

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İMLANT DESTEKLİ OVERDENTURE PROTEZLERDE  
KULLANILAN FARKLI RETANTİF ELEMANLARIN  
TUTUCULUĞA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**İlknur TORUN**

**UZMANLIK TEZİ**

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Özgür İNAN**

**KONYA-2019**

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İMLANT DESTEKLİ OVERDENTURE PROTEZLERDE  
KULLANILAN FARKLI RETANTİF ELEMANLARIN  
TUTUCULUĞA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**İlknur TORUN**

**UZMANLIK TEZİ**

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Özgür İNAN**

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 18102033 proje numarası ile desteklenmiştir.

**KONYA-2019**

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'na

İlknur TORUN tarafından savunulan bu çalışma, jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak oy birliği ile kabul edilmiştir.

Üye: Prof.Dr.Özgür İNAN

Selçuk Üniversitesi

İmza



Üye: Prof.Dr.İsa YÖNDEM

Selçuk Üniversitesi

İmza



Üye: Dr.Öğr.Üyesi. Hande ÇITIR YÜCEL

Alaaddin Keykubat Üniversitesi

İmza



## ÖNSÖZ

Protetik Diş Tedavisi uzmanlık eğitimim boyunca ve tez sürecimde değerli vaktini ve desteğini esirgemeyip bana her zaman yol gösteren; mesleki deneyimi ile bilgisini benimle her zaman paylaşan; etik değerleri ve çalışkanlığıyla örnek aldığım saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Özgür İnan' a,

Tezime katkılarından dolayı Prof. Dr. İsa Yöndem'e ve yol göstericim, bilgisine, enerjisine hayran olduğum Dr. Öğr. Üy. Hande Çıtır Yücel'e,

Eğitim gördüğüm süre boyunca bana katkılarından dolayı Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, birlikte çalıştığım asistan arkadaşlarıma ve personelimize,

Elektro-pnömatik yorulma test cihazı tasarım ve yapım aşamasında büyük emeği geçen, her türlü laboratuvar ve teknik desteğini esirgemeyen başta Selçuk Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü İmalat ve Konstrüksiyon Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Hacı Sağlam'a ve Konya Teknik Üniversitesi Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu Elektrik ve Enerji Bölümü Dr. Öğr. Üyesi Hakan Terzioğlu'na,

Tezimin laboratuvar aşamalarında yardımcı olan teknisyen Mehmet Gökçe'ye, değerli ablam Dr. Buket Bozkurt'a ve mühendis arkadaşlarıma,

Ölçümlerin yapılmasında yardımcı olan Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı çalışanı Sayın Mustafa Yeşil'e

Tezimin istatistik bölümünün yapım aşamasında büyük emeği olan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Naci Murat'a,

Berber başlayan uzmanlık eğitimimizde geçen her zamanı değerli ve eğlenceli kılan, çok değerli dostlarım Gökçen Öztürk, Mehtap Bozkurt ve Zeynep Kara'ya,

Hayatım boyunca benden maddi manevi desteğini esirgemeyen, her zaman yanımda olan babam Hasan Torun annem Nezihâ Torun ve kardeşim Ragıp Torun'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

## İÇİNDEKİLER

|                                                                                                                  |           |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| ONAY SAYFASI.....                                                                                                | i         |
| ÖNSÖZ.....                                                                                                       | ii        |
| İÇİNDEKİLER .....                                                                                                | iii       |
| ÇİZELGE VE ŞEKİLLER .....                                                                                        | v         |
| ÖZET.....                                                                                                        | ix        |
| SUMMARY .....                                                                                                    | xi        |
| <b>1.GİRİŞ .....</b>                                                                                             | <b>1</b>  |
| 1.1 Dental İmplantolojinin Tarihi ve Osseointegrasyon Kavramı.....                                               | 2         |
| 1.2 İmplant Destekli Protezler .....                                                                             | 5         |
| 1.2.1 İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması .....                                                       | 6         |
| 1.3 İmplant Destekli Overdenture Protezler .....                                                                 | 8         |
| 1.3.1 İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Avantajları .....                                                 | 9         |
| 1.3.2 İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Dezavantajları.....                                               | 9         |
| 1.3.3 Alt Çene İmplant Destekli Overdenture Protezler.....                                                       | 10        |
| 1.4 Tutuculuk Kavramı ve Hassas Tutucular .....                                                                  | 11        |
| 1.5 İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemleri.....                                   | 13        |
| 1.5.1 İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Tutucu Seçiminde<br>Dikkat Edilmesi Gereken Faktörler .....       | 15        |
| 1.6 Bar Tutucular.....                                                                                           | 16        |
| 1.7 Stud Tutucular .....                                                                                         | 19        |
| 1.7.1 Top Başlı Tutucular .....                                                                                  | 20        |
| 1.7.2 Locator Tutucular .....                                                                                    | 21        |
| 1.7.3 Novaloc Tutucular .....                                                                                    | 24        |
| 1.8 Miknatıs Tutucular .....                                                                                     | 27        |
| 1.9 Teleskopik Tutucular.....                                                                                    | 28        |
| 1.10 İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Kullanılan Tutucuların<br>Maksimum Retansiyon Kuvveti Ölçümü ..... | 28        |
| 1.11 Dental Materyallerde Yaşlandırma İşlemleri ve Kullanılan Cihazlar .....                                     | 29        |
| 1.12 Taramalı Elektron Mikroskopu Analizi (SEM).....                                                             | 31        |
| <b>2. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>                                                                                   | <b>32</b> |
| 2.1 Örneklerin Hazırlanması .....                                                                                | 34        |
| 2.1.1 Akrilik Modellerin Hazırlanması.....                                                                       | 34        |

|                                                                                                     |            |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| 2.1.2 İmplantları İçeren Fotoelastik Modelin Hazırlanması .....                                     | 36         |
| 2.2 Dolder Barın Hazırlanması .....                                                                 | 43         |
| 2.3 Protetik Komponentin Simülasyonu .....                                                          | 45         |
| 2.3.1 Locator Matriksin Yerleştirilmesi .....                                                       | 45         |
| 2.3.2 Novaloc Matriksin Yerleştirilmesi .....                                                       | 48         |
| 2.3.3 Gold Matriksin Yerleştirilmesi .....                                                          | 50         |
| 2.3.4 Dolder Bar Klipslerin Yerleştirilmesi .....                                                   | 51         |
| 2.4 Örneklerin Tutuculuk Ölçümleri .....                                                            | 53         |
| 2.5 Siklus Testlerinin Yapılması .....                                                              | 54         |
| 2.6 Örneklerin SEM Fotoğraflarının Çekilmesi .....                                                  | 56         |
| 2.7 İstatistiksel Değerlendirme .....                                                               | 56         |
| <b>3.BULGULAR .....</b>                                                                             | <b>57</b>  |
| 3.1 Çalışmadan Elde Edilen Tutuculuk Değeri Bulguları .....                                         | 57         |
| 3.1.1 Tutucu Kuvveti Üzerine Materyal ve Zamanın Ana Etkileri<br>Değerlendirmesi .....              | 57         |
| 3.1.2 Gold Matriks Tutuculuk Kuvvetinin Zamana Bağlı Olarak<br>Değerlendirilmesi .....              | 60         |
| 3.1.3 Dolder Bar Tutuculuk Kuvvetinin Zamana Bağlı Olarak<br>Değerlendirilmesi .....                | 61         |
| 3.1.4 Locator Tutuculuk Kuvvetinin Zamana Bağlı Olarak<br>Değerlendirilmesi .....                   | 62         |
| 3.1.5 Novaloc Tutuculuk Kuvvetinin Zamana Bağlı Olarak<br>Değerlendirilmesi .....                   | 63         |
| 3.1.6 Ataçmanların Tutuculuk Kuvvetinin Birbirine ve Zamana Bağlı<br>Olarak Değerlendirilmesi ..... | 634        |
| 3.2 SEM Görüntüleri .....                                                                           | 645        |
| <b>4.TARTIŞMA .....</b>                                                                             | <b>78</b>  |
| <b>5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....</b>                                                                | <b>94</b>  |
| <b>6. KAYNAKÇA .....</b>                                                                            | <b>96</b>  |
| <b>7.EKLER.....</b>                                                                                 | <b>109</b> |
| <b>8.ÖZGEÇMİŞ.....</b>                                                                              | <b>111</b> |

## ŞEKİLLER

|                                                                                                                          |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 1.1. O-ring ataçman abutment ve tutucu parçaları .....                                                             | 20 |
| Şekil 1.2. Straumann Gold matriks ve retentive anchor .....                                                              | 21 |
| Şekil 1.3. Locator düz abutment ve matriksleri. ....                                                                     | 23 |
| Şekil 1.4. Locator açılı abutment ve matriksleri .....                                                                   | 23 |
| Şekil 1.5. Optiloc .....                                                                                                 | 24 |
| Şekil 1.6. CM-LOC .....                                                                                                  | 24 |
| Şekil 1.7. Locator R-tx .....                                                                                            | 25 |
| Şekil 1.8. Locator F-tx .....                                                                                            | 25 |
| Şekil 1.9. Novaloc açısız abutment ve matriksin tolare ettiği açı .....                                                  | 26 |
| Şekil 1.10. Novaloc tutucu parçasını taşıyan kapsül: titanyum-PEEK .....                                                 | 26 |
| Şekil 1.11. Novaloc tutucularının renkleri ve tutuculuk dereceleri .....                                                 | 26 |
| Şekil 2.1. Yumuşak doku düzeyi implant .....                                                                             | 33 |
| Şekil 2.2. Dikdörtgen prizma şeklinde ahşap blok.....                                                                    | 35 |
| Şekil 2.3. Elastomerik ölçü materyali içerisinde ahşap blok .....                                                        | 35 |
| Şekil 2.4. Polimerize olmuş otopolimerizan akrilik blok.....                                                             | 35 |
| Şekil 2.5. Otopolimerizan akrilik .....                                                                                  | 36 |
| Şekil 2.6. Paralelometre cihazı.....                                                                                     | 36 |
| Şekil 2.7. Rehber olukların açılması .....                                                                               | 37 |
| Şekil 2.8. İmplant cerrahi seti (Straumann Basel, İsviçre).....                                                          | 37 |
| Şekil 2.9. İmplant yuvalarının genişletilmesi.....                                                                       | 38 |
| Şekil 2.10. İmplantların yerleştirilmesi.....                                                                            | 38 |
| Şekil 2.11. Akrilik bloklara yerleştirilmiş doku seviyesi implantlar .....                                               | 39 |
| Şekil 2.12. Ölçü alımı için hazırlanan akrilik model .....                                                               | 39 |
| Şekil 2.13. Akrilik modelden ölçü alınması.....                                                                          | 40 |
| Şekil 2.14. Akrilik modelden elde edilen ölçü.....                                                                       | 41 |
| Şekil 2.15. PL-2 (fotoelastik rezin).....                                                                                | 41 |
| Şekil 2.16. Elastomerik ölçü içerisine dökülmüş PL-2 fotoelastik rezin .....                                             | 43 |
| Şekil 2.17. Alçı model üzerine yerleştirilmiş Dolder bar döküm plastikleri .....                                         | 44 |
| Şekil 2.18. Dökümden önce ve sonra Dolder bar komponenti. ....                                                           | 44 |
| Şekil 2.19. Dolder bar ve metal klips uzunlukları.....                                                                   | 45 |
| Şekil 2.20. Fotoelastik rezin bloğa yerleştirilmiş Locator abutmentlar, block out<br>silindiri ve Locator matriksi ..... | 45 |
| Şekil 2.21. Protezi temsil eden akrilik blokların hazırlanması.....                                                      | 46 |

|                                                                                                                              |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 2.22. Locator matriks yerleştirilmiş akrilik blok ve fotoelastik rezin blok.....                                       | 46 |
| Şekil 2.23. Locator lastik tutucu yerleştirici-çıkarıcı aparey .....                                                         | 47 |
| Şekil 2.24. Locator abutment , block out silindiri, titanyum kapsül ve tutucu lastikler<br>.....                             | 47 |
| Şekil 2.25. Locator matriks içeren akrilik bloklar .....                                                                     | 47 |
| Şekil 2.26. Fotoelastik rezin bloğa yerleştirilmiş Novaloc abutmentlar, block out<br>silindiri ve Novaloc matriksi. ....     | 48 |
| Şekil 2.27. Novaloc matriks yerleştirilmiş akrilik blok ve fotoelastik rezin blok.....                                       | 49 |
| Şekil 2.28. Novaloc tutucuları çıkarıcı ve yerleştirici apareyler .....                                                      | 49 |
| Şekil 2.29. Novaloc abutment, block out silindiri, titanyum matriks ve PEEK<br>tutucular.....                                | 49 |
| Şekil 2.30. Novaloc matriks içeren akrilik bloklar .....                                                                     | 50 |
| Şekil 2.31. Fotoelastik rezin bloğa yerleştirilmiş top başlı abutmentlar ve Gold<br>matriks.....                             | 50 |
| Şekil 2.32. Gold matriks yerleştirilmiş akrilik blok ve fotoelastik rezin blok .....                                         | 51 |
| Şekil 2.33. Top başlı abutment ve Gold matriks.....                                                                          | 51 |
| Şekil 2.34. Gold matriks içeren akrilik bloklar .....                                                                        | 51 |
| Şekil 2.35. Dolder bar ve metal klips.....                                                                                   | 52 |
| Şekil 2.36. Protezi temsil eden akrilik blokların hazırlanması.....                                                          | 52 |
| Şekil 2.37. Dolder bar klips yerleştirilmiş akrilik blok ve fotoelastik rezin blok .....                                     | 53 |
| Şekil 2.38. Bar klips içeren akrilik bloklar .....                                                                           | 53 |
| Şekil 2.39. Universal test makinası (LRX, Lloyd Instruments LTD) .....                                                       | 54 |
| Şekil 2.40. Elektro-pnömatik yorulma test cihazı.....                                                                        | 55 |
| Şekil 2.41. Elektro-pnömatik yorulma test cihazına yerleştirilmiş örnekler.....                                              | 55 |
| Şekil 2.42. SEM Cihazı (Taramalı Elektron Mikroskopu) .....                                                                  | 56 |
| Şekil 3.1. Zamanlara göre Gold matriks kuvvet değeri azalma grafiği .....                                                    | 60 |
| Şekil 3.2. Zamanlara göre Dolder bar kuvvet değeri azalma grafiği .....                                                      | 61 |
| Şekil 3.3. Zamanlara göre Locator kuvvet değeri azalma grafiği.....                                                          | 62 |
| Şekil 3.4. Zamanlara göre Novaloc kuvvet değeri azalma grafiği.....                                                          | 63 |
| Şekil 3.5. Tüm ataçmanların başlangıca göre kuvvet değeri azalma grafiği.....                                                | 65 |
| Şekil 3.6. Siklus testi yapılmamış Locator pembe lastik ve metal kapsülün X33<br>büyütmede görüntüleri ve çap ölçümleri..... | 65 |



|                                                                                                                                |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 3.7. 2 yıllık yorulma sonucu Locator pembe lastik ve metal kapsül X35<br>büyütmede görüntüleri ve çap ölçümleri -1 ..... | 66 |
| Şekil 3.8. 2 yıllık yorulma sonucu Locator pembe lastik ve metal kapsül X35<br>büyütmede görüntüleri ve çap ölçümleri-2 .....  | 66 |
| Şekil 3.9. Siklus testleri öncesi Locator pembe lastik yüzeyinin X1000 büyütmeye<br>görüntüleri .....                          | 67 |
| Şekil 3.10. 2 yıllık yorulma sonrası Locator pembe lastiklerin yüzeylerinin X1000<br>büyütmede görüntüleri .....               | 68 |
| Şekil 3.11. Siklus testi yapılmamış Novaloc sarı tutucu ve metal kapsül X30<br>büyütmede görüntüleri ve çap ölçümleri.....     | 69 |
| Şekil 3.12. 2 yıllık yorulma sonucu Novaloc sarı tutucu ve metal kapsül X33<br>büyütmede görüntüleri ve çap ölçümleri.....     | 69 |
| Şekil 3.13. 2 yıllık yorulma sonucu Novaloc sarı tutucu ve metal kapsül X32<br>büyütmede görüntüleri ve çap ölçümleri.....     | 69 |
| Şekil 3.14. Siklus testleri öncesi Novaloc sarı tutucu yüzeyinin X1000 büyütmeye<br>görüntüleri .....                          | 70 |
| Şekil 3.15. 2 yıllık yorulma sonrası Novaloc sarı tutucu yüzeylerinin X1000<br>büyütmede görüntüleri .....                     | 71 |
| Şekil 3.16. Siklus testi yapılmamış Gold matriksin X57 büyütmeye görüntüsü ve çap<br>ölçümleri.....                            | 72 |
| Şekil 3.17. 2 yıllık yorulma sonrası Gold matriksin X60 büyütmeye görüntüsü ve çap<br>ölçümleri.....                           | 72 |
| Şekil 3.18. 2 yıllık yorulma sonrası Gold matriksin X54 büyütmeye görüntüsü ve çap<br>ölçümleri.....                           | 72 |
| Şekil 3.19. Siklus testleri öncesi Gold matriks yüzeyinin X1000 büyütmeye<br>görüntüleri .....                                 | 73 |
| Şekil 3.20. 2 yıllık yorulma sonrası Gold matriks yüzeylerinin X1000 büyütmeye<br>görüntüleri .....                            | 74 |
| Şekil 3.21. Siklus testi yapılmamış Dolder bar klipsin X40, X44 büyütmeye<br>görüntüsü ve çap ölçümleri .....                  | 75 |
| Şekil 3.22. 2 yıllık yorulma sonrası Dolder bar klipsin X40 büyütmeye görüntüsü ve<br>çap ölçümleri .....                      | 75 |
| Şekil 3.23. 2 yıllık yorulma sonrası Dolder bar klipsin X35 büyütmeye görüntüsü ve<br>çap ölçümleri .....                      | 75 |

|                                                                                                      |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 3.24. Siklus testleri öncesi Dolder bar klipsi yüzeyinin X1000 büyütmede görüntüleri .....     | 76 |
| Şekil 3.25. 2 yıllık yorulma sonrası Dolder bar klips yüzeylerinin X1000 büyütmede görüntüleri ..... | 77 |

## ÇİZELGELER

|                                                                                     |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Çizelge 2.1. İmplantın ve ataçmanların özellikleri .....                            | 33 |
| Çizelge 2.2. PL-2'nin bazı fiziksel ve optik özellikleri .....                      | 42 |
| Çizelge 2.3. Üretici firma tarafından önerilen formül .....                         | 42 |
| Çizelge 2.4. Elastik modül .....                                                    | 42 |
| Çizelge 3.1. Grup ve zamanlara göre ortalama ve standart sapma değerleri .....      | 58 |
| Çizelge 3.2. Materyal ana etkisinin çoklu karşılaştırma sonuçları .....             | 58 |
| Çizelge 3.3. Zaman ana etkisinin çoklu karşılaştırma sonuçları .....                | 59 |
| Çizelge 3.4. Materyal ve zaman etkileşimlerinin çoklu karşılaştırma sonuçları ..... | 64 |

## SİMGELER VE KISALTMALAR

**ADLC:** Amorphous Diamond - Like Carbon

**°C:** Santigrad Derece

**cm<sup>2</sup>:** Santimetre Kare

**cm<sup>3</sup>:** Santimetre Küp

**gr:** Gram

**gPA:** Giga Pascal

**ITI:** International Team for Implantology

**kN:** Kilo Newton

**mm:** Milimetre

**mm/sn:** Milimetre/ Saniye

**M.Ö.:** Milattan Önce

**N:** Newton

**nm:** Nano Metre

**PEEK:** Poli Eter Eter Keton

**PEKK:** Poli Eter Keton Keton

**SEM:** Scanning Elektron Microscope

**yy:** Yüzyıl

**ZAAG:** Zest Anchor Advanced Generation

**° :** Derece

## ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

### **İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Kullanılan Farklı Retantif Elemanların Tutuculuğa Etkisinin Değerlendirilmesi**

**İlknur TORUN**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**UZMANLIK TEZİ / KONYA-2019**

Tam dişsizlik olgularında implantlar ve retantif elemanlar hastanın fonksiyon, fonasyon ve estetiğinin daha iyi sağlanabilmesi amacıyla günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. İmplant destekli overdenture protezlerde kullanılan retantif elemanlar şekil, boyut, dizayn ve materyal içeriği bakımından çeşitlilik göstermektedir. Ataçman grupları arasında bulunan bu çeşitlilik sonucu implant destekli overdenture protezlerin ilk ve uzun dönemde tutuculuğu, stabilizasyonu birbirinden farklı olabilmektedir.

