top başlı ataşmanların boyutsal stabiliteleri profilometre ile değerlendirilmiştir. Teflon ve altın alaşımlı matrikslerde ilk 500 siklus sonunda sırasıyla %27 ve %50 oranında retansiyonda artış kaydedilmiştir. Sonrasında tutuculuk, 5500 siklus tamamlanıncaya kadar istikrarlı bir seviyede devam etmiştir. Buna karşın titanyum ve o-ring matrikslerde başlangıç tutuculuk değeri gittikçe azalmıştır ve 5500 siklus sonunda sırasıyla %68 ve %75 oranlarında tutuculuk kaybı kaydedilmiştir. Profilometre sonuçlarına göre top başlı ataşmanda istatistiksel olarak anlamlı aşınma sadece titanyum matriks ile görülmüştür. Sonuç olarak altın alaşımlı ve teflon matrikslerin 3 yıllık in vitro şartlarda gösterdiği tutuculuk başarılı bulunmuştur. Buna karşın titanyum ve o-ring ataşmanların tutuculuk kuvvetleri anlamlı derecede azalmıştır (102).

Tabatabaian F.ve ark. yapmış oldukları in-vitro çalışmada alt çene 2 implant üzeri implant-doku destekli çalışma modeliyle ataşmanların retansiyon ve direncini değerlendirmiştir. İmplant destekli protezlerde top başlı, bar-klip ve era olmak üzere 3 farklı ataşmanı karşılaştırmışlardır. Dişsiz alt çenede simfiz bölgesine yerleştirilen paralel iki implant ile model oluşturulmuştur. Protezi çıkarma kuvvetleri vertikal, oblik ve anterior-posterior olmak üzere 3 farklı yönde uygulanmıştır. İlk takıp çıkarmanın ardından ve takip eden 100 siklus sonrasında kayıtlar alınmıştır. Değerlendirmelerde pik değeri esas alınmıştır. Sikluslar sonrasında iki durumda da Era tutucu en yüksek retansiyonu ve direnci göstermiştir. Başlangıçta top başlı tutucu ve bar-klip ataşmanlar ön-arka yönde benzer direnç göstermiştir. Tüm test gruplarında tutuculuk ve direnç kaybı gözlenmesinin yanı sıra; bar-klip ataşman ön-arka yönde top başlı tutucuya göre daha fazla direnç kaybı göstermiştir (103).

Pigozzo MN ve ark. 2 implant üzeri bar ataşman düzeneği hazırlamışlar ve 4 farklı implant üstü systemin Conexão Bar Clip (polimer klip), Sterngold Hader Bar

(polimer klip), 3i Gold Hader Type Clip (metal klip), SIN Clipo (metal klip)) tutuculuğu ve yorulmasını araştırmışlardır. Toplamda 40 adet olmak üzere iki farklı metal klip ve iki farklı polimer klip örnekleri yapay tükürük ortamında, günlük 3 kez takıp çıkartma referans alınarak 5 yıllık kullanım süresine karşılık gelen 5500 sıklusa (0.8Hz) tabii tutulmuştur. Tutuculuk değerleri başlangıçta ve 1100, 2200, 3300, 4400 ve son olarak 5500 sıklusta kaydedilmiştir. Tüm sistemlerde tutuculuk değerleri siklus miktarı arttıkça istatistiksel olarak anlamlı artış göstermiş olup tüm gruplar başlangıç değerine göre daha yüksek tutuculuk göstermiştir. Polimer tutucular ve metal tutucular ile ilişkili tutunma kuvvetleri kendi aralarında karşılaştırıldığında anlamlı bir fark oluşmadığı belirtmiştir. Çalışmanın sonucunda tüm tutucuların stabilizasyon için gerekli minimum eşik değerinin üzerinde tutuculuk değerleri sağladığı belirtilmiştir. Çalışma esnasında örneklerde kırılma ya da gerekli minimum tutuculuk kuvvetinin altına düşecek şekilde retantif özelliklerde azalma görülmemiştir (69).

Rutkunas V. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada iki implant üstü tam protez şeklinde hazırlanmış modelde stud ve manyetik ataşmanların aksiyal ve paraaksiyal çıkarma esnasındaki tutuculuk kaybını değerlendirmişlerdir. Bunun yanı sıra ataşmanlarda aşınma öncesi ve sonrası fiziksel özellikleri karşılaştırmışlardır. Test gruplarından 4 tanesi stud, 5 tanesi magnetik ataşmandan oluşmaktadır. Aksiyal doğrultudaki retansiyon ölçümü tek implant model üzerinde maksimum ve ortalama değerler olmak üzere çıkartılma esnasında kaydedilmiştir. Paraaksiyal ölçümler ise anterior, lateral ve posterior yönde rotasyonel çıkarma esnasında kaydedilen maksimum değerleri ifade etmektedir. Aşınma için gerekli minimum siklus miktarı özel bir test cihazı ile belirlenmiş ve bu asgari siklus miktarı örneklerle uygulandıktan sonra 9 ataşman üzerinde aksiyal ve rotasyonel yerinden çıkartma esnasındaki maksimum tutuculuk kuvvetindeki değişim değerlendirilmiştir. Aksiyal çıkarmada, başlangıç ölçümlerinde stud ataşmanlarda magnetik tutuculara göre daha fazla tutuculuk değerleri kaydedilse de, belirlenen asgari aşınma siklusu uygulandıktan sonra retansiyon kuvvetinde %76 ila %48 oranında azalma görülmüştür. Bu değer, azalmaya rağmen magnetik tutucularla kaydedilen değerden fazladır. Paraaksiyal çıkarma esnasındaysa hem başlangıç, hem de aşındırma sikluslarından sonra, stud ataşmanlar magnetiklerden daha yüksek ya da benzer tutuculuk kuvvetleri sağlamıştır. Magnetik tutucuların retantif özelliklerinin özellikle posterior rotasyonel harekette

azaldığı kaydedilmiştir. Stud ataşmanların tutuculuğu magnetiklere göre daha değişken bulunmuştur (104).

Türk PE. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada 2 implant yerleştirerek oluşturdukları iki modelde top başlı ve locator ataşmanların tutuculuk özelliklerini karşılaştırmışlardır. Başlangıçla beraber 10, 100, 200, 300, 400, 500, 1,000, 1,500, 2,000, 3,000, 4,000 ve 5,000 sayılarında ölçüm yapmak suretiyle toplamda 4,5 yıla karşılık gelen 5000 siklus ile çalışmayı tamamlamıştır. Ayrıca yüzey aşınmalarına tarayıcı elektron mikroskobu ile bakılmıştır. Sonuç olarak hem top başlı ataşmanın hem de locatorın kendi içerisinde siklus sayısının artışıyla tutuculuk kaybının arttığı belirtilmiştir. 5000 siklus sonrasında locator ataşman top başlı ataşmana göre daha iyi tutuculuk göstermiştir (105).

Chung HK. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada implant üstü protezlerde kullanılan ataşmanların tutuculuk özelliklerini karşılaştırmışlardır. Mandibula modeli üzerine kaninler bölgesinde olacak şekilde 2 implant yerleştirmişler ve bu model üzerinde 9 farklı tutucu ataşmanı (Hader bar-metal klip, Locator LR pembe, Locator LR beyaz, Spheroflex top başlı, Shiner magnetik, Maxi magnetic, Magedisc magnetik, ERA beyaz ve ERA gri) değerlendirmişlerdir. Ataşmanlar dikey şekilde yerinden çıkartılmış ve bu değerler ölçülmüştür. Sonuç olarak Era gri ataşman en fazla tutuculuk değerini gösterirken, magnetik tutucular en düşük değerleri vermiştir (97).

Bayer S. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada top başlı ataşman üzerinde 2 altın matriks, bir titanyum spring matriks ve bir ecco matriks olmak üzere dört farklı tutucu ataşman sisteminin yorma sonrası tutuculuk değerlerine bakmışlardır. Günlük 3 kez takıp çıkartma referans alınarak 10000 siklus yapılmış ve 10 yıllık kullanım süresi hesaplanmıştır. Çalışma yapay tükürük solüsyonu içinde gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda tüm sistemlerde aşınma gözlenmiş olup bu başlangıçta artan tutuculuk değerinin zaman içinde azalmasıyla sonuçlanmıştır. Plastik insert ve altın matrikse sahip ataşmanlarda en az miktarda tutuculuk gözlenmiştir. Titanyum ataşmanlarda diğer örneklerle kıyasla daha fazla miktarda tutuculuk değişikliği saptanmıştır ve bu durum ataşmanların zamanla aşınmasına bağlı bollaşma ile ilişkilendirilmiştir. Yazarlara göre özetle farklı materyal birleşiminde matriks ve patriks tutucu parçaları olan sistemler daha az retansiyon kaybı gösterdiklerinden

tercih edilebilir. Ayrıca tutuculuğun artırılması ve aşınmanın kompanse edilebilir olması için ataşman sistemlerinin ayarlanabilir olması tercih edilir (106).

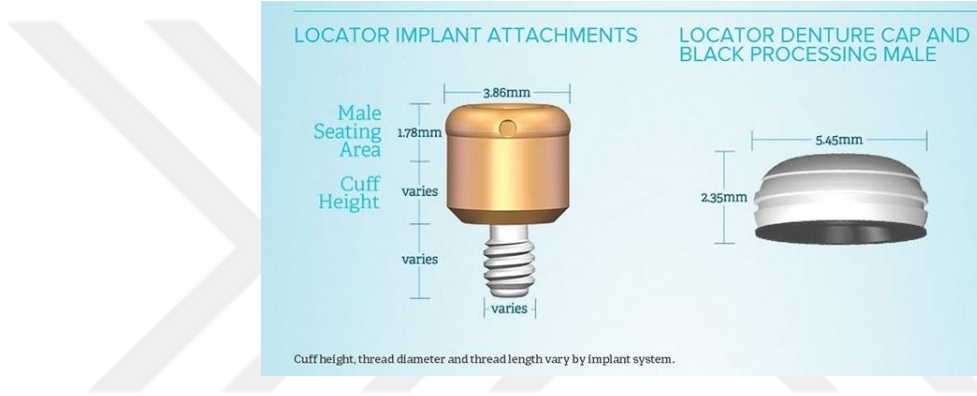
Chen CI. ve ark. mandibular implant üstü tam protezlerde ataşmanların rotasyona izin vermeyebileceği fikrinden yola çıkarak planladıkları in vitro çalışmada Era, Locator ve O-ring olmak üzere 3 farklı tutucu sistemi rotasyona tabi tutulması, rotasyonun ölçülmesi ve ataşmanı bağlamadan önce oluşan rotasyon derecesini karşılaştırmışlardır. Çalışmada tek ve 2 implant üzeri deney düzeneği oluşturulmuştur. Burada her iki sistem üzerinde de en az ve en çok tutuculuk gösteren tutucular değerlendirilmiş ve dönme hareketindeki serbestlik değerleri de göz önüne alınmıştır. Sonuç olarak dönme serbestliği açısından bakıldığında o-ring tutucu locator tutucuya göre; locator tutucu Era tutucuya göre daha iyi sonuç vermiştir. Tutuculuğu az olan ataşmanın dönme serbestliği fazla bulunmuştur. Aynı şekilde tek ataşman 2 ataşmana göre daha iyi dönme serbestliği vermiştir (107).

Yang CT. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada implant açısındaki değişimlerin 4 farklı ataşman(locator(mavi-siyah),top başlı, düz yüzeyli magnetik ve ayarlanabilir yüzeyli magnetik) üzerindeki tutuculuk ve lateral kuvvetler açısından etkilerini değerlendirmişlerdir. Araştırmada akrilik blok üzerine bir implant yerleştirilmiş ve 0, 15, 30 ve 45 derece açılı implant düzenekleri tasarlanmıştır. Lateral kuvvetler implant yüzeyine konulan strain gauge ile değerlendirilmiştir. Sonuçlara bakıldığında 0 derece açıda mavi renk locator tutucu en yüksek tutuculuk değerini gösterirken; magnetik tutucu en düşük tutuculuk değerini vermiştir. Mavi locator ve top başlı tutucu 30 derece açığa kadar tutuculuk değerini korurken, top başlı ataşman üzerine gelen lateral kuvvette artış görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları tutuculuk kuvvetinin manyetik ataşman hariç lateral kuvvet artarken implant açısındaki artışla azaldığını ortaya koymuştur (20).

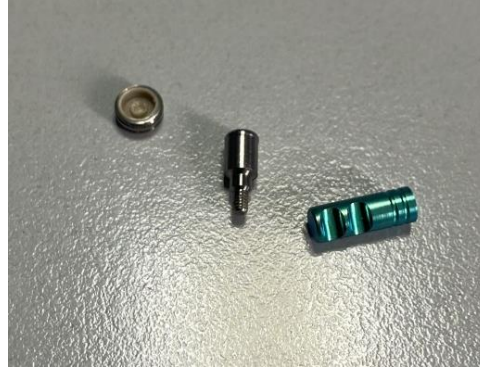
5. MATERİYAL VE METOT

5.1. Custom Locator Patrix Ve Matrix Parçalarının Üretilmesi

Locator sistemini ilk olarak Zest firması tarafından üretildiği için locatorlar için altın standart olarak kabul edilmektedir. Çalışmamızda üretilen custom abutment modeli olarak Zest firmasının locator model tasarımı örnek alındı (Şekil 5.1.). Üretim BYMED Medikal & Havacılık (İzmir) firması tarafından araştırmamız için gerçekleştirildi. Protez kısmına gelecek olan metal yuvalar titanyum materyalinden, metal yuvanın içine gelecek tutucu parça medikal peek materyalinden ve implantlara sabitlenecek locator'ın abutment parçası titanyum materyalinden üretildi (Resim 5.1.).



Şekil 5.1. Locator dayanak ve metal yuvası



Resim 5.1. Custom olarak üretilen locator parçaları

BYMED, üretim için gelişmiş endüstriyel tasarım 3D CAD-CAM yazılımları ile desteklenen tam otomatik 9 eksenli hareketli CNC makineleri kullanıldı (Resim 5.2.).



Resim 5.2. BYMED firmasının CNC makinaları

Üretilecek parçaların metal yuva ve medikal peek tutucu parçalarının hepsi (32’şer adet) üretildi. Locator abutment kısmında üretim sırasında yoğunluktan dolayı sadece 4 tane önceden üretilmiş olan abutmentlar temin edildi. Örnek modellerin kopyaları YNK Medikal (İstanbul) firması tarafından gerçekleştirildi.

Replikası yapılacak ürün Macrona marka Aberlink yazılımına (Model: BRT-2515) sahip profil projeksiyon ölçüm cihazında taranarak 3D çizim için gerekli olan tüm ölçümler alındı (Resim 5.3.).

3D çizim için CAD programlarından SolidWorks programı kullanıldı. Taramadan çıkan ölçümlere bakarak Solidworks de 3D dosyasını oluşturuldu. Daha sonra 3D dosyayı CAD programlarından GibbsCam programında kullanıldı.

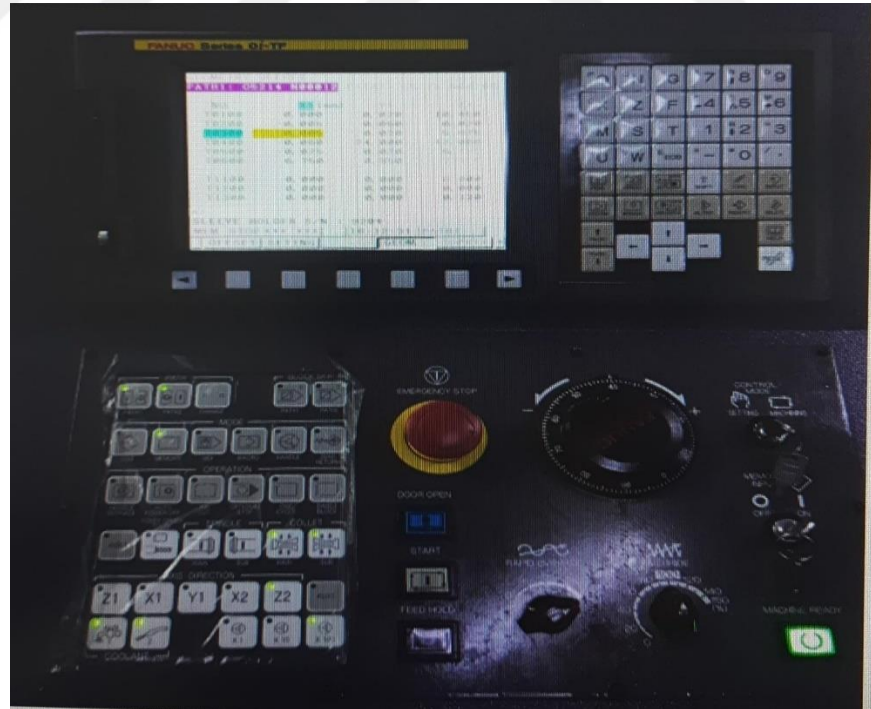
GibbsCam programında üretimde kullandığımız STAR Marka SR 20JII TypeA modeli CNC Kayar Otomat Makinesinin simülasyonu bulunmaktadır. Buna göre programda ürünü reelde işlemede kullanacağımız takımlar programda seçiliyor. İşleme yönüne göre 3D boyutlu katı üzerinde takım yolları oluşturulup seçtiğimiz uygun takımlar bu yol üzerinde işlem yapıyor. Her takım için ayrı ayrı işlemler yapıldıktan sonra en sonunda bir post dedigimiz reel de makina için kullanacağımız program çıktısı elde ediyoruz.

Bu çıktı daha sonra CNC Kayar otomat hafızasına aktarılıyor. Makinada programda seçilen takımlara göre reelde makinanın sürücü kısmına üretilecek ürüne uygun çapta titanyum çubuk seçilip sürücüye yerleştiriliyor. Bütün ayarlamalar tamam

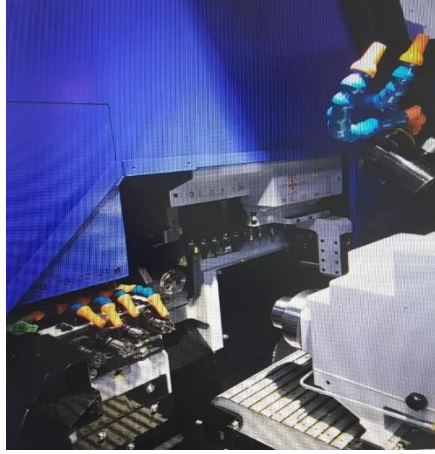
olduktan sonra deneme üretimine başlanıyor.res... Kullandığımız makinanın çalışma eksenleri ve takımlandırması gösterimi (Resim 5.5.).



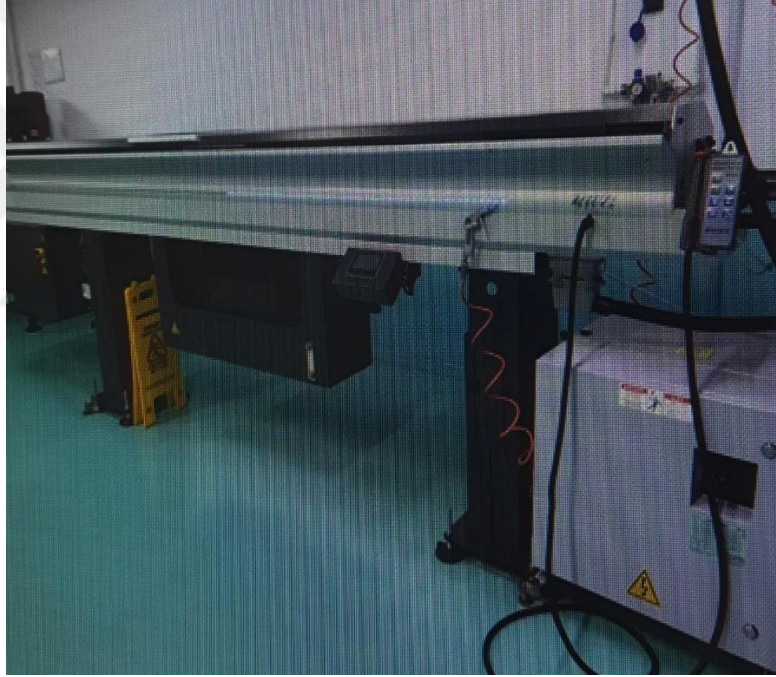
Resim 5.3. STAR Marka SR 20JII TypeA modeli CNC Kayar Otomat Makinesi



Resim 5.4. YNK Medikal firmasının CNC makinasının ana gövdedeki monitor kısmı



Resim 5.5. YNK Medikal firmasının CNC makinasının iç kısmı



Resim 5.6. YNK Medikal firması makine sürücü kısım

Üretime teknik resime göre parçanın kritik olan ölçüm noktalarının kontrolü kalibrasyonlu ekipmanlar (Kumpas, mikrometre, mastar) ile yapılıyor. Eger tolerans dışında ölçü var ise tekrar program içinde veya takıma değer verilerek düzeltiliyor. Daha sonra tekrar deneme üretimi yapılıyor. Hersey uygunsa seri üretime geçiliyor.

Genel uygulama ürün makinadan çıktığı için üzerinde çapaklar kalabiliyor. İlk önce bu çapaklardan arındırmak için taşlama makinasında işlem görüyor. Daha sonra

yüzeyi dahada parlatmak için parlatma cihazında işlem görüyor. Ultrasonik yıkamaya geçmeden önce tabi kalite kontrolleri yapılıyor. Daha sonra ultrasoniklerde yıkama işlemi gerçekleşiyor. Kalite kontroller yine ölçüm ekipmanlarıyla (Kumpas, mikrometre mastar) yine kritik noktalar ölçülüyor (Özellikle implanta oturduğu kısım çok önemli). En son alkol ve kurutma ile işlem işlem tamamlanıyor ve ürün el değmeden paketleniyor.

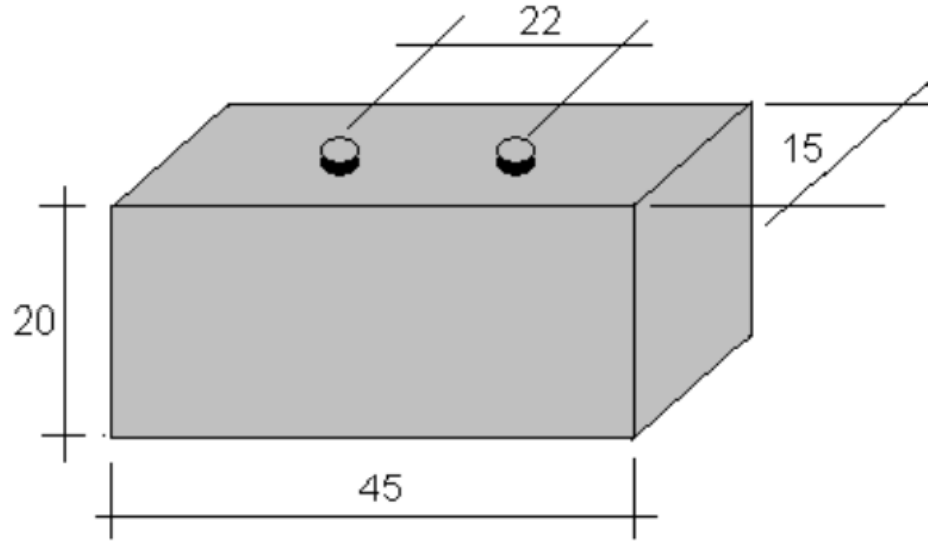
Paketlenen ürün kaplama firmasına gönderiliyor. Pvd kaplama işlemi ile TiN (Titanyum Nitrür) kaplama yapılıyor.

INSPECTION CERTIFICATE																		
Messrs: NIPPON STEEL TRADING CORPORATION										Date: JUL. 30, 2022				Packing List No: 07-0814 / 1 / 3				
Contract No: HMYE111										Customer No: 140 NO. 20210929				Condition: ANNEALED & CENTERLESS GRIND (COLD)				
No.	Type of Steel	Heat No.	Quantity	Size (MM)	Length (MM)	Pcs	Weight (KGS)	Body Hardness										
GV2	T1-GAL-4V-ELI	J1219G	DIA. 5	3045-	3050	824	217											
			TOTAL	1 BUNDLE		824	217											
Items	Chemical Composition										Mechanical Properties (Type of Specimen)				ASTM			
Unit	C	V	AL	O	N	FE	H	TI			0.2%YS	Tensile Strength	Elon-gation	Reduction of Area	Hardness	Impact Value	SIZE	
Speci-fication	MAX	350	550	MAX	MAX	MAX	MAX	MAX			MIN	MIN	MIN	MIN			MM	
Heat No. J1219G	450	650	13	5	23	12					795	860	10	25				
	400	640	11	1	20	1	BAL				860	977	19	52				
Hardenability (End Quenching Method)										Remarks: PRODUCT ANALYSIS								
Heat No.											H N1000 9							
J1219G											MICRO STRUCTURE TEST GOOD A1							
										MIKRON ALAŞIMLI MALİEME VE ENDÜSTRİYEL METALLER PAZARI A.Ş. Sungu Yolu No: 13 Üsküdar/İST Sungu Yolu No: 13 Üsküdar/İST								
It is hereby certified that the above results are true and correct in every detail.										Hoshizaki Plant.				Chief of Quality Assurance Section				
										Daido Steel Co. Ltd.				A. Ozel				

Resim 5.7. Üretilen parçanın materyal kontrol sertifikası

5.2. Örnek Blokların Dizayn Edilmesi Ve Akrilik Blokların Üretilmesi

Çalışmamız için 15x20x45 mm dikdörtgen prizması şeklinde blok taslağı oluşturuldu (Şekil 5.2.). Bu taslak modeller hem analogların yerleşeceği hem de karşılığı olan metal yuvaların yerleşeceği modeller için aynı boyutlarda hazırlandı.



Şekil 5.2. Üretilecek akrilik blok tasarımı

Akrilik bloklar her grup için 16 tane toplam 96 tane hazırlanacak şekilde planlandı. Üretim yöntemi için duplikatör silikon kalıplar üzerinden çalışma yapıldı. Öncelikle tasarladığımız prizmatik ölçülerin birebir aynısından kestamit(siyah derlin) materyalinden smart marka torna tezgahında 4 adet üretildi(Resim 5.9.) ve diblikatörün döküleceği kaba yerleştirildi.(Resim 5.10.)



Resim 5.8. Kestamit blok torna tezgahında şekillendirilirken



Resim 5.9. Üretilmiş kestamit bloklar

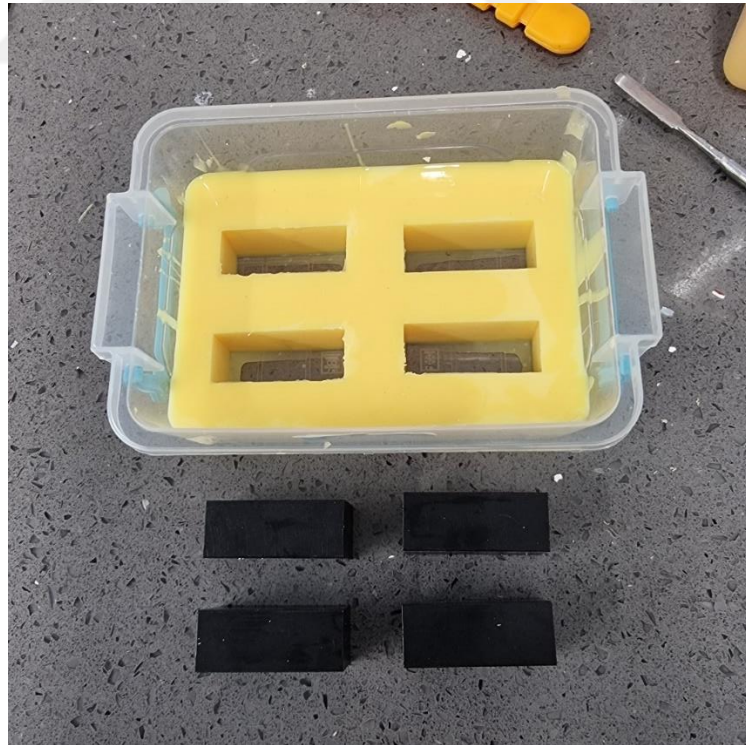


Resim 5.10. Kestamit blokların dublikatörün döküleceği kaba koyulması

Örnek modeller arasında dengeli mesafe ayarlandı ve Durasil FAST Dublikat Silikonu doğru oranlarda 1/1 karıştırılıp modellerin yüksekliğinin en üst hizasına kadar silikon kaba ilave edilip, polimerizasyonu beklendi (Resim 5.11.).

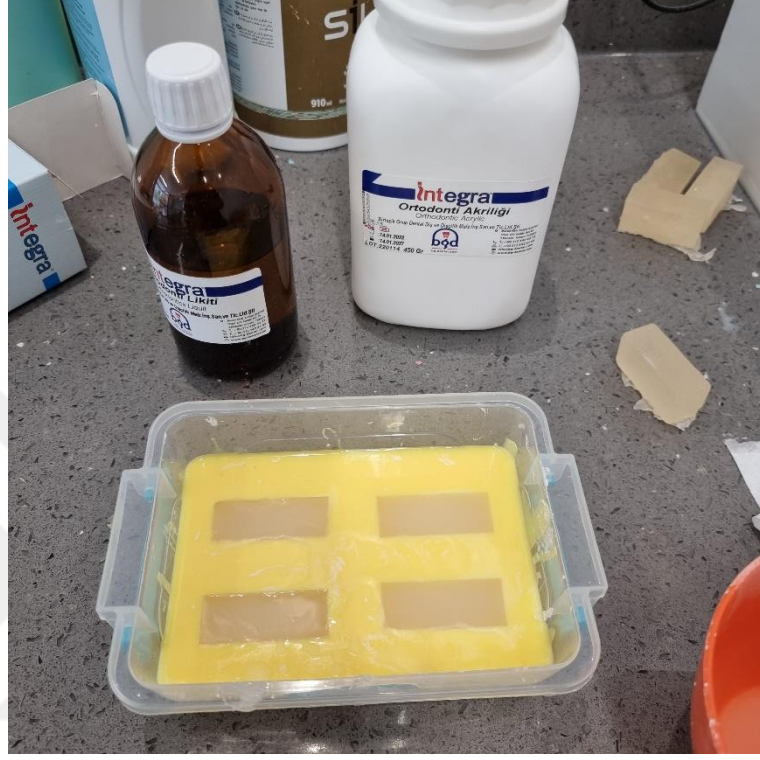


Resim 5.11. Dublikatör sıvısının kaba adapte edilmesi



Resim 5.12. Polimerizasyon sonucu silikon rehberin oluşturulması

Polimerizasyon tamamlandıktan sonra örnek modeller silikon içinden çıkarıldı ve bu boşuklara şeffaf ortodonti akriliği ve pembe akriliği toz-likit şeklinde hazırlanıp silikon kalıplara adapte edildi (Resim 5.12.).



Resim 5.13. Akrilik blokların üretimi

Polimerizasyonu tamamlanan akrilik modeller silikon kalıbın esnekliğinden yararlanarak rahat bir şekilde çıkarılıp diğer toz-likit akrilik modeller bu teknikle üreilmeye devam edildi. Taşkınlık fazlalık olan akrilik blokların fazlalıkları labratuvarda trim cihazında düzeltildi.



Resim 5.14. Üretilen akrilik blokların çapak kısımlarının trim ile düzeltilmesi



Resim 5.15. Tüm üretilen akrilik blokların görünümü

5.3. Örneklerin Smilatör Cihazına Ve İnstron Cihazına Adapte Edilmesi İçin Gereken Ara Parçaların Üretimi

Smilatör cihazında distile su kabının içinde sabitlenicek parça Derlin materyalinden dış boyutları 55mmx32xmm28mm ve içinde akrilik blokların geleceği

prizmatik boşluk 45mmx22mmx18mm olacak şekilde dizayn edildi. İç boşluk oluşturulurken blokların rahatça girip çıkması için asıl model boyutlarından 2-3mm daha geniş hazırlandı ve modellerin kalıp içine yerleştirildikten sonra stabilize etmek için prizma modelin 4 farklı duvarına vida delikleri oluşturulması planlandı. Kalıbın similatör cihazındaki distele su kabı içinde yerleşmesi ve stabilize edilmesi için olan krom mil model cihaz boyutlarına uygun olacak ölçüde tasarladı ve derlin primatik blok bile birleştirildi.



Resim 5.16. Derlin bloğun freze cihazına adapte edilmesi



Resim 5.17. Derlin parçasının üretimi



Resim 5.18. Derlin parçasına vida deliği oluşturulması

Derlin model ve metal silindirik parçası resimlerde görüldüğü gibi Tos marka torna cihazı, Şahin marka matkap cihazı ve Smart marka freze cihazıyla Dilmaç Makina imalathanesinde üretildi.



Resim 5.19. Smart marka freze cihazı



Resim 5.20. Tos marka torna cihazı

Smilatörün aşağı yukarı hareket eden üst parçasına ve intron cihazının hareket edecek üst parçasına gelecek ara parçaların tasarımı yapıldı. Resimde görüldüğü gibi

Tos marka torna cihazı, Smart marka fireze cihazı ve Şahin marka matkap ile Dilmaç Makina imalathanesinde hazırlandı materyal olarak çelik kullanıldı. Çelik prizma model ve silindirik mil lehim ile birleştirildi.



Resim 5.21. Smart marka fireze cihazı



Resim 5.22. Smart marka fireze cihazı ile çelik prizma tesfiyesi



Resim 5.23. Şahin marka matkap cihazı vida yuvası açma



Resim 5.24. Mengeneye sıkıştırılan çelik silindere vida deliği olukları açma



Resim 5.25. Çelik prizmatik havuza matkap cihazı ile oluk açma

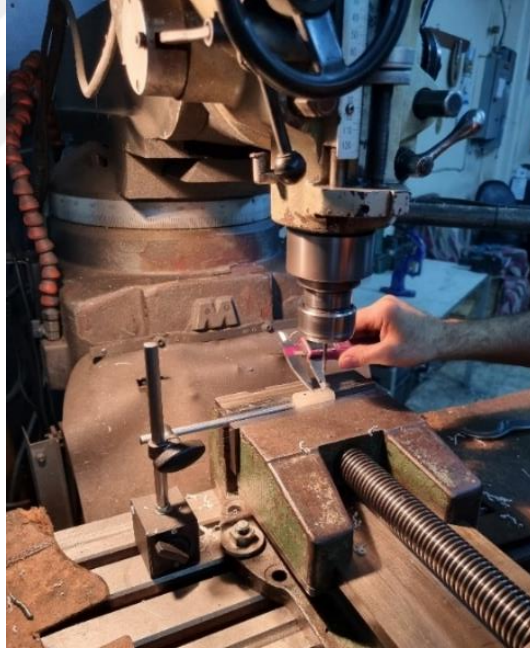


Resim 5.26. Mengerneye sıkıştırılan çelik silindirik havuzun vida oluklarının açılması

5.4. Akrilik Bloklara Analog Ve Tutucu Parçaların Geleceği Yuvaların Hazırlanması

Üretilen akrilik bloklar analogları yerleşeceği ve metal tutucu kapakların geleceği bloklar olarak ayrı gruplandırıldı. Analogların yerleşeceği bloklar açısız ve açılı modeller olarak ikiye gruplandırıldı.

Açısız hazırlanacak akrilik bloklar analogların geleceği oluklar arasında 22mm olucak şekilde mesafeler belirlendi ve her grubun geleceği analog çaplarına ve boylarına uygun freze uçlarıyla freze tezgahında (Smart) oluklar mm lik hassasiyetle açıldı. Aynı şekilde açılı modeller oluşturulurken de freze tezgahı her iki implant yuvası için ayrı ayrı 5 derece açıldırılarak analogların geleceği oluklar oluşturuldu. Oluklar oluşturulurken analogların modele kasarak oturmamasını engellemek için her bir modele gelecek olan analogların çaplarından 1mm fazla olacak şekilde oluşturuldu.

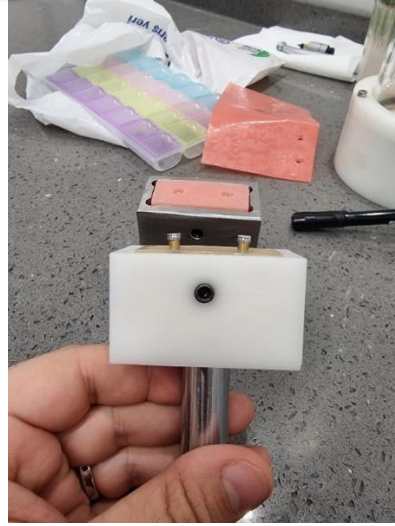


Resim 5.27. Smart marka freze cihazı ile akrilik bloklara analog yuvalarının açılması

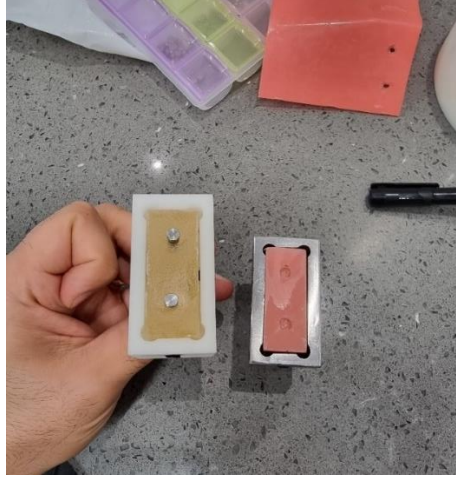


Resim 5.28. Smart marka freze cihazına 5 derece eğim verilmiş hali

Tutucu parçaların geleceği akrilik bloklarda metal tutucu kapakların geleceği bölgeler gelen tutucu parçalarından çaplarından 1-2mm fazla olacak şekilde aşındırılacak alanlar belirlendi. Bu belirlenen bölgeler freze cihazıyla (smart) metal kapakların yüksekliğine eşit olacak şekilde aşındırıldı.



Resim 5.29. Matrix parçaların ve akrilik modelde bağlanmadan önce yandan görüntüsü

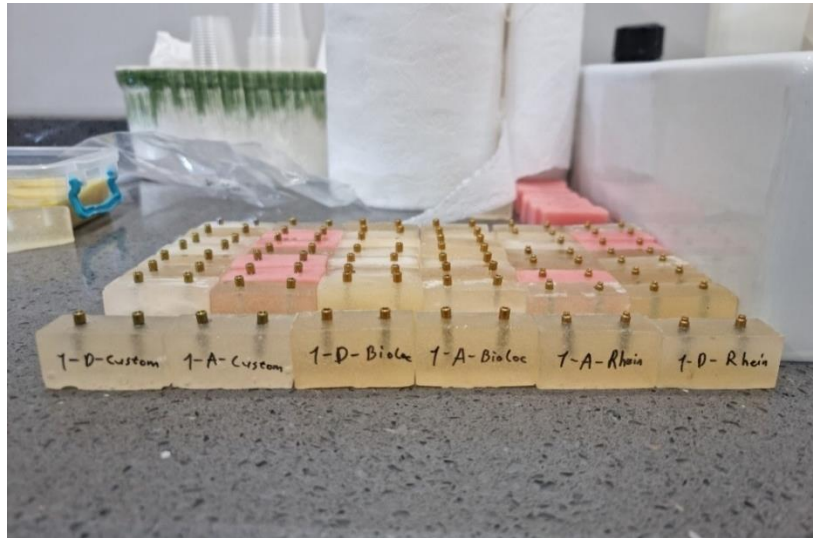


Resim 5.30. Matrix parçaların ve akrilik modelde bağlanmadan önce tepeden görüntüsü

5.5. Akrilik Bloklara Analog Ve Tutucu Parçaların Sabitlenmesi

Öncelikle firmaların patrix parçaları (bioloc, equator ve custom locator) uyumlu oldukları analoglar mengeneyle sabitlendikten sonra patrix parçaları analoglara her firmanın kendi raşetleriyle firmaların belirttiği tork değerlerinde (25-30N) torklandı.

Torklanmış analog ve patrix tutucu parçalar analog modeller için freze edilmiş bloklara adaptasyonu kontrol edildi. Tüm model ve parçaların gruplandırılması yapıldı ve parçaların modeller ile olan adaptasyonları kontrol edildi.

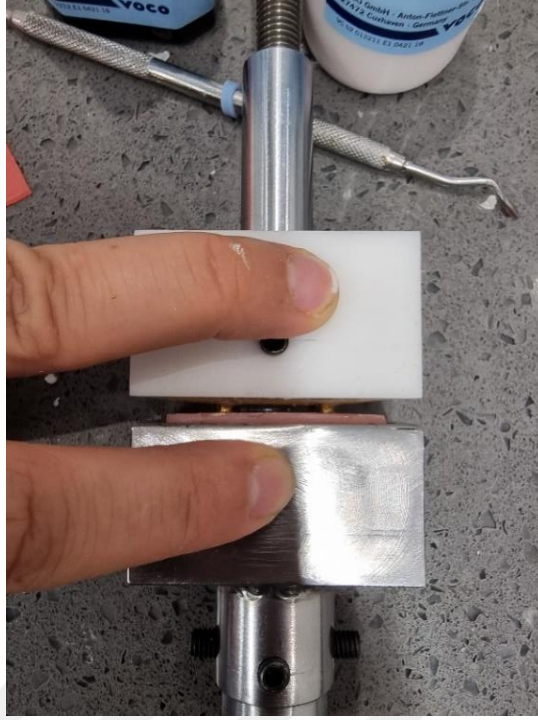


Resim 5.31. Çalışmamızdaki tüm patrix grup modelleri

Matrix parçaları (titanyum tututucu kapaklar ve içlerindeki peek/naylon tutucular) analog modellerdeki patrix parçalarına (abutmentlara) oturtuldu. Matrix ve patrixlerin düz ve açılı modellerde açılarının doğruluğuna emin olunduktan sonra matrixler için hazırlanan akrilik blokların yuvalarına Ufi Gel P toz akrilik materyeli adapte edildi ve akrilik bloklar birbirlerine paralelliği bozulmayacak şekilde ve akrilik bloklar arasında 2-3mm olacak şekilde modeller sabitlendi. Taşan akrilik materyali fırçalar ile temizlendi. Polimerizasyon tamamlanacağı tahmini süreden fazla olacak şekilde modeller sabit bir şekilde bekletildi. Akriliğin gelmesini istemediğimiz yerler önceden vazelin ile çok ince bir şekilde izole edildiği için blok ve tutucu parçalar taşan akrilik materlayine yapışmadan kolay bir şekilde temizlendi.



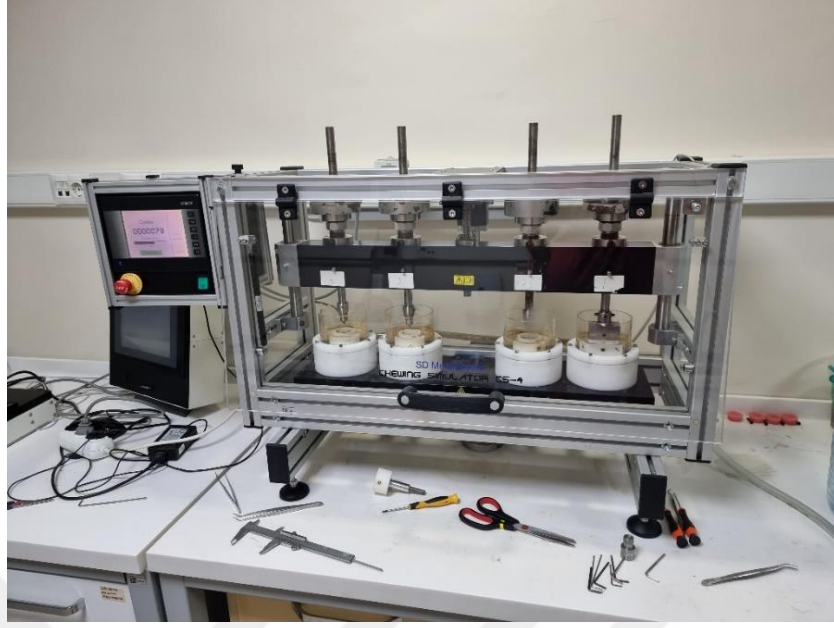
Resim 5.32. Ufi Gel Hard ile matrixlerin akrilik bloklara bağlanması yandan görüntüsü



Resim 5.33. Ufi Gel Hard ile matrixlerin akrilik bloklara bağlanması tepeden

5.6. Örneklerin Tutuculuk Ve Siklus Testlerinin Yapılması

Biyomekanik testler Bezmialem Vakıf Üniversitesi Araştırma Labratuvarında gerçekleştirildi. Çalışmamızda tutuculuk ölçümleri ve siklus deneyleri iki farklı ünite üzerinde yapılmıştır. Tutuculuk ölçümü Araştırma Labratuvarında bulunan Universal test cihazında (Shimadzu) yapılmıştır. Siklus testleri yine aynı Labratuvarda bulunan Çigneme simülatöründe (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4) yapılmıştır.



Resim 5.34. Çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4)



Resim 5.34. Universal test cihazında (Shimadzu)

Universal test cihazın biri hareketli diğeri sabit iki parçası vardır. Cihazın sabit olan metal parçasına akrilik bloklar yükleme sırasında blokların hareket etmemesi için mengene ile sıkıştırılmış (Resim 5.36.), hareketli olan üst parçasına ise örneklerle

çekme kuvvet uygulamak amacıyla 30 mm çapında silindir mil bu mile sabitlenicek torna freze tezgahında üretilen parça bağlanmıştır (Resim 5.37.).



Resim 5.35. Universal test cihazın mengene bölümüne sıkıştırılmış parçası



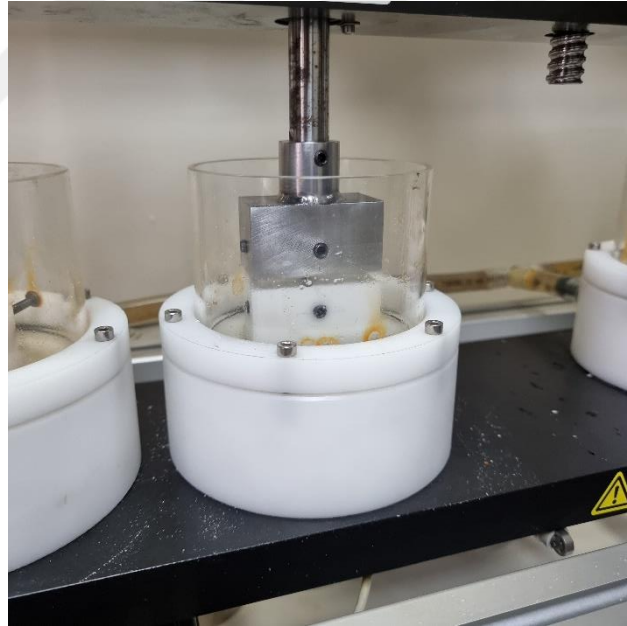
Resim 5.36. Universal test cihazın alt ve üst bölümünün modellere bağlanması

İmplant analoğu ve locator abutmentların olduğu akrilik blok, tutuculuk deneyini gerçekleştirmek üzere özel olarak yapılan aparat ile test sisteminin alt sabit kısmındaki mengeneye sabitlendi (Resim 5.36.).

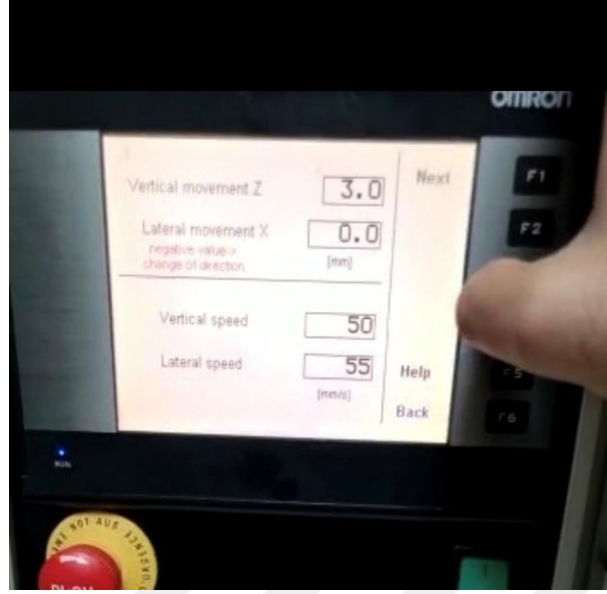
İmplantın üst protetik parçası olan metal yuvanın olduğu akrilik blok ise sistemin üst kısmına bağlanmıştır (Resim 5.37.).

Her bir örnek test cihazında adapte edildikten sonra her örneği akrilik blokların ağırlıklarının farklı olabilmesi ihtimaline ve saf tutuculuk kuvvetlerini hassas bir şekilde hesaplamak amacıyla ayrı ayrı kalibrasyonları gerçekleştirildi.

Birbirlerinin karşılığı olan tutucu parçalar birbirilerine adapte edildikten sonra menteşeye oturtulacak akrilik blok hassas bir şekilde menteşede sabitlendi. Dış kuvvetler olabildiğince eşitlendirilip kalibrasyon kontrol edildi. Örnekler, 5kN yükle ve 50mm/dk. hızla çekilerek ölçümler yapıldı (Universal test cihazında (Shimadzu). Tutucular birbirinden ayrılana kadar germe kuvveti uygulayarak, tutucuların birbirinden ayrılması için gerekli olan maksimum tutuculuk kuvvetini kayıt etti.



Resim 5.37. Modellerin çiğneme simlatörüne adaptasyonu



Resim 5.38. Çiğneme similatörü test hız ve mesafe ayarlama paneli

Siklus testleri öncesinde başlangıç tutuculukları ölçülen örnekler siklus deneyi için çiğneme similatörüne adapte edildi. Çiğneme similatöründe (SD Mechatronic) 50mm/s vertikal hızla ve 3 mm dikey hareketler gerçekleştirildi. Örnekler uygulanan kuvvet her bir odaya 5 kg lık diskler aracılığıyla toplamda 50 N luk çiğneme kuvveti sabit tutularak uygulandı. Çiğneme similatöründeki belirli siklus (0,120,360,720,1440,2880 ve 5760) aralıklarından sonra tekrardan universal test cihazında tutuculuk ölçümleri gerçekleştirildi.



Resim 5.39. Örnek ortamının distile su ile nemlendirilmesi

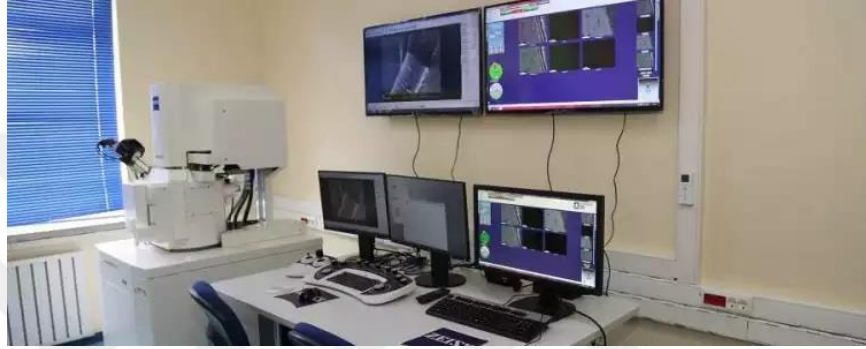
Başlangıç tutuculuk değerlerinin ölçümü ve kaydedilmesinden sonra örnekler siklus(yorma)işlemine tabii tutulmuştur. Yorma işlemi distile su solüsyonu içerisinde gerçekleştirilmiştir. Bu aşamada örneklerin cihaz ile bağlanabilmesi için torna-freze cihazında ile ara parçalar tasarlanmış ve üretilmiştir.

Günlük 5 kez takma-çıkarma değeri referans alınarak 1 yıllık siklusa karşılık gelen toplam 1825 siklus yorma uygulanmıştır. Yorma sonrasında 1.yıl sonu tutuculuk değerleri ölçülmüştür. Testin devamında 2 yıllık yormaya karşılık gelen 3650 siklusa devam edilmiş ve yeniden tutuculuk değerlerine bakılmıştır (56,84). Örnekler 1kN yükle yorulmuş ve 50mm/min hızla çekilerek ölçümler gerçekleştirilmiştir

Günlük 4 kez takma-çıkarma değeri referans alınarak 1 aylık siklusa karşılık gelen toplam 120 siklus yorma uygulanmıştır. Yorma sonrasında 1. ay sonu tutuculuk değerleri ölçülmüştür. Testin devamında 3 aylık 360 siklus, 6 aylık 720 siklus, 1 yıl 1440 siklus, 2 yıl 2880 siklus ve 4 yıl 5760 siklusa devam edilmiş ve yeniden tutuculuk değerlerine bakılmıştır. Örnekler 50N yükle yorulmuş ve 3mm/min hızla çekilerek ölçümler gerçekleştirilmiştir.

5.7. Örneklerin SEM Görüntüsünün Çekilmesi

Örneklerin SEM fotoğrafları Erciyes Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan ALAN EMİSYONLU TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (FESEM) cihazı (ZEISS,GEMINI 500) (Şekil) ile çekildi. Locator dayanaklardan her gruptan birer dayanak örneğinin ve birer plastik tutucu örneğinin (Şekil) deneylere başlamadan önce ve 5.760 siklus sonunda çeşitli uzaklıklardaki SEM fotoğrafları çekildi.



Resim 5.40. Alan emisyonlu taramalı elektron mikroskobu (FESEM) cihazı (ZEISS,GEMINI 500)

5.8. İstatiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Retansiyon değerlerinin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testleri ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken Siklus , açılı ve tutucuların retansiyon üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesinde iki yönlü tekrarlanan Anova testi kullanıldı. Devam testleri olarak Oneway ANOVA Test (post hoc Tukey HSD test) ve Student t test kullanıldı. Grup içi başlangıç siklusuna göre değişimlerin değerlendirilmesinde Paired Samples t test kullanıldı. Başlangıç siklusuna göre yüzde değişimler normal dağılım göstermediğinden; tutucular arası değerlendirmelerde Kruskal Wallis Test (post hoc Dunn's test), açılı ve düz karşılaştırmalarında Mann Whitney U Test kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

6. BULGULAR

6.1. Çalışmadan Elde Edilen Retansiyon Bulguları

Tablo 6.1: Siklus, açığı ve tutucuların retansiyon üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Siklus	78459,34	6	13076,56	636,811	0,001*
Siklus * Açığı	2758,644	6	459,774	22,39	0,001*
Siklus * Tutucu	3416,911	12	284,743	13,867	0,001*
Siklus * Açığı * Tutucu	3381,727	12	281,811	13,724	0,001*

*Tekrarlayan Ölçümlerde iki yönlü varyans analizi *p<0.05*

Sikluslar arasında retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.05).

Siklus ve açığının retansiyon değerleri üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05).

Siklus ve tutucunun retansiyon değerleri üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05).

Siklus, açığı ve tutucunun retansiyon değerleri üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05).

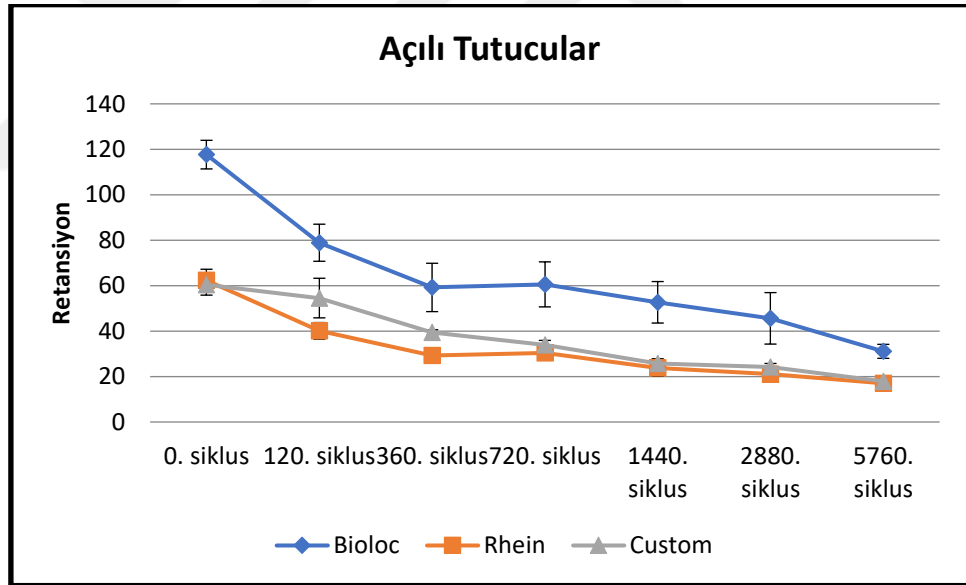
Tablo 6.2: Açılı tutucuların her bir siklustaki retansiyon değerlerinin karşılaştırılması

Açılı	Bioloc	Rhein	Custom	p
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
0. siklus	117,65±6,31	62,30±4,92	60,39±4,55	0,001*
120. siklus	78,89±8,16‡	40,11±3,66‡	54,53±8,72	0,001*
360. siklus	59,21±10,64‡	29,19±1,56‡	39,37±1,24‡	0,001*
720. siklus	60,54±9,91‡	30,33±2,94‡	33,86±2,04‡	0,001*
1440. siklus	52,68±9,12‡	23,8±3,70‡	25,70±2,09‡	0,001*
2880. siklus	45,62±11,32‡	21,14±2,67‡	24,25±1,5‡	0,001*
5760. siklus	31,09±3,08‡	17,02±1,10‡	17,90±0,82‡	0,001*

Oneway ANOVA test

* $p < 0.05$

‡ Grup içi 0.siklusa göre değerlendirildiğinde $p < 0.05$ düzeyinde anlamlı (Paired samples t test)



Açılı tutucular arasında 0.siklustaki retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Bioloc tutucusunun 0.siklustaki retansiyon değerleri, Rhein ($p:0.001$) ve Custom ($p:0.001$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Rhein ve Custom arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Açılı tutucular arasında 120.siklustaki retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Bioloc tutucusunun 120.siklustaki retansiyon değerleri, Rhein ($p:0.001$) ve Custom ($p:0.001$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Custom tutucusunun 120.siklustaki retansiyon değerleri, Rhein tutucusundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.002$; $p<0.05$).

Açılı tutucular arasında 360.siklustaki retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Bioloc tutucusunun 360.siklustaki retansiyon değerleri, Rhein ($p:0.001$) ve Custom ($p:0.001$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Custom tutucusunun 360.siklustaki retansiyon değerleri, Rhein tutucusundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.010$; $p<0.05$).

Açılı tutucular arasında 720.siklustaki retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Bioloc tutucusunun 720.siklustaki retansiyon değerleri, Rhein ($p:0.001$) ve Custom ($p:0.001$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Rhein ve Custom arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Açılı tutucular arasında 1440.siklustaki retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Bioloc tutucusunun 1440.siklustaki retansiyon değerleri, Rhein ($p:0.001$) ve Custom ($p:0.001$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Rhein ve Custom arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Açılı tutucular arasında 2880.siklustaki retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Bioloc tutucusunun 2880.siklustaki retansiyon değerleri, Rhein ($p:0.001$) ve Custom ($p:0.001$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Rhein ve Custom arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Açılı tutucular arasında 5760.siklustaki retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Bioloc tutucusunun 5760.siklustaki retansiyon değerleri, Rhein ($p:0.001$) ve Custom ($p:0.001$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Rhein ve Custom arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Açılı Bioloc tutucularda; 0.siklustaki retansiyon ortalamasına göre 120.siklus ($p:0.001$), 360.siklus ($p:0.001$), 720.siklus ($p:0.001$), 1440.siklus ($p:0.001$), 2880.siklus ($p:0.001$) ve 5760.siklustaki ($p:0.001$) retansiyon değerlerinde görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

Açılı Rhein tutucularda; 0.siklustaki retansiyon ortalamasına göre 120.siklus ($p:0.001$), 360.siklus ($p:0.001$), 720.siklus ($p:0.001$), 1440.siklus ($p:0.001$), 2880.siklus ($p:0.001$) ve 5760.siklustaki ($p:0.001$) retansiyon değerlerinde görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

Açılı Custom tutucularda; 0.siklustaki retansiyon ortalamasına göre 120.siklusa anlamlı bir değişim görülmezken ($p:0.162$; $p>0.05$), 0.siklusa göre 360.siklus ($p:0.001$), 720.siklus ($p:0.001$), 1440.siklus ($p:0.001$), 2880.siklus ($p:0.001$) ve 5760.siklustaki ($p:0.001$) retansiyon değerlerinde görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

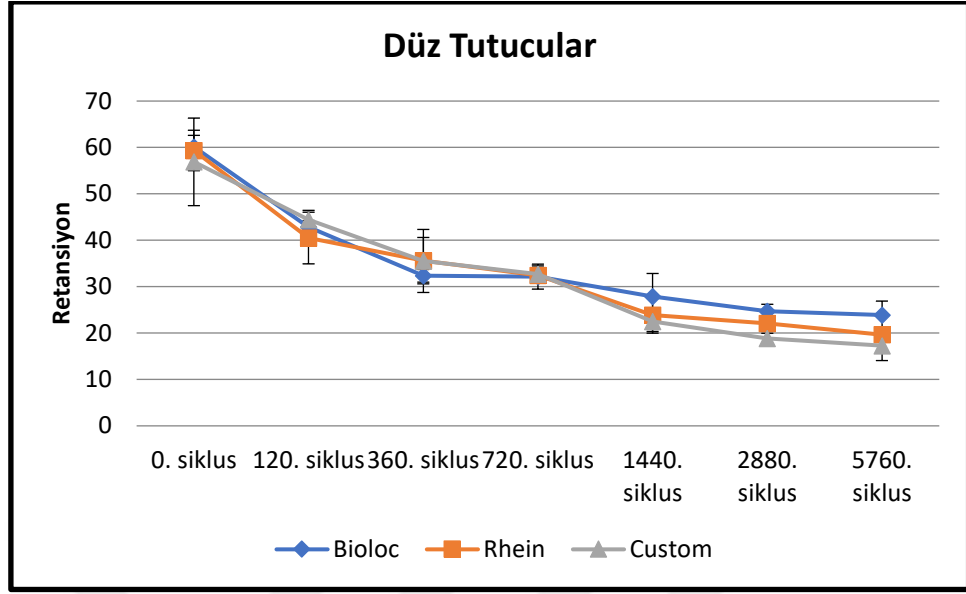
Tablo 6.3: Düz tutucuların her bir siklustaki retansiyon değerlerinin karşılaştırılması

	Bioloc	Rhein	Custom	
Düz	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	p
0. siklus	60,13±2,48	59,35±4,36	56,90±9,44	0,560
120. siklus	42,84±1,42‡	40,48±5,57‡	44,43±2,02‡	0,102
360. siklus	32,34±1,36‡	35,60±5,00‡	35,54±6,79‡	0,339
720. siklus	32,17±2,69‡	32,44±1,45‡	32,74±1,72‡	0,853
1440. siklus	27,89±4,95‡	23,91±3,56‡	22,47±2,48‡	0,026*
2880. siklus	24,71±1,49‡	22,06±1,36‡	18,85±1,11‡	0,001*
5760. siklus	23,89±3,01‡	19,64±1,01‡	17,29±3,22‡	0,001*

Oneway ANOVA test

* $p<0.05$

‡ Grup içi 0.siklusa göre değerlendirildiğinde $p<0.05$ düzeyinde anlamlı. (Paired samples t test)



Düz tutucular arasında 0.siklus, 120.siklus, 360.siklus ve 720.siklustaki retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Düz tutucular arasında 1440.siklustaki retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.026$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Bioloc tutucusunun 1440.siklustaki retansiyon değerleri, Custom ($p:0.025$) tutucusundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Rhein ve Custom arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Rhein ve Bioloc arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Düz tutucular arasında 2880.siklustaki retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Bioloc tutucusunun 2880.siklustaki retansiyon değerleri, Rhein ($p:0.002$) ve Custom ($p:0.001$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Rhein tutucusunun 2880.siklustaki retansiyon değerleri, Custom tutucusundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.05$).

Düz tutucular arasında 5760.siklustaki retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın

tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Bioloc tutucusunun 5760.siklustaki retansiyon değerleri, Rhein (p:0.010) ve Custom (p:0.001) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p<0.05). Rhein ve Custom arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Düz Bioloc tutucularda; 0.siklustaki retansiyon ortalamasına göre 120.siklus (p:0.001), 360.siklus (p:0.001), 720.siklus (p:0.001), 1440.siklus (p:0.001), 2880.siklus (p:0.001) ve 5760.siklustaki (p:0.001) retansiyon değerlerinde görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0.05).

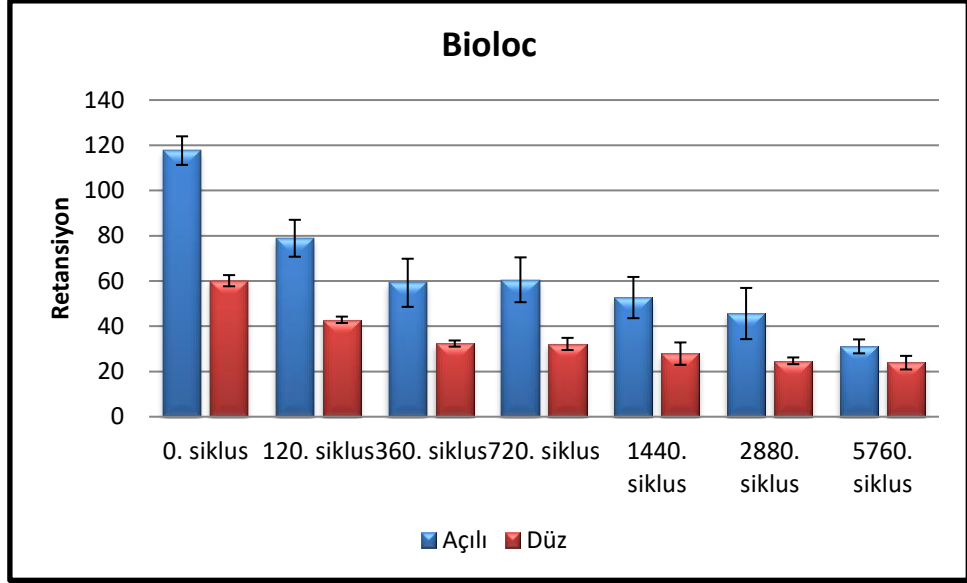
Düz Rhein tutucularda; 0.siklustaki retansiyon ortalamasına göre 120.siklus (p:0.001), 360.siklus (p:0.001), 720.siklus (p:0.001), 1440.siklus (p:0.001), 2880.siklus (p:0.001) ve 5760.siklustaki (p:0.001) retansiyon değerlerinde görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0.05).

Düz Custom tutucularda; 0.siklustaki retansiyon ortalamasına göre 120.siklus (p:0.003), 360.siklus (p:0.005), 720.siklus (p:0.001), 1440.siklus (p:0.001), 2880.siklus (p:0.001) ve 5760.siklustaki (p:0.001) retansiyon değerlerinde görülen düşüşler istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0.05).

Tablo 6.4. Tutucu gruplarında ayrı ayrı açılı ve düz tutucuların retansiyon değerlerinin ortalamalarının değerlendirilmesi

Tutucu	Siklus	Açılı	Düz	p
		Ort±SS	Ort±SS	
Bioloc	0. siklus	117,65±6,31	60,13±2,48	0,001*
	120. siklus	78,89±8,16	42,84±1,2	0,001*
	360. siklus	59,21±10,64	32,34±1,36	0,001*
	720. siklus	60,54±9,91	32,17±2,69	0,001*
	1440.siklus	52,68±9,12	27,89±4,95	0,001*
	2880.siklus	45,62±11,32	24,71±1,49	0,001*
	5760.siklus	31,09±3,08	23,89±3,01	0,001*
Rhein	0. siklus	62,30±4,92	59,35±4,36	0,224
	120. siklus	40,11±3,66	40,48±5,57	0,878
	360. siklus	29,19±1,56	35,60±5,00	0,008*
	720. siklus	30,33±2,94	32,44±1,45	0,090
	1440. siklus	23,80±3,70	23,91±3,56	0,949
	2880. siklus	21,14±2,67	22,06±1,36	0,400
	5760. siklus	17,02±1,10	19,64±1,01	0,001*
Custom	0. siklus	60,39±4,55	56,90±9,44	0,369
	120. siklus	54,53±8,72	44,43±2,02	0,013*
	360. siklus	39,37±1,24	35,54±6,79	0,158
	720. siklus	33,86±2,04	32,74±1,72	0,255
	1440. siklus	25,70±2,09	22,47±2,48	0,014*
	2880. siklus	24,25±1,50	18,85±1,11	0,001*
	5760. siklus	17,90±0,82	17,29±3,22	0,621

Student t test $p < 0.05$*



Bioloc tutucularda;

Açılı tutucuların 0.siklustaki retansiyon ortalaması, Düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.05$).

Açılı tutucuların 120.siklustaki retansiyon ortalaması, Düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.05$).