Çalışmamızda Locator, Novaloc, Gold matriks ve Dolder bar kullanılmıştır. Fotoelastik rezin blok içerisine birbirine paralel 2 adet implant yerleştirilmiştir. Aynı boyutlarda hazırlanan otopolimerizan akrilik bloklarda, ilgili ataçmanın patriksinin karşılık geldiği bölgelere matriksler yerleştirilip bağlanmıştır. Dolder bar, laboratuvarında Cr-Co materyalinden döküm yöntemi ile elde edilmiştir. Bar klipsleri de aynı yöntemle akrilik bloklara bağlanmıştır. Locator pembe lastik ve Novaloc sarı tutucu parçalar, laboratuvar parçaları ile değiştirilmiştir. Başlangıç retansiyon değerleri universal test cihazında ölçülmüştür. Ölçümden sonra, örneklerin yorulma testinin yapılması amacıyla tasarlanıp üretilen elektro-pnömatik yorulma test cihazında, takma-çıkarma siklusları yapılmıştır. Protezlerin günde 3 kere takıp çıkarıldığı varsayılarak 6 aylık (540 siklus), 1 yıllık (1080 siklus), 2 yıllık (2160 siklus) periyotlarda örneklerin retansiyon değerleri universal test cihazında ölçülerek elde edilen veriler karşılaştırılmıştır. 2 yıllık kullanım sonunda matriksler taramalı elektron mikroskobu ile incelenip, aşınmalar değerlendirilmiştir.

Sonuç olarak, 4 ataçman grubunda da başlangıca göre 2 yıllık kullanım sonucu aşınmalar ve tutuculuk kaybı izlenmiştir. Tutuculuk kaybı polimer içerikli ataçmanlardan olan Novaloc ve Locator'da daha fazla görülmüştür. 2 yılın sonunda en yüksek retansiyon değeri Gold matriks'te, en düşük retansiyon değeri ise Novaloc'ta bulunmuştur.

**Anahtar sözcükler:** Retansiyon; Overdenture; Dental ataçmanlar; Locator; Novaloc; Gold matriks; Dolder bar.

## SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY

SELCUK UNIVERSITY

FACULTY of DENTISTRY

### **Evaluation of the Effect of Different Retentive Elements Used in Implant Supported Overdenture Prosthesis on Retention**

**İlknur TORUN**

**Department of Prosthodontics**

**SPECIALITY THESIS / KONYA-2019**

Implants and retentive elements are frequently used in patients with complete edentulousness in order to provide better function, phonation and aesthetics of the patient. Retentive elements used in implant-supported overdenture prostheses vary in shape, size, design and material content. As a result of this diversity among the attachment groups, the first and long term retention and stabilization of implant supported overdenture prostheses may be different from each other.

Locator, Novaloc, Gold matrix and Dolder bar were used in our study. Two parallel implants were placed into the photoelastic resin block. In the autopolymerized acrylic blocks prepared in the same dimensions, matrices were placed in the regions where the patriarch of the related attachment corresponded. Dolder bar was obtained from Cr-Co material by casting method in the laboratory. Bar clips are connected to acrylic blocks by the same method. Laboratory parts was replaced with Locator light retention males (pink) and Novaloc medium retention inserts (yellow). Initial retention values were measured on a universal tester. After measurement, insertion-removal cycles were performed in electro-pneumatic fatigue tester which was designed and produced for fatigue testing of samples. Assuming that the prostheses were inserted and removed 3 times a day, retention values of the samples were measured on a universal tester for 6 months (540 cycles), 1 year (1080 cycles) and 2 years (2160 cycles). At the end of 2 years of use, matrices were examined by scanning electron microscope and the abrasions were evaluated.

As a result, wear and loss of retention were observed in 4 attachment groups as a result of 2 years of use. Loss of retention was more common in Novaloc and Locator, one of the polymer-containing attachments. At the end of 2 years, the highest retention value was found in the Gold matrix and the lowest retention value was found in Novaloc.

**Key Words:** Retention; Overdentures; Dental attachments; Locator; Novaloc; Gold matrix; Dolder bar.

## 1. GİRİŞ

Diş hekimliğinin amacı, hastanın oral bölgesinin kaybettiği doğal konturları, hastanın çiğneme fonksiyonunu, fonasyonunu, yüz estetiğini yeniden kazandırmak, bu sayede kişinin mental ve fiziksel rehabilitasyonunu sağlamaktır. Tam ve bölümlü hareketli protezlerle normal çiğneme fonksiyonu, estetik, rahatlık ve konuşma sağlamanın zorlukları bilinmektedir. Doğal dişlerle yapılan çiğneme fonksiyonu, hareketli protezler kullanıldığında %60 oranında azalmaktadır. Ancak bir implant üstü protez azalan fonksiyonu normal sınırlara yaklaştırabilir (Misch 2009).

İmplant destekli overdenture protezler, yumuşak ve sert dokunun protetik rehabilitasyonunda yıllardır kullanılmaktadır. Birçok klinik deneyim ve araştırma sonucuna göre implant destekli overdenture protezlerin, geleneksel tam protezlere göre fonksiyonel performansının daha iyi olduğu, hasta memnuniyetini arttırdığı ve protezin uzun dönem başarılı bir şekilde kullanıldığı görülmüştür. Alt çene tam dişsizlik durumunda, implant destekli overdenture protezler etkin bir tedavi yöntemidir. Genellikle konvansiyonel total protezlerin retansiyon ve stabilizasyonunun düşük olmasından dolayı kullanım zorluğu yaşayan hastaların, implant destekli overdenture protezler ile rehabilitasyonu uygun görülmüştür (Mericske-Stern ve Zarb 1993).

İmplant destekli overdenture protezlerde kullanılmak üzere piyasada farklı dizayna sahip pek çok tutucu tipi bulunmaktadır. Bunlar top başlı tutucular, stud tipi tutucular, bar tutucular, mıknatıslar ve teleskop tutuculardır (Heckmann ve ark 2001). McGill konsensusuna göre kemik desteği yeterliyse mandibulada iki implant destekli overdenture ilk tedavi seçeneği olarak düşünülmelidir (Feine ve ark 2002). 2009 yılında İngiltere’de yapılan York konsensusunda da bu sav savunulmaktadır (Thomason ve ark 2009). Top başlı ve stud tipi tutucular, alt çenede iki implant üzerine uygulanan implant destekli overdenture protezlerde en sık kullanılan tutucu tipleridir.

Tutucu seçimi; implantların ark üzerindeki konumu, hastanın oral hijyeni ve beklentisi, tutuculuk kuvvet değeri gibi birçok faktör düşünülerek yapılmalıdır. Günümüzde klinisyenler implant destekli protezlerde tutucu seçimini genellikle ampirik olarak tutucuların tahmini retantif değerlerine göre yapmaktadır.

Protezin retansiyon ve stabilitesi hasta memnuniyetini doğrudan etkilemektedir. Tutucularda aşınma ve zamanla gözlemlenen retansiyon kaybı en sık görülen protetik komplikasyondur. Bu durumda implant destekli overdenture protezler ile uzun dönem hasta memnuniyetini sağlamak ve hasta için ideal olan tutucuyu seçerek, bu tutucunun zaman içinde kaybettiği tutuculuk kuvvet miktarı hakkında bilgi sahibi olmak önem taşımaktadır.

Bu çalışmanın ispatlanmamış hipotezi, paralel yerleştirilmiş iki implant ve bunlara karşılık gelen farklı ataçman tiplerinin artan periyotta yorulması sonucu tutuculuk değerlerinin birbirinden farklı ve başlangıç değerinden düşük çıkmasıdır. Çalışmada dikdörtgen prizma şeklinde fotoelastik rezin blok içerisine 12 mm boyunda 4,1 mm çapında iki implant, arasında 22 mm mesafe olacak ve birbirine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplant yerleştirilen bloklar ile aynı ölçülerde, implant destekli overdenture protezi temsilen otopolimerizan akrilik rezinden bloklar oluşturulmuştur. Bu bloklara implant ataçmanlarının matriksleri adapte edilmiş ve 0, 6 ay (540 siklus) 1 yıl (1080 siklus) 2 yıl (2160 siklus) içerisindeki tutuculukları ölçülmüştür. Çalışmada Locator, Novaloc, Dolder bar ve Gold matriks kullanılmıştır.

### **1.1 Dental İmplantolojinin Tarihçesi ve Osseoentegrasyon Kavramı**

İmplant sözcüğü köken olarak latince olup “ in = içine içinde” ve “planto = yerleştirme, dikme, ekme, gömme” kelimelerinin birleşiminden oluşmuştur. Kelime anlamı olarak implant canlı dokulara tedavi amacıyla yerleştirilen materyal olarak tanımlanırken; dental implant “sabit veya hareketli protezlerin yapımında mukoza veya periostun altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze retansiyon ve destek sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyal” olarak tanımlanır (Stellingsma ve ark 2004). Literatürde dental implantın farklı tanımlamaları mevcuttur. Diş hekimliği sözlüklerinde “cerrahi olarak bir dokunun üstüne veya içine yerleştirilen genellikle alloplastik parçalar” olarak ifade edilmektedir. Bir başka tanımda dental implant “eksik dişin yerini alan, sabit ya da hareketli protezlere destek olmak amacı ile kemik içine ya da üzerine yerleştirilen, biyoyumlu ve biyofonksiyonel apareylerdir” şeklinde tanımlanmaktadır (Spiekermann 1995). The Glossary of Prosthodontic Terms’de dental implantlar; çene kemiği içerisinde, mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen sabit veya hareketli bölümlü proteze destek sağlamak ve tutuculuğunu artırmak amacı ile alloplastik materyallerden;

metal, metal alaşımı veya porselenden; yapılmış protetik bir gereç olarak tanımlanmıştır (İnan 1997, Enhoş 2007, ıtır Yücel 2017). Dental implantları doku tarafından kabul edilebilir maddelerden oluşan alveol kemiği içerisine yerleştirilen, metal veya metal alaşımlarını içeren biyomedikal materyaller olarakta tanımlayabiliriz (Kulak Özkan 2012).

Dental implantlara ait ilk bilgilere in imparatorlarından Chin-Nong'un M.Ö. 3216 ve Hon-Ang-Tu'nun M.Ö. 2637 yıllarında akupunktur, altın ve gümüş iğneler, diş transplantasyonları ve reimplantasyonları gibi, o dönemin önemli tıbbi tedavilerinden bahsettiği kaynaklarda geçmektedir (Tunalı 2000).

“Orta Amerika'da Prehistorik Diş Hekimliği” kitabında ise Andrews ilk implantların bugünkü Houndras'ta Ulva vadisinde M.Ö. 600 yılları civarında bulunduğunu ve mandibular keser yerine yerleştirilmiş siyah bir taşın implant olarak işlev gördüğünü belirtmiştir. İmplant kökü diş formuna benzetilmiş ve üzerinde diş taşı bulunmuştur. Bu sayede birkaç sene ağızda işlev gördüğü düşünölmüştür (Tunalı 2000, Dalkız 2009).

Diş transplantasyonu ve reimplantasyonundan ilk bahseden Ambrose Paré'dir. 1510-1590 yılları arasında yaşayan diş hekimi Pare'nin ilk defa çeneye obtüratör yerleştirdiği ve ön dişlere transplantasyon yaptığı bilinmektedir (Sandallı 2000, Alnıaçık 2011).

17.yy.da çekilmiş dişlere kanal tedavisi yaparak çekim soketlerine yerleştiren Fransız diş hekimi M. Dupont'u 18.yy.da Pierre Fauchard (1678-1761) ve John Hunter (1728-1793) takip etmiştir. 19.yy. başlarına kadar Amerika ve İngiltere'de fakir kolonilerdeki insanların dişlerinin çekilerek soylulara transplante edildiği kaynaklarda görölmektedir. Diş transplantasyonu ve reimplantasyonu alanındaki çalışmalar 20.yy. başlarına kadar devam etmiştir (Kulak Özkan 2012). Organik dokulardan oluşan bu implantlar sebebiyle pek çok bulaşıcı hastalık kontaminasyonu olmuş hatta ölümler meydana gelmiştir. Bu durum bilim insanlarını implant materyali olarak inorganik maddelerin araştırmaya yönlendirmiştir (Mısır 2008).

Magiollo ve Jordan 1807 yılında diş çekimi yeni yapılmış çekim bölgesine altın bir implant yerleştirmiş ve 14 gün bekledikten sonra yüklemiştir (Scacchi



2000). S.M. Harris kurşun, Edmond ise demir kullanarak kemik içi implant yapmayı denemiştir (Block ve Achong 2004).

Yine platin, gümüş, iridyum gibi materyaller dental implantların yapımında kullanılmıştır. Fakat bu materyallerin dokuda galvanik akım oluşturduğu görülmüştür. Porselen, fildişi, selüloid gibi materyaller de implant materyali olarak denenmiştir (Tunalı 2000).

Paslanmaz çelikten, içi boşluklu ve spiral şeklinde Formiggini'nin 1947 yılında tasarladığı implant kendinden sonraki birçok implant dizaynı için örnek oluşturmuştur (Eren Türk 2011). Strock tarafından alveolar kemik içerisine kobalt-krom-molibden alaşımından üretilmiş, konik şekilli başlık içeren bir vida şeklinde implant yerleştirilmiştir. Bu implant canlı doku tarafından tolere edilebilen uzun dönem başarı sağlanan ilk kemik içi (endoosseöz) implanttır. Yerleştirildiği günden, hastanın doğal yollardan ölümüne kadar geçen 17 yıl boyunca takip edilmiş olan bu implant takip sürecinde ağız içerisinde stabil kalmış ve semptom göstermemiştir. Elde edilen verilere dayanarak metalik kemik içi implantların dokular tarafından kabul edilebildiği öne sürülmüştür (Block ve Achong 2004).

Branemark ve arkadaşlarının tavşanların femur kemiği üzerinde yaptığı çalışmalar sonucu titanyum materyalinin canlı kemik ile tam entegre olduğu ve irritasyona sebep olmadığı görülmüştür. Ayrıca yara iyileşmesi, canlı doku ile implant materyalleri arasındaki bağlantı özellikleri üzerinde yaptıkları mikroskobik incelemeler, osseointegrasyon teriminin temelini oluşturmuştur (Tunalı 2000).

Kuzey Amerika Diş Hekimleri Birliği tarafından 1982 yılında osseoentegrasyon kavramı “canlı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki direkt fonksiyonel ve yapısal birleşme” olarak açıklanmıştır (Branemark ve ark 1969, Morris ve ark 2000).

Klinik olarak osseoentegrasyon; kemik içerisine yerleştirilmiş olan implantların çevre dokulara tutunumu olarak tanımlanabilir. Kulak Özkan osseoentegrasyonu “kemik içinde bulunan alloplastik materyalin fonksiyonel yükler altında klinik olarak asemptomatik rijit bir fiksasyonu” olarak tanımlamıştır. Diğer bir tanım ise “implanttan kemiğe devamlı bir kuvvet iletimi ve dağılımı olacak şekilde kemikle implant arasında kemik haricinde bir doku

olmaksızın kurulan bağlantı” şeklindedir (Hobo ve ark 1991, Kulak Özkan 2012). Bu tanımlamalara göre ideal bir osseointegrasyon için implant ve kemik yüzeyi arasında kuvvet dengesi olmalı, bu dengeyi bozacak yumuşak doku yüzeyi bulunmamalıdır (Albrektsson ve ark 1994, Abrahamsson ve ark 2009, Mavrogenis ve ark 2009).

Dental implantların uzun dönem hizmet etmesi için güvenilir bir osseointegrasyon oluşturmak gerekir. Bu durumda sadece implanta bağlı faktörler değil; yükleme şartları, cerrahi uygulamadaki teknikler gibi farklı kriterler de göz önünde bulundurulmalıdır. Günümüzde en çok kullanılan Roos ve Albrektsson’un belirlediği kriterlerde implant başarısını etkileyen faktörler şu şekilde sıralanmıştır (Albrektsson ve ark 1986):

- Klinik olarak değerlendirildiğinde implantlarda mobilite olmamalıdır.
- Radyografik olarak değerlendirildiğinde implant çevresinde herhangi bir radyolusent alan olmamalıdır.
- İmplantların yüklemesinin 1. yılını takiben implant çevresinde vertikal kemik kaybı 0,2 mm den az olmalıdır (marjinal kemik kaybı ise yüklemenin yapıldığı ilk yıl 1,5 mm den az olmalıdır).
- Dişetinde enflamasyon olmamalıdır.
- Parestezi, nöropati, geri dönüşümü olmayan ağrı, enfeksiyon veya mandibular kanalda/sinüste perforasyon gibi belirtiler veya semptomlar olmamalıdır.
- Komşu dişlere zarar gelmemiş olmalıdır.
- Bir implantın güvenilir olması için yukarıdaki kriterleri 5 yıllık gözlem periyodu sonunda %85 ve 10 yıllık periyod sonunda %80 oranında yerine getirmelidir.