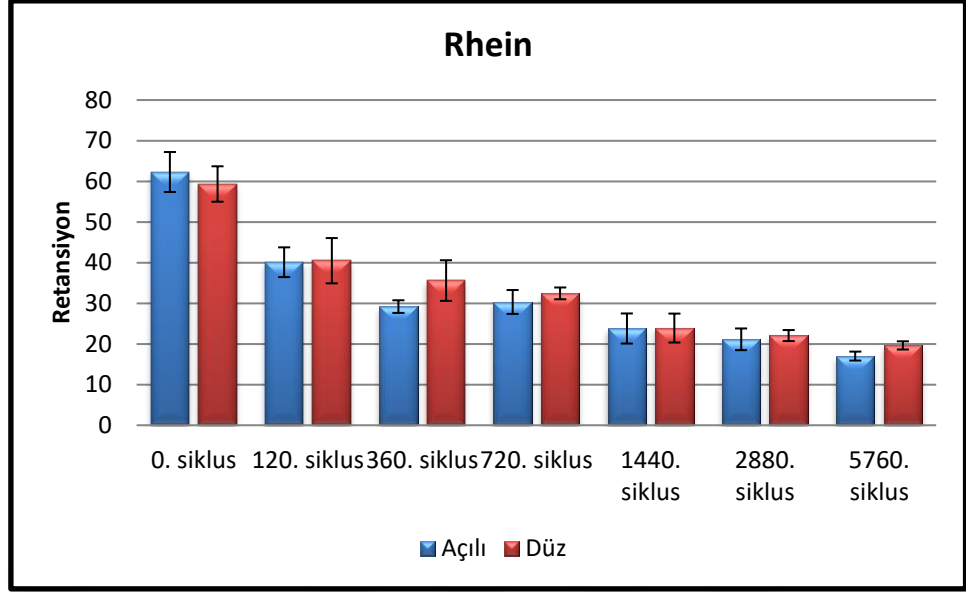
Açılı tutucuların 360.siklustaki retansiyon ortalaması, Düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.05$).

Açılı tutucuların 720.siklustaki retansiyon ortalaması, Düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.05$).

Açılı tutucuların 1440.siklustaki retansiyon ortalaması, Düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.05$).

Açılı tutucuların 2880.siklustaki retansiyon ortalaması, Düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.05$).

Açılı tutucuların 5760.siklustaki retansiyon ortalaması, Düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.05$).

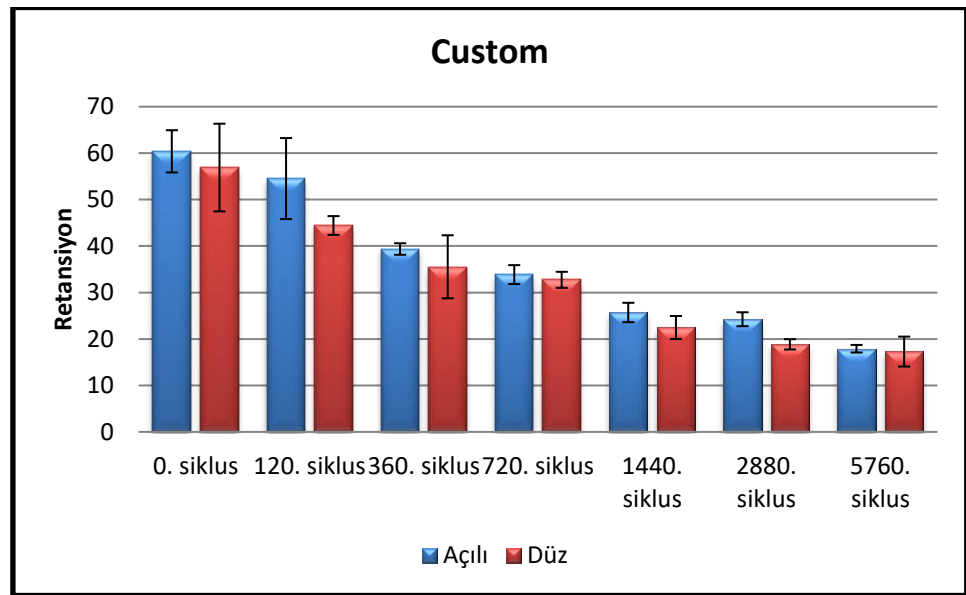


Rhein tutucularda;

Açılı ve Düz tutucular arasında 0.siklus, 120.siklus, 720.siklus, 1440.siklus ve 2880.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Açılı tutucuların 360.siklustaki retansiyon ortalaması, Düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p:0.008$; $p<0.05$).

Açılı tutucuların 5760.siklustaki retansiyon ortalaması, Düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p:0.001$; $p<0.05$).



Custom tutucularda;

Açılı ve Düz tutucular arasında 0.siklus, 360.siklus, 720.siklus ve 5760.siklustaki retansiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Açılı tutucuların 120.siklustaki retansiyon ortalaması, Düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.013$; $p<0.05$).

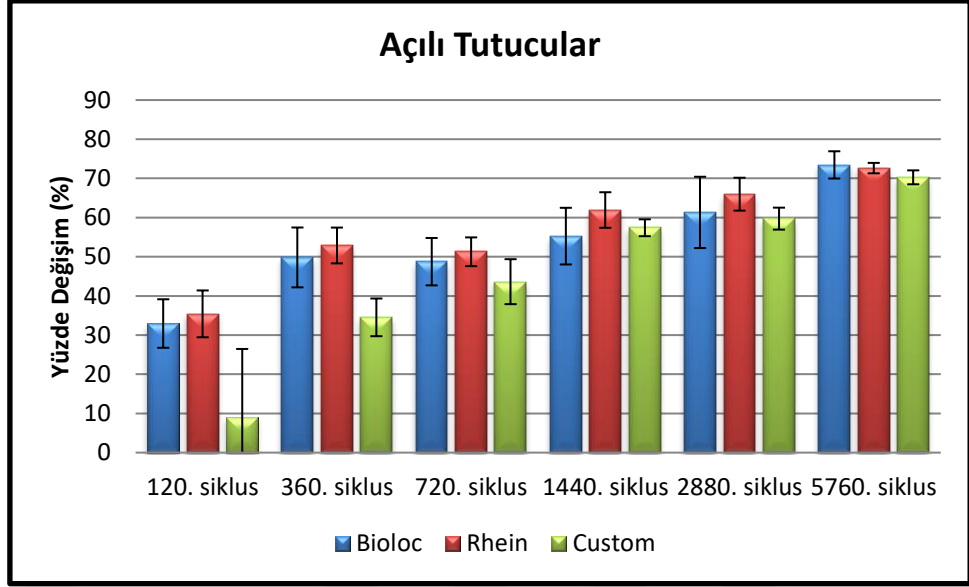
Açılı tutucuların 1440.siklustaki retansiyon ortalaması, Düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.014$; $p<0.05$).

Açılı tutucuların 2880.siklustaki retansiyon ortalaması, Düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.05$).

Tablo 6.5. Açılı tutucu gruplarında tutucuların başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki yüzdelik değişimin değerlendirilmesi

Açılı Tutucularda	Bioloc	Rhein	Custom	
Yüzde değişim	Mean	Mean	Mean	p
120. siklus	32,95±6,19 (33,1)	35,42±5,98 (33,4)	9,09±17,37 (9,9)	0,001*
360. siklus	49,83±7,64 (49,8)	52,88±4,57 (53)	34,53±4,81 (36,1)	0,001*
720. siklus	48,74±6,05 (50,1)	51,27±3,67 (50,4)	43,64±5,74 (45,4)	0,017*
1440. siklus	55,26±7,23 (51,6)	61,93±4,54 (60,6)	57,4±2,16 (56,5)	0,076
2880. siklus	61,32±9,1 (59,2)	65,97±4,2 (65,3)	59,73±2,8 (60,6)	0,052
5760. siklus	73,45±3,48 (73)	72,63±1,33 (72,9)	70,27±1,78 (70)	0,027*

*Kruskal Wallis test** $p<0.05$



Açılı tutucular arasında başlangıca göre 120.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Dunn's test sonucunda; Custom tutucusunun başlangıca göre 120.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları, Bioloc ($p:0.016$) ve Rhein ($p:0.002$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Bioloc ve Rhein tutucuları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Açılı tutucular arasında başlangıca göre 360.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Dunn's test sonucunda; Custom tutucusunun başlangıca göre 360.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları, Bioloc ($p:0.008$) ve Rhein ($p:0.001$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Bioloc ve Rhein tutucuları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Açılı tutucular arasında başlangıca göre 720.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Dunn's test sonucunda; Custom tutucusunun başlangıca göre 720.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları, Rhein ($p:0.016$) tutucusundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Bioloc ve Rhein tutucuları

arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Bioloc ve Custom tutucuları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Açılı tutucular arasında başlangıca göre 1440.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.076$; $p>0.05$).

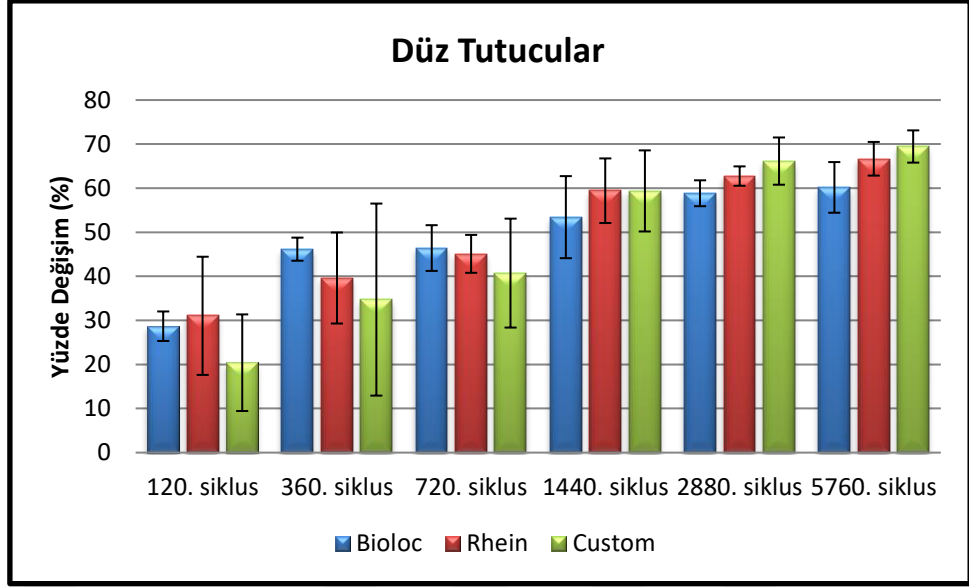
Açılı tutucular arasında başlangıca göre 2880.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.052$; $p>0.05$).

Açılı tutucular arasında başlangıca göre 5760.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.027$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Dunn's test sonucunda; Custom tutucusunun başlangıca göre 5760.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları, Bioloc ($p:0.020$) ve Rhein ($p:0.020$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Bioloc ve Rhein tutucuları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 6.6. Düz tutucu gruplarında tutucuların başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki yüzdelik değişimin değerlendirilmesi

Düz Tutucularda	Bioloc	Rhein	Custom	
Yüzde değişim	Mean	Mean	Mean	p
120. siklus	28,68±3,35 (28,5)	31,04±13,41 (29,8)	20,4±10,96 (21,5)	0,251
360. siklus	46,16±2,62 (46,2)	39,62±10,33 (41,6)	34,72±21,79 (37)	0,242
720. siklus	46,42±5,19 (44,8)	45,1±4,3 (45,3)	40,73±12,36 (41,5)	0,817
1440. siklus	53,43±9,31 (50)	59,43±7,33 (59,9)	59,38±9,2 (59)	0,471
2880. siklus	58,85±2,94 (59,6)	62,75±2,2 (63)	66,15±5,36 (65,6)	0,007*
5760. siklus	60,18±5,75 (61,6)	66,68±3,82 (66,9)	69,46±3,66 (68)	0,002*

*Kruskal Wallis test** $p<0.05$



Düz tutucular arasında başlangıca göre 120.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.251$; $p>0.05$).

Düz tutucular arasında başlangıca göre 360.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.242$; $p>0.05$).

Düz tutucular arasında başlangıca göre 720.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.817$; $p>0.05$).

Düz tutucular arasında başlangıca göre 1440.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.471$; $p>0.05$).

Düz tutucular arasında başlangıca göre 2880.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.007$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Dunn's test sonucunda; Custom tutucusunun başlangıca göre 2880.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları, Bioloc ($p:0.005$) tutucusundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Bioloc ve Rhein tutucuları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Rhein ve

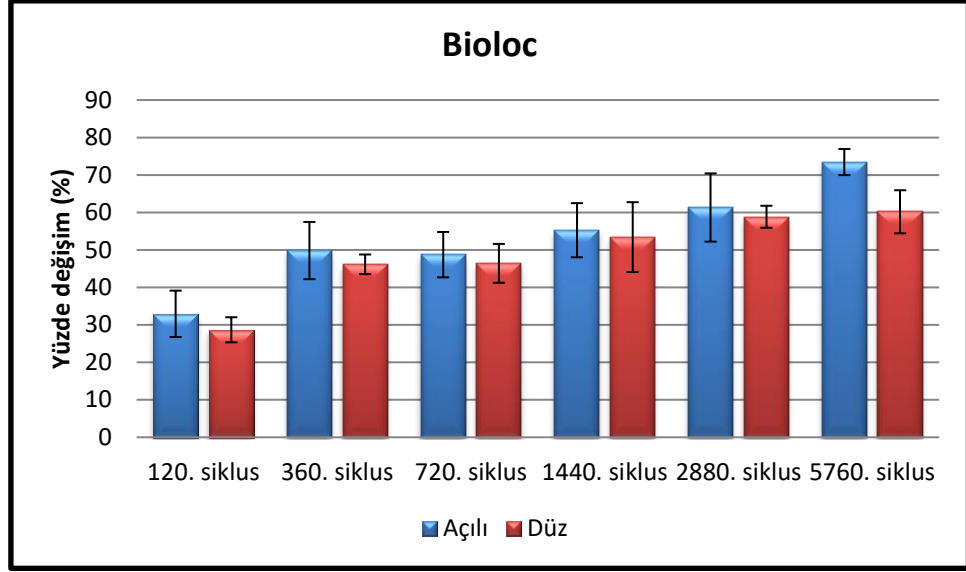
Custom tutucuları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Düz tutucular arasında başlangıca göre 5760.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.002$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Dunn's test sonucunda; Custom tutucusunun başlangıca göre 5760.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları, Bioloc ($p:0.002$) tutucusundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Bioloc ve Rhein tutucuları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Rhein ve Custom tutucuları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 6.7. Tutucu gruplarında ayrı ayrı açılı ve düz tutucuların başlangıç siklusuna göre retansiyon değerlerinin ortalamalarındaki yüzdelik değişimlerinin değerlendirilmesi

Tutucu	Siklus	Açılı	Düz	p
		Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	
Bioloc	120. siklus	32,95±6,19 (33,1)	28,68±3,35 (28,5)	0,115
	360. siklus	49,83±7,64 (49,8)	46,16±2,62 (46,2)	0,401
	720. siklus	48,74±6,05 (50,1)	46,42±5,19 (44,8)	0,294
	1440. siklus	55,26±7,23 (51,6)	53,43±9,31 (50)	0,345
	2880. siklus	61,32±9,1 (59,2)	58,85±2,94 (59,6)	0,753
	5760. siklus	73,45±3,48 (73)	60,18±5,75 (61,6)	0,001*
Rhein	120. siklus	35,42±5,98 (33,4)	31,04±13,41 (29,8)	0,345
	360. siklus	52,88±4,57 (53)	39,62±10,33 (41,6)	0,012*
	720. siklus	51,27±3,67 (50,4)	45,1±4,3 (45,3)	0,005*
	1440. siklus	61,93±4,54 (60,6)	59,43±7,33 (59,9)	0,600
	2880. siklus	65,97±4,2 (65,3)	62,75±2,2 (63)	0,141
	5760. siklus	72,63±1,33 (72,9)	66,68±3,82 (66,9)	0,002*
Custom	120. siklus	9,09±17,37 (9,9)	20,4±10,96 (21,5)	0,115
	360. siklus	34,53±4,81 (36,1)	34,72±21,79 (37)	0,674
	720. siklus	43,64±5,74 (45,4)	40,73±12,36 (41,5)	1,000
	1440. siklus	57,4±2,16 (56,5)	59,38±9,2 (59)	0,093
	2880. siklus	59,73±2,8 (60,6)	66,15±5,36 (65,6)	0,009*
	5760. siklus	70,27±1,78 (70)	69,46±3,66 (68)	0,345

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



Bioloc tutucularda;

Düz ve açılı tutucular arasında başlangıca göre 120.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.115$; $p>0.05$).

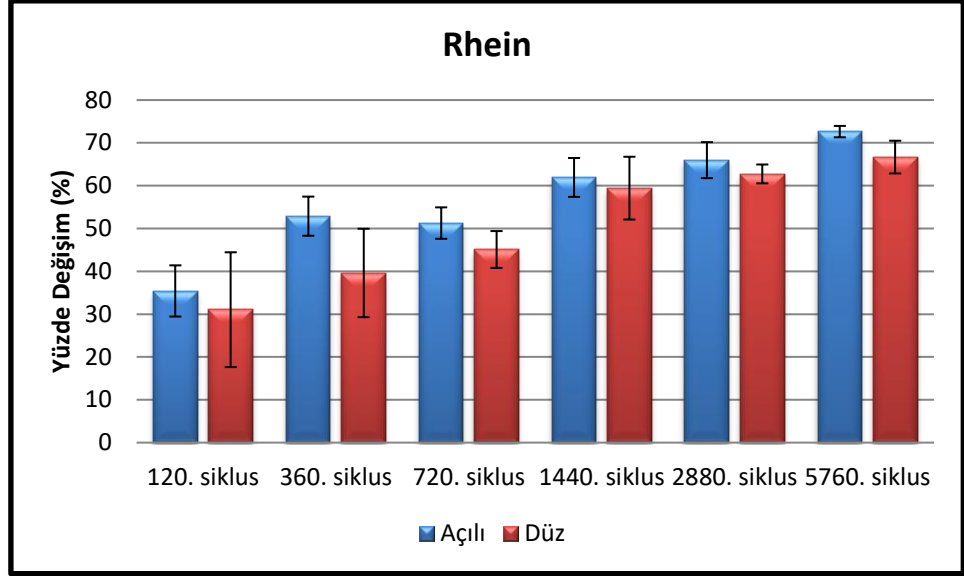
Düz ve açılı tutucular arasında başlangıca göre 360.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.401$; $p>0.05$).

Düz ve açılı tutucular arasında başlangıca göre 720.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.294$; $p>0.05$).

Düz ve açılı tutucular arasında başlangıca göre 1440.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.345$; $p>0.05$).

Düz ve açılı tutucular arasında başlangıca göre 2880.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.753$; $p>0.05$).

Açılı tutucularda başlangıca göre 5760.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları, düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.001$; $p<0.05$).



Rhein tutucularında;

Düz ve açılı tutucular arasında başlangıca göre 120.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.345$; $p>0.05$).

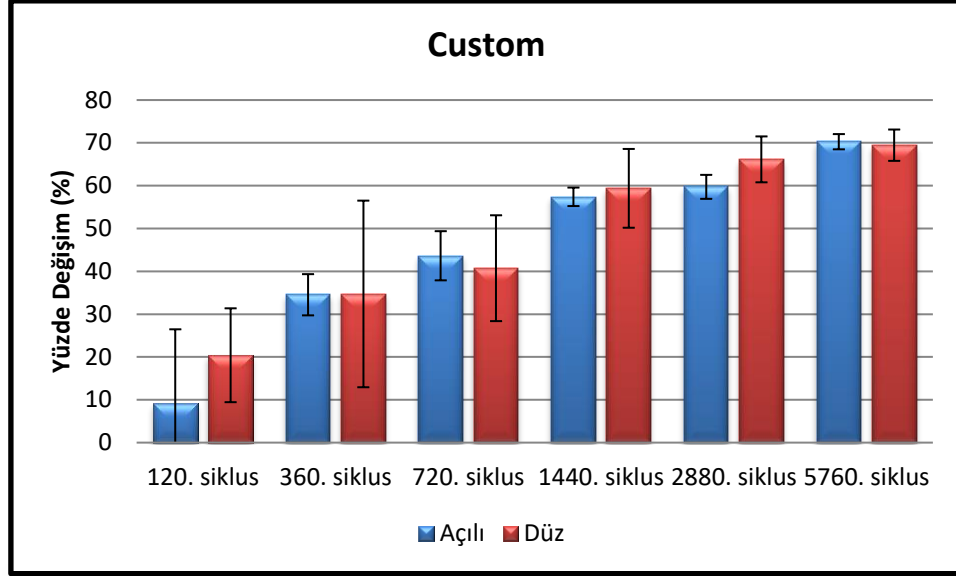
Açılı tutucularında başlangıca göre 360.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları, düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.012$; $p<0.05$).

Açılı tutucularında başlangıca göre 720.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları, düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.005$; $p<0.05$).

Düz ve açılı tutucular arasında başlangıca göre 1440.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.600$; $p>0.05$).

Düz ve açılı tutucular arasında başlangıca göre 2880.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.141$; $p>0.05$).

Açılı tutucularında başlangıca göre 5760.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları, düz tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.002$; $p<0.05$).



Custom tutucularda;

Düz ve açılı tutucular arasında başlangıca göre 120.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.115$; $p>0.05$).

Düz ve açılı tutucular arasında başlangıca göre 360.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.674$; $p>0.05$).

Düz ve açılı tutucular arasında başlangıca göre 720.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:1.000$; $p>0.05$).

Düz ve açılı tutucular arasında başlangıca göre 1440.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.093$; $p>0.05$).

Düz tutucularda başlangıca göre 2880.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları, açılı tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.009$; $p<0.05$).

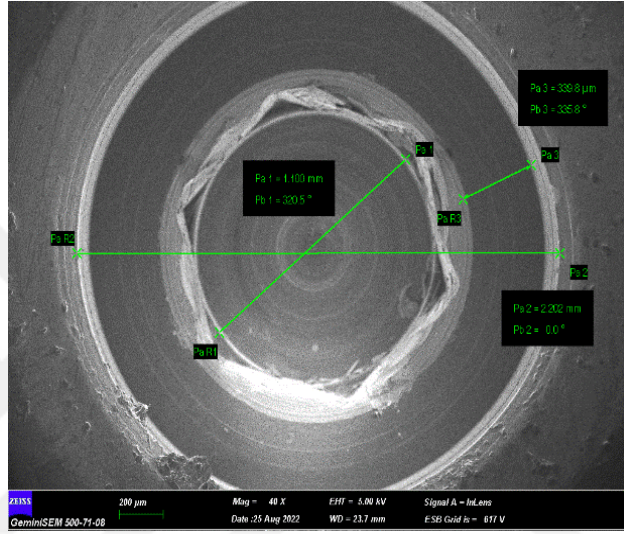
Düz ve açılı tutucular arasında başlangıca göre 5760.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.345$; $p>0.05$).

6.2. SEM Bulguları

Çalışmamızda takip-çıkarma siklusları öncesinde ve sonrasında 27x500x büyütme arasında SEM ile düz ve açılı grupların patirix ve matrix tutucu yüzeylerinin fotoğrafları çekildi ve yüzeylerdeki aşınmalar değerlendirildi.

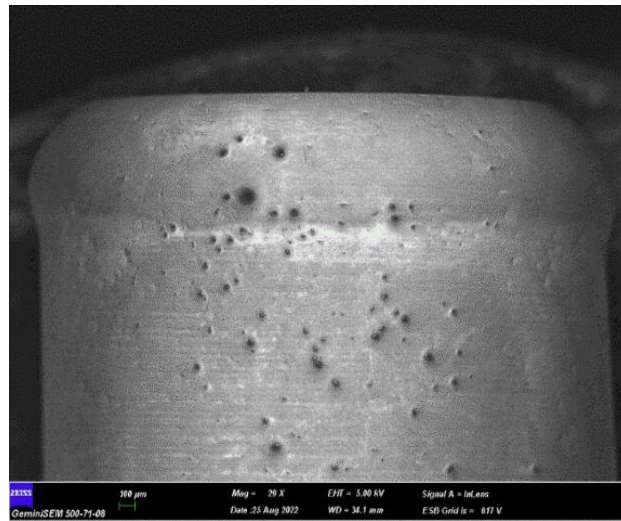
6.2.1. Bioloc tutucu dayanağın deney öncesinde ve sonrasında sem bulguları

6.2.1.1. Bioloc tutucu dayanağın deney öncesinde sem bulguları



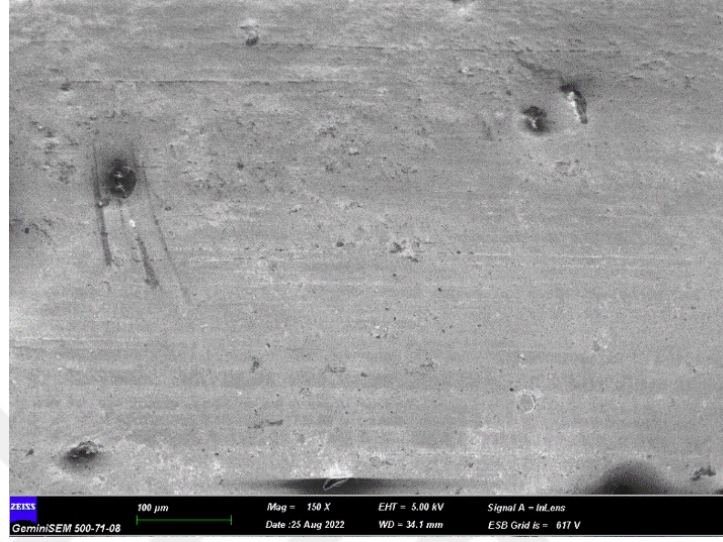
Resim 6.1. Bioloc tutucu abutmentin iç ve dış çap ölçümleri

Bioloc tutucu abutmentin iç çapı 1,1 mm'dir. Bioloc tutucu abutmentin dış çapı 2,2 mm'dir.

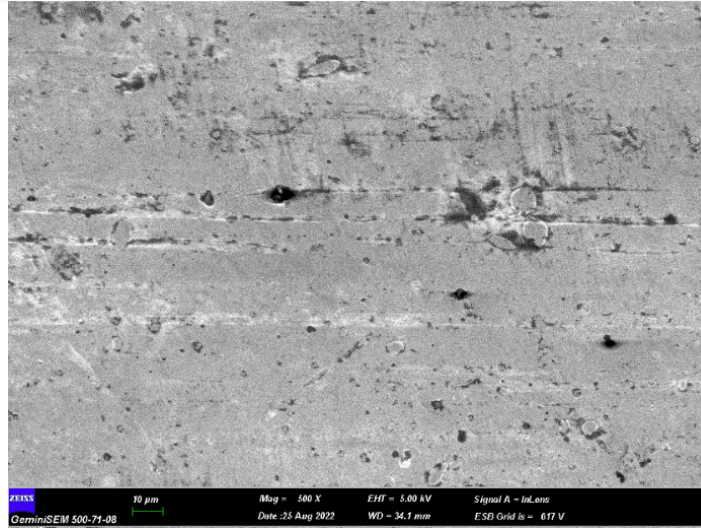


Resim 6.2. Bioloc tutucu abutmentin lateral yönden görüntüsü

Bioloc tutucu abutmentin tepe genişliği 2,73 mm'dir. Bioloc tutucu abutmentin en geniş ekvatorial hatlar arasındaki mesafe genişliği 3,41 mm'dir.

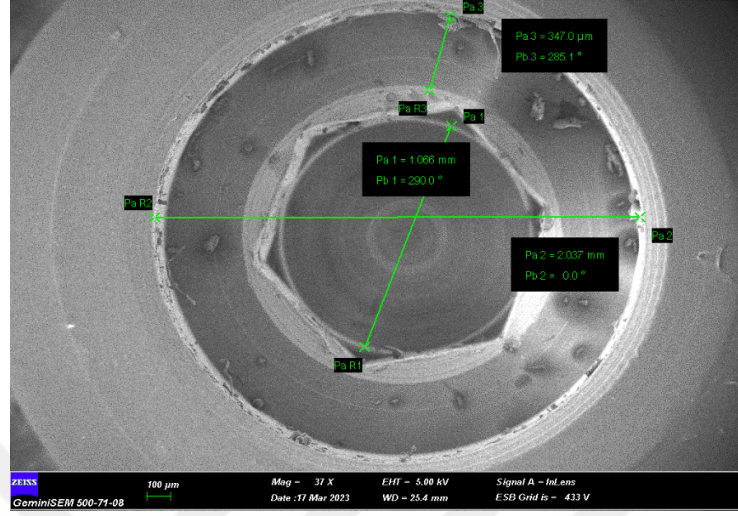


Resim 6.3. Bioloc tutucu abutment yüzey görüntüsü



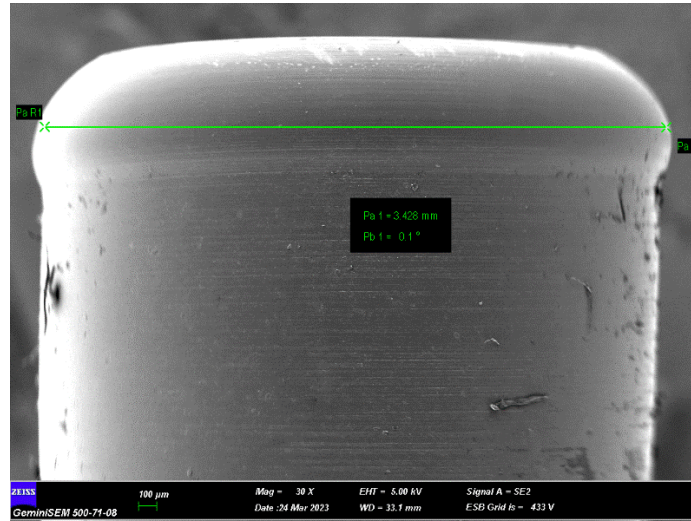
Resim 6.4. Bioloc tutucu abutment yüzey görüntüsü

6.2.1.2. Bioloc tutucu düz dayanağın deney sonrasında sem bulguları



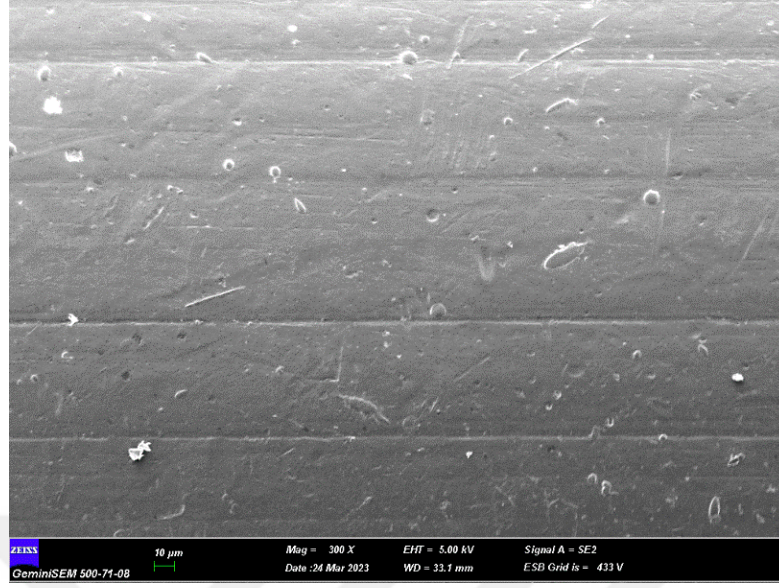
Resim 6.5. Bioloc tutucu abutmentin iç ve dış çap ölçümleri

Bioloc tutucu abutmentin anahtar yuvasının iç çapı 1,066 mm'dir. Bioloc tutucu abutmentin iç çapı 2,037 mm'dir.

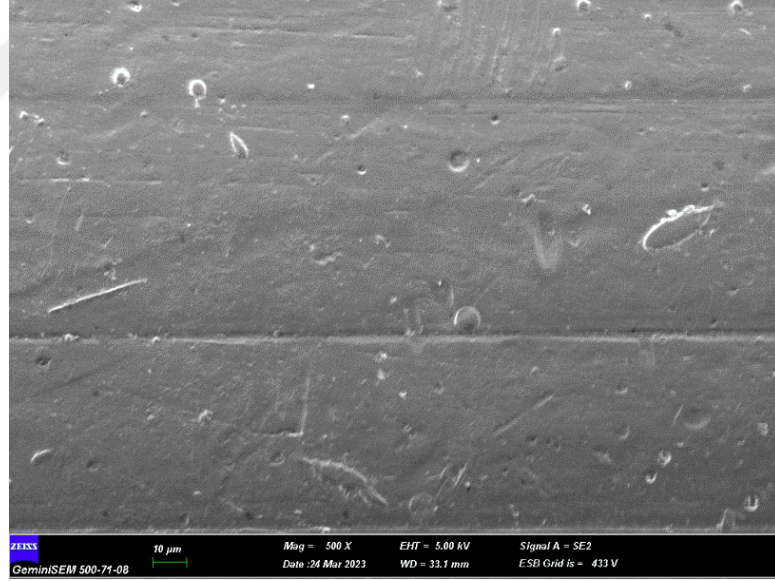


Resim 6.6. Bioloc tutucu abutmentin lateral yönden görüntüsü

Bioloc tutucu abutmentin tepe genişliği 2,75 mm'dir. Bioloc tutucu abutmentin en geniş ekvatorial hatlar arasındaki mesafe genişliği 3,428 mm'dir.