## 1.2 İmplant Destekli Protezler

Dental implantlar kaybolan doğal dişlerin yerini alarak rutin protetik tedavide gün geçtikçe daha fazla kullanım alanı bulmaktadır. Tek veya birkaç dişin eksik olduğu durumlarda implant destekli kron, köprüler ile sabit protetik tedavi daha yaygın olarak uygulanmaktadır. Tam dişsiz arklarda ise hareketli ya da sabit olarak 2 farklı tedavi seçeneği göz önünde bulundurulmalıdır. Alveolar kret ve arkın şekli,

kemiğin kalitesi ve kantitesi, oral hijyen hasta bütçesi gibi faktörler göz önüne alınarak yapılacak tedavinin sabit veya hareketli olmasına karar verilir. Tam dişsiz hastalarda implant destekli protetik tedavi planlamalarında bazı faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Bu faktörler aşağıdaki gibi sıralanabilir (Mericske-Stern ve ark 2000, Jivraj ve ark 2006):

- Rezidüel kemik miktarı
- İmplant sayısı ve arktaki dağılımı
- Karşıt okluzyon
- Arklar arası mesafe
- Estetik, fonasyon
- Hastanın beklentisi
- Hastanın sosyoekonomik durumu

### **1.2.1 İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması**

İmplant destekli protezlerin sınıflandırılmasını pek çok araştırmacı farklı şekillerde yapmıştır. Destek aldıkları yapılara göre Misch şu şekilde sınıflandırmaktadır:

1. Sadece implant destekli üst yapı protezleri
2. İmplant-diş destekli üst yapı protezleri
3. İmplant-doku destekli üst yapı protezleri (Misch 2009).

Ancak günümüzde genellikle hastanın dişsizlik durumuna göre sınıflandırma yapılmaktadır (Hobo ve ark 1990, Sayın Özel 2014):

1. Parsiyel diş eksikliği vakalarında;
  - Sabit, vidalı kron köprü protezler
  - Simante edilebilen kron köprü protezler
  - İmplant-diş destekli köprü protezleri
2. Total diş eksikliği vakalarında;
  - İmplant üstü sabit simante köprü protezler
  - İmplant üstü hibrit vidalı protezler
  - İmplant üstü overdenture protezler

Tam dişsiz arklarda; implant destekli sabit protezler, hibrit protezler ve implant destekli overdenture protezler, implantlardan faydalanılarak hazırlanan farklı tedavi seçenekleridir (Bueno-Samper ve ark 2010).

İmplant destekli sabit protezler çiğneme esnasında doğal dişlere yakın bir fonksiyon sağlamakta ve hastalar tarafından daha kolay benimsenmektedirler.

Alveol kretin labialinde rezorpsiyonun fazla olduğu durumlarda sabit protezlerin klinik kron boyu uzun olur ve dişlerin interproksimal bölgelerinde boşluklar gözlenir. Gülme hattı yüksek olan hastalarda bu durum estetik açıdan tatmin edici olamayabilir. Bu boşlukların büyük olduğu durumlarda fonasyon da olumsuz etkilenir (Misch 2009).

Tam dişsiz bir çenede sabit protez yapılması için uygulanması gereken implant sayısı en az altı olmalıdır. İmplant sayısının fazla olması maliyeti artırmaktadır. İmplantlardan birinin kaybında protezin tamamen yenilenmesi gerekmektedir veya porselende çatlak ya da kırık olduğu durumlarda tamiri zor olmaktadır. Bu durumlar sabit protezlerin diğer başlıca dezavantajlar olarak gösterilebilir (Beumer ve ark 1993, Bueno-Samper ve ark 2010).

Kretlerde orta ve ileri derecede rezorpsiyon olduğu vakalarda, genellikle ön bölgeye yerleştirilen dört ya da altı adet implant kullanılarak suni dişlerin, metal iskelet alt yapıya akrilik rezin ile bağlanarak hazırlanan protez çeşidi “sabit-hareketli” veya “hibrit” olarak ifade edilir. Bu tip protezlerde metal altyapı implantlara vidalı ara parçalar ile sabitlenir ve ağızdan sadece doktor tarafından çıkarılabilir (Kulak Özkan 2012). Altyapı olarak titanyum kullanılabilir; kıymetli bir alaşım ya da zirkonyumdan da hazırlanabilir. Üstyapı olarak ise akrilik veya porselen dişler kullanılabilir (Sadowsky 1997, Zitzmann ve Marinello 1999).

Hibrit protezlerde metal altyapının akrilik rezin ile desteklenmesi hastanın dudak ve yüz profilini eski haline getirebilir. Sabit proteze göre daha düşük bir maliyete sahiptir. Bu avantajlarından dolayı hastalar tarafından tercih edilmektedir. Bu tip protezlerde hekim estetiği göz önünde bulundurmalı ve hijyen için yeterli alan bırakmalıdır. Geniş akrilik yapının varlığı hastanın optimum hijyen sağlamasını kısıtlamaktadır. Ayrıca uzun dönemde vida gevşemesi veya kırığı, dişlerin aşınması,

metal veya akrilik yapının yorgunluğa bağlı kırılması gibi komplikasyonlar da oluşmaktadır (Kulak Özkan 2012).

### 1.3 İmplant Destekli Overdenture Protezler

Tam dişsiz hastalar için konvansiyonel tedavi seçeneği alt-üst tam protez yapımıdır. Fakat tam protez kullanan hastalar çiğneme fonksiyonunun azalmasından ve özellikle alt protezin hareket etmesinden yakınmaktadırlar (Zarb ve Schmitt 1994, Sadowsky ve Caputo 2004).

Doundoulakis ve arkadaşları tam protezlerin dezavantajlarını şu şekilde sıralamaktadır:

- Özellikle alt protezde olmak üzere stabilite ve retansiyonda eksiklik
- Devam eden kemik rezorpsiyonu sonucu protezlerde retansiyon kaybı
- Çiğneme etkinliğinin yetersizliği
- Laboratuvar işlemlerinin zorluğu ve teknisyenlerin yeterli donanıma sahip olmaması
- Sosyal problemler
- Hastaların protezleri sürekli olarak bu konuda profesyonelleşmiş hekimlere yaptırma istekleri (Allen ve ark 2001, Doundoulakis ve ark 2003).

İlk kez 1898 yılında İsviçre’de tam proteze dişlerden destek alarak tutucular bağlanmış, Gilmore tarafından da popüler hale getirilmiştir. Bu dönemde henüz dental implantlardan literatürde bahsedilmemektedir (DeFranco 1977, Mensor 1977). Osseointegrasyon alanındaki çalışmalar ve meydana gelen gelişmeler sayesinde implantlar da dişler gibi hareketli protezlere tutuculuk ve destek sağlamak için kullanılmaktadır (Adell ve ark 1981).

İmplant destekli tam protezler ile ilgili geniş çaplı araştırmalar ilk kez 1987’de Van Steenberghe ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. Alt çene tam dişsizlik vakalarında 2 implant kullanarak tam protezin desteklenmesi fikrini ortaya atmışlar ve 52 aylık takipleri sonucu yüksek başarılar elde etmişlerdir (Van 1987).

İmplant destekli tam protezler implantın yanında yumuşak dokudan da destek alır ve az sayıda implant kullanılarak uygulanabilir (Burns 2000).

İmplant veya diş destekli hareketli protezler konvansiyonel tam protezlere göre tutuculuk ve stabiliteyi arttırmırlar. Alveol kret içerisinde desteklerin varlığı kemik rezopsiyon hızını azaltır. Ancak periodontal veya periimplantal alanda enflamasyon gelişmesi durumunda destek etrafında rezorpsiyonlar görülebilir (Misch 2009).

### **1.3.1 İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Avantajları**

- Yumuşak dokuların sağlığını korur (periimplant dokularda daha kolay iyileşme ve sondalamada daha az cep oluşumu görülür).
- Daha az sayıda implant yerleştirilmesine olanak tanır (implant yerleşiminin daha kolay olur ve cerrahi komplikasyon azalır).
- Yeterli estetik için imkn tanır (dudak yanak desteği gerekli olduğunda ve interalveolar mesafe fazla olduğu zaman daha küçük yapay diş kullanılabilmek olanağı sağlanır).
- İmplantlara gelen yükler dağıldığı için azalmış olur (parafonksiyona sahip bireylerde oldukça önemlidir).
- Hem cerrahi hem de protetik aşamaların maliyeti düşüktür.
- Anteriordaki implantların varlığı anteriorda kemik kaybını minimuma indirir.
- Stabilite, retansiyon daha iyidir.
- Çiğneme performansında artışın yanında fonasyonda da belirgin artış sağlanır (Bryant ve Zarb 2002, Misch 2009).

### **1.3.2 İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Dezavantajları**

- Posterior bölgede implant bulunmadığı için kemik yıkımı devam etmektedir.
- Takıp ıkarılan bir protez olduğu için hastaların psikolojik olarak kabullenmesi zor olmaktadır.
- Uzun dönem izlenme ve hekim desteği gerekmektedir (besleme, tutucu değişimi, her yedi yılda yeni protez yapılma gerekliliği).
- Protezin altına gıda kaçması olmaktadır.
- Protezin vertikal, yönde ve rotasyonel hareketi kısmen engellense de tamamen ortadan kaldırılamamaktadır(Goodacre ve ark 2003).

### 1.3.3 Alt Çene İmplant Destekli Overdenture Protezler

Mevcut kalan sert ve yumuşak dokuların sağlığını korumak ve devamlılığını sağlamak prostodontistlerin öncelikli hedefidir. Mevcut dişlerin kaybı sonucu alveolar kemik seviyesinde ve hacminde azalmalar meydana gelmektedir. Diş çekiminin hemen ardından erken iyileşme safhasında kret genişliğinde %50 yüksekliğinde ise 1-4,5 mm arasında rezorpsiyon görülmektedir. Alt çenede diş çekimini takiben ilk yılda 4 mm'ye yakın kemik kaybı olmaktadır. Alt çenedeki vertikal kemik kaybı üst çenenin yaklaşık 4 katıdır ve bu kayıp 25 yıl boyunca devam etmektedir (Johnson 1969, Schropp ve ark 2003).

İlerleyen yaş ile beraber hastaların motor yetenekleri zayıflamaktadır. Kas ataçmanları kret tepesine doğru yer değiştirebilir. Mentalis, buccinator ve mylohyoid kasların kontraksiyonu sonucu tam protez yumuşak dokulardan uzaklaşabilir. Hastanın çiğneme ve konuşma etkinliğini azaltır. Konuşma esnasında dişler arasında ses çıkabilir. Bütün bunların sonucu olarak alt çenenin tam protez ile rehabilitasyonunda stabilizasyon ve tutuculuk kayıpları daha fazla yaşanmakta ve hasta memnuniyeti azalmaktadır (Tallgren 1966, Quirynen ve ark 1992, Misch 2009).

Alt çeneye yerleştirilen implantların protetik olarak yüklendikleri zamandan itibaren beş yıllık kullanım sonundaki başarı oranı %94,5 ile %99 oranları arasında olmaktadır. Başarı oranlarının artmasıyla birlikte overdenture protezlerdeki araştırmalar da artmıştır. Atwood ve arkadaşları ile Tallgren alt çene ön bölgedeki fizyolojik kemik kaybının yılda 0,4 mm olduğunu bildirmiştir. Alt çene ön bölgede iki implantla desteklenen tam protez yapımı sonucunda ise kemik rezorpsiyonu beş yıl sonunda 0,5 mm olmuş ve yıllık 0,1 mm kemik kaybı gözlenmiştir (Naert ve ark 1998, Atwood 2001, Sadowsky 2001, Tallgren 2003).

Kordatzis ve arkadaşları yaptıkları tomografi çalışması sonucu 150 dişsiz hastaya beş sene alt tam protez ve implant destekli overdenture protez kullanırmış, konvansiyonel tam protez kullanan hastalarda kret yüksekliğindeki azalmayı ortalama 1,63 mm alt implant destekli overdenture kullandırdıkları hastalarda ise 0,69 mm bulmuşlardır (Kordatzis ve ark 2003).

İmplant destekli tam protezlerin, tam protezlere göre daha üstün olduğu birçok araştırmacı tarafından kabul edilen bir gerçektir. Pek çok uzman klinisyen ve araştırmacının katıldığı 2002 yılında Kanada’da McGill Üniversitesi’nde yapılan bilimsel toplantı sonucunda iki adet kemik içi implantla desteklenmiş alt tam protezlerin tam dişsiz hastalara önerilmesi gereken ilk tedavi alternatifi olduğu kararı alınmıştır. Bu karar “McGill Uzlaşısı” olarak anılır ve günümüzde hala geçerliliğini korumaktadır. 2009 yılında York/İngiltere’de İngiliz Protetik Diş Hekimliği Çalışma Topluluğu Üyeleri’nin katılımıyla oluşturulan bir panel sonucunda McGill Konsensusu’nu destekleyen bir açıklama yapılmıştır (Feine ve ark 2002, Thomason ve ark 2009).

#### **1.4 Tutuculuk Kavramı ve Hassas Tutucular**

Protezin, giriş yolunun zıt yönünde oluşan streslere veya vertikal ve torsiyonel streslere karşı direnci retansiyon olarak tanımlanır. Retansiyon 1900’lü yılların başından beri hareketli protetik diş hekimliğinde önemli bir kavram olarak görülmüştür (Gilmore 1913).

Yüzyıllar boyunca diş köklerine hassas tutucular mekanik olarak uygulanıp tam protezler için retansiyon ve stabilizasyon sağlamıştır. Overdenture protezler için hassas tutucu uygulaması ise 1989 yılında İsviçre’de ortaya çıkmıştır ve Gilmore 60 yıl önce popüler hale getirmiştir (Mensor 1977). Osteointegrasyonun başarılı tekniği ve ilerlemesi ile birlikte implantlar; diş kökleriyle aynı amaçla kullanılmaya başlanmış ve overdenturelar için güvenilir destek ve tutucu olduğu gösterilmiştir (Adell ve ark 1981).

İmplantların gelişmesi ile çok çeşitli overdenture protez planlamaları yapılabilir ve bu sayede retansiyon daha iyi sağlanabilir. İmplant ve overdenture protezlerin uzun dönem başarısı için klinisyenler, implant ile overdenture protez arasındaki bağlantıyı dikkate almalıdır (Svetlize ve Bodereau 2004).

Hareketli ya da sabit protez yapımında kullanılan negatif yuvası olan ve buna sıkıca uyan pozitif parçası bulunan tutuculara “hassas tutucu” adı verilmektedir. Negatif yuvası genellikle destek diş/dental implant abutmentinin normal veya genişletilmiş konturlarında yer alır, pozitif parçası ise gövde veya hareketli protezin iskeletine bağlanır (Ulusoy ve Aydın 2003, Enhoş 2007).



Hassas tutucular iki ya da daha fazla parçadan oluşan sistemlerdir. İki parçalı sistemlerin parçaları patriks ve matriks veya erkek ve diş olarak adlandırılırlar. Bir parçası diş/diş kökü veya implant ile bağlantılı diğer parçası ise protez içerisinde (Uludağ 2012, Sayın Özel 2014).

Hassas bağlantıların uygulandığı yerler:

- Kron-Köprü restorasyonları
- Parsiyel protez restorasyonları
- Overdenture restorasyonlar
- İmplant restorasyonları (Uludağ 2012).

Hassas tutucuların sınıflandırılmasında pek çok araştırmacı farklı kriterleri göz önünde bulundurmıştır. Kuvvet iletimleri ve yerçekimine karşı olan dirençlerine göre Kabcenel; tip yapım ve fonksiyonuna göre Breisac sınıflandırmıştır (Ulusoy ve Aydın 2003).

Tutucular aktif veya pasif tutunmasına göre de sınıflandırılmıştır. Diş ve erkek parça arasındaki bağlantının ayarlanabildiği tutucular aktif tutunma gösterir. Restorasyon yerine yerleştirildikten sonra tutuculuk tekrardan aktive edilebilir. Overdenture protezlerde ve hareketli parsiyel protezlerde tercih edilmektedir. Diş ve erkek parça arasındaki bağlantının ayarlanamadığı tutucular pasif tutunma gösterir. Bu tür hassas tutucular giriş yolu sıkıntılı olan durumlarda destek dişlerde veya sabit-hareketli simante protezlerde kuvvet kırıcı olarak tercih edilmektedir (Jenkins 1999).

Literatürde sabit ya da hareketli olmasına göre de hassas tutucular sınıflandırılmıştır. Diş ve erkek parça arasında herhangi bir hareket olmazsa sabit, olur ise hareketli olarak belirtilmiştir. Hareketli olan tutucular gelen kuvvetleri destek dişlere zarar vermeden, destek yumuşak dokulara iletir ve kuvvet kırıcı gibi davranır (Jenkins 1999).

Sherring-Lucas ve Martin 1994 yılında hassas tutucuları fonksiyonlarına göre; vidalılar, rijit, menteşe hareketi yapanlar, vertikal yönde hareket edenler ve rotasyonel hareketliler olarak, bağlantı şekline göre ise; sürtünmesel bağlantılılar,

mekanik tutuculuk sağlayanlar, mıknatıslılar ve vidalı bağlantılılar olarak sınıflandırmışlardır (Sherring-Lucas ve Martin 1994).

Günümüzde en çok kullanılan Preiskel'in yapmış olduğu bağlantı şeklini esas alan sınıflandırmadır (Sayın Özel 2014).

Preiskel'in sınıflandırması:

1. Kron içi hassas tutucular
  - A. Tutuculuğu tamamen sürtünmesel olanlar
  - B. Tutuculuğu mekanik bir kilit ile arttırılanlar
2. Kron dışı hassas tutucular
  - A.Çıkıntılı unsurlar “projeksiyon üniteleri”
    - A.A. Sıkı bir birleşme sağlayanlar
    - A.B. Öğeler arasında harekete müsaade edenler
  - B. Bağlayıcılar
  - C. Bileşik üniteler
3. Çivi başlı hassas tutucular
  - A.Sıkı bir birleşme sağlayanlar
  - B. İki öge arasında harekete müsaade edenler
4. Bar'lı hassas tutucular
  - A.Bar'lı eklemler
  - B.Bar'lı üniteler
5. Yardımcı hassas tutucular
  - A.Piston tipi tutucular
  - B.Vidalı tutucular

(Preiskel 1984, Sherring-Lucas ve Martin 1994, Jenkins 1999, Ulusoy ve Aydın 2003)

### **1.5 İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemleri**

İmplant destekli overdenture uygulamalarında pekçok farklı tutucu tipi kullanılmaktadır. Her ataçman sistemi implantlara değişik oranlarda stres iletmekte ve sistemin biyomekaniğini etkilemektedir. Hangi tutucu tipinin en iyi olduğu konusunda fikir birliği yoktur. Diş hekimleri açısından en karmaşık

konulardan biri implant destekli tam protez olgularında tutucu sistemin belirlenmesidir. Kullanılacak olan tutucu sistemi protezin stabilitesini artırmalı aynı zamanda hasta tarafından rahat bir şekilde kullanılmalıdır (Uludağ 2012).

Overdenture protezlerde çiğneme kuvveti implantlar ve protezin kaidesini destekleyen yumuşak ve sert doku arasında paylaşılır (Sadowsky ve Caputo 2000). Bu kuvvet paylaşımının ne oranlarda gerçekleştiği tutucu tipine ve mukozanın deplasman miktarına bağlıdır (Heckmann ve ark 2001).

İmplant sayısının az olduğu durumlarda protezin desteği esas olarak yumuşak dokudan sağlanır. Tutucular üzerinde tek bir eksenle hareket oluşur bu durum implant ve tutucularda stres ve yıpranmaya neden olur. İmplant ve tutucu sayısı arttığında fulkrum eksenlerinin sayısı artmış olur, tek hatta olan fulkrum eksenini pek çok hatta çıkar, tek bir implanta gelecek olan stresi dağıtır. Tutucu sayısının artışı retansiyonun da artmasını sağlar (Trakas ve ark 2006).

Farklı tutucu sistemlerin mekanik nitelikleri ve yükleme sırasında kuvvet dağılım özelliklerinin öğrenilmesi hangi sistemin kullanılacağına karar vermek için en doğru yöntemdir. Tutucular farklı düzeylerde esneklik sergilerler. Shafie bağlantı esnekliklerine göre tutucu çeşitlerini şu şekilde sınıflandırmıştır:

**Esnek olmayan rijit bağlantılar:** İmplant ve destek arasında herhangi bir hareket gözlenmez. Bu tip rijit tutucu gruplarında çiğneme kuvvetinin tamamı destek implantlar tarafından karşılanır. Bu tip tutucular yeterli implant varlığında önerilir. Örnek: vidalı hibrit protezler.

**Dikey yönde sınırlı esnekliğe izin veren tutucular:** Bu tip tutucularda kuvvetin %5-10 kadarı destek dokular tarafından geriye kalan kısımlar ise implantlar tarafından karşılanır. Protezin dikey yönde yukarı- aşağı hareketine olanak sağlar; lateral, eğilme ve dönme hareketlerine izin vermezler. Başka bir deyişle bu tutucular lateral salınma ve dönme hareketlerine direnç gösterirler.

**Esnek menteşe tutucular:** Bu tip tutucularda kuvvetin % 30- 35 oranı destek dokular tarafından diğer kısmı mevcut implantlar tarafından karşılanır. Çiğneme kuvvetinin dikey vektörü tutucu ile alveolar kretin bukkal cep ve retromolar çıkıntıyı

içeren kısmı arasında paylaşılır. Lateral salınma, dönme ve kayma hareketine karşı dirençlidir. Örnek: hader bar, yuvarlak kesitli bar.

**Kombine esnek tutucular:** Bu tip tutucularda kuvvetin %40-45 oranını destek dokular tarafından kalan kısmı ise implantlar tarafından karşılanır. Kısıtlanmış bir şekilde dikey ve menteşe hareketine izin verirler. Çiğneme kuvvetinin dikey yöndeki vektörel büyüklüğünü residüel alveolar kretin bütün uzunluğu boyunca eşit olarak aktarırlar. Bu tip tutucular kullanıldığında çiğneme işlemi esnasında protezin dokudan aldığı destek artmış olur. Örnek: dolder bar (yumurta şekilli).

**Esnek döner tutucular:** Çiğneme kuvvetinin % 75-85 kadarı destek dokular tarafından kalan miktarı ise implantlardan sağlanan bu tip tutucularda hem vertikal menteşe hem de dönme hareketi uygulanır. Protezin vertikal yönde, sagittal yönde dönme hareketi ve menteşe hareketine izin verirler. Çiğneme kuvvetinin hem dikey hem de yatay yönde vektörlerini alveolar krete aktarırlar. Protezin hareketlerini; protezin üzerine gelen kuvvetlerin uygulama yeri, yönü ve büyüklüğü belirler. Örnek: çivi başlı tutucular, ball ataçmanlar.

**Üniversal esnek tutucular:** Çiğneme kuvvetinin % 95 oranı destek dokular tarafından kalan kısmı implant tarafından karşılanır. Bu tip tutucular dikey, dönme, menteşe ve kayma hareketinin tümünü birden yerine getirirler. Temel olarak tutucu sadece protezin dokudan ayrılmasına direnç gösterir. Örnek: mıknaş tutucular (Shafie 2011).

### **1.5.1 İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Tutucu Seçiminde Dikkat Edilmesi Gereken Faktörler**

İmplant destekli overdenture protezlerde tutucu seçimi yapılırken pek çok faktör göz önüne alınmalıdır. Bunlar şu şekilde sıralanabilir:

- Oral hijyen ve yumuşak dokunun durumu
- Anatomik koşullar (interokluzal mesafe, karşıt ark okluzyonu, alt-üst çene ilişkileri vs.)
- İmplantlar arası mesafe
- Hastanın yaşı ve kas fonksiyonu
- Tutuculuk ihtiyacının miktarı

- Biyomekanik etkenler
- Hastanın protetik beklentileri ve maddi durumu
- Destek implantların sayısı ve kretteki dağılım durumu
- Alveol kretin rezorpsiyon miktarı ve formu (Wismeyer ve ark 1995, Bergendal ve Engquist 1998, Menicucci ve ark 1998, Pasciuta ve ark 2005, Trakas ve ark 2006).

İmplant destekli overdenture protezin ataçman seçiminde tutuculuk değerlerinin bilinmesi planlama, protezin uzun dönem başarısı ve hasta memnuniyeti açısından oldukça önemlidir (Trakas ve ark 2006). Ataçman sistemlerinin tutuculuk değerleri ortalama 20 N civarındadır. Bu kuvvetin dişsiz mandibuladaki tam protezlerin tutuculuğu için yeterli olacağı kabul edilmektedir. 3- 85 N arası değerlere sahip tutucu sistemleri de piyasada kabul görmektedir (Walmsley 2002).

Heckmann ve arkadaşları ile Shafie implant destekli overdenture protez ataçmanlarını: bar, stud tipi, manyetik ve teleskop sistemler olarak sınıflamıştır (Heckmann ve ark 2001, Shafie 2011).

### **1.6 Bar Tutucular**

Bar tutucular iki veya daha fazla implant altyapıyı birbirine bağlayan ünitelerdir. Desteklerin birbirine bağlanması ile kuvvet dayanaklar üzerinde paylaşılır. Bu sistem; kişisel olarak hazırlanan, özel dökümle elde edilen veya prefabrik olarak hazırlanan barlar ile protezin içerisine yerleştirilen klipslerden oluşur (Dalkız 2009, Uludağ 2012). İmplant üstü tam protezlerde barların tutucu sistemi olarak kullanımına 1980'li yılların başında başlanmıştır (Doundoulakis ve ark 2003, Waddell ve ark 2006).

Atrofinin fazla olduğu alveolar kretlerde özellikle horizontal kuvvetler karşısında en iyi stabilizasyon bar ve paralel duvarlı teleskop tutucular ile sağlanır (Heckmann ve ark 2001).

Bar tutucular üst çene overdenturelarda, alt çene aşırı rezorbe kret varlığında, oval kretlerde, yumuşak dokuda veya kemikte parsiyel rezeksiyon yapılmış vakalarda tutuculuğun ve stabilitenin fazla olmasının istendiği durumlarda endikedir (Misch 2009). Üst çene implant üstü overdenturelarda en az 4 adet implant ve

bunların birbirine bar ile birleştirilmesi gerekmektedir. Kantilever uzantısı olabilir veya olmayabilir. Fakat birinci premolar bölgesinden daha öne yerleştirilmesi mümkün olan implantlarda distal kantilever uzantılarının protezin stabilitesine olumlu etki yaptığı yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (Asvanund ve Morgano 2004). Bar tutucular rijit ya da esnek olabilir. Literatüre bakıldığında hangi tipin kullanılması gerektiği konusunda çelişkiler mevcuttur (Mericske-Stern ve ark 2000, Mericske-Stern ve ark 2002). İntraoral defekt varlığında yumuşak dokudaki yükü azaltmak amacıyla rijit barlar tercih edilebilir.

### **Bar tutucuların avantajları**

- Tutuculuk ve stabilite iyidir.
- İmplantların splintlenmesi sebebiyle kuvvetler paylaşılır ve her bir dayanağa daha az iletilmiş olur.
- Hekimin hasta başında geçirmiş olduğu süre azalır.
- Alt çenede üç dört implant üzerine bar ile hemen yükleme yapılabilir (immediat yükleme).
- Dolder barın yer tutucusu sayesinde protez ve bar aynı gün hastaya teslim edilebilir (Mericske-Stern ve Zarb 1996).

### **Bar tutucuların dezavantajları**

- Yapım aşamaları karmaşıktır, teknik beceri ve klinik tecrübe gerektirir.
- Yapım maliyeti yüksektir.
- Mekanik bir problem çıkma ihtimali fazladır ve çözümü karmaşıktır.
- Oral hijyenin iyi olmadığı durumlarda bar üzerinde plak birikimi olabilir.
- Mukozit ve gingival büyüme görülebilir (Uludağ 2012).

**Paralel (U şeklinde) kesitli bar:** Rijit bir ataçmandır. Dört adet destek varlığında uygundur. İmplantlar düz bir dayanak hat şeklinde birleştirilir.

**Yuvarlak kesitli (round) bar:** Esnektir. İmplantlara gelen yatay ve çapraz kuvvetleri azaltmaktadır. Kaidenin distal vertikal hareketine daha çok izin verir ve implant üzerinde U şeklinde barlardan daha az tork oluşturur (Abd El-Dayem ve ark 2009).

**Oval kesitli bar (dolder bar):** Stres kırıcıdır. Esneklik ve indirekt tutuculuk açısından avantajlıdır (Misch 2009).

**Hader bar:** Üst kısmı yuvarlak kesitli alt kısmında dokuya doğru metal uzantısı bulunmaktadır. Kesiti anahtar deliğine benzer. Dokuya uzanan kısım barın dayanıklılığını artırır esnekliğini azaltır. Yarı esnektir. Menteşe hareketine izin vermektedir (Misch 2009). Barlar overdenture protezlere klips denilen metal ya da plastik parçalar ile bağlanır.

Plastik klipsler ucuzdur ve daha kolay yerleştirilebilirler. Ayrıca barda metal klipslere oranla daha az aşınmaya sebep olurlar. Fakat metaldeki gibi uyumlandırma yapılamaz (Walton ve Ruse 1995).

Firmaların kendi üretimi olan prefabrik barların dışında kişiye özel, şahsi barlar da hazırlanabilmektedir. Prefabrik barlar daha ucuz ve dayanıklıdır bu özelliklerinden dolayı millenmiş ve şahsi barlar yerine kullanımı tercih edilmektedir. Şahsi barlar kret şeklini gözeterek ve dil boşluğuna uygun olarak hazırlanabilir. Ayrıca şahsi barların ball, Locator, O-ring, ERA, Novaloc gibi tutucularla kombine tasarlanması da mümkündür. Bar tutucu klipslerin uygun yerleşimine imkan tanımayacak şekilde yetersiz mesafenin olduğu durumlarda millenmiş barların kullanımı tavsiye edilir (Walton ve Ruse 1995, Abd El-Dayem ve ark 2009).

Shafie'ye göre iki implant arasına yapılacak olan bar idealde 20-22 mm olmalıdır (Shafie 2011). Svetlize ve Bodereau ise bar uzunluğunun 22-27 mm arasında değişebileceğini belirtmiştir (Svetlize ve Bodereau 2004). Mericske-Stern ve arkadaşları ise bar uzunluğunun 15-25 mm aralığında olması gerektiğini ve 15' mm den kısa barların kullanılmaması gerektiğini söylemişlerdir (Mericske-Stern ve ark 2000). Anterior arkın kurvatürüne göre bar uzunluğu belirlenmelidir.

Uygun bar yerleşimi için implantların doğru pozisyonda yerleştirilmesi önemlidir. İdeal olarak bar, iki posterior segmentin oluşturduğu açının açıortayına dik olarak yerleştirilmelidir. İmplantlar birbirine çok yakın yerleştirilirse yapılacak olan bar çok kısa olur ve hareketli protez için yeterli tutuculuk sağlayamaz. İmplantlar birbirine çok uzak yerleştirildiğinde ise bar düz bir hatta yerleştirileceğinden dil boşluğu daralır bu durum fonksiyonel ve yapısal problemlere yol açar (Spiekermann ve ark 1995).

Barlar alveolar krete uygun olarak kret tepesinde seyretmeli ve düz olmalıdır. Ayrıca implantlarla dik açı ile birleşmeli ve okluzal plana paralel olmalıdır. Barın yerleşimi diş dizimine engel oluşturmamalıdır ve mutlaka pasif yerleşimine dikkat edilmelidir (Uludağ 2012).

İmplant destekli overdenturelarda ataçman olarak bar kullanımının düşünüldüğü vakalarda vertikal yüksekliğe dikkat edilmesi gerekmektedir. İmplant basamağından insizal kenara olan mesafe yaklaşık 12-14 mm olmalıdır. 2-3 mm yumuşak doku kalınlığı vardır. Bar ile mukoza arasını temizlemek için 2 mm mesafe bırakılmalıdır. Bar yüksekliği için 4,5 mm, akrilik rezin ve klips yuvası için 2 mm, dişin kaideden yüksekliği için 3 mm gerekmektedir (Morris ve ark 1985, Phillips ve Wong 2001, Misch 2009).

2 veya 4 implant bulunduğu durumlarda ortadaki bar sagittal düzleme dik gelmelidir. İmplantlar arası seviye farkı olduğunda ise bar menteşe eksenine paralel olacak şekilde yerleştirilmelidir (Misch 2009).

Rijit barların distaline kısa kantileverlar veya tutucular eklenebilir. Yerleştirilen bu ilave parçaların uzunluğu santral barın uzunluğundan daha kısa olmalıdır. Bu uzantılar santral barın yetersiz uzunluğunu tolere etmek amaçlı değil protezin horizontal yöndeki hareketini önlemek ve stabilitesini artırmak amaçlıdır (Zarb ve Mericske-Stern 2004 ).

## **1.7 Stud Tutucular**

Stud tutucular implant üstü overdenturelarda yeterli tutuculuk ve stabilite sağladığı gibi vertikal ve horizontal yönde rezilientlik de sağlarlar. Kullanımları oldukça kolaydır (Shafie 2011, Uludağ 2012).

Stud tutucular iki gruba ayrılır: (1) ana parça implanttan uzanan ekstraradiküler ve (2) ana parça protez kaidesinin bir parçası olan ve implant içinde hazırlanmış girintiye tutunan intraradiküler sistemler.

Yumuşak ve sert doku cevabı bakımından bar tutuculara benzerlik gösterirler. Stud tutucuların yerleştirilmesi kolaydır ve retansiyon dereceleri ayarlanabilir, kontrol edilebilir. Hijyen sağlamak bar tutuculara kıyasla daha kolaydır ve daha az komplikasyona neden olabilir. Fonksiyonel yükleri iyi dağıtır. Ekonomiktirler ve



daha az teknik hassasiyet isterler. Vertikal mesafenin bar yapımı için uygun olmadığı durumlarda ve implantlar arası mesafenin fazla olduğu durumlarda tercih edilirler. Bar uygulamasının dil boşluğunu rahatsız edeceği vakalarda da uygulanabilirler. (Wismeijer ve ark 1997, Menicucci ve ark 1998, Misch 2009, Uludağ 2012).

Farklı türleri bulunmaktadır. Top başlı, O-ring, ERA, ZAAG, Locator, Locator R-Tx, Locator F-tx, Novaloc, Optiloc, CM- LOC gibi tutucular örnek olarak gösterilebilir.

### 1.7.1 Top Başlı Tutucular

Birbirinden bağımsız olan destekler protez kaidesi içerisindeki metal bir koping veya halka şeklindeki bir lastik içine bağlanırlar. Kaide içerisinde bulunan metal ya da lastik olan parça sıkıştırıcı hareketler sonucunda kaide ile destek arasında rotasyona izin verir. Esnek bir düzendir. Top başlı tutucular implantlar arasında 28 dereceye kadar olabilecek paralellikten sapmalara izin verirler. Bazı sistemlerde o-ring şeklinde bazılarında ise klips şeklinde tutucu bağlantısı bulunmaktadır. Zamanla görülen tutuculuk kaybı lastiklerin değiştirilmesi veya klipslerin özel anahtarlarla aktifleştirilmesi ile giderilebilir (Naert ve ark 1991, Shafie 2011).

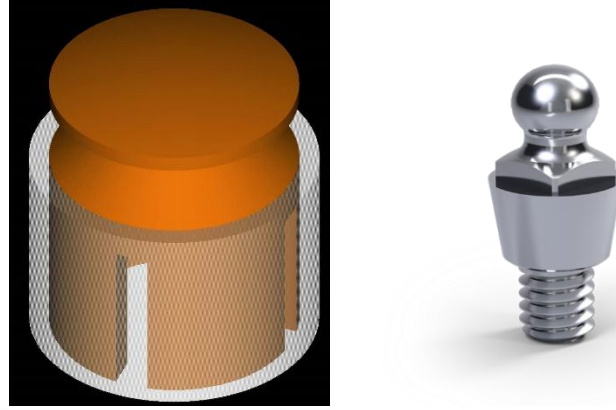
O-ring tutucular simit şeklinde bir lastik, lastiğin içinde bulunduğu metal parça ve bu lastiğin oturduğu belirli andırkata sahip bir metal posttan oluşur (Misch 2009).



**Şekil 1.1.** O-ring ataçman abutment ve tutucu parçaları.

Günümüzde O-ring bağlantılarda kullanılan lastikler yerine altın veya titanyumdan oluşan; metal kapaklarla korunabilen ya da korunmayan klips sistemli ataçmanlar da geliştirilmiştir. Altın alaşım içeren Elitor materyalinden yapılan

klipslerden oluşan Straumann Gold matriks örnek olarak verilebilir (Straumann, Basel, İsviçre). İmplant destekli overdenturelarda hemen hemen tüm sistemlerde yaygın olarak kullanılmaktadır (Misch 2009, Shafie 2011).



**Şekil 1.2.** Straumann Gold matriks ve retentive anchor.

İmplantlar arası mesafe az veya fazla olduğunda, bar yerleştirmek için yeterli vertikal mesafe olmadığında, V şeklinde ark bulunduğu ve hastanın ekonomik durumunun yeterli olmadığı durumlarda top başlı ataçmanların kullanımı düşünülmelidir (Kulak Özkan 2012).

Top başlı ataçman sistemlerinin maliyeti düşüktür. Laboratuvar aşamaları kolay olduğundan dolayı protezin komplike bir şekilde yapılmasının getireceği ilave zaman ve maliyet kaybı da azalır. Hastalar tarafından kabul edilmesi ve kullanılması kolaydır. Farklı tutuculuk kuvvet değerlerine sahip olması da bir diğer avantajıdır (Misch 2009).

Bu ataçman tipinde zamanla tutuculuk kaybı yaşanabilir. Üst çenede fazla tercih edilmezler. Bar ataçman ile kıyaslandığında daha az olsa da protez içerisinde fazla yer kaplar. Bu durum interokluzal mesafesi kısıtlı olan hastalarda kullanımını sınırlandırır. Yeni geliştirilen sistemlerde bu dezavantajın önüne geçilmeye çalışılmıştır.