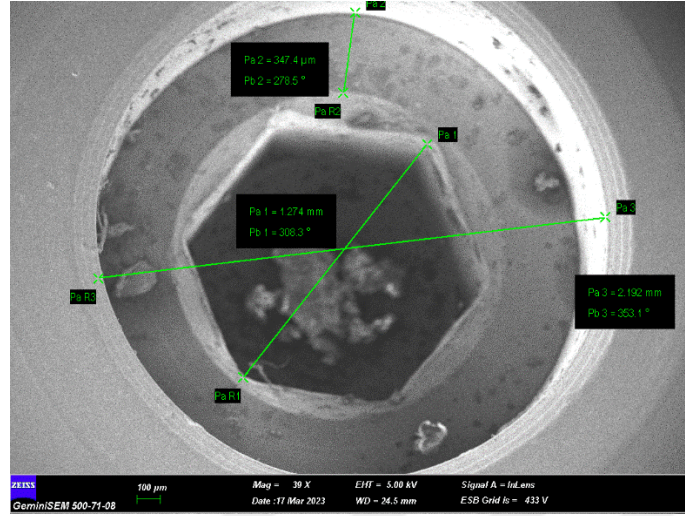


Resim 6.7. Bioloc tutucu abutment yüzey görüntüsü



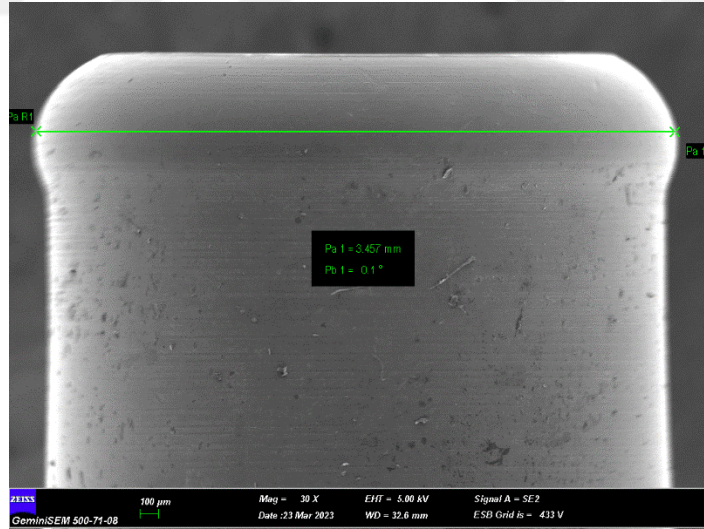
Resim 6.8. Bioloc tutucu abutment yüzey görüntüsü

6.2.1.3. Bioloc tutucu açılı dayanağın deney sonrasında sem bulguları



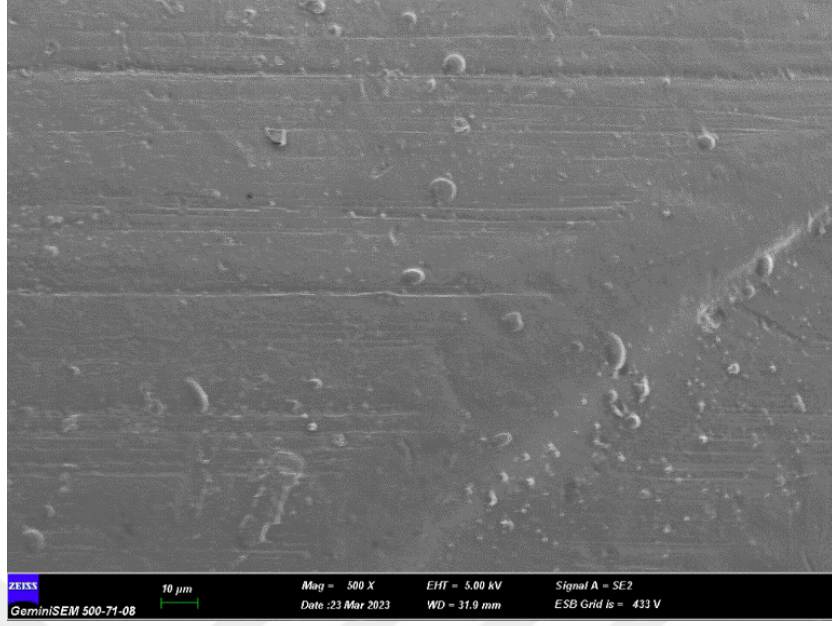
Resim 6.9. Bioloc tutucu abutmentin iç ve dış çap ölçümleri

Bioloc tutucu abutmentin iç çapı 1,274 mm'dir. Bioloc tutucu abutmentin dış çapı 2,192 mm'dir.

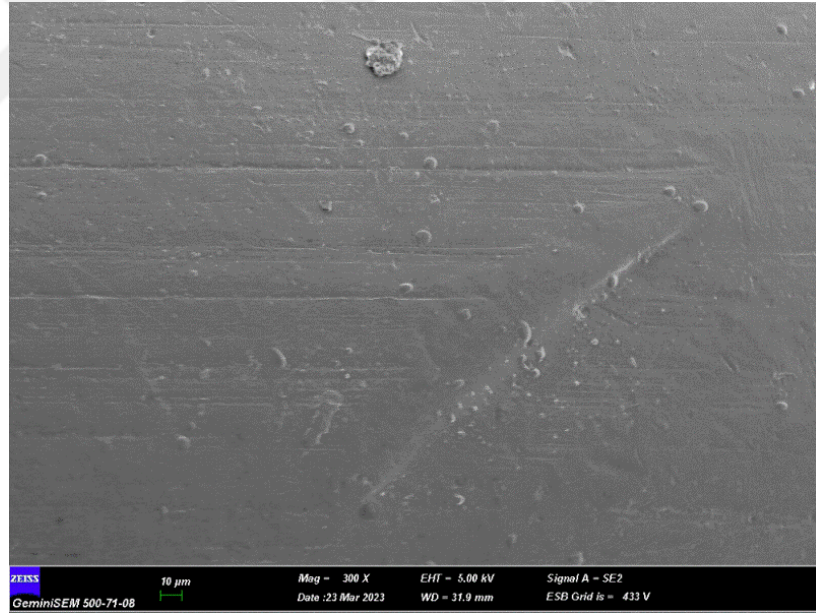


Resim 6.10. Bioloc tutucu abutmentin lateral yönden görüntüsü

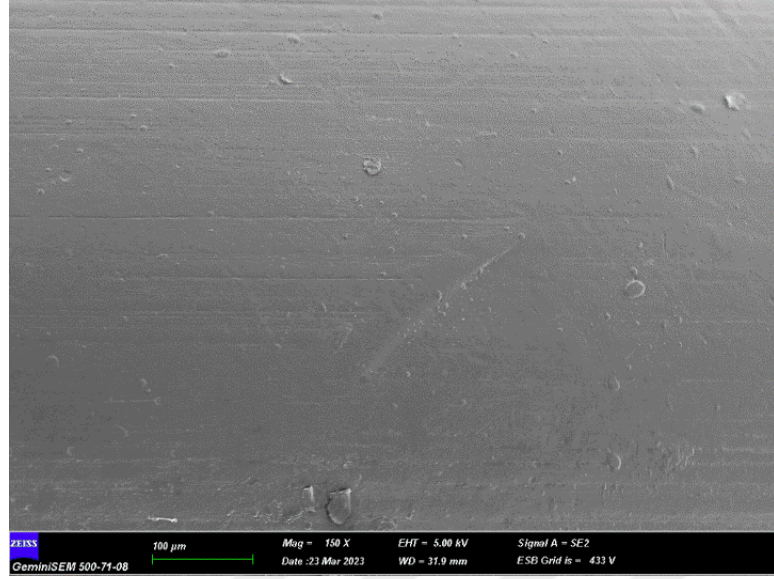
Bioloc tutucu abutmentin tepe genişliği 2,75 mm'dir. Bioloc tutucu abutmentin en geniş ekvatorial hatlar arasındaki mesafe genişliği 3,457 mm'dir(Şekil 6.2.10.).



Resim 6.11. Bioloc tutucu abutment yüzey görüntüsü



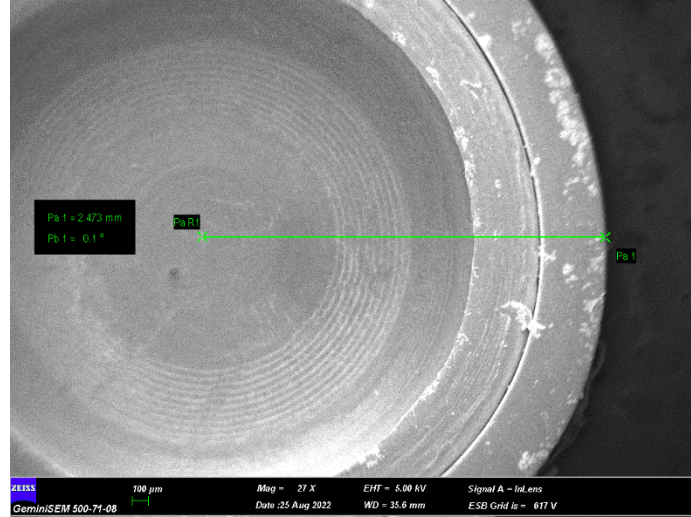
Resim 6.12. Bioloc tutucu abutment yüzey görüntüsü



Resim 6.13. Bioloc tutucu abutment yüzey görüntüsü

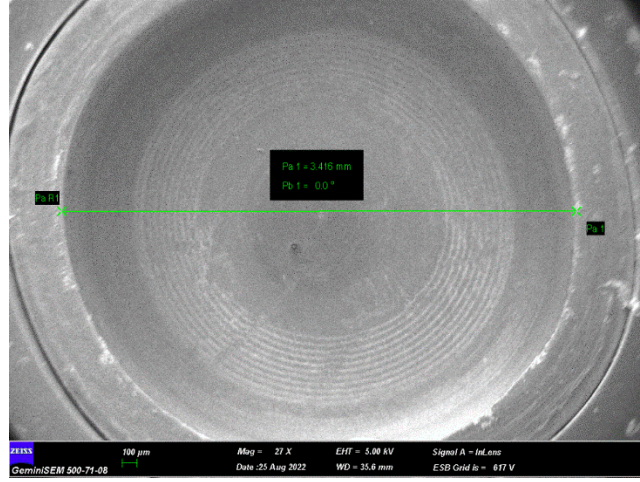
6.2.2. Bioloc tutucu peek parçasının sem bulguları

6.2.2.1. Bioloc tutucu peek parçasının deney öncesi sem bulguları



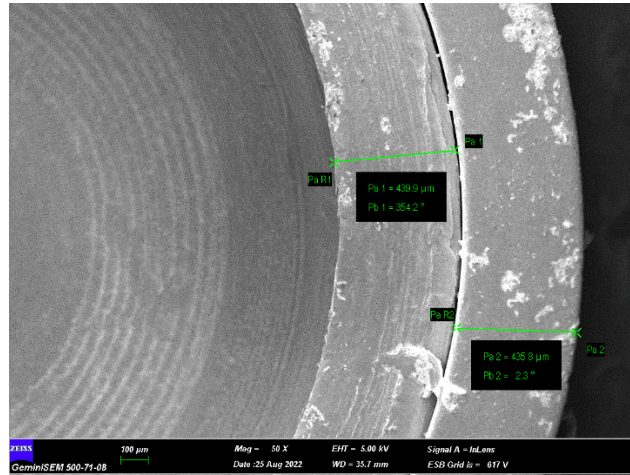
Resim 6.14. Bioloc peek tutucu

Bioloc peek tutucunun iç yarı çap ölçümü 1,74 mm ve dış yarı çapı 2,16 mm.'dir(Şekil 6.2.14.).



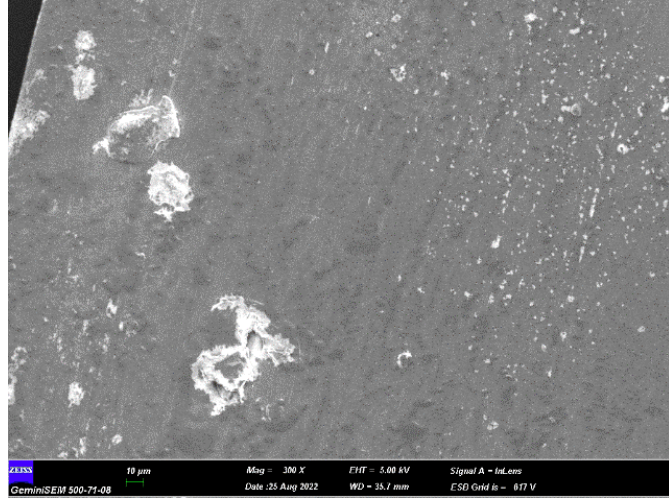
Resim 6.15. Bioloc peek tutucu

Bioloc peek tutucunun iç çap ölçümü 3,48 mm ve dış yarı çapı 4,32 mm.'dir(Şekil 6.2.15.).

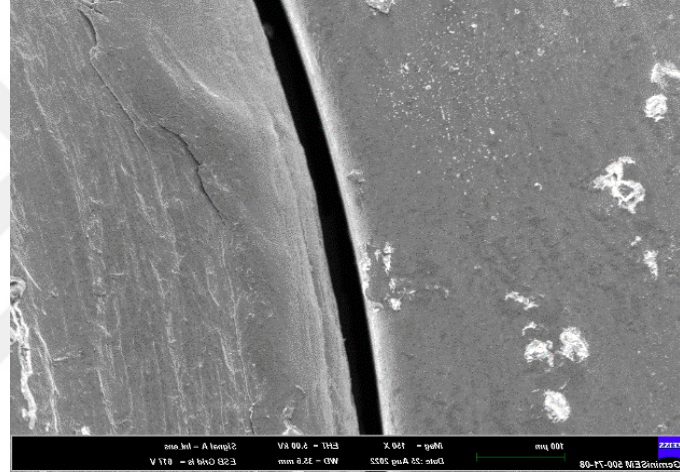


Resim 6.16. Bioloc peek tutucu dış kenar

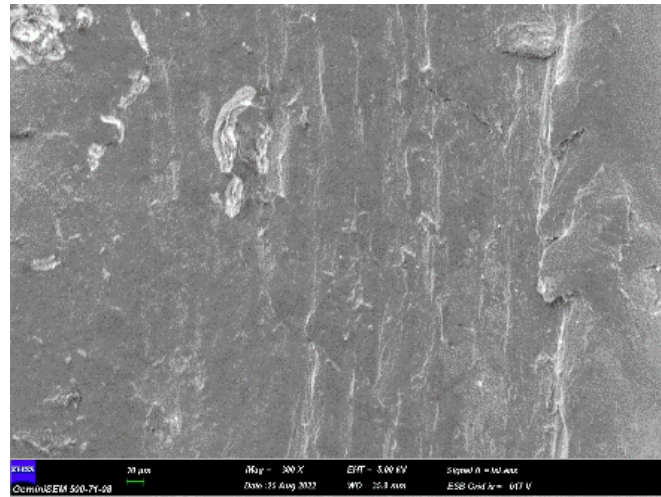
Bioloc matrix içindeki peek tutucunun dış kenar kalınlığı 0,38 mm'dir. Metal yuvanın dış kenar kalınlığı ise 0,43 mm'dir.



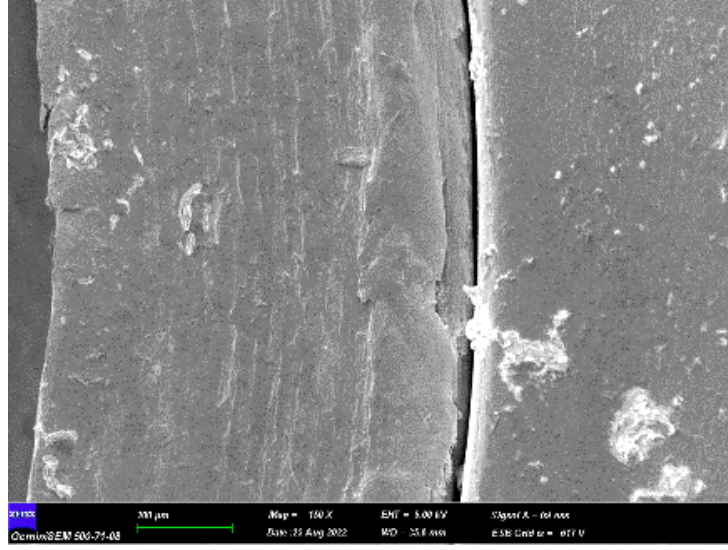
Resim 6.17. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi



Resim 6.18. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi

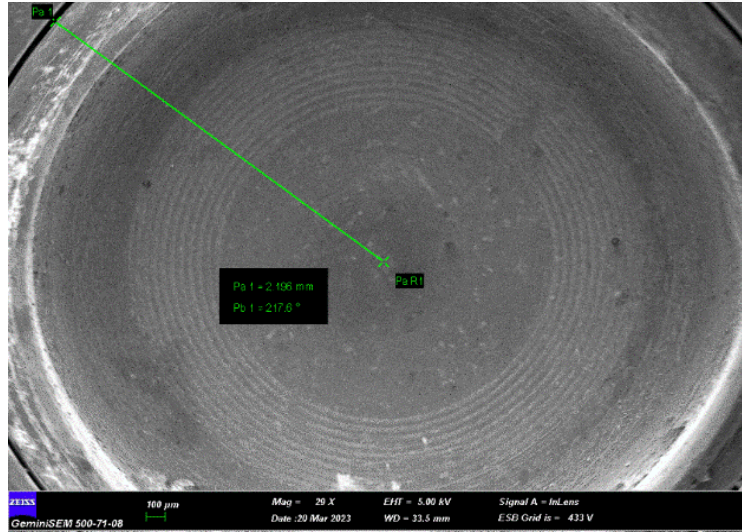


Resim 6.19. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi



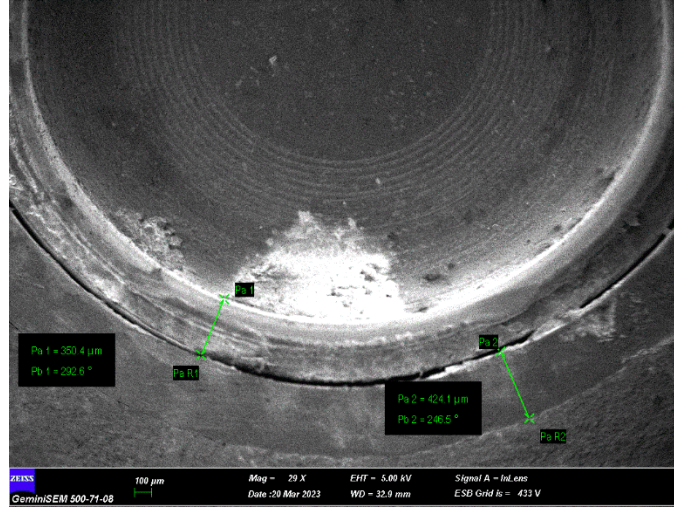
Resim 6.20. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi

6.2.2.2. Bioloc tutucu düz peek parçasının deney sonrası sem bulguları



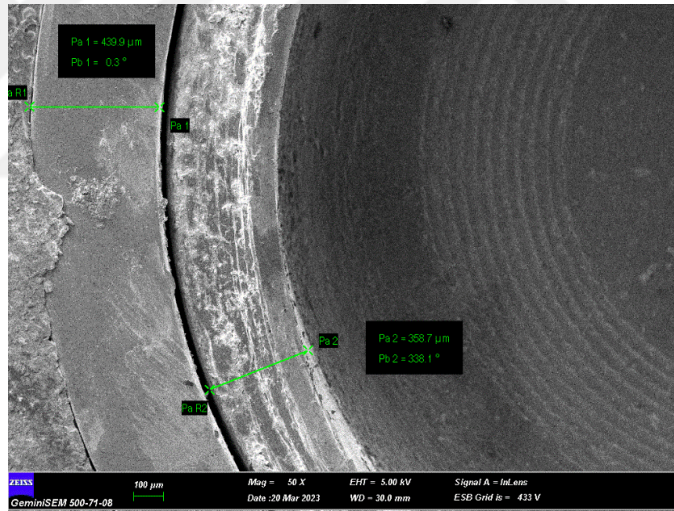
Resim 6.21. Bioloc peek tutucu

Bioloc peek tutucunun iç yarı çap ölçümü 1,81 mm ve dış yarı çapı 2,196 mm.'dir(Şekil 6.2.21.).

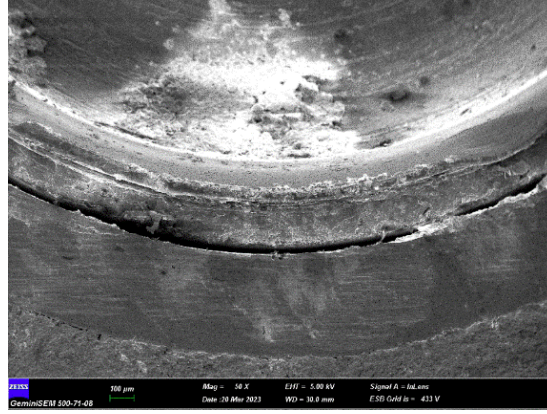


Resim 6.22. Bioloc peek tutucu dış kenar

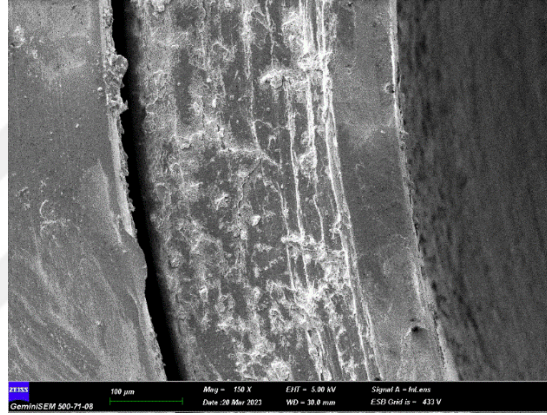
Bioloc matrix içindeki peek tutucunun dış kenar kalınlığı 0,35 mm'dir. Metal yuvanın dış kenar kalınlığı ise 0,424 mm'dir.



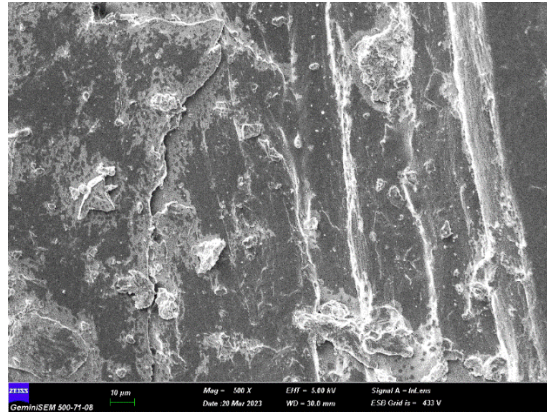
Resim 6.23. Bioloc peek tutucu dış kenar



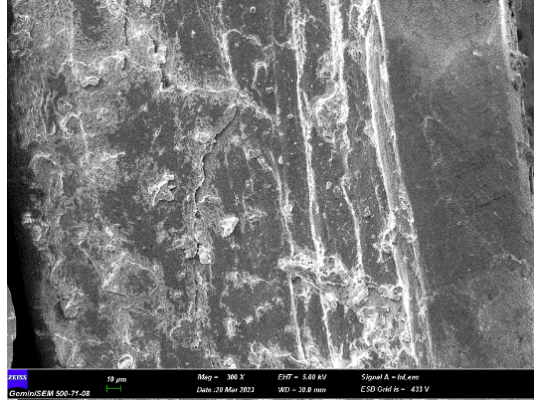
Resim 6.24. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi



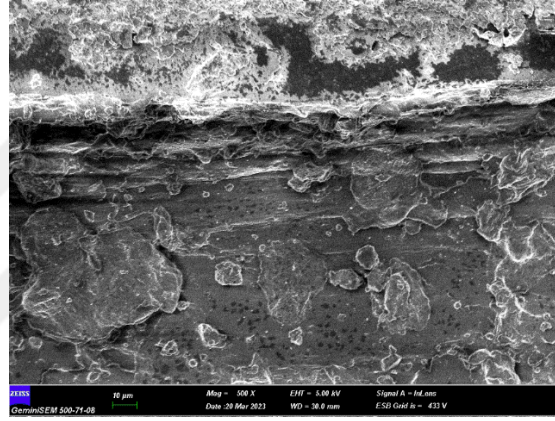
Resim 6.25. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi



Resim 6.26. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi

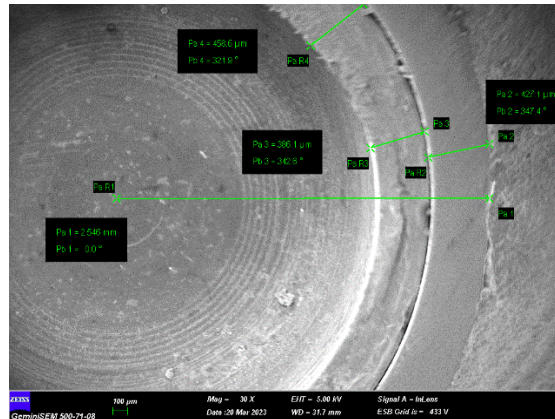


Resim 6.27. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi



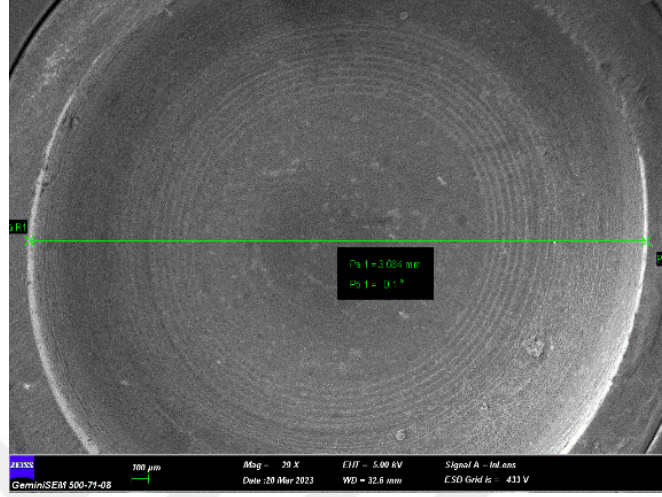
Resim 6.28. Bioloc peek tutucunun dış kenar yüzeyi

6.2.2.3. Bioloc tutucu açılı peek parçasının deney sonrası sem bulguları

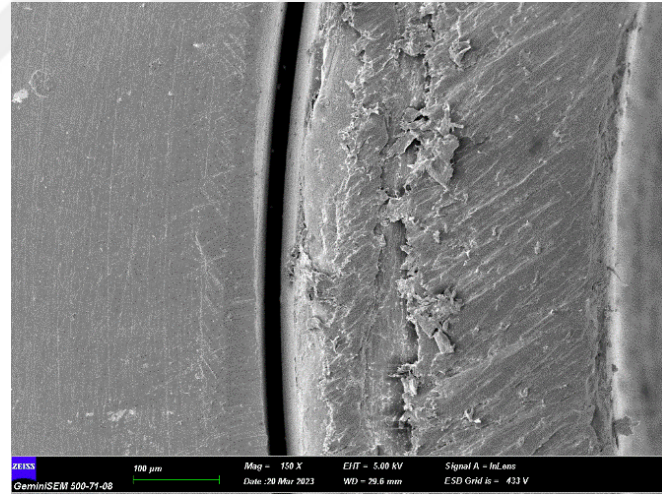


Resim 6.29. Bioloc peek tutucu

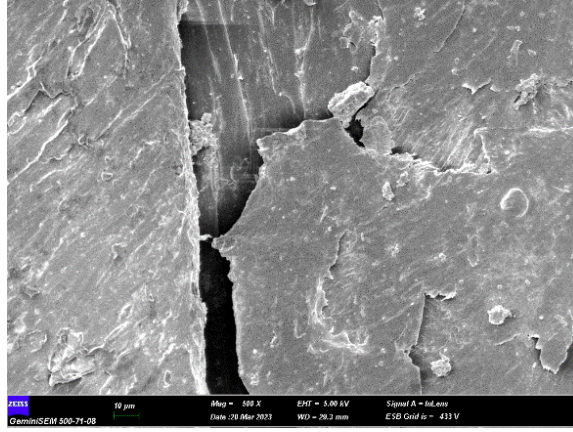
Bioloc peek tutucunun iç yarı çap ölçümü 1,74 mm ve dış yarı çapı 2,16 mm.'dir(Şekil 6.2.30.). Bioloc matrix içindeki peek tutucunun dış kenar kalınlığı 0,38 mm'dir. Metal yuvanın dış kenar kalınlığı ise 0,43 mm'dir.



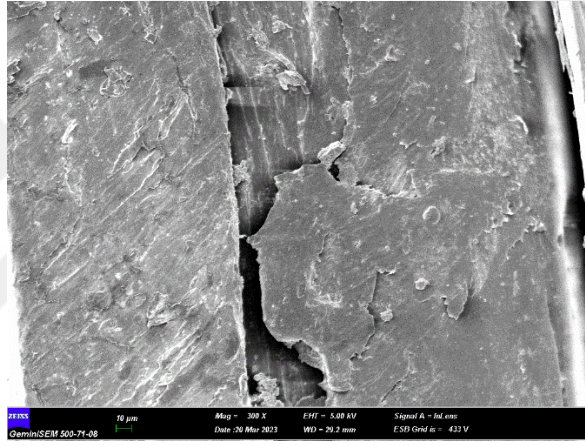
Resim 6.30. Bioloc matrix peel parçanın iç çap genişliği



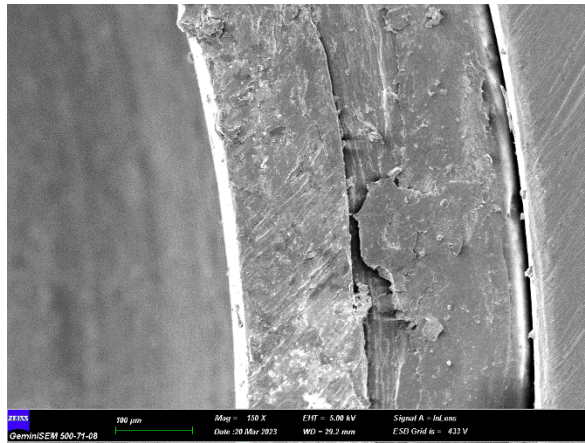
Resim 6.31. Bioloc peek tutucu dış kenar



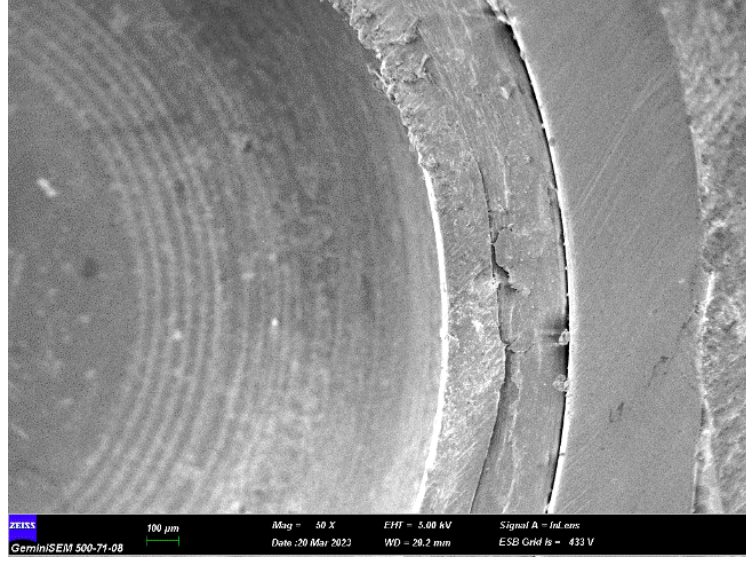
Resim 6.32. Bioloc peek tutucu dış kenar yüzeyi



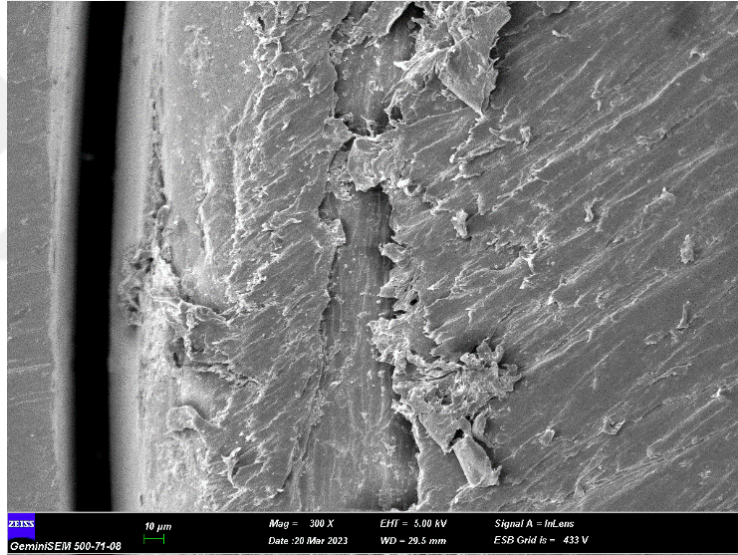
Resim 6.33. Bioloc peek tutucu dış kenar yüzeyi



Resim 6.34. Bioloc peek tutucu dış kenar yüzeyi



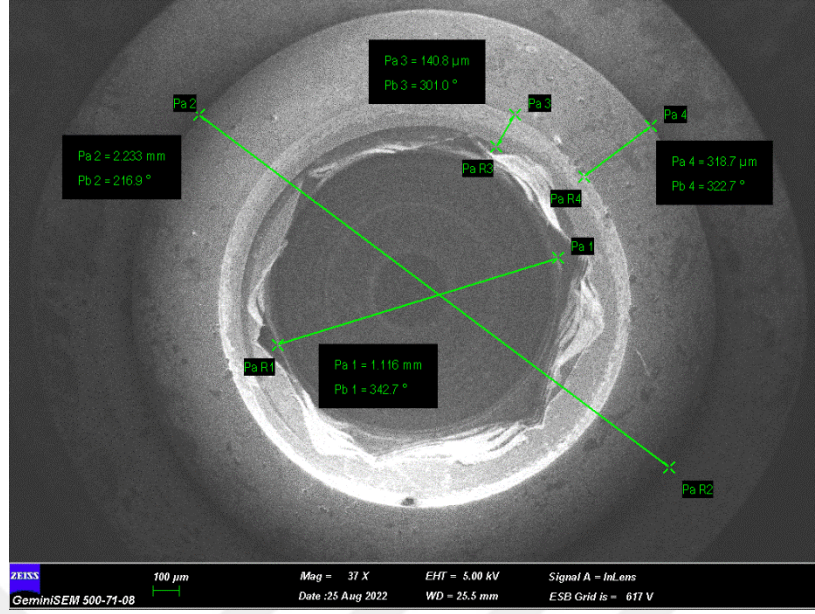
Resim 6.35. Bioloc peek tutucu dış kenar yüzeyi



Resim 6.36. Bioloc peek tutucu dış kenar yüzeyi

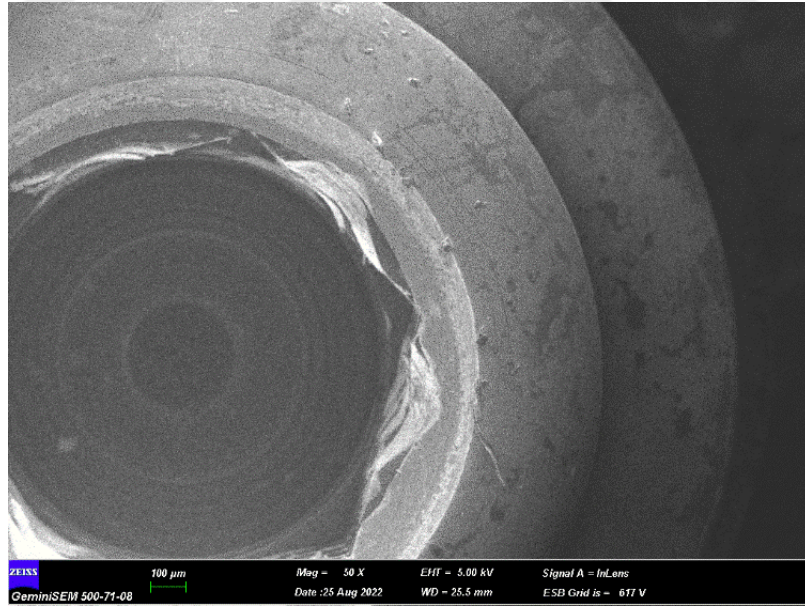
6.2.3. Rhein 83 equator tutucu dayanağın sem bulguları

6.2.3.1. Rhein 83 equator tutucu dayanağın deney öncesi sem bulguları

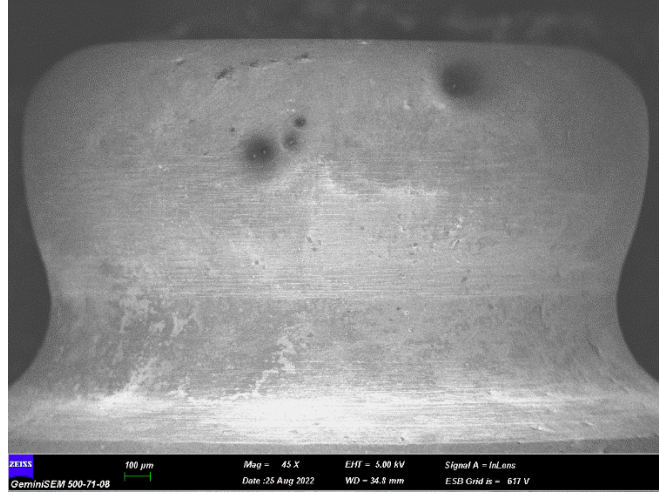


Resim 6.37. Equator tutucu dayanağın aksiyal görüntüsü

Equator tutucu dayanağın iç çap uzunluğu 1,5 mm ve dış çap uzunluğu 2,23 mm'dir(Şekil 6.3.1.).