### **1.7.2 Locator Tutucular**

Locator tutucular (Zest Anchors LLC, Carlsbad, California, Amerika ) 10 yıldan fazla bir süredir implant üstü hareketli protezlerde ataçman sistemi olarak kullanılmaktadır. İnterark mesafesinin yeterli olmadığı durumlarda, sistemin protez içerisinde kapladığı alan az olduğu için top başlı ataçmanlara göre daha fazla tercih

edilirler. Toplam tutucu yüksekliği 3,17 mm kadardır (Eren Türk 2011). Resilient bir tutucudur, menteşe ve dikey esneklik sağlar.

Ataçmanın dişi parçası direkt implant içerisine vidalanabilir veya bar üstüne yerleştirilebilir. Hastanın kendi diş kökü içerisine yerleştirilen formu da bulunmaktadır. Patriksi titanyum alaşımdan yapılmış, diş yüzeyi ise titanyum nitrür ile kaplanmıştır. Bu kaplama titanyumun aşınma ve sürtünmelere karşı direncini artırmak için yapılmış bir yüzey işlemidir. Matriks ise protez içerisinde genellikle paslanmaz çelikten yapılmış bir yuvaya oturacak şekilde tasarlanmıştır. Matriks polietilenden yapılmış olup tutuculuk değerlerine göre farklı renklerde imal edilmiştir (Passia ve ark 2016).

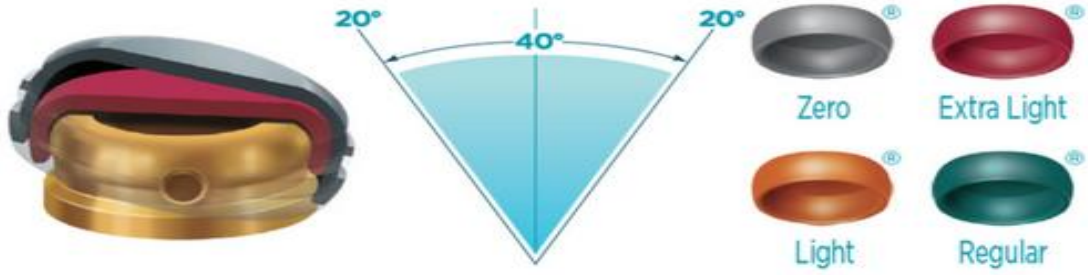
Ataçmanın tutucu matrikslerinin değerştirilmesi gerektiği durumlarda muflalama gerekmez. Kendi özel çıkarıcı ve yerleştirici kiti ile metal yuvadan naylon tutucu çıkarılır ve yenisi yerleştirilir (Locator core tool). Dişeti altına yerleştirilmiş implantlarda farklı yükseklikte seğernekleri mevcuttur (0-6 mm). Kemik seviyesi ve yumuşak doku seviyesi implantlar ile uyumludur. Abutmentın tutucu yüksekliği ise 1,5 mm'dir (Eren Türk 2011). Tutucu parçanın kısa olması implantlar arası açılanmanın tolare edilmesine yardımcı olur (Pasciuta ve ark 2005).

İmplantların paralelliği her zaman mümkün olmayabilir. Bu durumda ataçman matrikslerinin düzgün bir giriş yoluyla implantların üzerine yerleştirilmesi ve açığı minimize etmek zordur. Locator ataçmanın naylon matriksleri iki implant arasındaki açf farklılıklarını tolare edebilmektedir (Schneider 2000). Standart Locator lastikleri implantlar arasında 20 dereceye kadar olan açığı tolare edebilir (Schneider ve Kurtzman 2002). Lastik matriksler tutucu derecelerine göre farklı renklerde üretilmiştir.



**Şekil 1.3.** Locator düz abutment ve matriksleri.

Locator abutmentlarının düz ve iki farklı açıda olmak üzere (10 ve 20 derece) çeşitleri vardır. Bu sayede implantlar arasındaki açılanmaları 40 dereceye kadar kompanse edebilirler (Sadig 2009).



**Şekil 1.4.** Locator açılı abutment ve matriksleri.

Locator matrikslerin tutucu parçasının dereceleri yaklaşık olarak şu şekildedir:

Düz abutmentlar için:

- Şeffaf 2270 gr
- Pembe 1360 gr
- Mavi 680 gr

Açılı abutmentlar için:

- Yeşil 1820 gr

- Turuncu 910 gr
- Kırmızı 450 gr
- Gri 0 gr

Locator tutucuların matriksi, patriks üzerine kendiliğinden hizalanabilir. Bu sayede hastalar protezlerini belli bir rehberlikle ve daha kolay yerleştirebilirler. Aynı zamanda ataçmanlarda minimum aşınma görülür ve lastik matrikslerin klinik ömrü uzamış olur. Günümüzde pek çok farklı implant markası Locator abutmentını kendi implantlarına uygun olarak üretmektedir (Kurtzman 2009).

### 1.7.3 Novaloc Tutucular

İmplantoloji alanında yapılan çalışmalar her geçen gün artmaktadır. Yeni materyallerin kullanılmaya başlanması ile implant üstü ataçman sistemlerinde gelişimler görülmektedir. Ataçmanların patriks ve matriksinde yapılan düzenlemeler ile kullanılan materyalleri değiştirerek ve güçlendirerek önceki sistemlerde görülen dezavantajların önüne geçmek hedeflenmektedir. Optiloc (Valoc AG, Theodorshofweg, Reinfelden, İsveç), Locator R-Tx (Zest Anchors LLC, Carlsbad, California, Amerika), Locator F-Tx (Zest Anchors LLC, Carlsbad, California, Amerika), CM-LOC (Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, İsveç), Novaloc (Valoc AG, Theodorshofweg, Reinfelden, İsveç) yeni gelişen ataçman sistemlerinden birkaçıdır.



Şekil 1.5. Optiloc.



Şekil 1.6. CM-LOC.



Şekil 1.7. Locator R-tx.



Şekil 1.8. Locator F-tx.

Novaloc (Valoc AG, Theodorshofweg, Reinfeld, İsveç) matrisinin çitçitli bağlantısı Locator matrisi içerisinde bulunan erkek yerleşim parçası yerine bu işlevin meydana geldiği aralıkta mekanik kilitleme sistemi ile tutuculuğun sağlanması esasına dayanmaktadır. Rezilient bir tutucudur. Mentşe hareketine izin verir. Yüzeyi elmas benzeri karbon kaplama materyali ile güçlendirilmiş titanyumdan abutment ve tutucu unsuru poli eter eter keton (PEEK) materyalinden üretilmiş matriksten oluşur. Sistemin protez içerisinde kapladığı alan bar ve top başlı ataçmanlara oranla daha azdır, Locator ile yaklaşık olarak aynıdır (Valoc AG 2019)<sup>1</sup>.

Abutment esas olarak titanyumdan üretilmektedir. Yüzeyi yenilikçi bir karbon bazlı materyal ile kaplanmıştır. Amorf elmas benzeri karbon kaplama (ADLC) olarak adlandırılan materyal ile yüzey sertliği artırılmıştır. Bu kaplama materyali, matriks yapımında kullanılan PEEK materyali ve matriksin dizaynı sayesinde implantlar arası 40 dereceye kadar olan açılanmaları tolere edebileceği ve aşınmanın daha az olacağı üretici firma tarafından belirtilmektedir (Valoc AG 2019).

Pek çok farklı implant firması kendi implantlarına uygun olarak Novaloc ataçmanını üretmektedir. Düz ve 15 derece açılı olarak abutmentleri bulunmaktadır. Açılı abutment kullanımı ile 60 dereceye varan açı farkını tolere edebileceği firmalar tarafından belirtilmektedir. Kemik seviyesi ve yumuşak doku seviyesi implantlar ile uyumludur. Dişeti altına yerleştirilmiş implantlarda farklı yükseklikte seçenekleri mevcuttur (0-6 mm) (Straumann 2019)<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Bilgiler üretici firmanın sitesinden alınmıştır.

<sup>2</sup> İmplant firmasının 2018-2019 internet katalogundan bilgiler alınmıştır.



**Şekil 1.9.** Novaloc açısız abutment ve matriksin tolare ettiği açı.

Abutment üzerine yerleşen esas tutucu parça poli eter eter keton (PEEK) materyalinden ve tutuculuk değerlerine göre farklı renklerde üretilmiştir. Birleşmeyen bir halka şeklindedir. Halkadaki bu açıklık takıp çıkarma esnasında esnemeyi sağlar. Tutucu parça protez içerisinde titanyumdan veya PEEK materyalinden üretilmiş bir kapsül içerisine oturacak şekilde tasarlanmıştır. PEEK materyalinin kullanılması ile estetiğin önemli olduğu vakalarda oral kavitede metal görünümünün önüne geçilmiş ve alternatif bir seçenek sunulmuştur. Kapsül 2,3 mm yüksekliğinde 5,5 mm çapındadır. Ayrıca bu kapsülün iskelet içerisinde dökümle elde edilmesi istendiği durumlarda döküm ara parçası da bulunmaktadır (Valoc AG 2019).



**Şekil 1.10.** Novaloc tutucu parçasını taşıyan kapsül: titanyum-PEEK.



**Şekil 1. 11.** Novaloc tutucularının renkleri ve tutuculuk dereceleri.

Novaloc matrikslerin tutucu parçasının kuvvetleri yaklaşık olarak şöyledir:

- Kırmızı 300 gr
- Beyaz 750 gr

- Sarı 1200 gr
- Yeşil 1650 gr
- Mavi 2100 gr
- Siyah 2550 gr

Ataçmanın tutucu matrikslerinin değiştirilmesi gerektiği durumlarda muflalama gerekmez. Kendi özel çıkarıcı ve yerleştirici kiti ile yuvadan PEEK tutucu stres ve basınç yapılmadan çıkarılır ve yenisi yerleştirilir (Valoc AG 2019).

### **1.8 Mıknatıs Tutucular**

Mıknatıslar, manyetik kutupları bulunan demir, nikel, kobalt gibi materyalleri çekme özelliği gösteren fiziki maddeler olarak tanımlanmaktadır. Protetik diş hekimliğinde uygulama alanları şu şekilde sıralanabilir ( Preiskel 2004):

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

Mıknatıs tutucular iki komponente sahiptir. Bunlar; protez içerisinde kalan mıknatıs içeren kısım ve abutment veya implant üzerinde bulunan mıknatıs tarafından çekilen kısımdır (Trakas ve ark 2006).

Mıknatıs içeren kısım genellikle neodimyum-demir-boron veya samaryum-kobalt alaşımından oluşur. Her iki alaşım da ağız sıvılarından etkilenir ve korozyona uğrar. Kontaminasyonu önlemek ve mıknatıs özelliğinin kaybolmamasını sağlamak amacıyla koruyucu bir kaplama ile kaplanmalıdır. Sistemin diğer parçası “ferromagnetik keper” parçasıdır. Ferromagnetik alaşımından yapılmıştır ve abutmentta vidalanacak şekilde tasarlanmıştır (Stevens ve ark 2000, Sayın Özel 2014).

Top başlı ve bar ataçmanla karşılaştırılan çalışmalarda tutuculuk ve hasta memnuniyeti açısından düşük olduğu görülmüştür (Chung ve ark 2004, Naert ve ark 2004, Cune ve ark 2005). Tokuhisa ve arkadaşları yaptıkları çalışmada mıknatıslı



protezlerde implanta veya doğal dişe gelen lateral kuvvet iletiminin daha az olduğunu belirtmişlerdir (Tokuhisa ve ark 2003).

### **1.9 Teleskopik Tutucular**

Teleskopik tutucuların protez stabilitesinde kullanılması, splinte edilmemesi sayesinde pek çok avantaj sağlamaktadır. Paralel yüzeylerinden dolayı horizontal stabilite sağlar ve protezi lateral çıkarıcı kuvvetler karşısında stabilize eder (Heckmann ve ark 2004).

Günümüzde implant destekli hareketli protezlerde kullanımı önem kazanmıştır. Teleskopik yaklaşım implant destekli hareketli protezlerde kullanımına 1989 yılında başlamıştır (Heckmann ve ark 2004). İmplant abutmentları üzerine freze cihazı kullanılarak primer kronlar hazırlanır, üzerine ise sekonder kronlar hazırlanır. Sekonder yapı protezin içerisinde yer almaktadır. Paralel olmayan implantlarda konturlar düzenlenerek protez için ideal bir giriş yolu hazırlanmaktadır (Preiskel ve Tsolka 1998).

İmplant destekli overdenture protezlerde kullanılan bu tutucu türleri in-vivo veya in-vitro şartlarda değerlendirilebilir (Marin ve ark 2018, Baba ve ark 2019). İn-vitro şartlarda tutucuların kuvvet değerlerinin hesaplanması, materyalin yorulmasının gerçekleştirilmesi, sonuçlarının izlenip değerlendirilmesi için bir dizi yöntem ve cihaz geliştirilmiştir.

### **1.10 İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Kullanılan Tutucuların Maksimum Retansiyon Kuvveti Ölçümü**

**Stres (gerilim):** Bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir maddenin birim alanına uygulanan kuvvet olarak adlandırılır. Gerilim çeşitleri yön ve boyutu cinsinden tanımlanır, yön bakımından üçe ayrılır. Çekme gerilimi (tensile stress) maddeyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı çıkan bir kuvvettir. Çekme gerilimi daima çekme gerilmesi ile birlikte oluşur. Sıkıştırma gerilimi (compressive stress) bir madde kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir yüke maruz bırakılırsa bu yüke karşı çıkan iç kuvvetlere sıkıştırma gerilimi adı verilir. Sıkıştırma gerilimi de daima sıkıştırma gerilmesi ile beraber görülür. Makaslama/kayma gerilimi (shear stress) çevirme hareketine veya bir

maddeyi diğerinin üzerinde kaydırmaya karşı çıkan gerilime makaslama veya kayma gerilimi adı verilir (Can ve ark 2014, von Fraunhofer 2015).

**Strain (gerilme)** Bir maddeye kuvvet uygulandığı zaman bu kuvvete bağlı olarak bir deformasyon oluşur. Gerilme bir maddenin strese maruz kaldığı zaman her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi olarak ifade edilir. Gerilmenin değeri yoktur % olarak ifade edilir. Gerilim ortadan kalkınca atomların tekrar eski haline dönmesi durumu elastik gerilme olarak adlandırılır. Malzeme içerisindeki atomların daimi bir şekilde yerinden oynamasına ise plastik gerilme adı verilir (Can ve ark 2014, von Fraunhofer 2015, Bulut 2016).

Literatürde dental materyallerde çekme testinin uygulanması için çoğunlukla universal test cihazı kullanılmıştır (El Zohairy ve ark 2003, Yang ve ark 2011). Universal test cihazında yapılan çekme testinde bir malzemeye çekme (tensile) kuvveti uygulanır ve numunenin strese verdiği cevap ölçülür. Bu işlem bir malzemenin ne kadar güçlü olduğunu ve ne kadar uzayabileceğini belirler. Gerçekleştirilmesi basittir ve tamamen standartlaştırılmıştır. Bir malzeme hakkında belirleyebileceğimiz en önemli özelliklerden biri, en yüksek çekme dayanımıdır (ultimate tensile stress). Bu bir numunenin test sırasında elde ettiği maksimum strestir. Malzemenin kırılma, yumuşak veya her ikisinin özelliklerini sergilemesine bağlı olarak, numunenin kopma ya da ayrılma mukavemetine eşit olabilir veya olmayabilir (Instron 2019)<sup>3</sup>.

Dental ataçmanların tutuculuklarının ölçüldüğü durumlarda universal test cihazı ile tutucu parçalar birbirinden ayrılana kadar kuvvet uygulanıp ayrıldığı değer kaydedilir (Abi Nader ve ark 2011). Çekme hızı farklı değerlerde ayarlanabilir. Çalışmaların çoğunda 50 mm/dk çekme hızı yeterli olarak görülüp uygulanmıştır. Tutucu komponentlerin ayrılma kuvveti Newton (N) olarak kaydedilir (Alsabeeha ve ark 2010, Gonuldas ve ark 2018, Yabul ve ark 2018).

### **1.11 Dental Materyallerde Yaşlandırma İşlemleri ve Kullanılan Cihazlar**

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller belirli bir süre strese maruz kaldıklarında, yorulma adı verilen bir fiziksel durum oluşur. “Yorulma” kırılma, verimsizlik ya da aşınma ile kendini gösterir ve sıklıkla çevresel faktörlerden

<sup>3</sup> Bilgiler markanın internet sitesinden alınmıştır.

etkilenir. Stres oluşumu, statik (zaman ile sürekli olarak), dinamik (zaman ile değişen sıklıkta) ya da döngüsel (zaman ile değişen stres değerleri ile) olabilir. Materyalin yorulmaya bağlı başarısızlığı ise, bu süre sonunda materyalde olan stress (gerilme) ya da strain (gerilim) değerine bağlıdır (Ferrando ve ark 1983).

Ağız içi ortamda, protezin yapısını oluşturan materyallerde yorulma oluşur. Aşınma ya da kopmalar buna bağlı olarak görülür (Wiskott ve ark 1995).

**Aşınma:** Materyal yapısının kaybolması ile karakterize bir madde kaybı olayıdır. Protetik materyallerin aşınmaya direnci karşıt diş, başka bir restoratif materyal, gıda, diş fırçası gibi başka materyallerle temas sonucu gösterdiği yüzeysel aşınmaya karşı direncidir (Türel 2014).

Alsabeeha ve arkadaşları yapmış olduğu bir çalışmada dental ataçmanlarda retansiyon kaybının primer etiyolojik sebebinin tutucu sistemlerde sürtünme sonucu görülen aşınma olduğunu bildirmişlerdir (Alsabeeha ve ark 2010).

Çok sayıda materyali etkileyen aşınma, çevresel faktörlerden, materyalin yüzey özelliklerinden (homojenite, kristal oryantasyonu), birbiri üzerinde kayan yüzeyler arasında lubrike edici ajanın olup olmamasından, sıcaklıktan ve farklı materyal kombinasyonlarından etkilenir (Barakah ve Taher 2014).

İmplant destekli overdenture protezler ağız içerisinde tekrarlayan kuvvetlere maruz kalmakta ve çiğnemeye bağlı olarak protetik bileşenlere stres uygulanmaktadır. Ataçman sistemlerinin uzun ömürlülük ve dayanıklılık karakterinin gerçekçi verileri için uzun dönem klinik araştırmalar gerekmektedir. Oral floranın kompozisyonu, çiğneme esnasında meydana gelen aksiyel ve nonaksiyel kuvvetler, ısı değişimleri gibi faktörlerin standardize edilmesi konusunda güçlükler ve maliyetin yüksek olması in-vivo şartların oluşumundaki dezavantajlardır (Setz ve ark 1998). Bu nedenle yorulmanın test edilebilmesi amacıyla örneklere özelleştirilmiş frekans, kuvvet ve stres uygulayabilen birçok alet geliştirilmiştir (Besimo ve Guarneri 2003, Bayer ve ark 2009, Abi Nader ve ark 2011, Passia ve ark 2016).