Resim 6.38. Equator dayanağın dış kenar görüntüsü

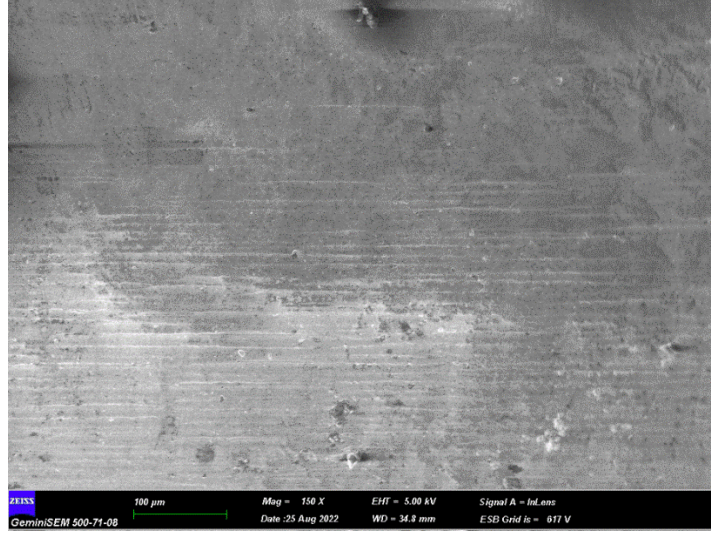


Resim 6.39. Equator dayanağı lateral görüntüsü

Equator dayanağı tepe genişliği 1,6 mm'dir. Equator dayanağı en geniş ekvatorial hatlar arasındaki mesafe genişliği 2,3 mm'dir(Şekil 6.3.3.).

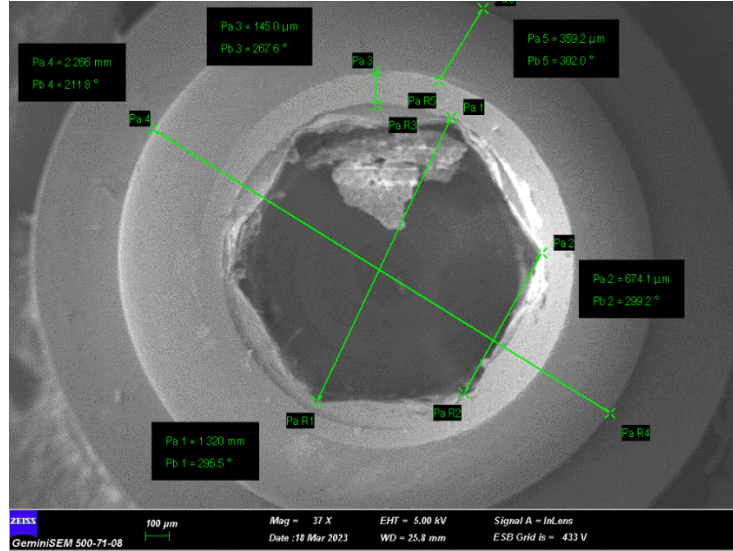


Resim 6.40. Equator dayanağı yüzey görüntüsü



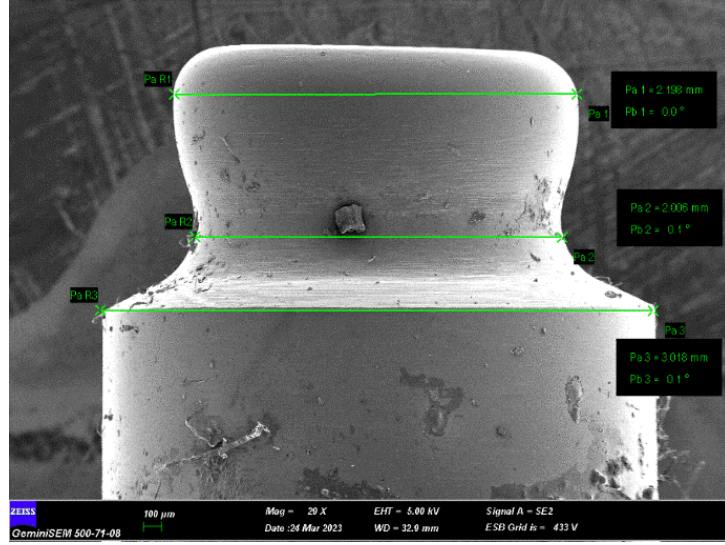
Resim 6.41. Equator dayanağın yüzey görüntüsü

6.2.3.2. Rhein 83 equator tutucu düz dayanağın deney sonrasında sem bulguları



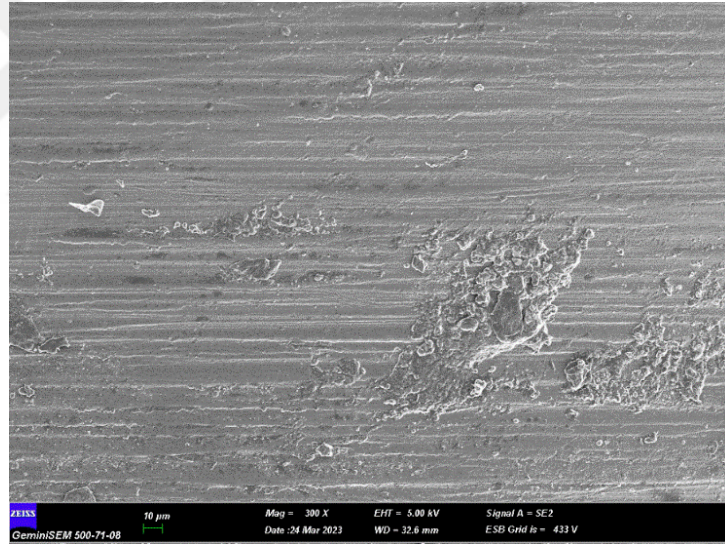
Resim 6.42. Equator dayanağın aksiyal yönden görüntüsü

Equator dayanağın iç çap uzunluğu 1,5 mm ve dış çap uzunluğu 2,2 mm'dir.

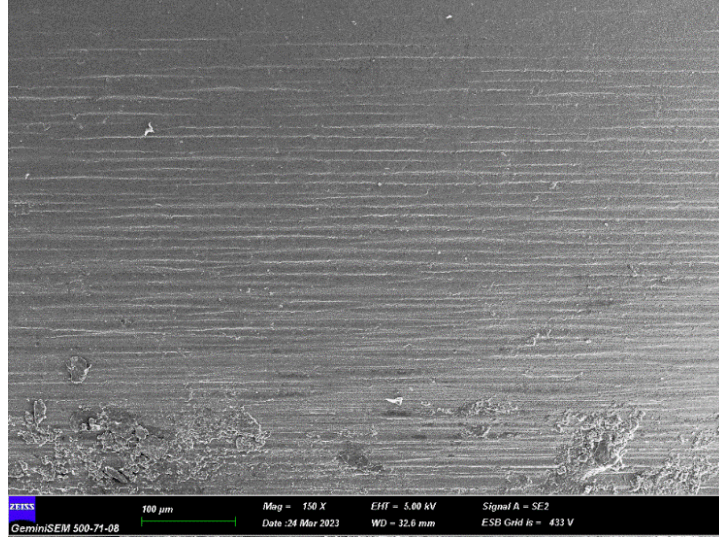


Resim 6.43. Equator dayanağın lateral yönden görüntüsü

Equator dayanağın ekvatorial genişliği 2,198 mm'dir.

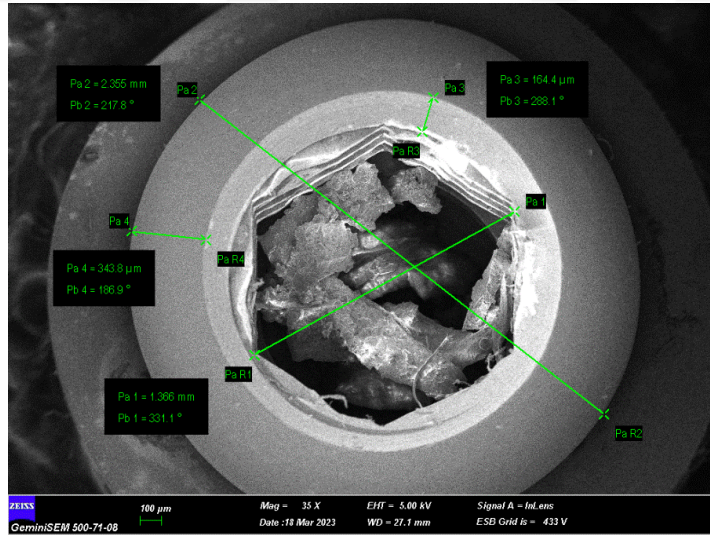


Resim 6.44. Equator dayanağın yüzey görüntüsü

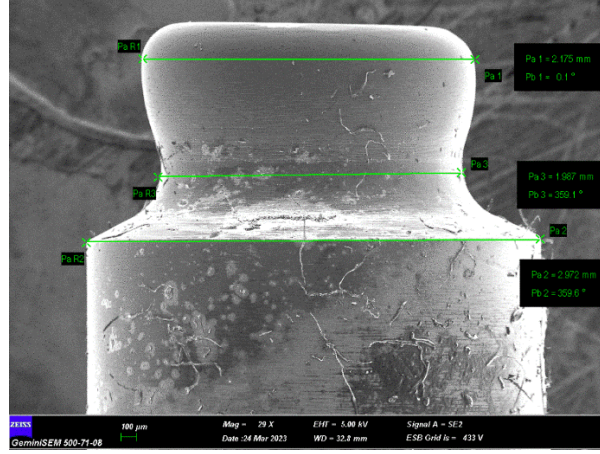


Resim 6.45. Equator dayanağın yüzey görüntüsü

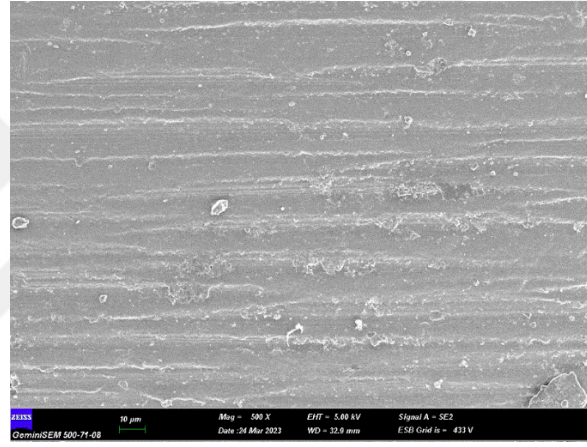
6.2.3.3. Rhein 83 equator tutucu açılı dayanağın deney sonrasında sem bulguları



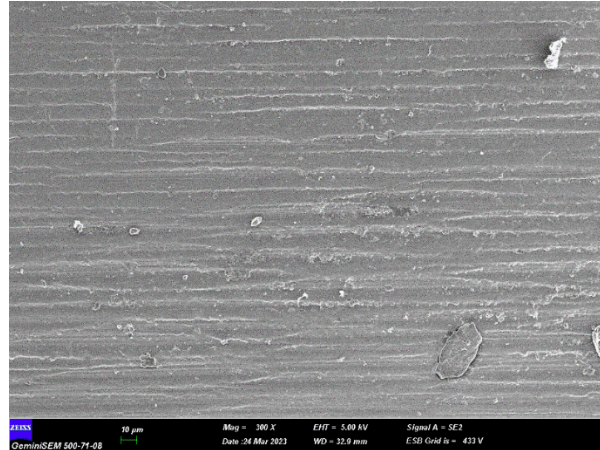
Resim 6.46. Equator dayanağın aksiyal yönden görüntüsü



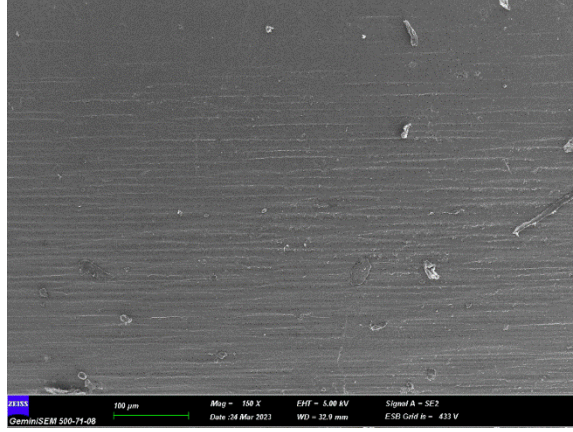
Resim 6.47. Equator dayanağın laretal yönden görüntüsü



Resim 6.48. Equator dayanağın yüzey görüntüsü



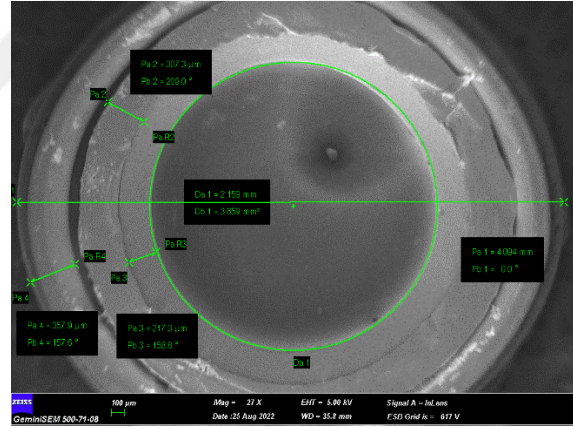
Resim 6.49. Equator dayanağın yüzey görüntüsü



Resim 6.50. Equator dayanağın yüzey görüntüsü

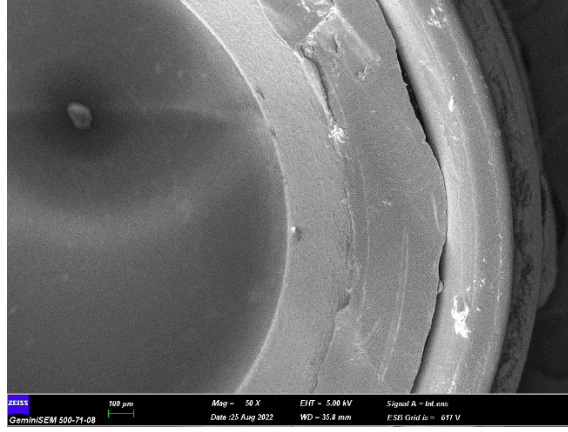
6.2.4. Rhein 83 equator tutucu dayanağın naylon parçasının sem bulguları

6.2.4.1. Rhein 83 equator tutucu dayanağın naylon parçasının deney öncesi sem bulguları

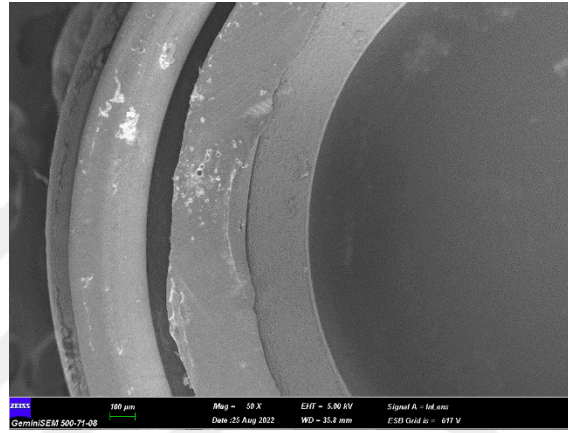


Resim 6.51. Equator naylon tutucunun aksiyal yönden görüntüsü

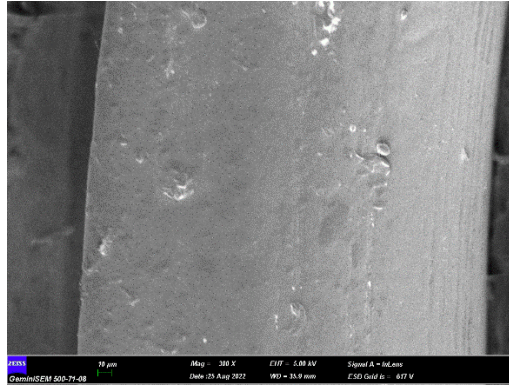
Equator naylon tutucunun iç çapı 2,236 mm ve dış çapı 3,2 mm'dir. Naylon tutucunun dış kenar kalınlığı 0,52 mm'dir(Şekil 6.3.15.).



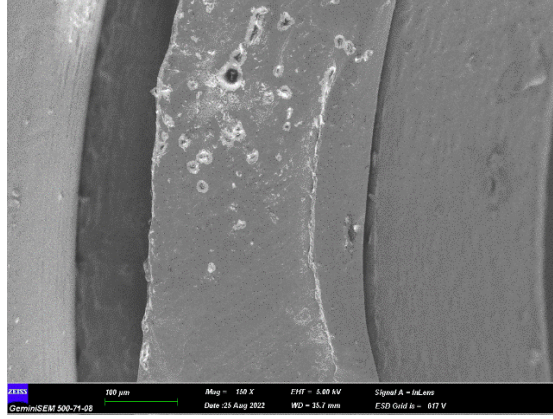
Resim 6.52. Equator tutucunun naylon ve metal yuva kenarının görüntüsü



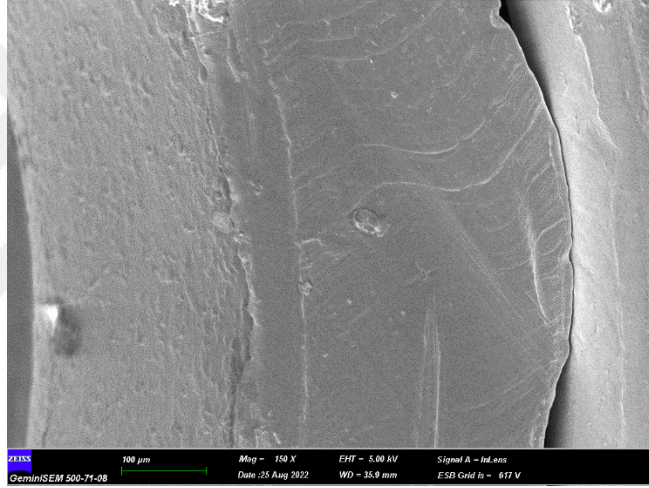
Resim 6.53. Equator tutucunun naylon ve metal yuva kenarının görüntüsü



Resim 6.54. Equator naylon tutucu kenarın yüzey görüntüsü

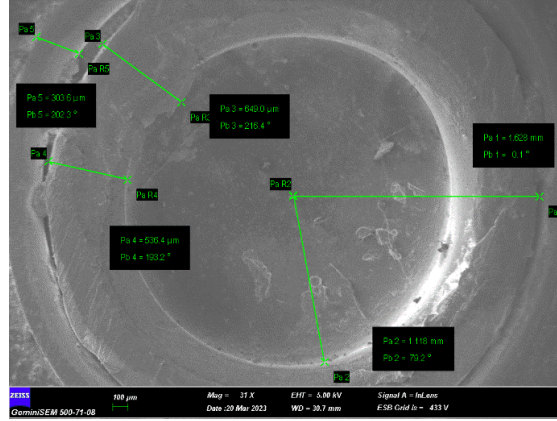


Resim 6.55. Equator naylon tutucu kenarın yüzey görüntüsü



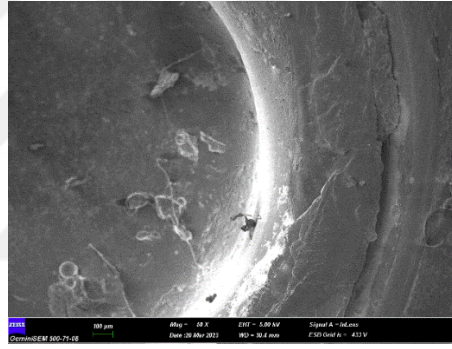
Resim 6.56. Equator naylon tutucu kenarın yüzey görüntüsü

6.2.4.2. Rhein 83 equator tutucu düz dayanağın naylon parçasının deney sonrası sem bulguları

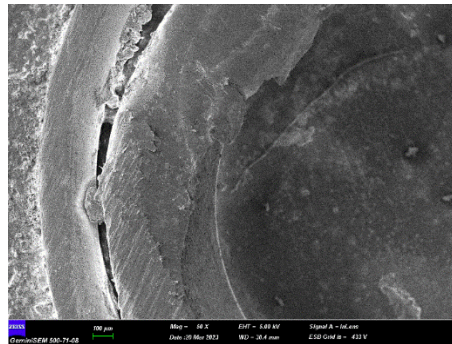


Resim 6.57. Equator tutucu naylon aksiyal görüntüsü

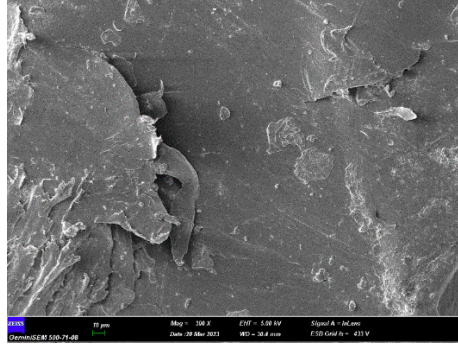
Equator naylon tutucunun iç çapı 2,232 mm ve dış çapı 3,2 mm'dir. Naylon tutucunun dış kenar kalınlığı 0,51 mm'dir(Şekil 6.3.21.).



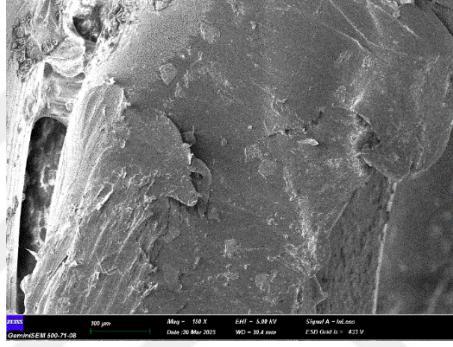
Resim 6.58. Equator tutucu naylonun dış kenarının aksiyal görüntüsü



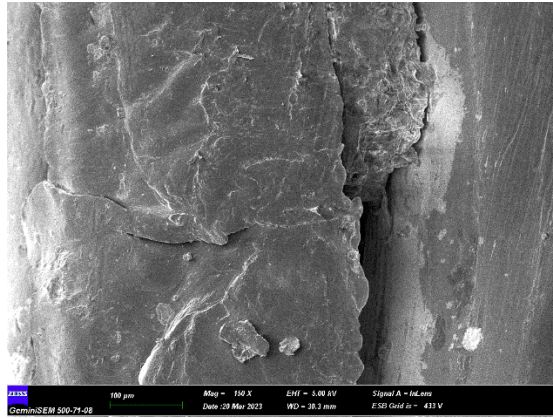
Resim 6.59. Equator tutucu naylonun dış kenarının aksiyal görüntüsü



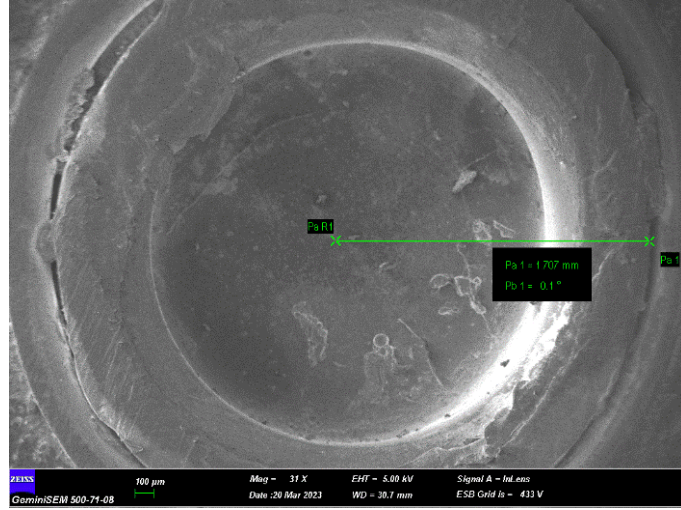
Resim 6.60. Equator tutucu naylonun yüzey görüntüsü



Resim 6.61. Equator tutucu naylonun yüzey görüntüsü

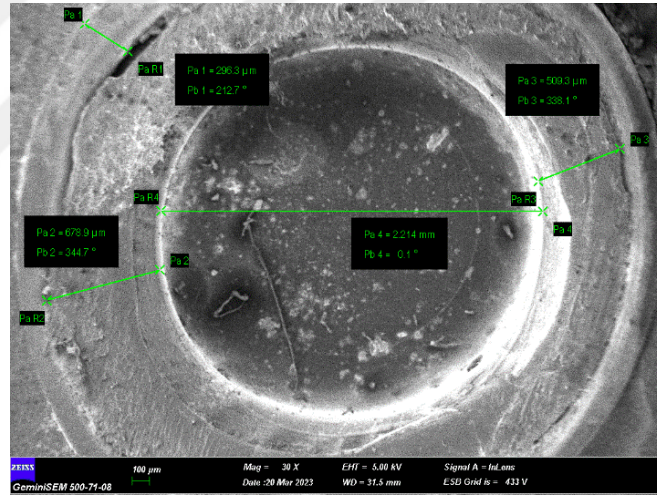


Resim 6.62. Equator tutucu naylonun yüzey görüntüsü



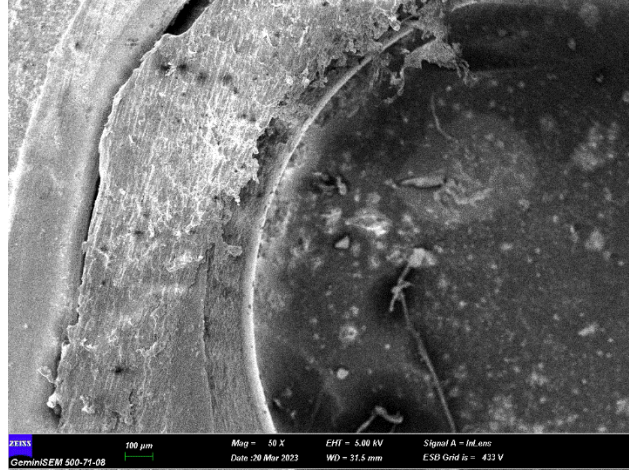
Resim 6.63. Equator tutucu naylonun aksial görüntüsü

6.2.4.3. Rhein 83 equator tutucu açılı dayanağın naylon parçasının deney sonrası sem bulguları

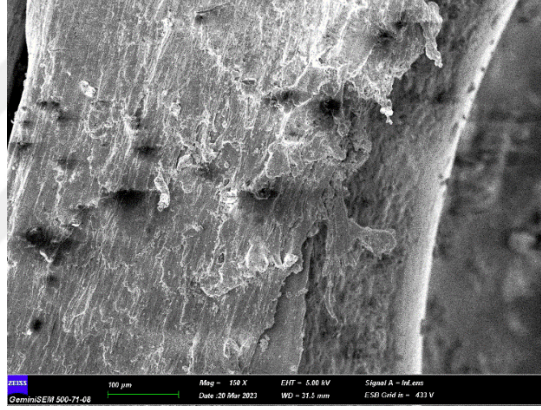


Resim 6.64. Equator tutucu naylon aksiyal görüntüsü

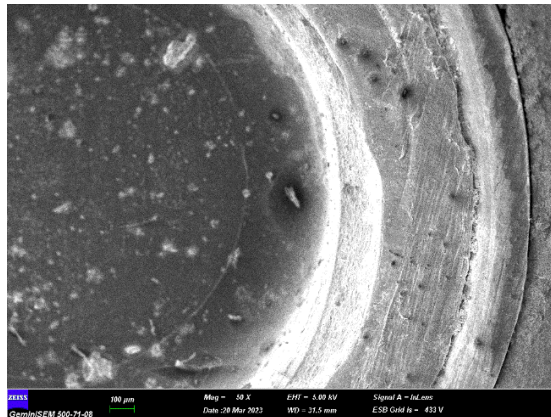
Equator naylon tutucunun iç çapı 2,232 mm ve dış çapı 3,2 mm'dir. Naylon tutucunun dış kenar kalınlığı 0,51 mm'dir(Şekil 6.3.28.).



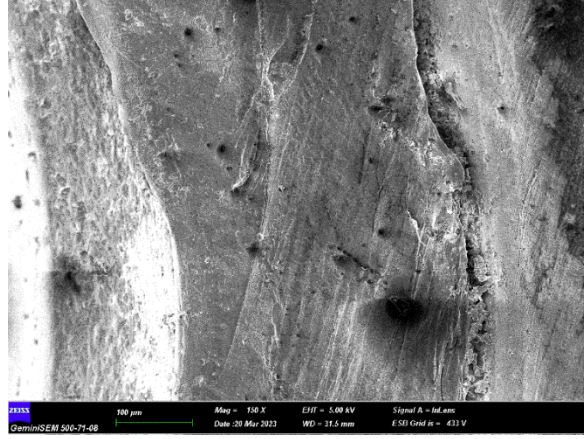
Resim 6.65. Equator tutucu naylon dış kenar aksiyal görüntüsü



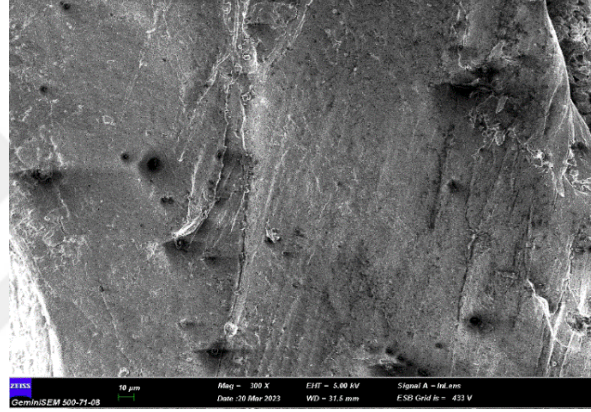
Resim 6.66. Equator tutucu naylon dış kenar yüzey görüntüsü



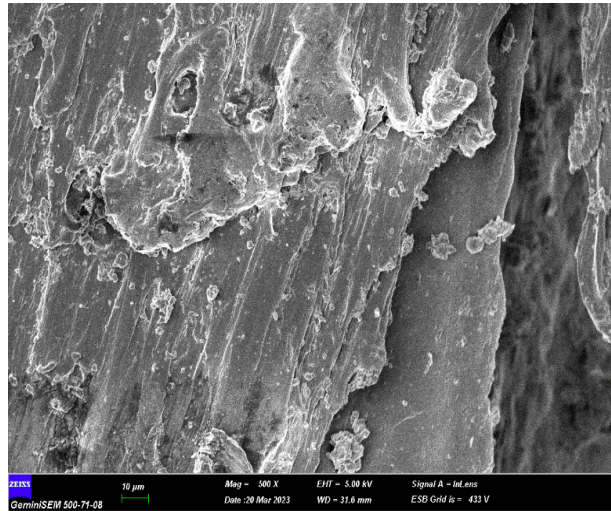
Resim 6.67. Equator tutucu naylon dış kenar yüzey görüntüsü



Resim 6.68. Equator tutucu naylon dış kenar yüzey görüntüsü



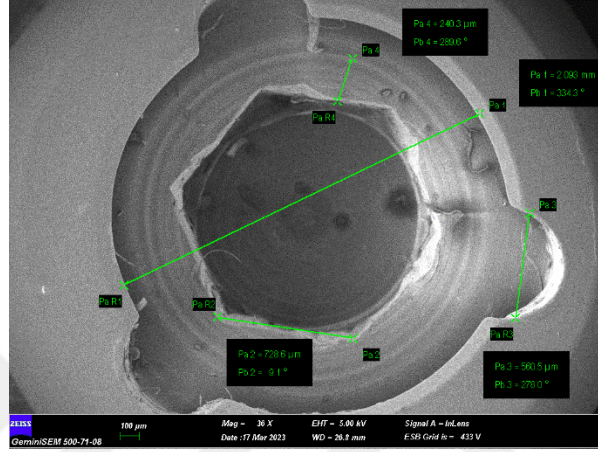
Resim 6.69. Equator tutucu naylon dış kenar yüzey görüntüsü



Resim 6.70. Equator tutucu naylon dış kenar yüzey görüntüsü

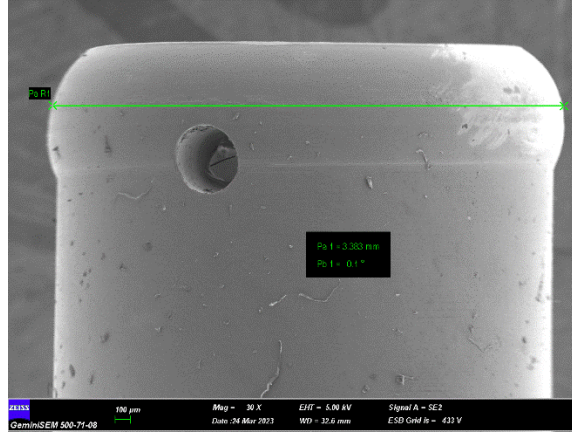
6.2.5. Custom locator tutucu dayanağın sem bulguları

6.2.5.1. Custom locator tutucu dayanağın deney öncesi sem bulguları



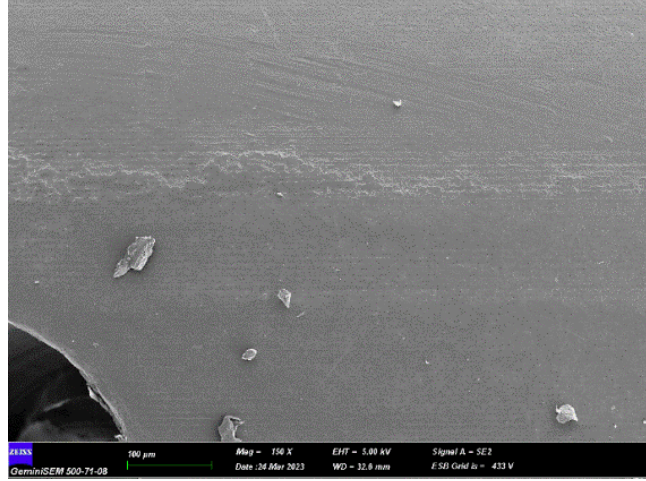
Şekil 6.4.1. Custom locator dayanak aksiyal görüntü

Custom locator dayanağın iç çap ölçümü 2,093 mm'dir.

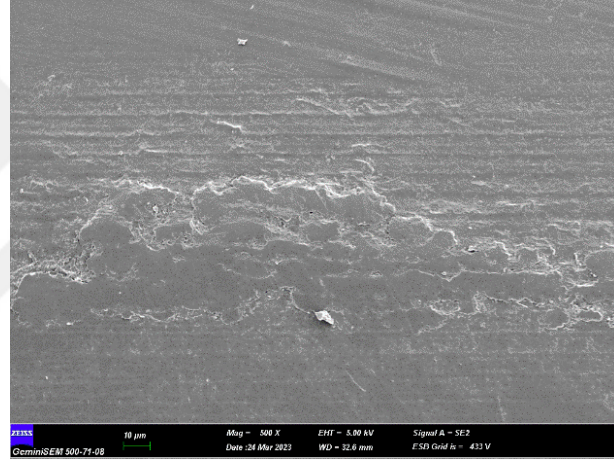


Şekil 6.4.2. Custom locator dayanağın lateral görüntüsü

Custom locator dayanağın ekvatorial genişliği 3,383 mm'dir.

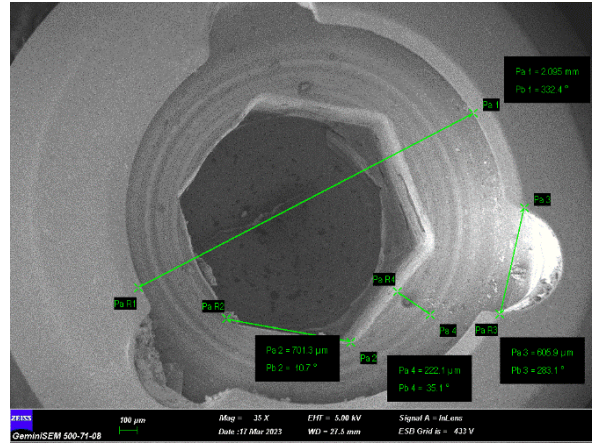


Şekil 6.4.3. Custom locator dayanağın yüzey görüntüsü



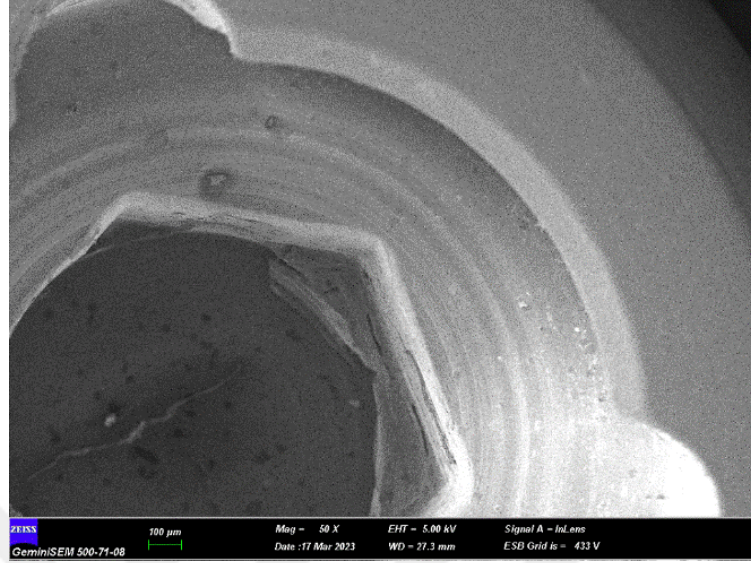
Şekil 6.4.4. Custom locator dayanağın yüzey görüntüsü

6.2.5.2. Custom locator tutucu düz dayanağın deney sonrası sem bulguları

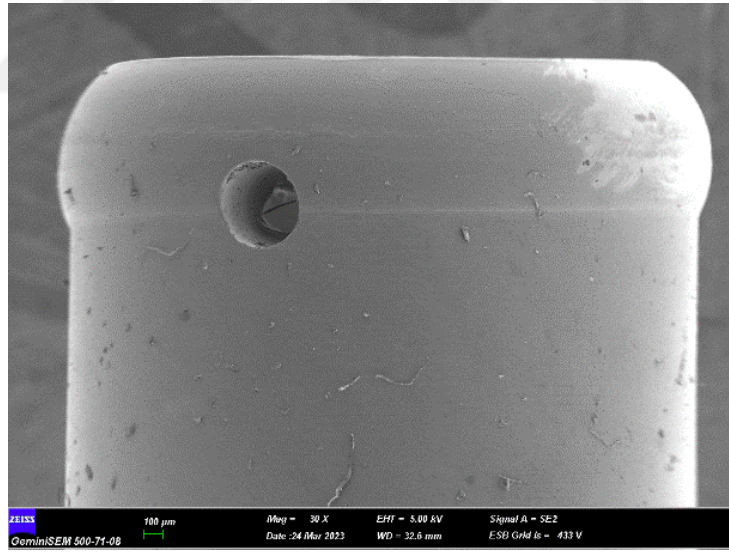


Şekil 6.4.5. Custom locator dayanak aksiyal görüntü

Custom locator dayanağın iç çap ölçümü 2,095 mm 'dir.



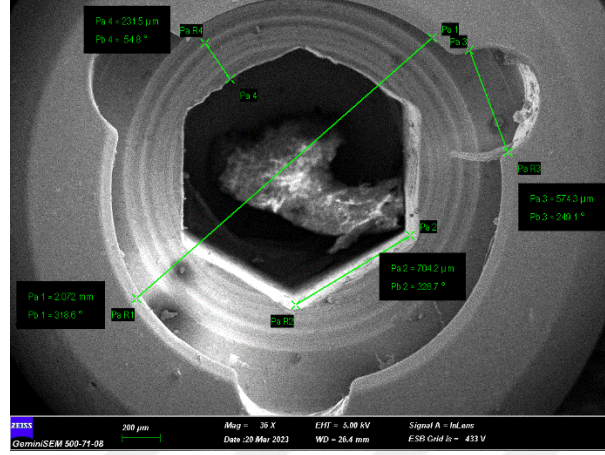
Şekil 6.4.6. Custom locator dayanağın kenar aksiyal görüntü



Şekil 6.4.7. Custom locator dayanağın lateral görüntüsü

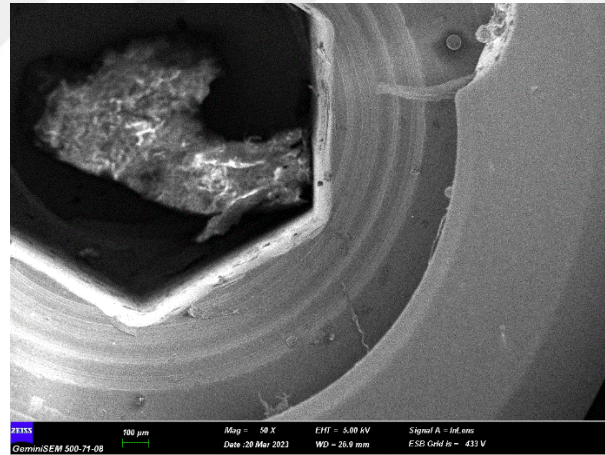
Custom locator dayanağın ekvatorial genişliği 3,476 mm'dir.

6.2.5.3. Custom locator tutucu açılı dayanağın deney sonrası sem bulguları

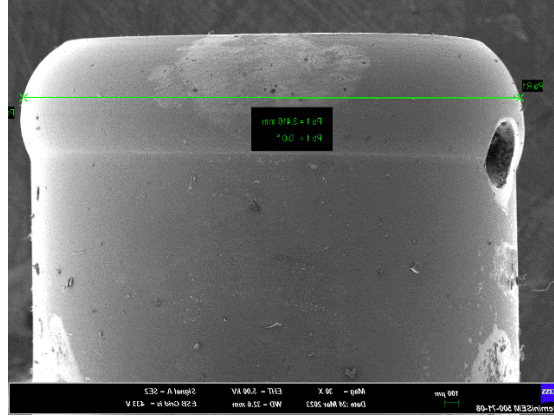


Şekil 6.4.8. Custom locator dayanak aksiyal görüntü

Custom locator dayanağın iç çap ölçümü 2,097 mm'dir.

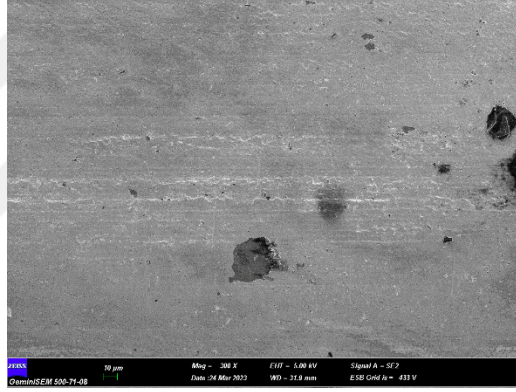


Şekil 6.4.9. Custom locator dayanak aksiyal görüntü

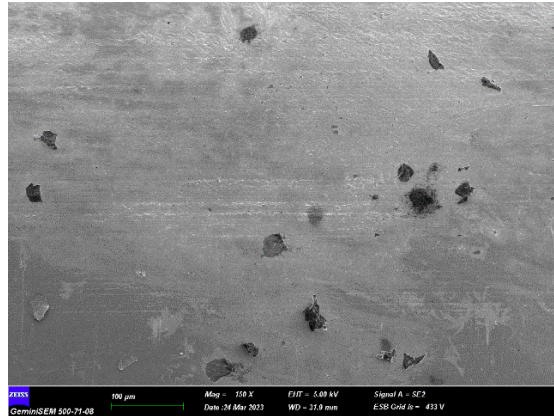


Şekil 6.4.10. Custom locator dayanağın lateral görüntüsü

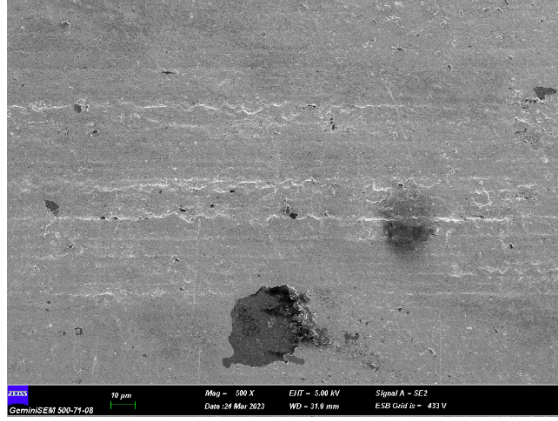
Custom locator dayanağın ekvatorial genişliği 3,416 mm'dir.



Şekil 6.4.11. Custom locator dayanağın yüzey görüntüsü



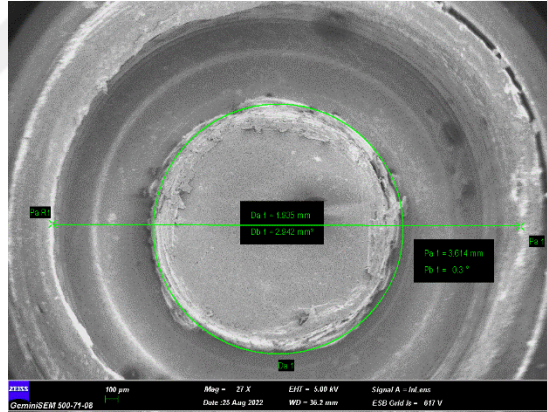
Şekil 6.4.12. Custom locator dayanağın yüzey görüntüsü



Şekil 6.4.13. Custom locator dayanağın yüzey görüntüsü

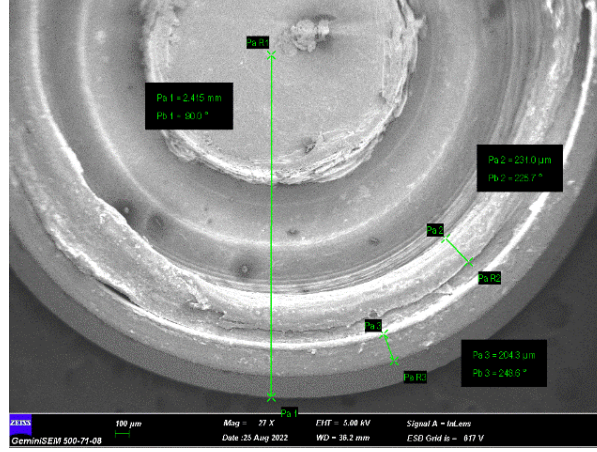
6.2.6. Custom locator tutucu dayanağın peek parçasının sem bulguları

6.2.6.1. Custom locator tutucu dayanağın peek parçasının deney öncesi sem bulguları

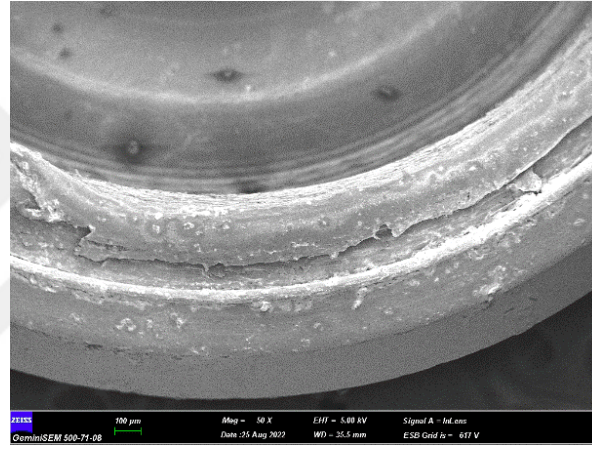


Şekil 6.4.14. Custom locator peek tutucunun aksiyal görüntüsü

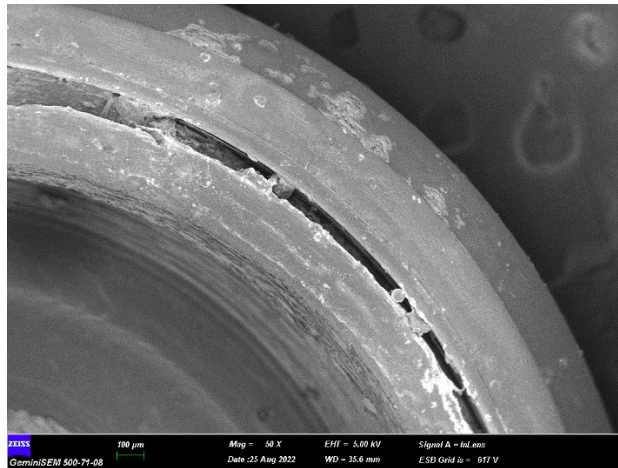
Custom locator peek tutucunun iç çap ölçümü 3,618 mm'dir.



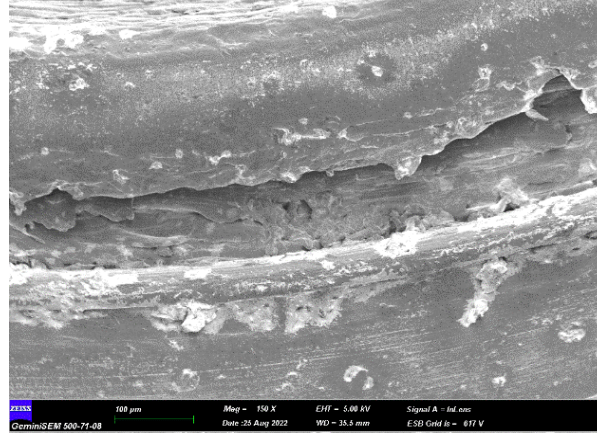
Şekil 6.4.15. Custom locator peek tutucunun dış kenarının aksiyal görüntüsü



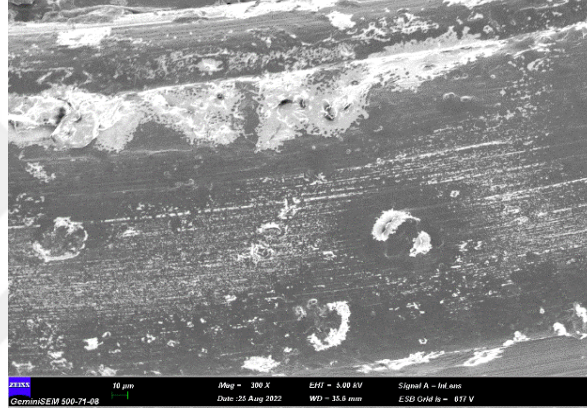
Şekil 6.4.16. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü



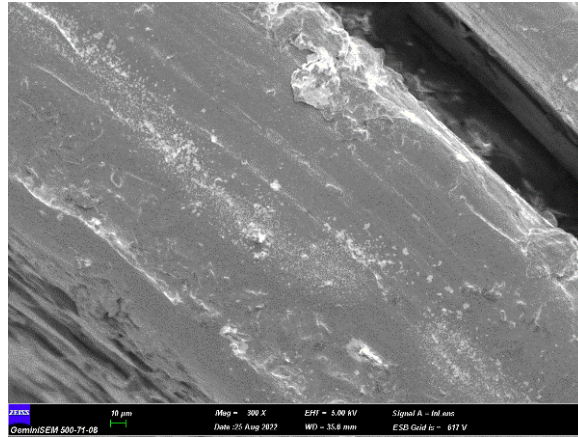
Şekil 6.4.17. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü



Şekil 6.4.18. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü

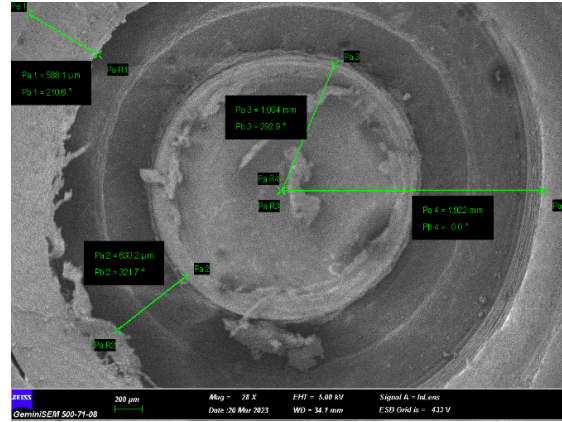


Şekil 6.4.19. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü



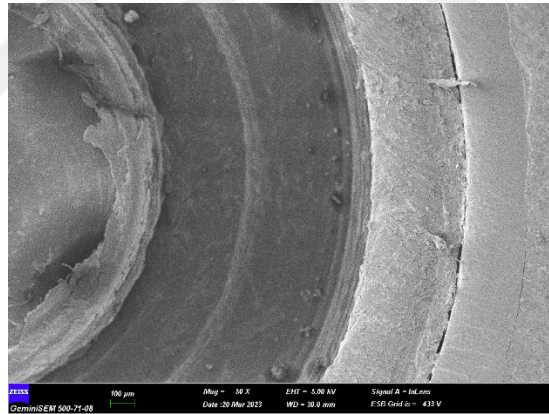
Şekil 6.4.20. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü

6.2.6.2. Custom locator tutucu düz dayanağın peek parçasının deney sonrası sem bulguları

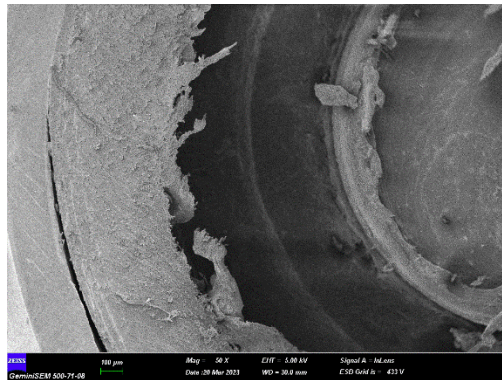


Şekil 6.4.21. Custom locator peek tutucunun aksiyal görüntüsü

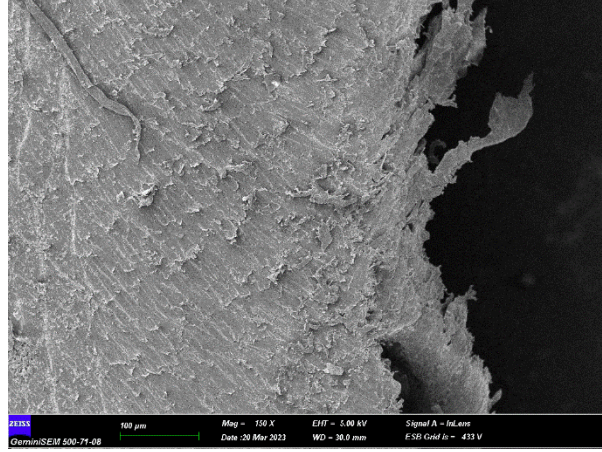
Custom locator peek tutucunun iç çap ölçümü 3,612 mm 'dir.



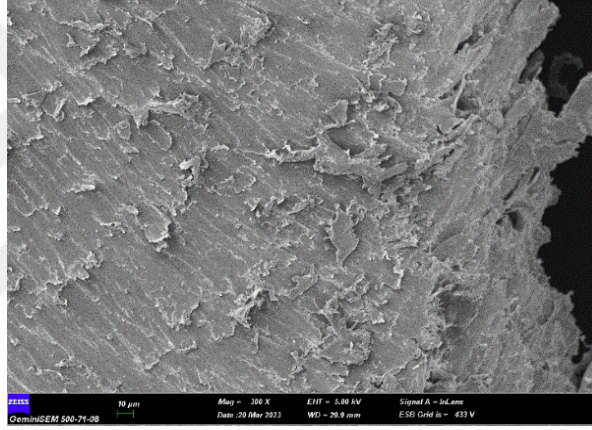
Şekil 6.4.22. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü



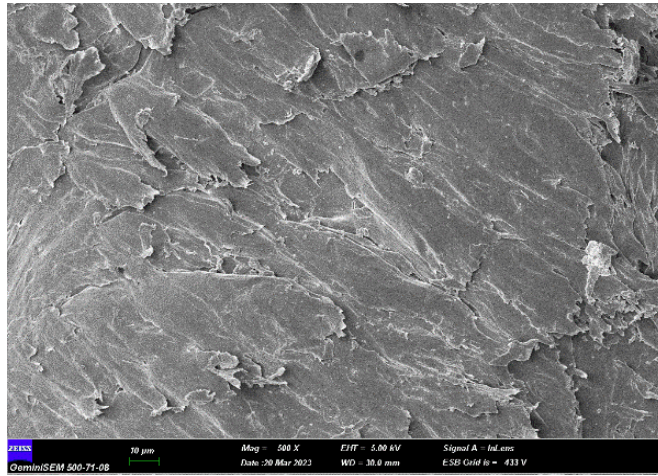
Şekil 6.4.23. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü



Şekil 6.4.24. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü

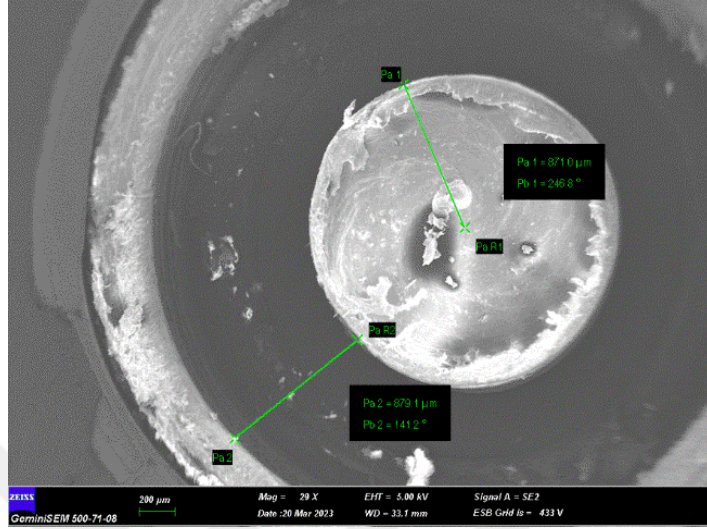


Şekil 6.4.25. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü

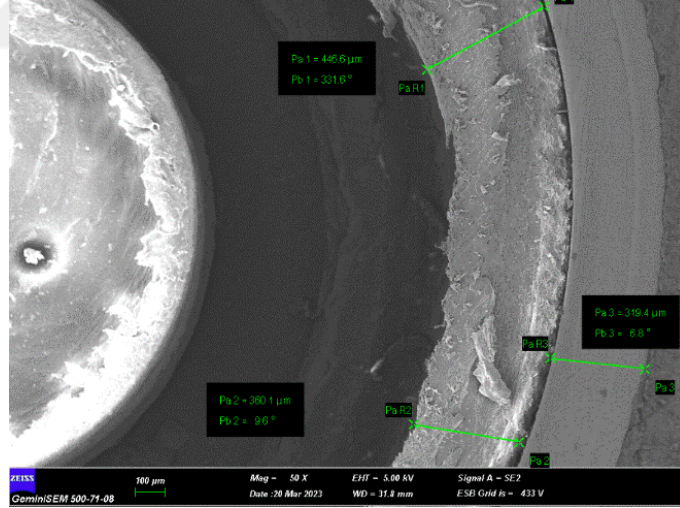


Şekil 6.4.26. Custom locator peek tutucu yüzeyin detaylı görünümü

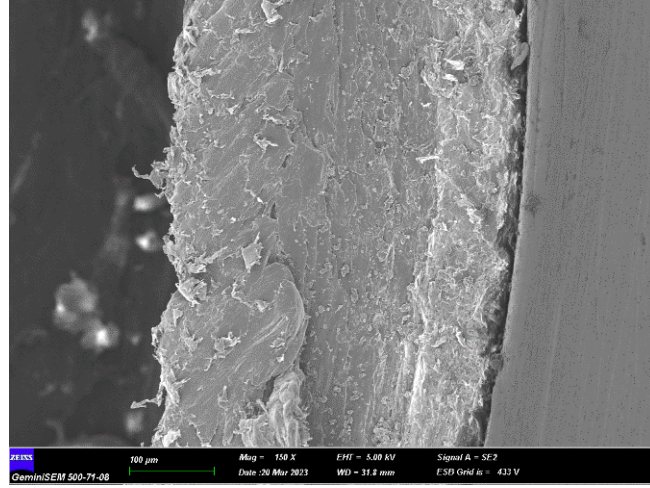
6.2.6.3. Custom locator tutucu açılı dayanağın peek parçasının deney sonrası sem bulguları



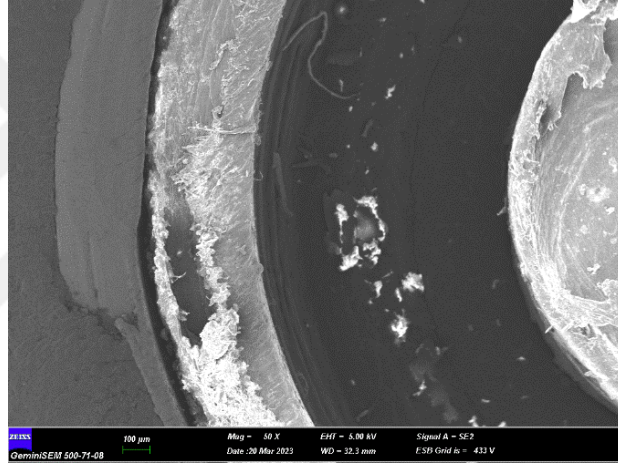
Şekil 6.4.27. Custom locator peek tutucunun aksiyal görüntüsü.
Custom locator peek tutucunun iç çap ölçümü 3,614 mm'dir.



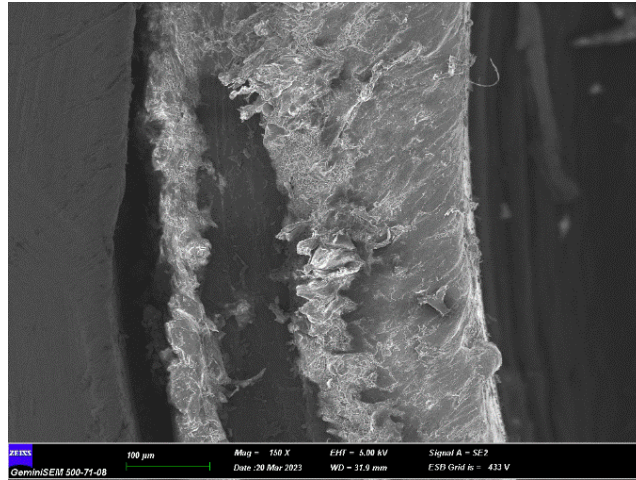
Şekil 6.4.28. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü



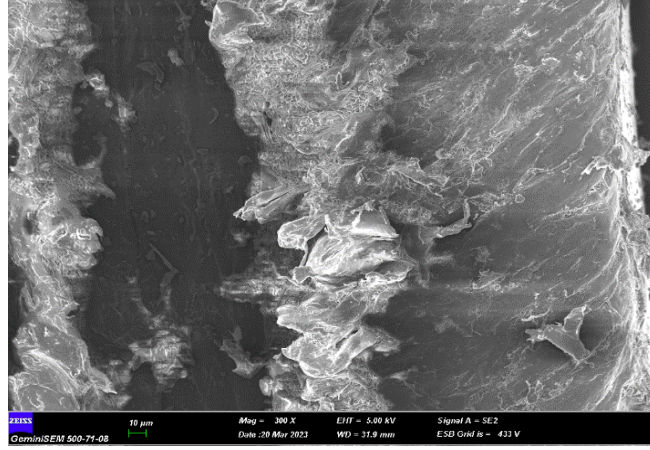
Şekil 6.4.29. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü



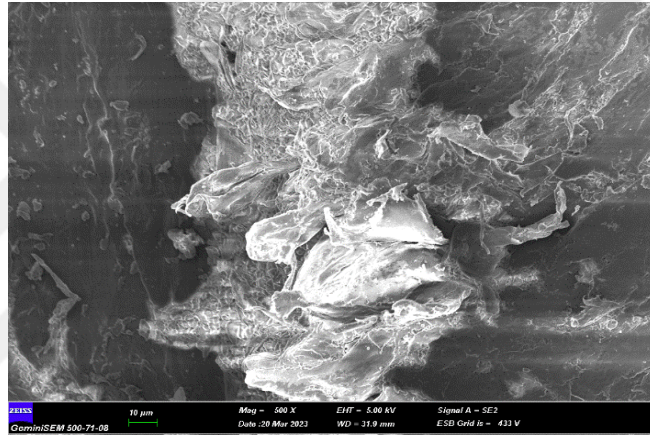
Şekil 6.4.30. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü



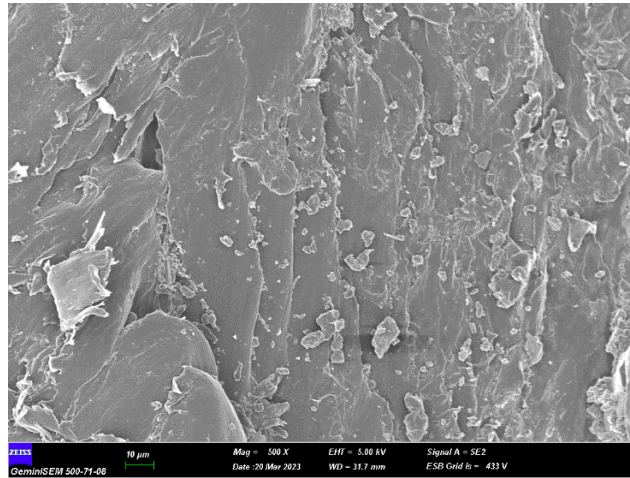
Şekil 6.4.31. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü



Şekil 6.4.32. Custom locator peek tutucunun dış kenarının yakından görüntüsü



Şekil 6.4.33. Custom locator peek tutucunun dış kenar yüzeyinin detaylı görünümü



Şekil 6.4.34. Custom locator peek tutucunun dış kenar yüzeyinin detaylı görünümü

7. TARTIŞMA

Geleneksel tam protezler, yaklaşık 100 yıldır tam dişsiz hastaların çiğneme yapabilmesini sağlayabilmek, fonasyon ve estetiğini düzeltmek amacıyla yapılan protezlerdir. Bu protezler sayesinde hastaların daha iyi bir görünüme ve sosyal ve fonksiyonel konfora sahip olduğu bildirilmiştir (40). 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 (108).

1970 yılından bu yana diş hekimliği alanında sıkça kullanılan dental implantlar sayesinde tam dişsiz hastalarda tedavi alternatifleri çoğalmıştır (38,108,109). İmplant tedavisinin amacı, hastanın anatomik gereksinimlerini ve kişisel isteklerini karşılayan en basit, ekonomik ve öngörülebilir 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 (60).

Yapılan uzun dönemli çalışmalar ve klinik araştırmalar sonucunda karşıt arka üst tam protezin varlığında alt çeneye iki implant destekli tam protez yapımının düşünülmesi gereken ilk tedavi seçeneği olduğu belirtilmiştir (42). 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 (3,19).

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 (64).

Top başlı, mıknatıslı, bar ataşmalar dahil tüm ataşman sistemleri konvansiyonel protezlerin kullanımına kıyasla hastalara daha yüksek düzeyde memnuniyet, güvenilirlik, etkin çiğneme ve yaşam kalitesi sağlar (110,111). Kuoppala ve arkadaşları (112) implant destekli mandibular overdenture kullanan hastalara yaptıkları hasta memnuniyeti çalışmasında; tutucu türüne bakılmaksızın tüm hastaların memnun olduğunu, özellikle yaşlı hastalar için tatmin edici bir tedavi yöntemi olduğu bildirmişlerdir.

Hasta memnuniyeti derecesi, implant destekli hareketli protezde kullanılan tutucu sisteme bağlı gibi görünmese de, locator ataşman; kendinden hizalama özelliği nedeniyle hastanın protezlerini minimum aşınmayla rahatlıkla yerine oturtabilmesi, paralel olmayan implant ve üst yapı arasındaki açılanmaları kompanse edebilmesi ve interoklüzal mesafenin az olduğu durumlarda protezdeki kırılmaları önleyebilen bir sistemdir (113,114). Bu nedenle, çalışmamızda locator benzeri tutucu sistemleri olan 3 farklı firmanın (2 farklı firma ve 1 özel üretilmiş) (biofinity bioloc sistem, rhein83 OT equator ve custom locator) tutucu sistemin karşılaştırılması tercih edildi. Bununla birlikte, locator tutucu sistemi diğer tutucular gibi, vidanın gevşemesi / kırılması ve tutucu lastiğin erken değiştirilmesi ile retansiyon kaybına bağlı mekanik komplikasyonlardan yoksun değildir (115–118).