Eren Türk'ün implant destekli overdenture protezlerde ataçman sistemlerini değerlendirdiği bir çalışmada yorulma testlerinin yapılması amacıyla biyomekanik test cihazı geliştirilmiştir. Bu cihaz lineer elektrik motoru kullanılarak oluşturulmuş

ve dakikada 30 siklus yapmaktadır. Cihazın kapasitesi 45 sıklusa kadar çıkmaktadır (Eren Türk 2011).

Besimo ve Guarneri in-vitro şartlarda overdenture ataçmanları test ettiği çalışmalarında yorulma testlerinin yapılması amacıyla bir cihaz geliştirmiştir. Bu cihaz elektrik motoru ve sabit-hareketli pistonlar vasıtasıyla örneklerin birbirine yerleşme ve ayrılmalarını sağlayarak yorulmasını gerçekleştirmiştir (Besimo ve Guarneri 2003).

Literatürde dental ataçmanlarda yorulmanın yapılabilmesi için universal test cihazı veya çiğneme simülatörünün kullanıldığı pek çok çalışma vardır (Rutkunas ve ark 2007, Alsabeeha ve ark 2010, Abi Nader ve ark 2011, Kobayashi ve ark 2014, Sultana ve ark 2017, Özsoy Uçar 2019). Bunlardan bazılarında ilave nem içeren haznelere de bulunmaktadır (Özsoy Uçar 2019).

### **1.12 Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi (SEM)**

Katı haldeki maddelerin topografik yapısının ve meydana gelen değişikliklerin detaylıca incelenmesine olanak sağlayan taramalı elektron mikroskobu (SEM) ilk kez 1965 yılında kullanılmıştır (Mc Mullan 1995). SEM' de sıvı olmayan ve sıvı özellik taşımayan her türlü iletken olan veya olmayan maddeler incelenebilir (Della Bona ve van Noort 1995).

Temel prensip primer elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örnekler kakodilat buffer solüsyonunda %2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra konsantrasyonu gittikçe artırılan etanol içinde dehidrate edilir ve kimyasal kurutma yapılır. Aluminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabaka ile kaplanır. Tarama işlemi esnasında primer elektron demetleri örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur. Yüzeyden yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, yüzey bileşenleri ve yüzey yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise görüntüsü o kadar karanlık olur (Mc Mullan 1995, Bozkurt 2019).

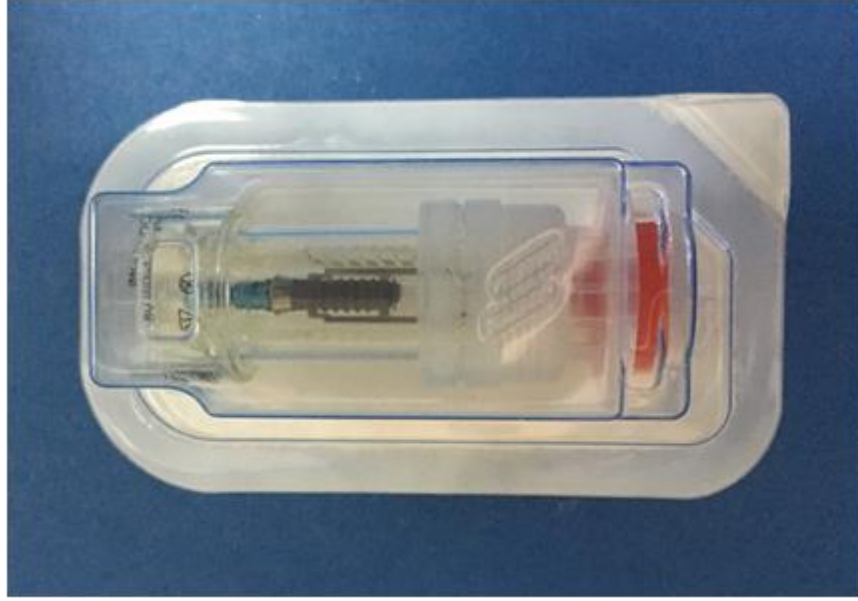
## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızın örnekleri Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Selçuk Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Ameliyathanesi'nde hazırlanmıştır. Örneklerin test edilmesinde kullanılmak üzere tasarlanan elektro-pnömatik yorulma test cihazının mekanik kısmının dizaynı ve üretimi Selçuk Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü İmalat ve Konstrüksiyon Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda elektrik ve yazılım kısmının eklenmesi ise Konya Teknik Üniversitesi Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu Elektrik ve Enerji Bölümü Laboratuvarı'nda yapılmıştır. Test işlemleri arasında tutuculuk değerlerinin hesaplanması Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Çalışmamızda fotoelastik rezin içerisine paralel 2 adet yumuşak doku seviyesi implant yerleştirilmiştir (Şekil 2.1.). Her bir ataçman grubunun abutmentleri seçilerek implantlara yerleştirilmiş, torklanmış ve her blokta 1 çift olmak üzere otopolimezan akrilik rezinden oluşturulmuş dikdörtgen prizma şeklinde bloklarda açılan yuvalara Gold, Locator ve Novaloc matrisleri yerleştirilmiştir.

İmplantın yerleştirildiği bloktan açık kaşık ölçü yöntemi ile ölçü alınıp tip 4 alçıdan yeni bir model elde edilmiş ve özel bir laboratuvarında üretici firmanın parçaları kullanılarak döküm yöntemi ile Cr-Co materyalinden Dolder bar yapılmıştır. Barın karşılığına klipsler tek tek yerleştirilmiş ve aynı ebatlarda hazırlanmış otopolimerizan akrilik rezin bloklarda açılan yuvalara adapte edilmiştir.

Kullanılan implantlar, Locator, Novaloc, Gold matris ile Dolder bara ait özellikler ve üretici firmaya ait bilgiler çizelge 2.1 de verilmiştir.



**Şekil 2.1.** Yumuşak doku düzeyi implant.

**Çizelge 2.1.** İmplantın ve ataçmanların özellikleri.

|                                                | <b>Ebatları</b>        | <b>Adet</b> |
|------------------------------------------------|------------------------|-------------|
| <b>Straumann Standart Plus İmplant</b>         | 4,1mm, 12 mm           | <b>2</b>    |
| <b>Straumann Locator Abutment</b>              | Dişeti yüksekliği 1 mm | <b>2</b>    |
| <b>Straumann Novaloc Abutment</b>              | Dişeti yüksekliği 1 mm | <b>2</b>    |
| <b>Straumann Retentive Anchor Abutment</b>     |                        | <b>2</b>    |
| <b>Straumann SynOcta Abutment</b>              |                        | <b>2</b>    |
| <b>Straumann Oklüzal Screw</b>                 |                        | <b>2</b>    |
| <b>Straumann SynOcta Döküm İçin Koping</b>     |                        | <b>2</b>    |
| <b>Straumann Döküm İçin Plastik Dolder Bar</b> |                        | <b>2</b>    |
| <b>Straumann Dolder Bar Matriks</b>            |                        | <b>9</b>    |
| <b>Straumann Gold Matriks</b>                  |                        | <b>17</b>   |
| <b>Straumann Novaloc Matriks</b>               |                        | <b>17</b>   |
| <b>Straumann Locator Matriks</b>               |                        | <b>17</b>   |

Araştırmada; dikdörtgen prizma şeklinde modellerde, farklı implant destekli overdenture tutucu tiplerinin *in-vitro* olarak tutuculuk değerlerinin ve deformasyon derecesinin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla; fotoelastik rezin modele paralel olarak yerleştirilmiş 2 adet implant üzerinde splintlenmemiş şekilde 3 çeşit tutucu sistemi ( Locator, Novaloc ve Gold matriks) ve splintlenmiş şekilde 1 çeşit Dolder bar ve klipsi kullanılmış ve farklı yorulma zamanlarına göre (0, 6 ay, 1 yıl, 2 yıl ) göstereceği değişiklikler incelenmiştir.

Tutuculuk ölçümü için universal test cihazı, yorma testlerinin yapılması için elektro-pnömatik yorulma test cihazı ve deformasyonu incelemek için taramalı elektron mikroskop (SEM) görüntüleri kullanılmıştır.

## **2.1 Örneklerin Hazırlanması**

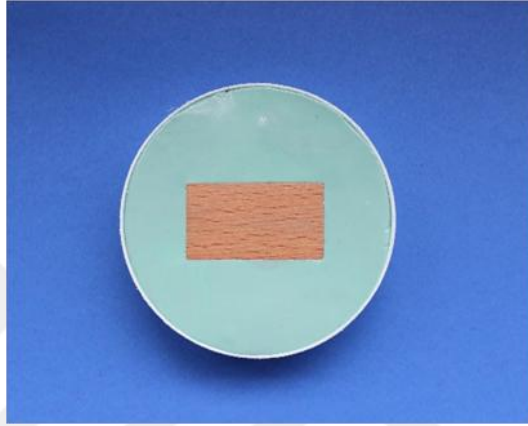
### **2.1.1 Akrilik Modellerin Hazırlanması**

Çalışmamızda otopolimerizan akrilik rezin (SC otopolimerizan akrilik, İmicryl, Konya, Türkiye) kullanılarak 25X25X45 mm boyutlarında dikdörtgen prizma şeklinde bloklar hazırlandı. Bu bloklar hem ataçmanların yerleştirildiği protetik parçayı hem de implantların yerleştirildiği mandibulayı simüle etmektedir.

Blokların standardizasyonunu sağlamak için aynı boyutlarda ahşap bloklar kesildi (Şekil 2.2.). Daire şeklindeki bir kabın içerisine ilave tip elastomerik ölçü hamuru (Zetaplus, Zhermack, Badia Polestine, İtalya) üretici firmanın prospektüsüne uygun olarak karıştırıldı ve tüm kabı dolduracak şekilde yerleştirildi. Ölçü henüz polimerize olmadan ahşap blok, ölçü materyalinin içerisine tamamen gömüldü (Şekil 2.3.). Kenarlar düzeltildi ve ölçü maddesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra ahşap blok çıkarıldı. Blokların üretilmesi için otopolimerizan akrilik rezin (SC otopolimerizan akrilik, İmicryl, Konya, Türkiye) kullanıldı (Şekil 2.5.). Akrilik tozu ve likiti üretici firmanın prospektüsünün belirttiği miktarlardan likiti bir miktar fazla olacak şekilde homojen olarak karıştırıldı. Biraz daha sıvı olan bu karışım ölçü içerisindeki boşluğa yavaşça ve vibrasyon altında dökülüp polimerize olması beklendi.



**Şekil 2.2.** Dikdörtgen prizma şeklinde ahşap blok.



**Şekil 2.3.** Elastomerik ölçü materyali içerisinde ahşap blok.



**Şekil 2.4.** Polimerize olmuş otopolimerizan akrilik blok.





**Şekil 2.5.** Otopolimerizan akrilik.

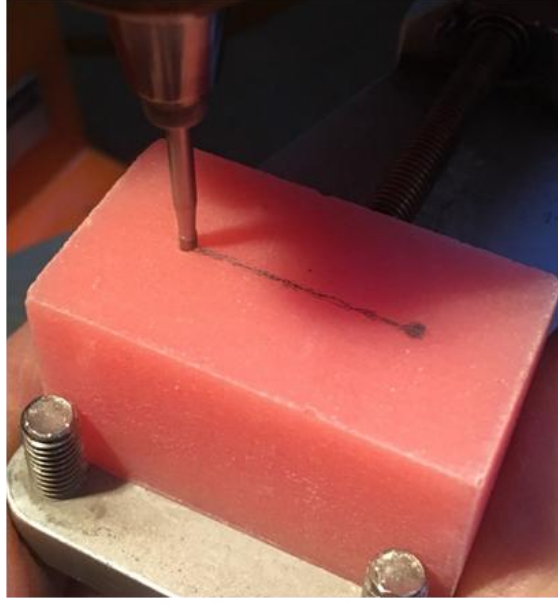
Polimerizasyon sonrası silikondan çıkarılan akrilik modelin tur motoru (Strong 201, Saeshin, Daegu, Kore) ile hard frez kullanılarak (Edenta AG, İsviçre) tesviyesi yapıldı. Ardından 300 grid ve 600 gridlik karbit zımpara kağıdı ile (English Abrasives, Londra, İngiltere) zımparalandı ve protetik komponenti temsil edecek hale getirildi (Şekil 2.4.). Bu işlem ile 33 adet otopolimerizan akrilik model elde edildi.

### **2.1.2 İmplantları İçeren Fotoelastik Modelin Hazırlanması**

Standart bir şekilde hazırlanmış olan otopolimerizan akrilik bloklardan 1 adet seçildi. İmplantların arası doğal kaninlerde olduğu gibi 22 mm olacak şekilde işaretlendi (Hertel ve Kalk 1993, Tokuhisa ve ark 2003, Misch 2009). 2 mm çapında 12 mm uzunluğunda ve aralarında 22 mm mesafe bulunan oluklar hazırlandı. Yerleştirilecek implantların paralelliğini sağlamak amacıyla paralelometre cihazı (Harnisch+Rieth GmbH&Co, Winterbach, Almanya) kullanıldı (Şekil 2.6.) (Şekil 2.7.).



**Şekil 2.6.** Paralelometre cihazı.

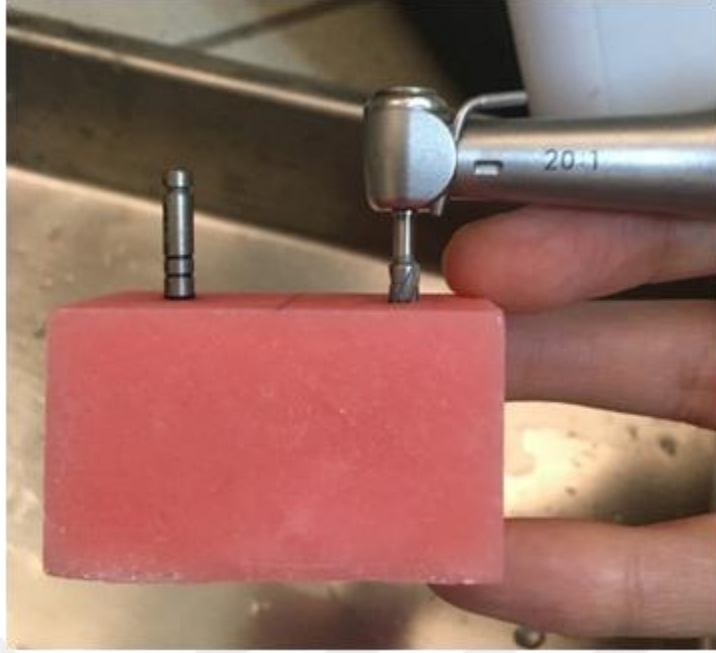


**Şekil 2.7.** Rehber olukların açılması.

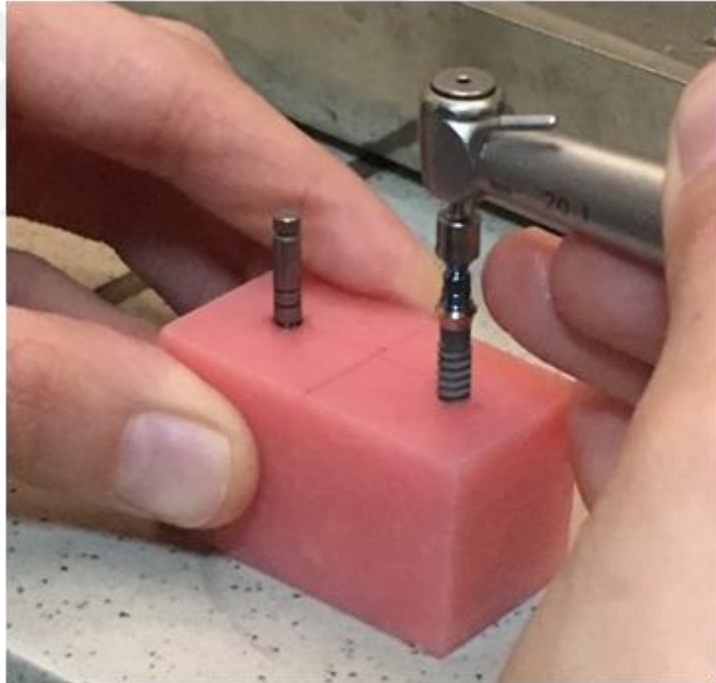
Hazırlanan olukların rehberliğinde implant yuvalarını hazırlamak için implanta ait cerrahi set (Straumann, Basel, İsviçre) kullanıldı (Şekil 2.8.). En dar çaptan geniş olana kadar yuvalar açılmaya başlandı. Yumuşak doku seviyesindeki implantlar parlak yüzeyleri kret seviyesinde kalacak şekilde yerleştirildi (Şekil 2.9.) (Şekil 2.10.) (Şekil2.11.).



**Şekil 2.8.** İmplant cerrahi seti (Straumann Basel, İsviçre).



**Şekil 2.9.** İmplant yuvalarının genişletilmesi.



**Şekil 2.10.** İmplantların yerleştirilmesi.



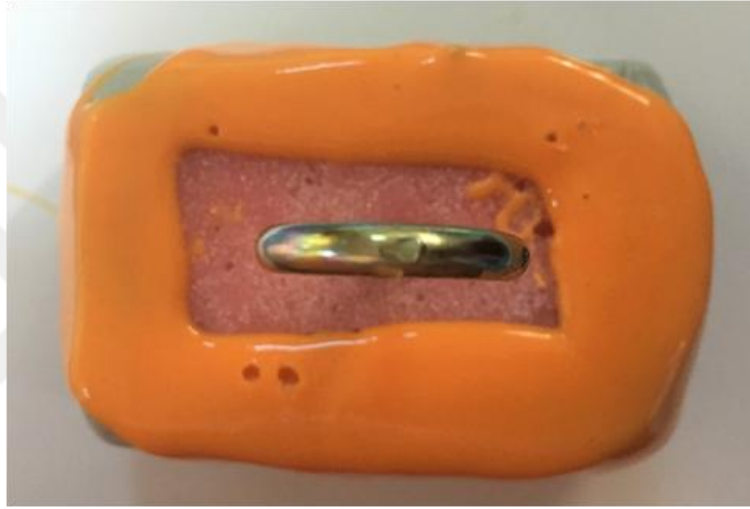
**Şekil 2.11.** Akrilik bloklara yerleştirilmiş doku seviyesi implantlar.

İmplantların yerleştirildiği akrilik modelin kondensasyon polimerizasyonlu elastomerik ölçü maddesi (Zetaplus, Zhermack, Badia Polestine, İtalya) kullanılarak putty-wash tekniği ile ölçüsü alındı. Ölçünün alınımından önce örneğin tabanına, ölçü içinden kolay çıkartabilmek amacıyla uç kısmı kanca şeklinde bir adet vida monte edildi. Daha sonra örneğin üzeri birkaç kat streç film ile kaplandı (Şekil 2.12.). Bu işlem ikinci ölçü için gerekecek olan boşluğun kolaylıkla temin edilmesine olanak sağladı. Elastomerik ölçü maddesinin tiraj yapmaması ve sertleşme esnasında büzülmesini minimuma indirmek için kalınlığının her yerde eşit olmasına dikkat edildi.



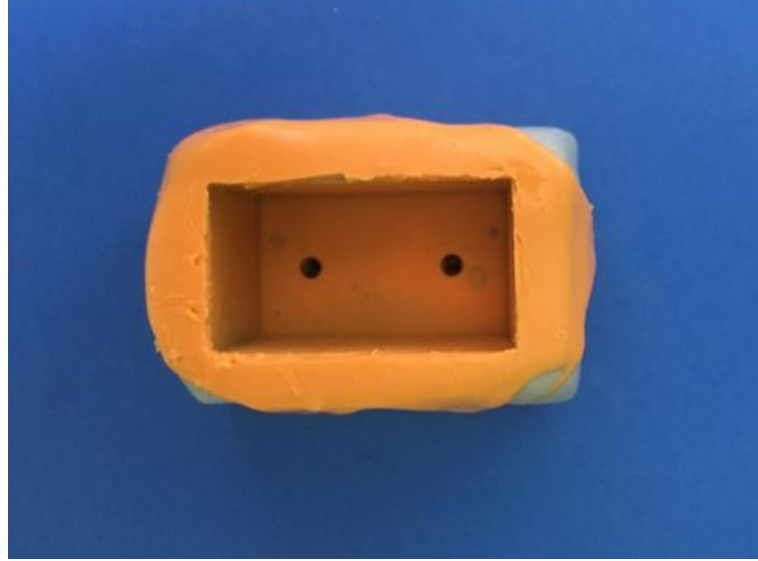
**Şekil 2.12.** Ölçü alımı için hazırlanan akrilik model.

Baz ve katalizörden oluşan putty ölçü maddesi üretici firmanın tarifine uygun olarak karıştırıldı. Tabanına vida yerleştirilen ve streç film ile sarılmış olan akrilik model ölçü analogları yer düzlemine dik olacak, vida kısmı dışarda kalacak şekilde yerleştirildi. Üst kısmı hariç tüm akrilik yüzeylerin ölçü içerisinde olması ve kenarlarda eşit miktarda ölçü maddesi olmasına dikkat edildi. 10 dakikalık sertleşme süresinden sonra ölçüye zarar vermeden akrilik model çıkarıldı. Streç film üzerinden uzaklaştırıldı. Wash ölçü maddesi üretici firmanın talimatlarına uygun olarak karıştırılıp bir miktar negatif boşluğa, bir miktar ise ölçü analogunun çevresi ve implant kolesine uygulandı. Sonrasında ise negatif boşluğa yerleştirildi (Şekil 2.13.).



**Şekil 2.13.** Akrilik modelden ölçü alınması.

Taşan fazlalık kısımlar temizlendi ve üretici firmanın önerisi doğrultusunda 10 dakika beklendikten sonra akrilik modellerin bitim sınırları bistüri ile açılıp model çıkarıldı. Elastomerik ölçüler oda ısısında 1 hafta bekletildi (Şekil 2.14.). Bu bekletmenin amacı silikon büzülmesine bağlı fotoelastik modelde oluşabilecek artık gerilimleri minimuma indirmektir. 1 hafta sonra akrilik modelden çıkarılan implantlar ölçü içerisine yerleştirildi.



**Şekil 2.14.** Akrilik modelden elde edilen ölçü.

Bu çalışmada kullanılan fotoelastik rezin; PL-2 ve katalizörü PLH-2'dir (Şekil 2.15.). Bu rezin fotoelastik stres analizi için kaplama materyali olarak üretilmiştir (Measurements Group Inc., Raleigh, North California, Amerika). Oda ısısında katı-sıvı halde bulunmaktadır. 1:1 oranında karıştırılarak kalıba dökülür, oda sıcaklığında polimerize olmaktadır. Bu malzemenin bazı fiziksel ve optik özellikleri Çizelge 2. 2. de gösterilmiştir.



**Şekil 2.15.** PL-2 (fotoelastik rezin).

**Çizelge 2.2.** PL-2'nin bazı fiziksel ve optik özellikleri.

|                                           |                                 |
|-------------------------------------------|---------------------------------|
| <b>Plastik yoğunluğu</b>                  | $1,13(10)^{-3} \text{ gr/cm}^3$ |
| <b>Optik gerinme katsayısı</b>            | 0,02 K                          |
| <b>Uzama oranı</b>                        | %50                             |
| <b>Elastik modülü</b>                     | $210 \text{ kg/cm}^2$           |
| <b>Kullanılabilecek maksimum sıcaklık</b> | $200^\circ\text{C}$             |
| <b>Hassas olduğu sıcaklık</b>             | $40^\circ\text{C}$              |

Fotoelastik model için gereken ölçü miktarı üretici firmanın belirtmiş olduğu formül ile hesaplandı (Çizelge 2.3.).

**Çizelge 2.3.** Üretici firma tarafından önerilen formül.

| $W = D \times A \times T$ |                                                         |
|---------------------------|---------------------------------------------------------|
| W                         | Gereken toplam malzeme miktarı (gr)                     |
| D                         | Plastik yoğunluk $1,13(10)^{-3} \text{ gr/cm}^3$        |
| A                         | Dökülecek modelin yüzey alanı (genişlik x uzunluk) (mm) |
| T                         | İstenen kalınlık (mm)                                   |

Fotoelastik malzeme ve kemiğin elastik modülleri Çizelge 2.4. te gösterilmiştir.

**Çizelge 2.4.** Elastik modül.

| <b>Elastik modül</b> | <b>Gpa</b> |
|----------------------|------------|
| PL-2                 | 0,21       |
| Spongiöz kemik       | 0,49       |
| Kortikal kemik       | 14,7       |

Fotoelastik modellerin hazırlanması için, hassas terazide darası alınmış cam kaplar içerisinde 27 gr rezin ve 27 gr sertleştirici ayrı ayrı tartıldı. Tartılan bu malzemeleri, implantlar ve elastomerik ölçü maddesinden oluşturulmuş kalıp üretici firmanın talimatları uygulanarak  $46-52^\circ\text{C}$ ' ye kadar ısıtıldı. Isıtma işlemi etüvde

yapıldı. Malzemelerin bu ısıya ulaşması için 1 saat beklendi. Isınmış olan rezinin vizkozitesi düşmekte bu sayede sertleştirici ile daha homojen bir karışım oluşmaktadır.

Etüvde ısınmış olan malzemeler çıkartıldı. Ardından sertleştirici yavaş bir şekilde rezine ilave edildi. Temiz bir cam karıştırıcı kullanılarak hava kabarcıkları oluşturmadan, ani hareketlerden kaçınarak karıştırıldı. Karışım önceden ısıtılmış olan, vibratör üzerinde bulunan ve içerisine implantların yerleştirildiği elastomerik ölçüdeki boşluğa yavaşça döküldü (Şekil 2.16.).



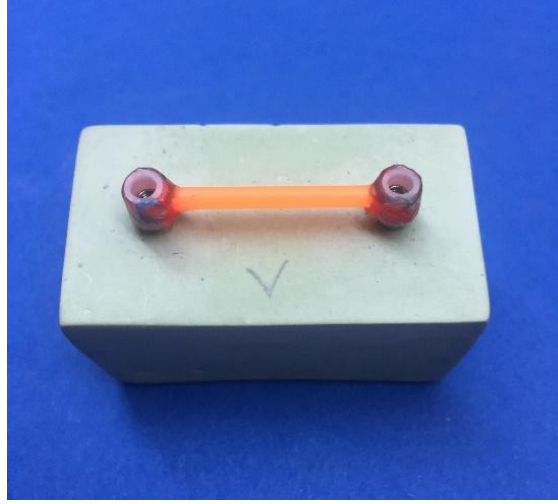
**Şekil 2.16.** Elastomerik ölçü içerisine dökülmüş PL-2 fotoelastik rezin.

Polimerizasyonun tamamlanması için rezin oda ısısında 24 saat bekletildi. Daha sonra rezin kalıptan çıkarıldı, tesviye ve polisaj işlemleri yapıldı.

## 2.2 Dolder Barın Hazırlanması

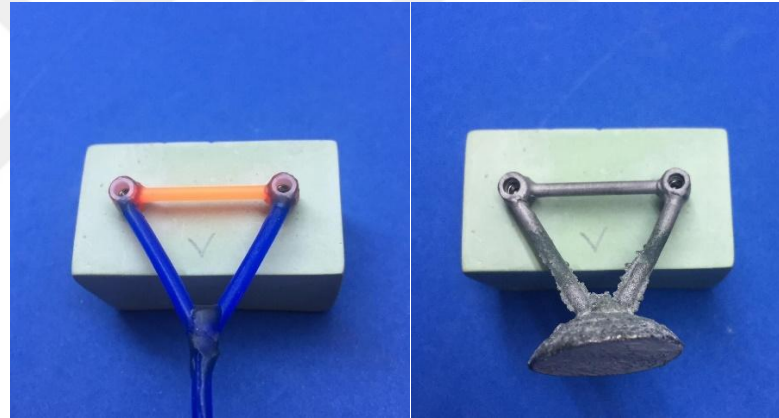
İmplantın yerleştirildiği fotoelastik rezin bloktan elastomerik ölçü materyali kullanılarak (Zetaplus, Zhermack, Badia Polestine, İtalya) açık kaşık yöntemi ile ölçü alındı. Üretici firmanın analogları ölçü içerisine yerleştirilerek tip 4 alçıdan (Denston4, Ata alçı, Ankara, Türkiye ) model elde edildi. Elde edilen alçı modeldeki analoglar üzerine SynOcta abutmentlar yerleştirildi ve vidalandı. SynOcta abutmentların üzerine plastik döküm kopingler yerleştirilip vidalanarak sabitlendi. Uzun kalan koping parçası üst kısmından kesilerek modifiye edildi. Dolder bar plastik döküm çubuğu 20 mm uzunluğunda kesildi. Alçı yüzeyinden 2 mm yukarıda olacak ve geniş yüzeyi üst kısımda kalacak şekilde kopingler arasına mumla sabitlendi (Şekil 2.17.).





**Şekil 2.17.** Alçı model üzerine yerleştirilmiş Dolder bar döküm plastikleri.

Plastik kopyingler üzerine döküm yolu oluşturmak için tijler yerleştirildi. Oluşturulan yapı vidalardan çıkarılarak manşete alındı ve Cr-Co alaşımı kullanılarak dökümü yapıldı (Şekil 2.18.).



**Şekil 2.18.** Dökümden önce ve sonra Dolder bar komponenti.

Dökümden sonra barın model üzerinde pasif oturumu kontrol edildi. Tesviye ve polisajı yapıldı. Bar üzerine yerleştirilecek klipsler ve pirinç spacer 19 mm uzunluğunda işaretlenip kesildi (Şekil2.19.). 8 adet klips ve spacer elde edildi.

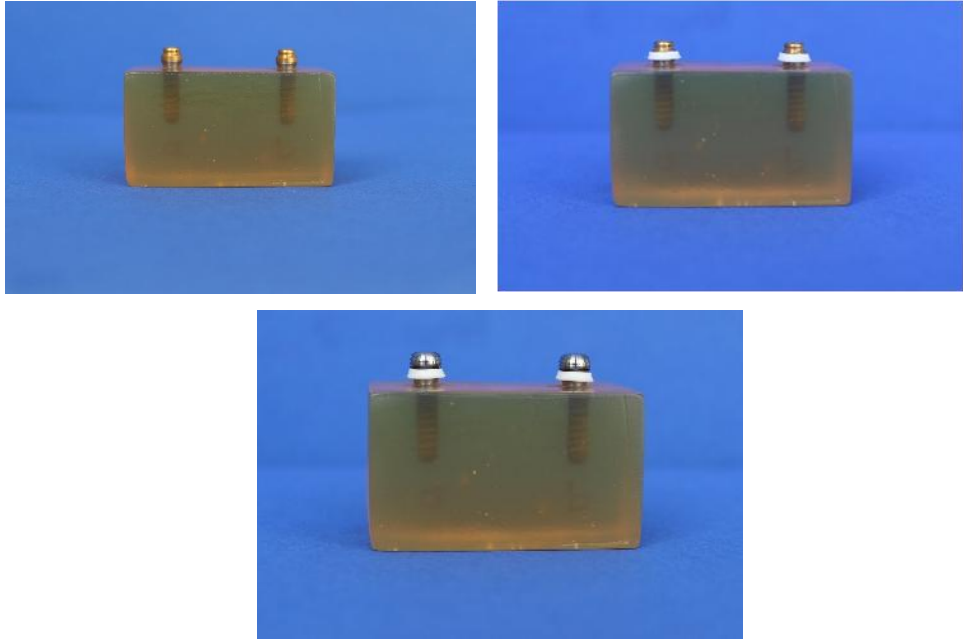


**Şekil 2.19.** Dolder bar ve metal klips uzunlukları.

## 2.3 Protetik Komponentin Simülasyonu

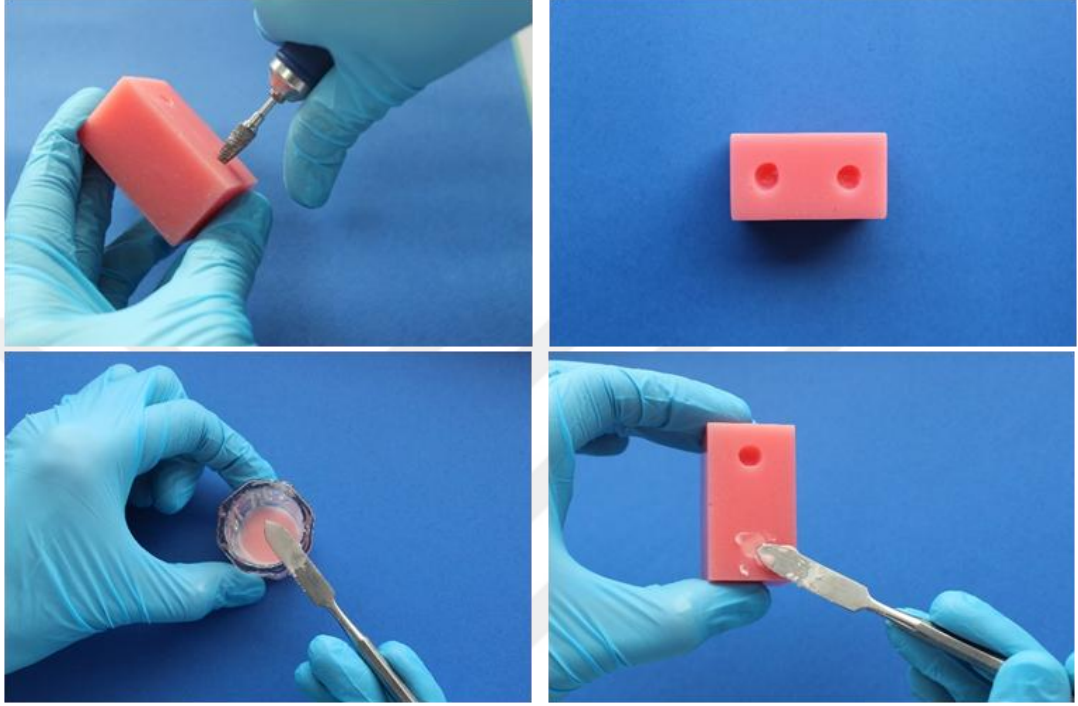
### 2.3.1 Locator Matriksin Yerleştirilmesi

Fotoelastik rezinden hazırlanan blokta, yumuşak doku seviyesinde yerleştirilmiş implantlar üzerine Locator abutmentlar üretici firmanın anahtarı kullanılarak vidalandı. Firmanın tavsiye ettiği gibi anahtar üzerine tork parçası takılarak 35N/cm kuvvetle torklandı. Andırkatlı alanlara akrilik reçinenin sızmasını engellemek için abutmentların üzerine block out silindiri (Locator spacer) yerleştirildi. Bunların üzerine ise Locator matriksi (Locator male processing) yerleştirildi (Şekil 2.20.).



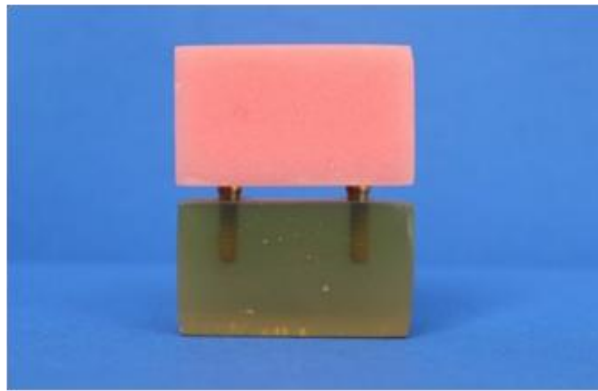
**Şekil 2.20.** Fotoelastik rezin bloğa yerleştirilmiş Locator abutmentlar, block out silindiri ve Locator matriksi.

Önceden hazırlanmış akrilik bloklarda Locator abutmentların karşısına gelecek bölge sabit kalem ile işaretlendi. 4 mm çaplı hard frezle 4 mm yuvalar açıldı. Otopolimerizan akrilik reçine firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanarak boşluklara yerleştirildi (Şekil 2.21.).



**Şekil 2.21.** Protezi temsil eden akrilik blokların hazırlanması.

Abutmentların ve matrikslerin bulunduğu fotoelastik rezin blok ve hazırlanan akrilik blok karşılıklı olarak yerleştirildi. Polimerizasyon gerçekleşene kadar pozisyon korunarak beklendi (Şekil 2.22).



**Şekil 2.22.** Locator matriks yerleştirilmiş akrilik blok ve fotoelastik rezin blok.

Polimerizasyon tamamlandıktan sonra matriks etrafına taşan akrilik rezin hard frezler ile temizlendi. Ardından 300 grid ve 600 gridlik karbit zımpara kağıdı ile

zımparalandı. Locator matrisi içerisinde bulunan siyah renkli konumlandırıcı lastik firmaya ait özel çıkarıcı apacey (Şekil 2.23.) ile çıkarılıp pembe renkli tutucu parçası (Şekil 2.24.) yerleştirildi. Aynı işlem uygulanarak 8 adet akrilik model elde edildi (Şekil 2.25.).



Şekil 2.23. Locator lastik tutucu yerleştirici-çıkarcı apacey.