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 (98,119). 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 (64). Diş destekli protezler üzerinde yapılan çalışmalara göre splintlenmemiş tutucularda minimum 4 N’luk bir tutuculuk kuvveti yeterli olmaktadır. Lehman ve Arnim’e göre 5-7 N arasındaki tutuculuk kuvveti diş destekli protezlerin stabilitesi için yeterlidir (120,121). Protezin takılıp çıkartılması sırasında meydana gelen aşınmalar ve ağız ortamı, protetik komponentin fonksiyonunu yerine getirememesine ve tutucu sistemin başarısızlığına sebep olabilir (68).

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 (122).

7.1. Materyal Ve Metodun Tartışılması

Destek alınacak implantların birbirine ve protez giriş yoluna paralel olarak yerleştirilmesi başarılı bir protetik restorasyon için ideal durumdur; ancak mental foramen, mandibular kanal, maksiller sinüs gibi anatomik sınırlamalar ve kemik morfolojisindeki farklılıklar nedeniyle bu durum her zaman sağlanamayabilir (6,123,124). Klinikte implantların açılı yerleştirildiği durumlara sık rastlanmaktadır. İmplantların açılı yerleştirilmesi gereken durumlarda locator tutucular açılanmaları tolere edebilir (86,125). Biz de çalışmamızda locator ve equator sistemlerini düz ve açılı olanları distale doğru 5 derece ve birbirleri arasında 10 derece açı farklılığı olacak şekilde yerleştirdik.

Metal-metal ya da metal-plastik ihtiva eden overdenture ataşmanların yüzey aşınmaları farklılık gösterir ve böylece protezin takıp çıkartılması sırasında direnç sağlanır (126). Buna ilave olarak, bir süre sonra oral kavitede mevcut olan sıvılar, yutulan katı ve sıvı gıdalar, çiğneme ve protezin takılıp çıkarılmasının da etkisi sonucunda hareketli protez tutucu sisteminin tutucu kapasitesinde değişim beklenir (127). Çiğneme ve implant destekli hareketli protezin takıp çıkarılması sırasında ataşmanın tutucu yüzeyleri arasında oluşan mikro ve makro hareketler zaman içinde yırtılmalara ve tutucu kuvvetlerde azalmalara neden olacaktır (128). Tükürük ve sürekli oklüzal yük varlığı ataşmanlarda gelişebilecek aşınma miktarı üzerinde ek bir etkiye sahip olabilir (23).

Tutucularda 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 (102). Tutucu sistemlerin fonksiyonel yük altında olduğu gibi, takılıp çıkartılırken de aşınmaya uğradığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (24–26,129). Ayrıca aşınmayı etkileyen diğer faktörlerin, tükürüğün pH'sı, kalitesi ve

miktarı, oral ve protetik hijyen, ısısal değişiklikler ve hastanın beslenme alışkanlıkları olduğu belirtilmektedir. 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 (27,52). 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 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.

Yapılan bazı çalışmalarda yerinden çıkma kuvvetleri dikey olarak uygulanmıştır (70,78). İntraoral kuvvetler doğada daha karmaşıktır (71). Ayrıca yumuşak dokunun esnekliği nedeniyle ataşmanlar üzerindeki yük artabilir ve tutuculuk değerleri etkilenebilir (23). Çalışmamızda da kuvvetler dikey olarak uygulandı ve yumuşak doku simüle edilmedi.

Chung ve ark.'na (97) göre, implant overdenture protezlerin ataşmanların tutucu özelliklerini ve kullanım sürelerini değerlendiren in vitro çalışmalar, termal döngü, değişken akışkan ortamları, çok yönlü kuvvet uygulaması, yük yükleme-kaldırma koşulları ve yorgunluğun malzeme özellikleri üzerindeki etkilerini içermelidir. İşlevsel olarak, ataşmanların tutucu kuvvetlerinde fonksiyon sırasında gelişen değişimlerin intraoral olarak takip edilmesi neredeyse imkansızdır(132). Buna bağlı

olarak, overdenture protezin oral kavitenin karmaşık ve değişken biyomekanik ortamında yaptığı dinamik fonksiyonun laboratuvar ortamına aktarılması zordur (77).

Araştırmalarda ortamın fiziksel koşulları da farklılık göstermektedir. Çalışma ortamının kuru veya ıslak olması tutucular arasındaki sürtünme kuvvetini ve tutuculuğu etkilemektedir (133).

Wichmann ve ark.'nın (129) yaptıkları bir çalışmada aşınma simülasyonu sırasında düzenli aralıklarla eksensel yönde yapay tükürük spreyi kullanılmıştır. Ayrıca su (135), deiyonize su (136), su, NaOCl, Sodyum Perborat, Sodyum bikarbonat perborat (130), distile su, yapay tükürük ve dezenfektan (77) veya sadece yapay tükürük kullanılan çalışmalar da mevcuttur (25,129,134,137–139). Bizim çalışmamızda da deney boyunca distile su ile nemli ortam sağlanmıştır.

Bağlantı parçaları arasındaki tükürük film, koruyucu ve aşınmayı azaltan kayganlaştırıcı gibi davrandığından, çalışmamızda gerçek koşulların simülasyonu için distile su kullanılarak yorulma testi yapılmıştır.

Bayer ve ark.'nın (140) yaptıkları çalışmada tutucu komponentleri arasında yeterince koruyucu ve kayganlaştırıcı bir tabaka oluşturmak üzere nemli bir ortamı simüle etmek için çalışma boyunca oda sıcaklığında yapay tükürük kullanılmıştır. Yapay tükürük ayrıca komponentlerin ara yüzünde biriken metal kalıntılarını en aza indirerek protez bileşenlerinin aşınmasını ve sıcaklık artışını azaltır (137). Bir lubrikantın kullanılması aşınma simülasyonlarında kabul edilmiş bir standarttır (69,106,129). Diğer yandan polimerik bileşenlerin su emmeye duyarlılığı düşünülürse tükürüğün bileşimi ve sıcaklığı da sonuçları etkileyebilir (52).

Chiu ve ark.'nın (135) yaptıkları in vitro çalışmada temizlik sırasında kullanılan çeşitli sıcaklıktaki solüsyonların locator tutucuların materyallerinin bozunması ve retansiyonun üzerindeki etkileri araştırmışlardır. Oda sıcaklığındaki distile su kullanıldığında sonuç retansiyon değeri 8.98 N, vücut sıcaklığındaki distile su kullanıldığında sonuç retansiyon değeri 8.76 N, kuru ortamdaki sonuç retansiyon değeri 8.75 N bulunmuştur. Sonuçlar oda sıcaklığındaki suya maruz kalmanın retansiyon değerlerine önemli bir etkisinin olmadığını göstermiştir. Bu sonuçlar, oda sıcaklığındaki protez temizlik ajanlarının kullanımının pembe locator lastiğinin çekme testleri sonucundaki retansiyonuna etkisinin incelendiği çalışmanın sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir (141).

Çalışmamızın başında kaydedilen yüksek retansiyon değerlerine bakılmaksızın, locator ataşmanlar önceki çalışmalarla uyumlu olarak zamanla tutuculuk kuvvetinde azalma göstermişlerdir (142–144). Bu durum naylon tutucuların aşınması ve plastik deformasyonu ile ilişkilendirilebilir (142,145).

İmplant ataşmanları ile yapılan deneylerde analoglar akrilik bloklara, akrilik çene modellerine (23,27,52,69,70,127,130,135,146–148), plastik silindirlere (12), polivinilklorit modellere (139), polivinilsiloksan modellere (145) veya alüminyum bloklara (137,138) sabitlenmiş, üzerlerine de ataşmanlar vidalanmıştır. Biz de çalışmamızda analogları ve metal yuvaları akrilik bloklara sabitledik. Analogların yerleştirilmesi sırasında akrilik bloklara torna tezgahında analogların ve metal yuvaların boyutlarına uygun olarak yuvalar hazırlandı. Böylece analogların hizalanması ve açılmasında hata oranı minimuma indirildi.

Yapılan bazı çalışmalarda (23,24,26,27,52,69,70,145,149,150) iki veya daha fazla implant destekli hareketli protezlerde kullanılan çeşitli tutucu tiplerinin tutuculuk ölçümleri yapılırken, implant destekli protezlerde kullanılan tutucu sistemlerin tek sabitlenip tutuculuk ölçümlerinin yapıldığı çalışmalar da mevcuttur (21,25,77,104,135,137,146). Çalışmamızda tutucular çift olarak bloklara bağlanmışlardır.

İki implant destekli tam protezin simüle edildiği çalışmalarda en önemli konulardan biri implantların paralelliğidir. Yapılan çalışmalarda implantların paralelliğini sağlamak için paralelometreden faydalanılmıştır (34, 71, 80, 190). Bizim çalışmamızda, diğer çalışmalardan farklı olarak, freze tezgahında analog yuvalarının açılmadan önce modeller tezgaha bağlanmış ve tezgahın eğimi yer düzlemine paralel hale getirilmiştir. Paralellik sağlandıktan sonra Freze cihazının yer düzlemine aynı zamanda tezgahın eğimine dik yerleştirilmiştir. Deney düzeneğindeki açılar sabit tutularak analogların yerleşebileceği çapa uygun yuvalar akrilik modellerde açılmıştır. Paralel modeller elde edildikten sonra tezgahın açısı her analog yuvası için distale doğru 5 derece eğimlendirilerek 2 implant arasında 10 derece fark oluşturulacak şekilde açılı model düzenekleri de hazırlandı.

Çalışma bloklarının oluşturulmasında iki implant arasında 22 mm mesafe kalacak şekilde yerleşeceği 2 adet yuva birbirine paralel olarak freze cihazında hazırlanmıştır. Bu mesafe doğal kaninlerin bulunduğu bölgeyi taklit etmektedir

(84,101,109,117). Bizde çalışmamızda tutucular arasında 22mm mesafe olacak şekilde çalışma modellerini oluşturduk.

Araştırmada farklılık gösteren etkenlerden bir diğeri retansiyon değerlerini ölçmek için kullanılan çekme hızıdır. Gulizio ve ark. 2 mm/sn (48), Svetlize CA. ve ark. 3 mm/dk (105), Rodrigues RC.ve ark. 35.79mm/sn. (88), Pigozzo MN. Ve ark. 1mm/dk. (84), Kobayashi ve ark. 2 mm /30ms (59), Sudarat Kiat-Amnuay ve ark. 20cm/dk. (56), Branchi ve ark. 5.4cm/dk. (15), Tabatabaian F. ve ark. 51mm/dk. (106) çekme hızlarında deneylerini gerçekleştirmişlerdir. Bunun yanı sıra bir çok araştırmacı hastaların protezi çıkarma hızını en iyi yansıttığı düşünülen 50mm/dk. çekme hızını esas almışlardır (22,72,82,89,93,96,109,117). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda 50mm/dk. çekme hızı ile deneyler gerçekleştirilmiştir. 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).

İn-vitro araştırmalarda değişkenlik gösteren etkenlerden bir diğeri ise protezin günlük takıp çıkarılma sayısına temsil eden referans siklus değeridir. Bu sayıya istinaden yormanın süresi hesaplanmaktadır. Çalışmalarda günlük 3 kez (9,82,84,96,117), günlük 4 kez (4,59,88) ve günlük 5 kez (15,23,56) sayıları referans alınarak yapılmıştır. Çalışmamızda günde üç kez yemeklerden sonra ; bir kez de rutin temizlik olmak üzere, günlük toplam 4 kez protezin takıp çıkarma sayısını referans olarak kullanılmıştır. Tutuculuk ölçümleri başlangıç, 1. ay (120 siklus), 3. ay (360 siklus), 6. ay (720 siklus), 1. yıl (1440 siklus), 2. yıl (2880 siklus) ve 4. yıl (5760 siklus) olarak yapılmış olup, her ölçüm değeri için aynı örnek 7 kez tekrarlanıp ortalama değeri alınmıştır. Deney örneklerimiz günde 4 kez takıp çıkartma ile 4 seneye tekabül eden yorma sonrasında tutuculuk kaybı göstermelerine rağmen, tutucuların matrix kısımlarındaki naylon ve peek yüzeylerinde deformasyon gözükürken patrix kısımlarında herhangi makroskopik bir deformasyon gözükmemektedir. Ayrıca bioloc sistem 4 yılın sonunda da kabul edilebilir bir tutuculuk göstermeye devam etmektedir. O halde hekimler bioloc sistem ile günde 4 kez çıkarma ile 4 yıl boyunca hizmet verebileceklerini hastaya bildirebilirler. Ayrıca çalışmamızdaki tüm tutucu sistemler 4 yılın sonunda patrix parçalarını değiştirmeye gerek kalmadan sadece matrix naylon

peek parçalarının değişerek hastaların protezlerini kullanmaya devam etmesi sağlanabilir. Ama bu çalışmanın diğer bir kısıtlaması hastanın gün içindeki yutkunma ve yemek yeme gibi proteze gelen ekstra kuvvetler hesaba katılmamıştır. Bu yüzden bu sürenin daha kısa olması beklenmektedir ve daha geniş çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

7.2. Tutucuların Kuvvet Değerlerinin Ve Aşınma Özelliklerinin Tartışılması

Alt çenede iki implant üzeri geleneksel tutucu sistemler ile ilgili çalışmalarda tutuculuk kuvvetleri farklılık gösterebilmektedir. Bu farklılıklar deney düzeneği ve üretilen materyalin firmalar arası farklılık göstermesi kaynaklı olabilmektedir. Fonksiyon esnasında etkili olan açisal farklılıklar, implantlar arası mesafe, ataşmanın çıkarım yönü gibi diğer unsurlar da etki göstermektedir (92).

Çalışmamızda kullandığımız Bioloc , Ot Equator ve Custom locator tutucu patirixlerin dış yüzeyi TiN kaplı alaşımdan yapılmıştır. TiN alaşım ile tutucuların biyomekanik özelliklerini geliştirtirerek aşınmaların daha az olması ve tutuculuğun uzun süre devam etmesi amaçlanmaktadır. Tutucuların matrix kısımları Bioloc sistemi ve Custom locator için PEEK materyalinden üretilmiştir. Ot Equator kısmının matrix kısmı ise naylon/polimid tutucu parçadan üretilmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız 3 farklı tutucu sisteminden matrixlerin tutucu kuvvetleri Biofinity Bioloc BLH4 için 21 N ve Rhein 83 Ot Equator şeyfaf naylon tutucu için 18 N'dur. Custom locator için ise üretilen medikal peek tutucunun ise belirli ölçülmüş bir değeri yoktur. Çalışmamızda düz tutucuların başlangıç retansiyon değerleri Bioloc sistem için $60,13 \pm 2,48$ N, Ot Equator için $59,35 \pm 4,36$ N ve Custom locator için $56,90 \pm 9,44$ N olarak ölçülmüştür. Bu değerlerin firma bilgilerine göre farklı olmasını çalışmamızda örneklerin ikiyeşerli grupların halinden oluşmasına ve tutuculuk ölçüm cihazlarının ve ortamının farklı olabileceğinden dolayı olduğunu düşünebiliriz.

Düz tutucular için başlangıç retansiyon değerleri Bioloc sistem için $60,13 \pm 2,48$ N, Ot Equator sistem için $59,35 \pm 4,36$ N ve Custom locator için $56,90 \pm 9,44$ N olan grupların 5760 siklus sonundaki retansiyon değerleri Bioloc sistem için $23,89 \pm 3,01$ N, Ot Equator sistem için $19,64 \pm 1,01$ N ve Custom locator sistem için $17,29 \pm 3,22$ N

olarak ölçüldü. Düz tutucular arasında 5760.siklustaki retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Bioloc tutucusunun 5760.siklustaki retansiyon değerleri, Rhein ($p:0.010$) ve Custom ($p:0.001$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Rhein ve Custom arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Bu değerler sonucunda her grubun kabul edilebilir tutuculuk kuvveti göstermiştir. Çalışma başında en yüksek tutuculuğu Bioloc sistem gösterirken en düşük tutuculuğu custom locator sistem göstermiştir. Çalışma sonunda da aynı şekilde en yüksek tutuculuk Bioloc sistem gösterirken en düşük tutuculuğu Custom locator sistem göstermiştir. Ayrıca başlangıç tutucuların standart sapma değerleri incelendiğinde en fazla standart sapma Custom locatorlar için olduğunu görüyoruz. Materyal peek bile olsa malzemenin belirli bir düzen ve fabrika standartlarında üretildiğinde daha kararlı sonuçlar verdiğini söyleyebiliriz.

Düz tutucu grupların 5760 siklus sonundaki retansiyon değerlerinin yüzdelik değişimi değerleri Bioloc sistem için $60,18\pm5,75$, Ot Equator için $66,68\pm3,82$ ve Custom locator için $69,46\pm3,66$ 'dır. Düz tutucular arasında başlangıca göre 5760.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.002$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Dunn's test sonucunda; Custom tutucusunun başlangıca göre 5760.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları, Bioloc ($p:0.002$) tutucusundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Bioloc ve Rhein tutucuları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Rhein ve Custom tutucuları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Bu sonuçlar değerlendirildiğinde belirli bir düzen ve fabrika standardında yetkili firma tarafından üretilen peek materyalinin yine aynı standartlara uygun üretilen naylon materyalinden ve custom/kişisel olarak üretilen peek materyalinden daha çok dayanımı, aşınma direnci gibi yüksek mekanik özellikleri olduğunu görüyoruz.

Çalışmamızdaki açılı tutucularda başlangıç retansiyon değeri Bioloc sistem için $117,65\pm6,31$ N, Ot Equator için $62,30\pm4,92$ N ve Custom locator için $60,39\pm4,55$ N'dur. 5760 siklus sonundaki retansiyon değerleri se Bioloc için $31,09\pm3,08$ N,

Equator için $17,02 \pm 1,10$ N ve Custom locator için $17,90 \pm 0,82$ N'dur. Açılı tutucular arasında 5760.siklustaki retansiyon değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.001$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Bioloc tutucusunun 5760.siklustaki retansiyon değerleri, Rhein ($p:0.001$) ve Custom ($p:0.001$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Rhein ve Custom arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Açılı olarak yerleştiren tutucuların düz tutuculara göre başlangıç retansiyon miktarlarını değerlendirdiğimizde Equator ve Custom locator tutucularında çok az bir miktar yükselme olurken Bioloc tutucularda neredeyse 2 katına çıkmaktadır. Bunun bioloc sistemin tutucularının esneme miktarlarının daha az olmasına peek materyalinin daha sert ve stabil olmasına, ot equatordaki naylon tututunun peek'e göre daha elastik olmasına ve custom locator sistemin metal yuva içerisindeki peek tutucu şapkasının yuva içerisinde hareket etmesine stabil olmamasına ve üretim özelliğine bağlı olduğunu söyleyebiliriz. Deney başında en yüksek tutuculuk özelliği Bioloc sistemde ve en düşük tutuculuk özelliği custom locator sistemde geçerliken, hasta ağzında 4 yıla denek gelen çalışma (5760 siklus) sonucunda en yüksek tutuculuk özelliği Bioloc sistemde en düşük tutuculuk özelliği naylon matrix içeren Ot Equator sistemde bulunmuştur. En düşük tutuculuk özelliğinin custom locatordan Ot Equator sisteme geçmesi açılı implantların olduğu durumda naylon tutucu matrixlerin peek matrixli tutuculara göre daha daha dezavantajlı olduğu göstermiştir.

Açılı tutucu grupların 5760 siklus sonundaki retansiyon değerlerinin yüzdelik değişimi değerleri Bioloc sistem için $\%73,45 \pm 3,48$, Ot Equator için $\%72,63 \pm 1,33$ ve Custom locator için $\%70,27 \pm 1,78$ 'dir. Açılı tutucular arasında başlangıca göre 5760.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.027$; $p<0.05$). Anlamlılığın tespiti için yapılan Dunn's test sonucunda; Custom tutucusunun başlangıca göre 5760.siklustaki retansiyon değerlerinde görülen yüzde düşüş miktarları, Bioloc ($p:0.020$) ve Rhein ($p:0.020$) tutucularından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Bioloc ve Rhein tutucuları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Bu sonuçları değerlendirdiğimizde Custom olarak üretilen locator sistemi Ot Equator ve Bioloc sisteme göre yüzdelik olarak az tutuculuk

kaybı olduğu görülmüştür. Bunun nedenini Custom Locator sistemin metal yuva içerisindeki custom peek tutucunun stabil olmamasına Locator RT-X ve Rhen 83 Smartbox sistemindeki gibi metal yuva içerisinde tutucunun hareket etmesine ve materyal özelliklerine bağlı olduğunu söyleyebiliriz.

Yapılan pek çok çalışmada fonksiyon simülasyonu altında tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvetleri incelenmiştir (27,52,65,69,71,104,150–152). Bu çalışmalarda fonksiyon simülasyonu sonucunda bazı tutucularda tutuculuk kuvvetinde azalma olduğu bildirilmiştir (52,69,71,151,153).

Fonksiyon simülasyonu altında tutuculuğun zamanla azalması beklenirken, bazı çalışmalarda tutuculuk değerlerinde değişim gözlenmediği bildirilmiştir (24,151,154).

Tutucu komponentlerindeki aşınmaya bağlı olarak tutucu kuvveti değerlerinde artış da görülmüştür (52,69,153). Araştırmacılar tutucu kuvvetindeki artışı fonksiyon simülasyonu sonucunda meydana gelen mekanik adaptasyondan ve tutucuların farklı aşımılardan olup, farklı fiziksel özelliklere sahip olmalarından kaynaklandığını bildirmişlerdir (153). Başka bir çalışmada da tutucu komponentte meydana gelen abrazyon ve metal bozulmasına bağlı olarak tutuculuk kuvvetinde artış olduğunu bildirmişlerdir (52). Çalışmamızda zaman zaman tutucuların retansiyonunun artmasının nedeni buna ilişkilendirebiliriz.

N. Minguez ve ark.'nın (12) yaptıkları tek implant üstü 2 farklı overdenture ataşman sisteminin tutuculuk ortalamalarını karşılaştırdıkları bir çalışmada 14600 siklus düz bir şekilde takıp çıkarma testinin sonucunda TiN kaplı Locator'ın pembe renkli naylon tutucu sistemin retansiyonu 17.02 ± 2.69 N'dan 8.47 ± 2.91 N'a ve TiN kaplı Ot Equator sistemin pembe naylon tutucu sisteminin retansiyonu 16.36 ± 2.94 N'dan 4.95 ± 1.98 N'a düşmüştür. Locator grubun tutuculuğu %50.89 azalma gösterirken; Equator grubun tutuculuğu %69.28 azalma göstermiştir. Patrix yüzey materyalinin ve matrix naylon materyali her iki grup içinde benzer olmasına rağmen deney sonunun farklılık göstermesinin nedeni tutucu sistemlerin farklı dizayn, geometri ve hacim farkından olabileceği söylenebilir. Bizim çalışmamızda da düz tutucu grubundaki Bioloc tutucu sistemin retansiyonunun yüzdelik değişimi naylon tutucu içeren Ot Equator tutucu sistemden daha azdır. Ama Custom olarak üretilen locator sisteminin tutuculuk yüzde değişimi peek materyal içermesine rağmen en

fazladır. Bu da bize paralel implantların olduğu durumlarda custom olarak üretilen locator sisteminin iyi sonuçlar göstermediğini kullanımının tavsiye edilmemesi gerektiğini göstermektedir. 2 çalışmada da 50mm/dak hızında çekme işlemi, TiN yüzeyine sahip patirixlerle yapılmıştır ama locatorların dizaynı ve matrixlerinin farklı materyalden olması, siklus miktarının, test cihazlarının ve örnek gruplarının tekli olması bizim çalışmamızla olan farklarıdır.

Christin A. ve ark.'nın (155) yaptıkları bir çalışmada Novaloc ve Locator ataşman sistemin tutucu karakteristik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Novaloc sarı peek matrix , Locator pembe ve turuncu naylon matrixlerinin 10000 siklus 0, 5, 10, 15 ve 20 derecelik açılarla takıp çıkarma testine işlemi uygulanmıştır. Özellikle 1000 siklus sonunda tüm grupların tutuculuklarında anmalı bir düşüş yaşandığı görülmüştür. 10000 siklus sonunda Novaloc sarı peek matrix tutucularda %26, Locator pembe naylon matrix tutucularda %66 ve Locator turuncularda %89 oranında tutuculuklarında azalma meydana gelmiştir. Novaloc sistemde açılı farkının da tutuculuğu anlamlı bir şekilde azaltmadığı tespit edilmiştir. Peek matrixli Novaloc sistemin naylon matrixli Locator sistemine göre daha üstün özelliğinin olmasını Nocaloc sisteminin dizaynı , ADLC(Elmas benzeri özellikler sunan karbon bazlı kaplama) içerikli yüzey özelliğine ve peek içerikli matrix özelliğine dayandırabiliriz. Peek materyalinin biyomekanik özelliğinin naylon/poliamid materyaline karşı üstün özelliği bizim çalışmamızla da ortak sonuçtur. Örneklerin tutuculuk miktarları ve azalma yüzdelik değişimlerinin farklı olmasını çalışmalar arasındaki tutucu sistemlerin ve deney düzeneklerinin farklı olmasına ilişkilendirebiliriz.

Ioana Fugariu ve ark.'larının (156) Novaloc ve Locator sistemin tek implant üstü tutuculuklarını değerlendirdiği bir çalışmada Locator sistemin pembe(medium) naylon matriksi, Novaloc sistemin beyaz(low), sarı(medium) ve yeşil (high) peek matriksinin 0, 10, 20 derecelik açılarla 1095 siklus takıp çıkarma yorma işlemi uygulanmıştır. Deney başlangıcında 0, 10 ve 20 derecelik açılarda başlangıç tutuculuk miktarları sırasıyla Locator pembe tutucu için 36.0 ± 7.9 , 35.3 ± 7.7 , ve 19.7 ± 5.5 N , Novaloc beyaz tutucu 5.8 ± 0.4 , 2.4 ± 1.1 , ve 1.1 ± 0.2 ; sarı tutucu için 10.2 ± 0.8 , 5.3 ± 1.6 ve 1.7 ± 0.3 ; yeşil 13.1 ± 1.0 , 7.2 ± 2.9 , ve 2.7 ± 1.0 N'dur. Deney sonunda 0, 10 ve 20 derecelerde tutuculuk miktarları sırasıyla Locator pembe matriks için 22.3, 15.9 ve

7.4 N; Novaloc beyaz matriks için 4.5, 2.9 ve 0.9 N; Novaloc sarı matriks için 8.2, 4.6 ve 1.7 N; Novaloc yeşik matriks için 11.9, 7.5 ve 1.9N'dur. Bu çalışmaya göre Locator tutucunun Novaloc sisteme göre başlangıç ve çalışma sonrasındaki tutuculuğu daha yüksektir. Ama tutuculuk miktarının azalma yüzdesi daha fazladır. Bu çalışma sonucu da Christin A. ve ark.'nın (155) yaptıkları bir çalışmayla ve benzer sonuca varmaktadır.

T. Rattanadech ve ark.'larının (157) yaptıkları bir çalışmada Ot Equator sistemindeki tüm tutucu naylonları tekli gruplar halinde 0 ve 15 derecelik açı farklarıyla 2880 siklus takip çıkarma işlemi uygulamış tutuculuk kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Düz gruplardaki tutucuların başlangıç değeri siyah, sarı, pembe, beyaz ve mor naylon tutucular için sırasıyla 6.16, 9.61, 17.71, 21.30 ve 33.24 N'dur. 2880 siklus sonrası ise tutuculukları 3.49, 5.60, 10.68, 11.02 ve 21.95 N'dur. Bizim çalışmamızla ortak olarak kullanılan Ot Equator şeffaf tutucu matriksin başlangıç tutuculuğu düz gruplar 21.30 N'dan %48.26 düşüşle 11.02 N'a düşmüştür. Bizim çalışmamızdaki Ot Equator sistemdeki düz grupların başlangıç tutuculuk kuvvetleri arasında başlangıç olarak orantısal benzerlik bulunmazken 59,35 N; 2880 siklus sonrasındaki tutuculuk 22,06 N ile orantısal olarak benzerlik vardır. Çünkü bu çalışmada tutucular tekli ölçülürken bizim çalışmamızda 2 şerli gruplar halinde ölçülmektedir. Bizim çalışmamızdaki tutuculuk yüzdelik değişimi %63 olarak bu çalışmadakinden daha fazladır. 15 derecelik açı farkıyla yerleştirilen örnekler için başlangıç tutucuları siyah, sarı, pembe, beyaz ve mor naylon tutucular için sırasıyla 4.73, 7.3, 14.18, 16.48 ve 20.89 N'dur. 2880 siklus sonrasındaki tutuculukları ise sırayla 4.07, 4.20, 6.97, 7.06 ve 8.68 N'dur. Bizim çalışmamızla ortak olarak kullanılan Ot Equator şeffaf tutucu matriksin başlangıç tutuculuğu açılı gruplar için 16.48 N'dan %57.18 düşüşle 7.06 N'a düşmüştür. Bizim çalışmamızdaki Ot Equator sistemdeki açılı grupların başlangıç tutuculuk kuvvetleri 62.30 N ve 2880 siklus sonrasındaki tutuculuk kuvveti 21.14 N arasında orantısal bir benzerlik yoktur. Bizim çalışmamızdaki açılı modeller için tutuculuk yüzdelik azalması %65,3 olup bu çalışmaki %57.18 değişiminden fazladır. 2 grup içinde tutuculuk yüzdelik değişimi bizim çalışmamızda daha fazla bulunmuştur. Bunun nedenini örneklerdeki tutucu miktarları ve test cihazlarının farklı olmasından dolayı olabilir. Bizim çalışmamızdaki

test ortamında tutuculara daha fazla kuvvet gelmiş olabilir bundan dolayı tutucular daha fazla yıpranmış olabilir.

Alessandra N. ve ark.'ları (158) iki düşük profilli tutucu sistemin tutuculuklarını karşılaştırdığı bir çalışmada tutucuları ikişerli olarak protezler üzerinde in vitro ortamda test etmiştir. Çalışmada Ot Equator sistemin pembe ve şeffaf tutucu matriksi ve Locator sistemin pembe ve şeffaf tutucu matriksi kullanılmıştır. Örneklere 3 kez 400.000 çiğneme simülasyonu uygulanmış bu her çiğneme aralığından öncesi ve sonrası tutucular 10'ar kez takılıp çıkarılmıştır. Çalışma sonucunda Ot Equatorların başlangıç tutuculuk miktarı Locator sisteme göre daha azdır ama tutuculuk yüzdelik değişimi daha az olarak daha kararlı bir yapı göstermiştir. Bu bizim çalışmamızdaki equator ve custom locator sistemi arasındaki yüzdelik değişim üstünlüğü ile benzerken. Bioloc ve Equator sistemin yüzdelik değişim üstünlüğü ile farklı sonuç göstermektedir. Bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak model olarak gerçek protezler kullanılmış olup takip çıkarma işleminin yanı sıra modeller çiğneme similatöründe takip çıkarma olmadan belli aralıklarla baskı kuvvetine maruz bırakılmıştır.

AA Satti ve ark.'ları (159) yaptıkları bir çalışmada Locator ve Equator sistemlerin tutucu özellikleri karşılaştırmışlardır. Her örnek içerisinde aynı tutucudan ikişer adet bloklara düz olarak yerleştirilmiştir ve 1440 siklus takip çıkarma döngüsü uygulanmıştır. Pembe naylon matrixli locator tutucu sistemin başlangıç tutuculuğu 45.4 N'dan %33 azalarak 30.5 N'a düşmüştür. Şeffaf naylon tutuculu Equator sistemin başlangıç tutuculuğu 37.3 N'dan %45 düşüşle 20.6 N'a düşmüştür. Bu çalışmaya göre Locator tutucular Equator tutuculara göre daha üstün tutuculuk özelliği göstermektedir. Şeffaf tutucu Equator sisteminin başlangıç ve sonrasındaki tutuculuk miktarı bizim çalışmamızdakinden düşük değerde bulunmuştur. Tutuculuk yüzdesimdeki değişimde aynı şekilde daha düşük bulunmuştur. Bunun nedenini bu çalışmanın yapay tükürük ortamında ve farklı bir test cihazında yapıldığı için farklı çıktığını söylebiliriz. Bizim çalışmamızdaki distile su ortamında sürtünme katsayısının yapay tükürüklü ortama göre daha fazla olduğu söylenebilir.

Tükürük bileşenleri, sıcaklık, parafonksiyonel alışkanlıklar, dental plak, protez temizleyicilerinin kullanılması, yiyecek artıkları, implantlar arası mesafe, protezlerin marjinal sızdırmazlığı tutuculuk kuvvetini etkileyebilir. Bu nedenle intraoral

faktörlerin, implant sayısının, implant pozisyonunun, implantlar arası mesafenin implant destekli protezlerin tutuculuğu ve aşınması üzerine etkisinin araştırılması için daha ileri çalışmalara ihtiyaç olduğu bildirilmektedir (149)

7.3. SEM Bulgularının Tartışılması

Aşınma; terim olarak tek başına mekanik aktivite veya kimyasal ve mekanik aktivitelerin kombinasyonu ile yüzeyde oluşan madde kaybı olarak tanımlanabilir (160) Tutucu sistemlerin yüzeylerindeki aşınma pek çok faktöre bağlıdır; bunlar adezyon, abrazyon, tribokimyasal reaksiyon ve yüzey bozulması şeklinde sıralanabilir (161).

Açı ve yorma döngüsü arttıkça tutuculuk belirgin oranda azalmıştır. Tutuculuk kuvvetindeki azalma patriks ve matrikslerde meydana gelen aşınmayla doğru orantılıdır. SEM analizi verilerine aşınma miktarı ile tutuculuk kuvveti azalma miktarı arasında doğru bir orantı vardır.

Bioloc tutucusunun patrix kısmının aşınma öncesi ve sonrası SEM görüntüleri değerlendirildiğinde Bioloc tutucu abutmentin en tepe genişliği, en geniş ekvatorial noktalar arası mesafeleri ve iç çap genişliğinde 10 derece açılı ve açısız gruplarla yapılan yorma işlemi sonucunda belirgin bir deformasyon ve hacim değişikliğine saptanmamıştır. Önemsenecek miktarda çok az mikro çizikler vardır.

Bioloc sistemin peek içerikli matrixlerinin SEM görüntüleri incelendiğinde peek bileşenin iç çap ölçümü 3.48mm, dış çap ölçümü 4.32mm, peek tutucunun dış kenar kalınlığı 0,38mm ve metal yuvanın dış kenar kalınlığı 0,43mm'dir. Aşınma sonrasında metal yuvanın dış kenar kalınlığı 2 grup içinde bir değişme olmazken peek tutucu bileşenin iç, dış çap ve kenar kalınlıklarında boyut değişimleri ve deformiteler saptanmıştır. Düz örnekteki Bioloc peek tutucunun iç yarıçapı 1,802mm, dış yarı çapı 2,196mm, dış kenar kalınlığı ise 0,358mm ve 0,458mm değerlerinde değişiklik göstermektedir. Açılı peek tutucunun iç çapı 3,684mm , dış kenar kalınlığı 0,386mm ve 0,458mm değerlerinde değişiklik göstermektedir.

Ot Equator tutucusunun patrix kısmının aşınma öncesi ve sonrası SEM görüntüleri değerlendirildiğinde Bioloc tutucu abutmentin en tepe genişliği, en geniş ekvatorial noktalar arası mesafeleri ve iç çap genişliğinde 10 derece açılı ve açısız gruplarla

yapılan yorma işlemi sonucunda belirgin bir deformasyon ve hacim değişikliğine saptanmamıştır. Önemsenecek miktarda çok az mikro çizikler vardır.

Ot Equator matriksinin deney öncesi SEM ölçümleri yapıldığında naylon iç çapı 2,236mm, dış çap 3,2mm ve naylon dış kenar kalınlığı 0,52mm'dir. Deney sonrasında düz gruptaki naylon tutucunun dış kenar kalınlığı 0,536 ve 0,649mm aralığında değişiklik göstermektedir. Açılı gruptaki naylon tutucunun dış kenar kalınlığı ise 0,470mm ve 0,679mm aralığında değişiklik göstermektedir.

Custom locator Equator tutucusunun patirix kısmının aşınma öncesi ve sonrası SEM görüntüleri değerlendirildiğinde Bioloc tutucu abutmentin en tepe genişliği, en geniş ekvatorial noktalar arası mesafeleri ve iç çap genişliğinde 10 derece açılı ve açısız gruplarla yapılan yorma işlemi sonucunda belirgin bir deformasyon ve hacim değişikliğine saptanmamıştır. Önemsenecek miktarda çok az mikro çizikler vardır.

Custom locatorsisteminin peek tutucu bileşenin SEM analizi yapıldığında başlangıçtaki iç çap 3,618mm, dış kenar 0,55mm ve ortasındaki iç dairesel tutucunun çap 2mm'dir. Deney sonrası düz gruptaki peek tutucunun dış kenar kalınlıkları 0,588 ve 0,844mm'dir. Açılı gruptaki peek tutucunun iç merkez tutucu halkanın çapı 1,72mm, peek tutucunun dış kenar kalınlıkları ise 0,360mm ve 0,446mm aralığında değişmektedir.

HH Issa ve ark.'larının (162) Novaloc ve Locator tutucuların retansiyon ve aşınmalarının değerlendirildiği bir çalışmada tutucular in vitro ortamda alt çene protezlerine ikiyeşerli şekilde yerleştirilmiştir. 2000 siklus sonundaki aşınma yüzdeleri karşılaştırıldığında Locator naylon bileşenlerinin Novaloc peek bileşenlerden daha fazla oranda aşınma gösterdiği saptanmıştır. Bu çalışmanın sonucu bizim çalışmamızdaki peek bileşenli Bioloc sistem ve naylon bileşenli Equator sistem sonuçlarıyla benzerdir ama custom olarak üretilmiş locator sisteminin peek bileşenin aşınma sonuçlarıyla çok farklıdır. Standardizasyonu belli patentli bir ürünün orijinal olarak üretilen bir peek materyalinin yine aynı şekilde üretilmiş naylon materyale ve özel olarak üretilmiş peek materyaline göre biyomekanik özellik açısından daha üstün olduğunu söyleyebiliriz.

T. Rattanadech ve ark.'larının (157) yaptıkları bir çalışmada Ot Equator sistemi 0 ve 15 derecelik açılarla 2 yıla denk gelen 2880 siklus takıp çıkarma işleminden sonra tutuculuk , çıkarıcı tork değeri ve abutmentlerin yüzeyleri karşılaştırılmıştır. SEM görüntüsünde Ot Equatorların metal abutment dış yüzeylerinde herhangi bir hasar ve şekil değişikliği saptanmamıştır. Matriks yüzeylerinde ise herhangi bir görüntüleme yapılmamıştır. Matriks kısımlarının SEM ile görüntülenmemesi bu çalışmanın eksik yanıdır. Abutment yüzeylerindeki görüntü sonuçları bizim çalışmamızla tam olarak aynı olmasa da benzer özellik göstermektedir. Bizim çalışmamızdaki siklus sayısı bu çalışmadakinin 2 katı olduğu için bizim çalışmamızda farklı olarak abutment yüzeylerinde minimal çizikler bulunmuş olabilir.

AA Satti ve ark.'larının (159) locator ve equatorlar üzerinde yaptıkları bir çalışmada 1440 siklus sonrası tutucuların retansiyon özelliklerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışma aynı zamanda naylon tutucuların gövdesindeki görünür fiziksel değişiklikleri de değerlendirdi. Tüm çalışma örnekleri 360, 720, 1080 ve 1440 yerinden çıkma döngüsünden sonra mikroskobik incelemeye tabi tutuldu. Erken aşamalarda naylon tutucuların gövdesindeki küçük değişiklikler gözlenmiştir. Bununla birlikte, 1440 döngüden sonra hafif deformasyon fark edildi. OT ekvator şeffaf naylon tutucularındaki değişiklik küçüktü ve metal gövdeye bitişik dış halkanın periferik kenarları ile sınırlıydı. Beklenmedik bir şekilde, altı OT ekvator örneğinden ikisi metal yuvada hasar görüldü, hasar yüzeysel ve boyutta sınırlıydı. Locator naylon tutucunun gövdesi, naylon bileşenin iç tutucu kısmında değişiklikler gösterdi. Öte yandan, Locator naylon bileşenin dış halkasının periferik kenarlarında sınırlı deformasyon görülmüştür ve metal yuvada herhangi bir değişiklik gözlenmemiştir. Bu çalışmadaki sonuçlar bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Naylon bileşenlerindeki deformasyon bölgeleri benzerlik göstermektedir. Ama bu çalışmada equator tutucularının metal yuvasında bulunan hasar bizim çalışmamızda bulunmamıştır.

Aroso ve ark.'larının (163) 3 farklı overdenture hassas tutucunun retansiyon ve dayanıklılıklarının implant açılanmasına bağlı değerlendirdiği bir çalışmada 5400 siklus sonunda aç farkı olsa bile Locator sistemin metal patrix yüzeyinde görünürde herhangi bir deformasyona saptanmamıştır. Beyaz, pembe ve mavi naylon tutucu bileşenlerin iç yapısında aşınmalar saptanmıştır. Bu sonuçlar bizim çalışmamızdaki

peek ve naylon tutucu sislemlerin aşınma sonuçlarıyla benzerlik göstermetdir. Bu çalışmada metal bileşenlerde hiçbir yüzey deformasyonları saptanmazken bizim çalışmamızda yüzeyesel hafif çizikler meydana gelmiştir.

Jabbour Z ve ark.'larının (164) yaptığı bir çalışmada Anchor ve Locator tutucu sistemin bulunduğu 24 farklı hastanın üst çene protezlerinin tututuculuk ve aşınmalarını değerlendirmişlerdir. 1 yıl kullanım sonrasının değerlendirildiği bu çalışmada micro-BT altında Locator sistemin naylon tutucunun içinde önemli bir miktar aşınma saptanmıştır. Abutmentların dış yüzeyinde ise SEM görüntüsüyle tespit edilen minimal çizige rağmen önemli bir aşınma tespit edilmemiştir. Bu çalışmadaki sonuçlar bizim çalışmamıza benzerdir.

8. SONUÇ

Çalışmamızda 5.760 Siklus sonucunda Bioinfinity Bioloc locator, Rhein 83 OT Equator ve Custom locator tutucuların tamamında retansiyon kaybı gözlemlendi.

Çalışmamızda düz ve açılı tutucuların başlangıçtaki tutuculuk değerleri ortalamaları incelendiğinde en yüksek değerler Bioinfinity Bioloc tutucuya aittir. En düşük retansiyon değerleri ortalamaları ise düz tutucularda Custom Locator tutucularda, açılı tutucularda ise Rhein 83 OT Equator tutucularda belirlendi.

Düz ve açılı tutucuların SEM görüntüleri incelendiğinde ataşmanların TiN yüzey içeren patriks kısımlarında belirgin bir deformasyona ve boyut değişimine rastlanmadı. Farklılık olarak yüzeylerde hafif çizikler ve peek/naylon parçalarına rastlanıldı. Tutucuların peek ve naylon içeren matrix kısımlarının SEM görüntülerini incelediğimizde asıl aşınma ve deformasyonun tutucuların matrix kısımlarında gerçekleştiği saptanmıştır. Peek ve naylon tutucuları içinde tutan metal yuvalarda bir deformasyon saptanmamıştır.

Açılı ve Düz tutucu grupların aşınmalarını kendi aralarında karşılaştırdığımızda en fazla aşınmanın ve deformasyonun açılı gruplarda OT Equator naylon matrix’de ve düz gruplarda Custom locator peek tutucuda olduğu saptandı. En az aşınma ve deformasyon açılı gruplarda ve düz gruplarda Bioinfinity Bioloc tutucu sistemde olduğu saptandı.

Deney sonucunda tutucu komponentlerde meydana gelen aşınmalar nedeniyle tutuculuk kaybı izlendi.

Aşınma miktarının fazla olduğu tutucularda tutuculuk kaybında fazla olduğu görüldü.

Tutucu materyallerin farklı tasarım, materyal ve yüzey özelliklerine sahip olmasından dolayı tutucular arasında aşınma miktarı ve tutuculuk değişimleri farklılık göstermektedir.

Equator sistem tutucu parçasının çok küçük tutucu yüzey alanı olmasına rağmen yüksek tutuculuk değerleri göstermiştir. Ama zamana bağlı Equator naylon matriks, Bioinfinity peek matrikse göre daha fazla aşındığı tespit edildi. Custom locator’ın peek matrixi ise düz gruplarda equator naylona göre daha fazla aşınırken; açılı gruplarda equator naylon matrixe göre daha az aşınmıştır. Bu sonuçlar peek materyalinin naylon materyaline göre aşınma kuvvetlerine daha dayanıklı olduğu yüzey özelliğini

göstermiştir ama custom olarak üretilen peek materyalinin yüzey özellikleri bioloc peek tutucunun özellikleri kadar başarılı sonuç vermemektedir.

Locator ve equator tutucuların endikasyonları benzer olduğu düşünüldüğünde uzun dönem tutuculuk ve açılı implantlar durumunda locator tutucuların peek matrikslerle kullanımı tercihi önerilir.



9. KAYNAKLAR

1. Geçkili O, Bural C, Bilmenoğlu Ç. İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemler. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2010;(31.1):9–18.
2. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. Journal of the American Dental Association (1939). 2003;134(11):1455–8.
3. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. The International journal of prosthodontics. 2002;15(6):575–81.
4. Watson RM, Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, et al. Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective study. International Journal of Prosthodontics. 1997;10(4).
5. Van Kampen FMC, Van Der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. Journal of dental research. 2004;83(9):708–11.
6. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. The Journal of prosthetic dentistry. 2001;86(5):468–73.
7. Shafie H. Principles of attachment selection. Clinical and Laboratory Manual of Implant Overdentures Ames, Iowa: Blackwell. 2007;34(2):127–32.
8. Misch CE. Dental implant prosthetics. 2nd ed. St. Louis (MO): Elsevier. 2014.
9. Davodi A, Nishimura R, Beumer J 3rd. An implant-supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and Hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. The Journal of prosthetic dentistry. 1997 Aug;78(2):212–7.

10. Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006 Feb;95(2):102–5.
11. Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2009 Apr;40(4):313–9.
12. Mínguez-Tomás N, Alonso-Pérez-Barquero J, Fernández-Estevan L, Vicente-Escuder Á, Selva-Otaolaurruchi EJ. In vitro retention capacity of two overdenture attachment systems: Locator® and Equator®. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2018;10(7):e681–6.
13. Marin DOM, Leite ARP, Oliveira Junior NM de, Paleari AG, Pero AC, Compagnoni MA. Retention force and wear characteristics of three attachment systems after dislodging cycles. *Brazilian dental journal*. 2018;29:576–82.
14. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Naujoks C, Wiesmann H-P, Kiattavorncharoen S, et al. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head & face medicine*. 2008;4:1–8.
15. Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6(2).
16. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(2):141–7.
17. 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004;19(5).
18. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997 Jul;78(1):28–33.

19. 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. *Clinical oral implants research*. 1998 Jun;9(3):170–7.
20. Yang T-C, Maeda Y, Gonda T, Kotecha S. Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clinical oral implants research*. 2011 Nov;22(11):1315–9.
21. Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *Journal of oral rehabilitation*. 2003;30(7):671–8.
22. Rodrigues RCS, Faria ACL, Macedo AP, Sartori IA de M, de Mattos M da GC, Ribeiro RF. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. *Clinical oral implants research*. 2009 Dec;20(12):1314–9.
23. Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2009 Aug;18(6):479–83.
24. Breeding LC, Dixon DL, Schmitt S. The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996 May;75(5):570–3.
25. Epstein DD, Epstein PL, Cohen BI, Pagnillo MK. Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999 Nov;82(5):579–84.
26. Walton JN, Ruse ND. In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995 Nov;74(5):482–6.
27. 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. *Journal of oral rehabilitation*. 2010 Jan;37(1):54–62.

28. Bueno-Samper A, Hernandez-Aliaga M, Calvo-Guirado JL. The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. *Medicina oral, patologia oral y cirugía bucal*. 2010 Mar 1;15(2):375–8.
29. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. St. Louis. Mosby Inc. 2005;211:223.
30. Shafie HR. *Clinical and laboratory manual of implant overdentures*. John Wiley & Sons; 2013.
31. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clinical oral implants research*. 2001;12(6):640–7.
32. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part I: In vivo verification of stereolithographic model. *Clinical Oral Implants Research*. 2001;12(6):617–23.
33. Tokar E, Uludag B. Effects of Low-Profile Stud Attachment Configurations on Stress Distribution Characteristics of Implant-Retained Overdentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2018 Jul;33(4):754–63.
34. Alqutaibi AY, Kaddah AF, Ahmed C, Alqutaibi Y. Attachments used with implant supported overdenture. *International Dental & Medical Journal of Advanced Research*. 2016;2:1–5.
35. Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2005 Mar;14(1):3–11.
36. Kanazawa M, Tanoue M, Miyayasu A, Takeshita S, Sato D, Asami M, et al. The patient general satisfaction of mandibular single-implant overdentures and conventional complete dentures: Study protocol for a randomized crossover trial. *Medicine*. 2018 May 1;97(20):20.

37. Emami E, De Souza RF, Kabawat M, Feine JS. The Impact of Edentulism on Oral and General Health. *International Journal of Dentistry*. 2013;2013.
38. 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. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16(2):117–22.
39. Arshad AI, Ahmad P, Dummer PMH, Alam MK, Asif JA, Mahmood Z, et al. Citation Classics on Dental Caries: A Systematic Review. *European Journal of Dentistry*. 2020;14(1):128–43.
40. Jones JA, Orner MB, Spiro A, Kressin NR. Tooth loss and dentures: patients' perspectives. *International dental journal*. 2003;53(5 Suppl):327–34.
41. Ferro KJ, Morgano SM, Editor Carl Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, et al. THE GLOSSARY OF PROSTHODONTIC TERMS Ninth Edition Editorial Staff Glossary of Prosthodontic Terms Committee of the Academy of Prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;117:e1–105.
42. Thomason JM. The McGill Consensus Statement on Overdentures. Mandibular 2-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2002 Sep;10(3):95–6.
43. Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Müller F, Naert I, et al. Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients--the York Consensus Statement. *British dental journal*. 2009 Aug 22;207(4):185–6.
44. Sadowsky SJ, Fitzpatrick B, Curtis DA. Evidence-Based Criteria for Differential Treatment Planning of Implant Restorations for the Maxillary Edentulous Patient. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2015 Aug 1;24(6):433–46.

45. Boven GC, Raghoobar GM, Vissink A, Meijer HJA. Improving masticatory performance, bite force, nutritional state and patient's satisfaction with implant overdentures: a systematic review of the literature. *Journal of oral rehabilitation*. 2015 Mar 1;42(3):220–33.
46. Boerrigter EM, Stegenga B, Raghoobar GM, Boering G. Patient satisfaction and chewing ability with implant-retained mandibular overdentures: a comparison with new complete dentures with or without preprosthetic surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 1995;53(10):1167–73.
47. Kim HY, Shin SW, Lee JY. Standardizing the evaluation criteria on treatment outcomes of mandibular implant overdentures: a systematic review. *The journal of advanced prosthodontics*. 2014;6(5):325–32.
48. Dantas I de S, Souza MBC de, Morais MH de ST, Carreiro A da FP, Barbosa GAS. Success and survival rates of mandibular overdentures supported by two or four implants: a systematic review. *Brazilian oral research*. 2014;28:74–80.
49. Lee JY, Kim HY, Shin SW, Ross Bryant S. Number of implants for mandibular implant overdentures: a systematic review. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2012;4(4):204.
50. Kim HY, Lee JY, Shin SW, Ross Bryant S. Attachment systems for mandibular implant overdentures: a systematic review. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2012;4(4):197.
51. Sivaramakrishnan G, Sridharan K. Comparison of implant supported mandibular overdentures and conventional dentures on quality of life: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled studies. *Australian dental journal*. 2016 Dec 1;61(4):482–8.
52. Botega DM, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *Journal of oral rehabilitation*. 2004 Sep;31(9):884–9.

53. Kuoppala R, Närpänkangas R, Raustia A. Quality of Life of Patients Treated With Implant-Supported Mandibular Overdentures Evaluated With the Oral Health Impact Profile (OHIP-14): a Survey of 58 Patients. *Journal of Oral & Maxillofacial Research*. 2013 Jun 19;4(2):2.
54. S Feine J, E Ecarlsson G. Implant overdentures: the standard of care for edentulous patients. Quintessence books; 2003.
55. Rissin L, House JE, Manly RS, Kapur KK. Clinical comparison of masticatory performance and electromyographic activity of patients with complete dentures, overdentures, and natural teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1978;39(5):508–11.
56. Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, et al. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 11(3):291–8.
57. Burns DR. Mandibular implant overdenture treatment: Consensus and controversy - Burns - 2000 - *Journal of Prosthodontics* - Wiley Online Library.
58. Wismeijer D, Van Waas MAJ, Mulder J, Vermeeren JIJF, Kalk W. Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for overdentures on implants of the ITI Dental Implant System. A randomized controlled clinical trial. *Clinical oral implants research*. 1999;10(4):297–306.
59. Naert I, Quirynen M, Hooghe M, van Steenberghe D. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in mandibular overdenture therapy: a preliminary report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;71(5):486–92.
60. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. *Contemporary implant dentistry*. 3:105–26.
61. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clinical oral implants research*. 2000;11 Suppl 1:108–25.

62. Bhat S, Chowdhary R, Mahoorkar S. Comparison of masticatory efficiency, patient satisfaction for single, two, and three implants supported overdenture in the same patient: A pilot study. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*. 2016 Apr 1;16(2):182.
63. Tavakolizadeh S, Vafaee F, Khoshhal M, Ebrahimzadeh Z. Comparison of marginal bone loss and patient satisfaction in single and double-implant assisted mandibular overdenture by immediate loading. *The journal of advanced prosthodontics*. 2015;7(3):191–8.
64. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant dentistry*. 2006;15(1):24–34.
65. Fromentin O, Picard B, Tavernier B. In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments. *Practical periodontics and aesthetic dentistry : PPAD*. 1999 Apr;11(3):391–7; quiz 398.
66. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures. *Journal of the Canadian Dental Association*. 2007;73(8):691–4.
67. Daou EE. Stud attachments for the mandibular implant-retained overdentures: Prosthetic complications. A literature review. *The Saudi Dental Journal*. 2013 Apr 1;25(2):53–60.
68. Lehmann KM, Arnim F V. Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quintessence of Dental Technology*. 1978;7:45–8.
69. Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG. The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009 Aug;102(2):74–80.
70. Uludag B, Polat S. Retention characteristics of different attachment systems of mandibular overdentures retained by two or three implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2012;27(6):1509–13.

71. Setz I, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(3):323–9.
72. Mericske-Stern R. Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1998;13(1):36–43.
73. 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. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1997 Aug;26(4):263–7.
74. Preiskel HW. Overdentures made easy: a guide to implant and root supported prostheses. Quintessence Publishing Company; 1996.
75. Elsyad MA, Shaheen NH, Ashmawy TM. Long-term clinical and prosthetic outcomes of soft liner and clip attachments for bar/implant overdentures: a randomised controlled clinical trial. *Journal of oral rehabilitation*. 2017 Jun 1;44(6):472–80.
76. ELsyad MA. Soft Liner/Clip Attachment for Bar-Retained Implant Overdentures: A Technical Note. *The Journal of Oral Implantology*. 2016;42(5):442–5.
77. Schweyen R, Beuer F, Arnold C, Hey J. Retentive characteristics of a vinylpolysiloxane overdenture attachment system. *Clinical oral investigations*. 2015 May 1;19(4):947–53.
78. Uludağ B. Hassas Tutucular İmplant Vakalarında Sorunlar ve Çözümler İmplant Destekli Overdenture Uygulamaları ve Tutucu Sistemler. 1st ed. İstanbul: Ada Ofset Matbaacılık; 2012.
79. ULUDAĞ B, POLAT S. İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. 2010;1(1).

80. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1998;13(3):369–76.
81. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;65(5):671–80.
82. Porter JAJ, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2002;17(5):651–62.
83. Alsiyabi AS, Felton DA, Cooper LF. The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2005 Sep;14(3):184–90.
84. Al-Ghafli SA, Michalakis KX, Hirayama H, Kang K. The in vitro effect of different implant angulations and cyclic dislodgement on the retentive properties of an overdenture attachment system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009 Sep;102(3):140–7.
85. Zou D, Wu Y, Huang W, Wang F, Wang S, Zhang Z, et al. A 3-year prospective clinical study of telescopic crown, bar, and locator attachments for removable four implant-supported maxillary overdentures. *The International journal of prosthodontics*. 2013;26(6):566–73.
86. Schneider AL, Kurtzman GM. Restoration of divergent free-standing implants in the maxilla. *Journal of Oral Implantology*. 2002;28(3):113–6.
87. Shah K, Yilmaz B, McGlumphy E. Fabrication of a Mandibular Implant-Supported Overdenture with a New Attachment System: A Review of Current Attachment Systems. *The International journal of prosthodontics*. 2017;30(3):245–247.
88. Svetlize CA, Bodereau EFJ. Comparative study of retentive anchor systems for

- overdentures. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985). 2004 Jun;35(6):443–8.
89. Spiekermann H. Color atlas of dental medicine. Implantology. 1995;305–16.
 90. Walton JN, Huizinga SC, Peck CC. Implant angulation: a measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical experience. The International journal of prosthodontics. 2001;14(6):523–30.
 91. Mericske-Stern R. Clinical protocol for treatment with implantsupported overdentures. In: C.L Bolender GAZ, editor. Prosthodontic treatment for edentulous patients: Complete dentures and implant-supported prostheses. Twelfth Ed. St.Louis: Mosby: Elsevier; 2004.
 92. Alsabeeha NHM, Payne AGT, Swain M V. Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. The International journal of prosthodontics. 2009;22(5):429–40.
 93. Şakar O. Removable partial dentures: a practitioners' manual. Springer; 2015.
 94. Warreth A, Alkadhimi AF, Sultan A, Byrne C, Woods E. Mandibular implant-supported overdentures: attachment systems, and number and locations of implants--Part I. Journal of the Irish Dental Association. 2015;61(2):93–7.
 95. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber H. Mandibular two-implant telescopic overdentures: 10-year clinical and radiographical results. Clinical oral implants research. 2004;15(5):560–9.
 96. Stevens PJ, Fredrickson EJ, Gress M. Implant prosthodontics: Clinical and laboratory procedures. 2 nd. ed. USA: St. Louis. Mosby Co. Inc; 2000.
 97. Chung K-H, Chung C-Y, Cagna DR, Cronin RJJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists. 2004 Dec;13(4):221–6.

98. 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. *The International journal of prosthodontics*. 2005;18(2):99–105.
99. Thean HP, Khor SK, Loh PL. Viability of magnetic denture retainers: a 3-year case report. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2001;32(7):517–20.
100. Ortegón SM, Thompson GA, Agar JR, Taylor TD, Perdakis D. Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009 Apr;101(4):231–8.
101. Payne AG, Alsabeeha NH, Atieh MA, Esposito M, Ma S, Anas El-Wegoud M. Interventions for replacing missing teeth: attachment systems for implant overdentures in edentulous jaws. *The Cochrane database of systematic reviews*. 2018 Oct;10(10):CD008001.
102. 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. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*. 2010 Dec;19(8):614–9.
103. Tabatabaian F, Alaie F, Seyedan K. Comparison of three attachments in implant-tissue supported overdentures: an in vitro study. *Journal of dentistry* (Tehran, Iran). 2010;7(3):113–8.
104. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *Journal of oral rehabilitation*. 2007 Jan;34(1):41–51.
105. Türk PE, Geckili O, Türk Y, Günay V, Bilgin T. In vitro comparison of the retentive properties of ball and locator attachments for implant overdentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29(5):1106–

13.

106. Bayer S, Steinheuser D, Grüner M, Keilig L, Enkling N, Stark H, et al. Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures--retention force changes. *Gerodontology*. 2009 Dec;26(4):268–72.
107. Chen I-C, Brudvik JS, Mancl LA, Rubenstein JE, Chitswe K, Raigrodski AJ. Freedom of rotation of selected overdenture attachments: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011 Aug;106(2):78–86.
108. 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. *Journal of dental research*. 2000 Sep;79(9):1659–63.
109. Awad MA, Lund JP, Shapiro SH, Locker D, Klemetti E, Chehade A, et al. Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16(4):390–6.
110. Thomason JM. The use of mandibular implant-retained overdentures improve patient satisfaction and quality of life. *The journal of evidence-based dental practice*. 2010 Mar;10(1):61–3.
111. Carlsson GE. Implant and root supported overdentures - a literature review and some data on bone loss in edentulous jaws. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2014;6(4):245.
112. Kuoppala R, Nääpänkangas R, Raustia A. Outcome of implant-supported overdenture treatment--a survey of 58 patients. *Gerodontology*. 2012 Jun;29(2):e577-84.
113. Ellis JS, Burawi G, Walls A, Thomason JM. Patient satisfaction with two designs of implant supported removable overdentures; ball attachment and magnets. *Clinical oral implants research*. 2009 Nov;20(11):1293–8.

114. Roccuzzo M, Bonino F, Gaudio L, Zwahlen M, Meijer HJA. What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures. *Clinical oral implants research*. 2012 Oct;23 Suppl 6:229–37.
115. Andreiotelli M, Att W, Strub J-R. Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. *The International journal of prosthodontics*. 2010;23(3):195–203.
116. Cakar S, Can T, Yaltirik M, Keskin C. Complications associated with the ball, bar and Locator attachments for implant-supported overdentures. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*. 2011 Nov;16(7):e953-9.
117. Cristache CM, Muntianu LAS, Burlibasa M, Didilescu AC. Five-year clinical trial using three attachment systems for implant overdentures. *Clinical oral implants research*. 2014 Feb;25(2):e171-8.
118. Engelhardt F, Zeman F, Behr M, Hahmel S. Prosthetic Complications and Maintenance Requirements in Locator-attached Implant-Supported Overdentures: A Retrospective Study. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2016 Mar;24(1):31–5.
119. Burns DR, Unger JW, Elswick RKJ, Giglio JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II--Patient satisfaction and preference. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995 Apr;73(4):364–9.
120. Lehmann KM, Arnim F v. [Studies on the retention capability of push-button attachments]. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie*. 1976 May;86(5):521–30.
121. Stewart BL, Edwards RO. Retention and wear of precision-type attachments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;49(1):28–34.
122. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003 Aug;90(2):121–32.

123. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007 Apr;97(4):229–35.
124. Begg T, Geerts GAVM, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2009;24(4):663–71.
125. Schneider AL. The use of a self-aligning, low-maintenance overdenture attachment. *Dentistry today*. 2000;19(4):24–6.
126. Ludwig K, Cretsi X, Kern M. In vitro retention force changes of ball anchor attachments depending on divergences of implants. *Dtsch Zahnarztl Ztg*. 2006;61:142–6.
127. Shastry T, Anupama NM, Shetty S, Nalinakshamma M. An in vitro comparative study to evaluate the retention of different attachment systems used in implant-retained overdentures. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2016;16(2):159–66.
128. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. *Stomatologija*. 2005;7(4):115–20.
129. Wichmann MG, Kuntze W. Wear behavior of precision attachments. *The International journal of prosthodontics*. 1999;12(5):409–14.
130. Kürkcüoğlu I, Özkir SE, Köroğlu A, Sahin O, Yilmaz B. Effect of denture cleansing solutions on different retentive attachments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016 May;115(5):606–10.
131. Cornelius RM, McClung WG, Barre P, Esguerra F, Brash JL. Effects of reuse and bleach/formaldehyde reprocessing on polysulfone and polyamide hemodialyzers. *ASAIO journal (American Society for Artificial Internal Organs : 1992)*. 2002;48(3):300–11.
132. Setz JM, Wright PS, Ferman AM. Effects of attachment type on the mobility of

- implant-stabilized overdentures--an in vitro study. *The International journal of prosthodontics*. 2000;13(6):494–9.
133. Nagaoka E, Nagayasu Y, Yamashita H, Matsushiro H, Okuno Y. Study of retention in attachments for overdenture. (II) O-ring attachment. *The Journal of Osaka University Dental School*. 1980 Dec;20:215–26.
 134. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1994 Aug;106(2):131–8.
 135. Chiu LPY, Vitale N Di, Petridis H, McDonald A. The Effect of Different Water Temperatures on Retention Loss and Material Degradation of Locator Attachments. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2017 Aug;26(6):537–44.
 136. el-Sheikh AM, Hobkirk JA, Kelleway JP. Effects of superstructure type and design on force transmission via implant-stabilised mandibular prostheses. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 1999;7(2):45–50.
 137. Fakhry A, Tan S-C, Heiner AD, Dehkordi-Vakil FH, Dircks HW. Methodology for measuring the in vitro seating and unseating forces of prefabricated attachment systems used to retain implant overdentures. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2010 Feb;19(2):87–94.
 138. Rabbani S, Juszczak AS, Clark RK, Radford DR. Investigation of retentive force reduction and wear of the locator attachment system with different implant angulations. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2015;30(3):556–63.
 139. Srinivasan M, Schimmel M, Kobayashi M, Badoud I, Ammann P, Herrmann FR, et al. Influence of different lubricants on the retentive force of

- LOCATOR® attachments - an in vitro pilot study. *Clinical oral implants research*. 2016 Jul;27(7):771–5.
140. Bayer S, Keilig L, Kraus D, Grüner M, Stark H, Mues S, et al. Influence of the lubricant and the alloy on the wear behaviour of attachments. *Gerodontology*. 2011 Sep;28(3):221–6.
 141. You W, Masri R, Romberg E, Driscoll CF, You T. The effect of denture cleansing solutions on the retention of pink locator attachments after multiple pulls: an in vitro study. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2011 Aug;20(6):464–9.
 142. Kobayashi M, Srinivasan M, Ammann P, Perriard J, Ohkubo C, Müller F, et al. Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clinical oral implants research*. 2014;25(4):426–34.
 143. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H, Iwasaki N. Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dental materials journal*. 2011;30(6):845–53.
 144. Rutkunas V, Mizutani H. Retentive and Stabilizing Properties of Stud and Magnetic Attachments Retaining Mandibular Overdenture. An in vitro Study. *Stomatologija*. 2004;6(3):85–90.
 145. Abi Nader S, de Souza RF, Fortin D, De Koninck L, Fromentin O, Junior RFA. Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *Journal of oral rehabilitation*. 2011;38(3):157–64.
 146. Alsabeeha N, Atieh M, Swain M V, Payne AGT. Attachment systems for mandibular single-implant overdentures: an in vitro retention force investigation on different designs. *The International journal of prosthodontics*. 2010;23(2):160–6.
 147. Reda KM, El-Torky IR, El-Gendy MN. In vitro retention force measurement for three different attachment systems for implant-retained overdenture. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*. 2016;16(4):380.

148. ELSyad MA, Errabti HM, Mustafa AZ. Mandibular denture base deformation with locator and ball attachments of implant-retained overdentures. *Journal of Prosthodontics*. 2016;25(8):656–64.
149. Choi J-W, Bae J-H, Jeong C-M, Huh J-B. Retention and wear behaviors of two implant overdenture stud-type attachments at different implant angulations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(5):628–35.
150. Fu C-C, Hsu Y-T. A comparison of retention characteristics in prefabricated and custom-cast dental attachments. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*. 2009;18(5):388–92.
151. Gamborena JI, Hazelton LR, NaBadalung D, Brudvik J. Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. *The International journal of prosthodontics*. 1997;10(2):123–30.
152. 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. *The International journal of prosthodontics*. 2008;21(2):152–4.
153. Besimo CH, Graber G, Flühler M. Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. *Journal of oral rehabilitation*. 1996;23(6):372–8.
154. Chan MF, Johnston C, Howell RA, Cawood JI. Prosthetic management of the atrophic mandible using endosseous implants and overdentures: a six year review. *British dental journal*. 1995;179(9):329–37.
155. Arnold C, Stampa C, Schweyen R, Hey J, Boeckler A. Retentive Characteristics of a New Attachment System for Hybrid Dentures. *Materials (Basel, Switzerland)*. 2020 Aug;13(15).
156. Fugariu I, de Souza RF, Rosas E, Borie E. Using an Attachment System with PEEK Matrices for Single-Implant Overdentures: In Vitro Retention Force. *Journal of clinical medicine*. 2023;12(6):2159.

157. Rattanedech T, Aunmeungtong W, Khongkuntian P. Effects of cyclic dislodgement on the retentive force reduction of different OT-equator caps and removal torque of the retentive components of a mini dental implant system. *Oral & Implantology*. 2019;12(2):137–50.
158. Sassi AN, Todaro C, Isola G, Bortolini I, Rodriguez y Baena R, Storelli S, et al. Mastication Wear of Two Low Profile Attachment Systems for Overdenture: An In Vitro Study. *BioMed Research International*. 2022.
159. Satti AA. Comparison of Retentive properties of two Attachment Systems in Mandibular Overdentures-An in vitro study. Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry and World Health ...; 2013.
160. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences; 2012.
161. Bayer S, Grüner M, Keilig L, Hültenschmidt R, Nicolay C, Bourauel C, et al. Investigation of the wear of prefabricated attachments-An in vitro study of retention forces and fitting tolerances. *Quintessence International*. 2007;38(5).
162. Issa HH, Cheta N, Qady D el, Khalaf S. Retention and Wear Evaluation of Locator Attachment and Novaloc Attachments for Two Implant-Supported Mandibular Overdentures (In Vitro Study). 2022 Mar 25 [cited 2023 Jun 12]; Available from: <https://zenodo.org/record/6838910>
163. Aroso C, Silva AS, Ustrell R, Mendes JM, Braga AC, Berastegui E, et al. Effect of abutment angulation in the retention and durability of three overdenture attachment systems: An in vitro study. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(1):21–9.
164. Jabbour Z, Fromentin O, Lassauzay C, Abi Nader S, Correa JA, Feine J, et al. Effect of implant angulation on attachment retention in mandibular two-implant overdentures: a clinical study. 2014.