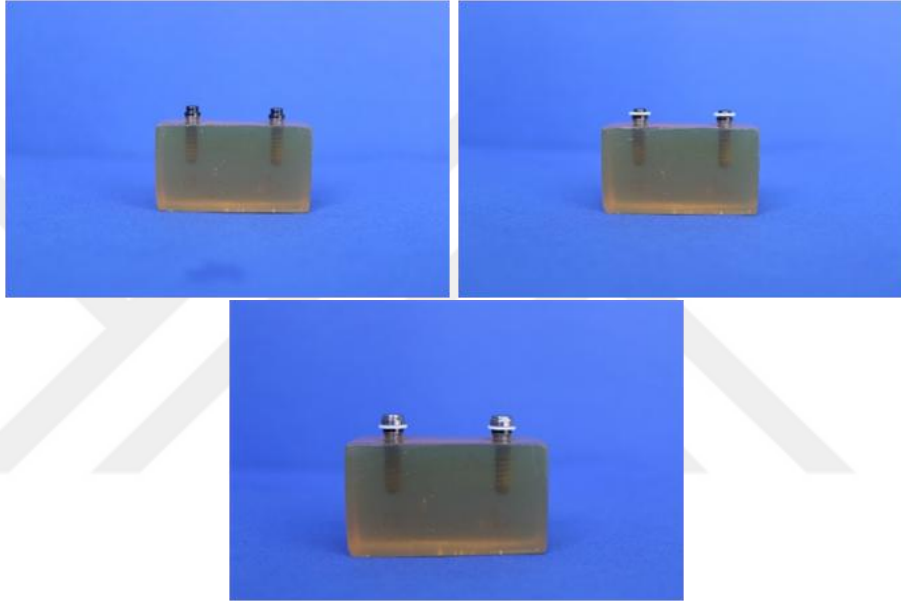
Şekil 2.24. Locator abutment, block out silindiri, titanyum kapsül ve tutucu lastikler.



Şekil 2.25. Locator matrisi içeren akrilik bloklar.

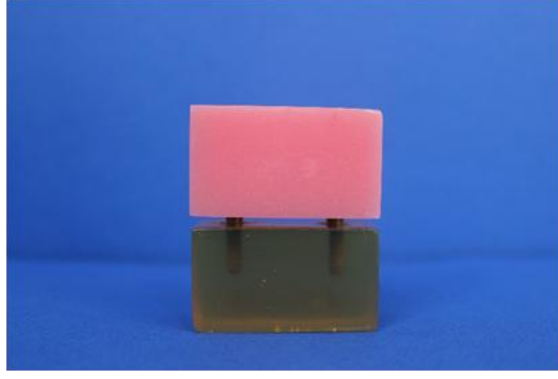
### 2.3.2 Novaloc Matriksin Yerleştirilmesi

Fotoelastik rezinden hazırlanan blokta, yumuşak doku seviyesinde yerleştirilmiş implantlar üzerine Novaloc abutmentlar üretici firmanın anahtarı kullanılarak vidalandı. Firmanın tavsiye ettiği gibi anahtar üzerine tork parçası takılarak 35N/cm kuvvetle torklandı. Andırkatlı alanlara akrilik reçinenin sızmasını engellemek için abutmentların üzerine block out silindiri (Novaloc spacer) yerleştirildi. Bunların üzerine ise Novaloc matriksi (Novaloc male processing) yerleştirildi (Şekil 2.26).



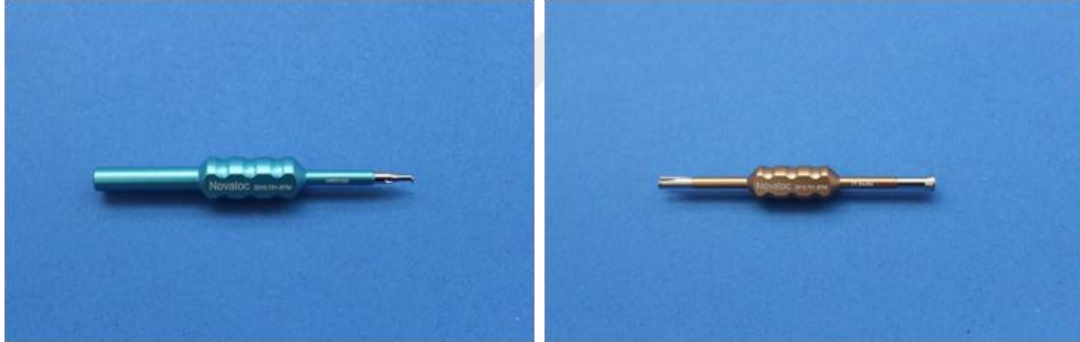
**Şekil 2.26.** Fotoelastik rezin bloğa yerleştirilmiş Novaloc abutmentlar, block out silindiri ve Novaloc matriksi.

Önceden hazırlanmış akrilik bloklarda Novaloc abutmentların karşısına gelecek bölge sabit kalem ile işaretlendi. 4 mm çaplı hard frezle 4 mm yuvalar açıldı. Otopolimerizan akrilik reçine firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanarak boşluklara yerleştirildi (Şekil 2.21.). Abutmentların ve matrikslerin bulunduğu fotoelastik rezin blok ve hazırlanan akrilik blok karşılıklı olarak yerleştirildi. Polimerizasyon gerçekleşene kadar pozisyon korunarak beklendi (Şekil 2.27.).



**Şekil 2.27.** Novaloc matriks yerleştirilmiş akrilik blok ve fotoelastik rezin blok.

Polimerizasyon tamamlandıktan sonra matriks etrafına taşan akrilik rezin hard frezler ile temizlendi. Ardından 300 grid ve 600 gridlik karbit zımpara kağıdı ile zımparalandı. Novaloc matriksi içerisinde bulunan beyaz renkli konumlandırıcı lastik firmaya özel çıkarıcı apacey (Şekil 2.28.) ile çıkarılıp sarı renkli tutucu parçası (Şekil 2.29.) yerleştirici apacey ile yerleştirildi. Aynı işlem uygulanarak 8 adet akrilik model elde edildi (Şekil 2.30.).



**Şekil 2.28.** Novaloc tutucuları çıkarıcı ve yerleştirici apaceyler.



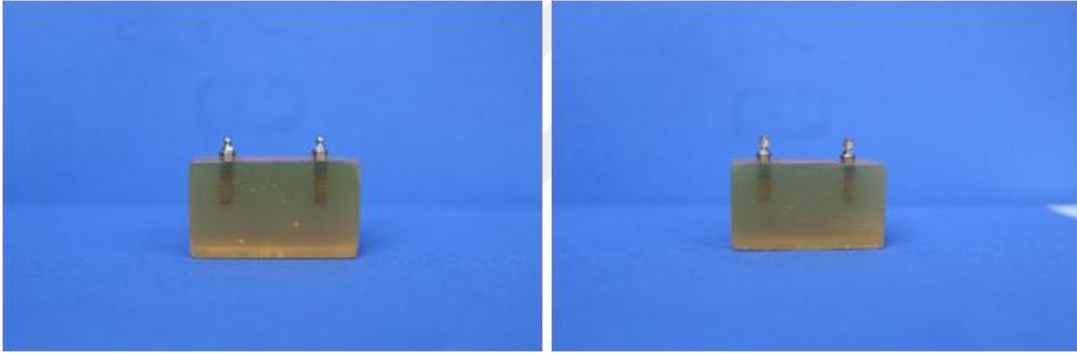
**Şekil 2.29.** Novaloc abutment, Block out silindiri, titanyum matriks ve PEEK tutucular.



**Şekil 2.30.** Novaloc matriks içeren akrilik bloklar.

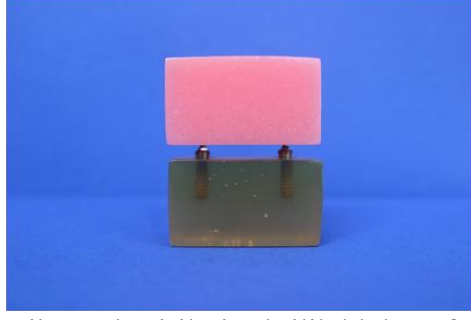
### 2.3.3 Gold Matriksin Yerleştirilmesi

Fotoelastik rezinden hazırlanan blokta, yumuşak doku seviyesinde yerleştirilmiş implantlar üzerine top başlı abutmentlar üretici firmanın anahtarı kullanılarak vidalandı. Firmanın tavsiye ettiği gibi anahtar üzerine tork parçası takılarak 35N/cm kuvvetle torklandı. Üzerine Gold matriks yerleştirildi (Şekil 2.31.).



**Şekil 2.31.** Fotoelastik rezin bloğa yerleştirilmiş top başlı abutmentlar ve Gold matriks.

Önceden hazırlanmış akrilik bloklarda top başlı abutmentların karşısına gelecek bölge sabit kalem ile işaretlendi. 4 mm çaplı hard frezle 4 mm yuvalar açıldı. Otopolimerizan akrilik reçine firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanarak boşluklara yerleştirildi (Şekil 2.21.). Abutmentların ve matrikslerin bulunduğu fotoelastik rezin blok ve hazırlanan akrilik blok karşılıklı olarak yerleştirildi. Polimerizasyon gerçekleşene kadar pozisyon korunarak beklendi (Şekil 2.32.).



**Şekil 2.32.**Gold matriks yerleştirilmiş akrilik blok ve fotoelastik rezin blok.

Polimerizasyon tamamlandıktan sonra matriks etrafına taşan akrilik rezin hard frezler ile temizlendi. Ardından 300 grid ve 600 gridlik karbit zımpara kağıdı ile zımparalandı. Gold matriks (Şekil 2.33) çevresinde bulunan şeffaf koruyucu kılıf çıkarıldı. Aynı işlem uygulanarak 8 adet akrilik model elde edildi (Şekil 2.34).



**Şekil 2.33.**Top başlı abutment ve Gold matriks.



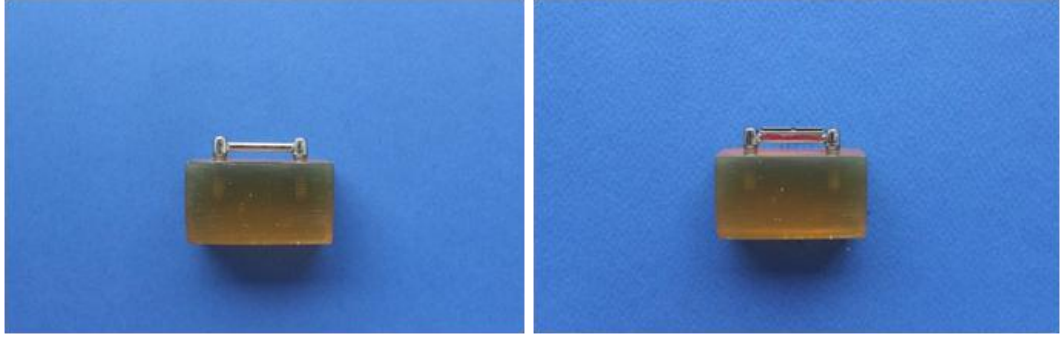
**Şekil 2.34.**Gold matriks içeren akrilik bloklar.

#### **2.3.4 Dolder Bar Klipslerin Yerleştirilmesi**

Fotoelastik rezinden hazırlanan blokta, yumuşak doku seviyesinde yerleştirilmiş implantlar üzerine SynOcta abutmentlar (Straumann, Basel, İsviçre) üretici firmanın anahtarı kullanılarak vidalandı. Firmanın tavsiye ettiği gibi anahtar üzerine tork parçası takılarak 35 N/cm kuvvetle torklandı. Üzerine Cr-Co dökümden

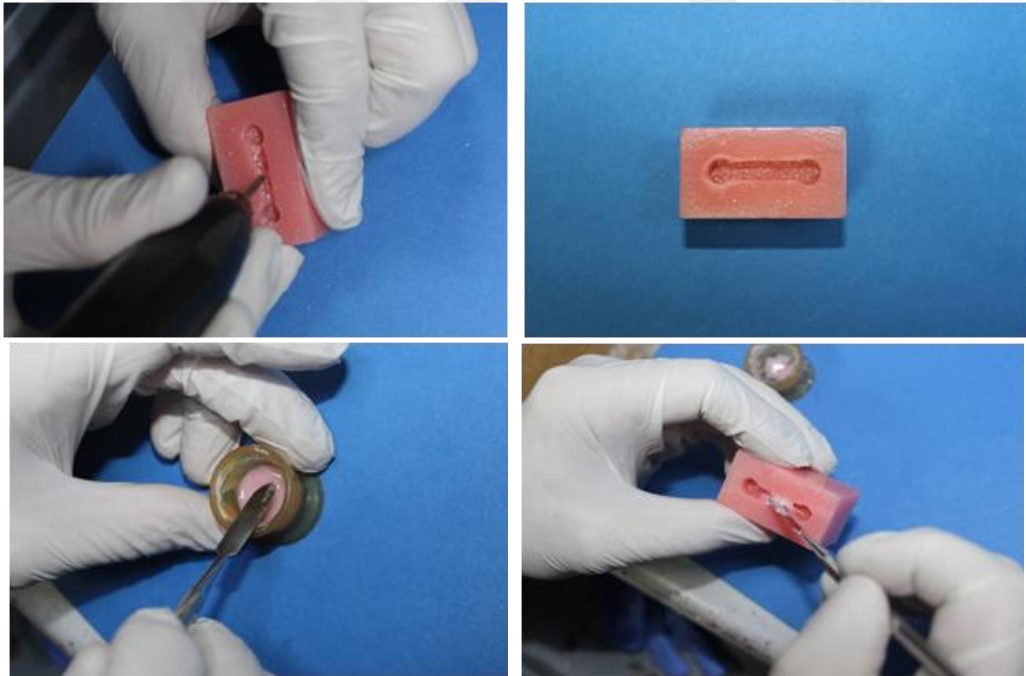


elde edilen ve polisajı tamamlanan bar pasif olarak yerleştirildi, vidalandı ve firmanın önerisi doğrultusunda 15 N/cm kuvvetle torklandı. 19 mm uzunluğunda kesilmiş bar klipsi ve spacer bar üzerine yerleştirildi. Klipsin tutucu ucunun yarısına kadar mum ile block out yapıldı (Şekil 2.35).



**Şekil 2.35.**Dolder bar ve metal klips.

Önceden hazırlanmış akrilik bloklarda barın karşısına gelecek bölge sabit kalem ile işaretlendi. 2 mm çaplı hard frezle yuvalar açıldı. Otopolimerizan akrilik reçine (SC otopolimerizan akrilik, İmicryl, Konya) firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanarak boşluklara yerleştirildi (Şekil 2.36).



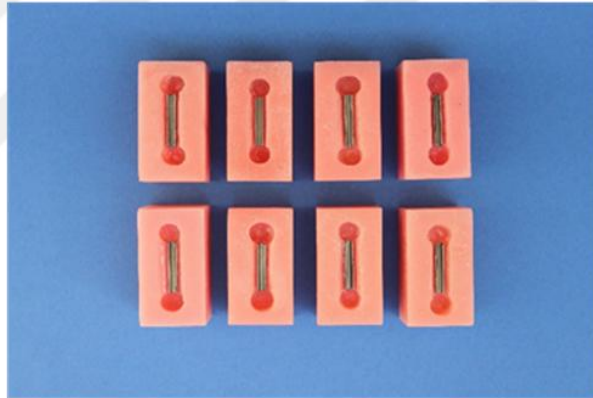
**Şekil 2.36.** Protezi temsil eden akrilik blokların hazırlanması.

Dolder barın ve klipslerin bulunduğu fotoelastik rezin blok ile hazırlanan akrilik blok karşılıklı olarak yerleştirildi. Polimerizasyon gerçekleşene kadar pozisyon korunarak beklendi (Şekil 2.37).



Şekil 2.37. Dolder bar klips yerleştirilmiş akrilik blok ve fotoelastik rezin blok.

Polimerizasyon tamamlandıktan sonra matriks etrafına taşan akrilik rezin hard frezler ile temizlendi. Ardından 300 grid ve 600 gridlik karbit zımpara kağıdı ile zımparalandı. Aynı işlem uygulanarak 8 adet akrilik model elde edildi (Şekil 2.38).



Şekil 2.38. Bar klips içeren akrilik bloklar.

#### 2.4 Örneklerin Tutuculuk Ölçümleri

Örneklerin tutuculuk ölçümleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test makinasında (LRX, Lloyd Instruments LTD Fareham Hants, England) yapıldı. Çekme işlemi için örnekler ahşap aparey ile cihaza sabitlendi. Örnekler 1 kN yükle ve 50 mm/dk hızla çekilerek ölçümler yapıldı. Test makinası tutucular birbirinden ayrılana kadar germe kuvveti uyguladı ve ayrılması için gereken maksimum kuvveti kaydetti (Şekil 2.39).

Tam olarak yerine oturmuş olan örneklerin dişi ve erkek parçalarının birbirinden ayrılıp tekrar oturması "siklus" olarak adlandırıldı. Sikluslar elektro-

pnömatik yorulma test cihazında gerçekleştirildikten sonra tutuculuk ölçümleri; başlangıç, 6 ay, 1 yıl ve 2 yılda yapıldı. Hastanın protezi günde 3 kere takıp çıkardığı düşünülerek değerler hesaplandı. Her tutucu için 10 kez tutuculuk ölçümü yapıp ortalaması alındı.



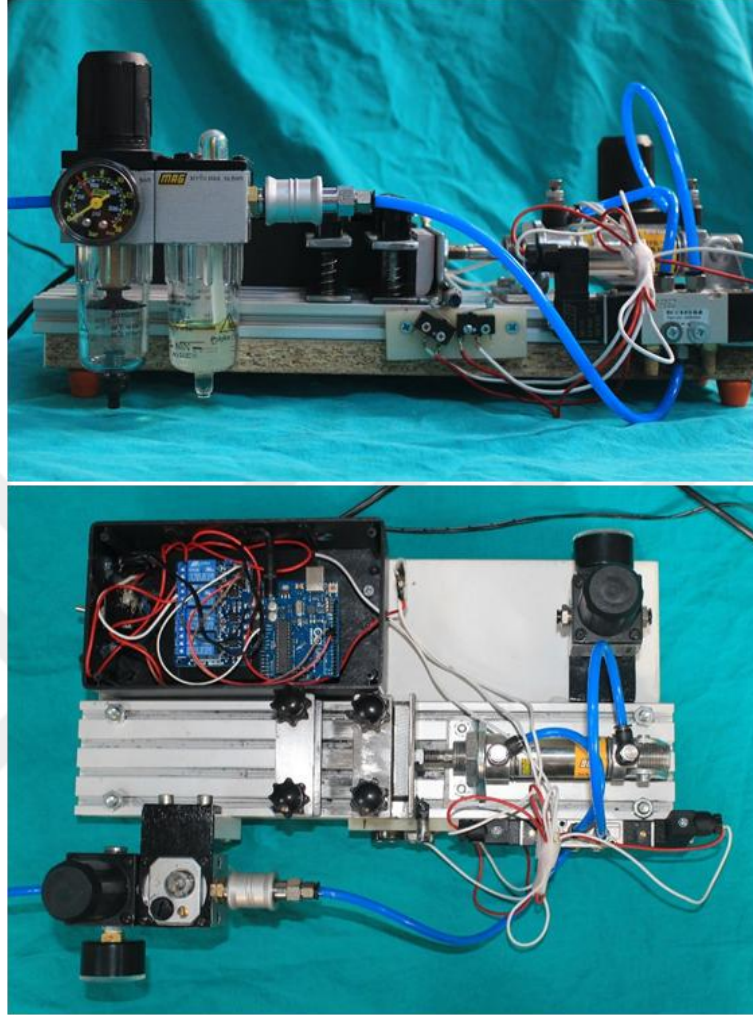
Şekil 2.39. Universal test makinası (LRX, Lloyd Instruments LTD).

## 2.5 Siklus Testlerinin Yapılması

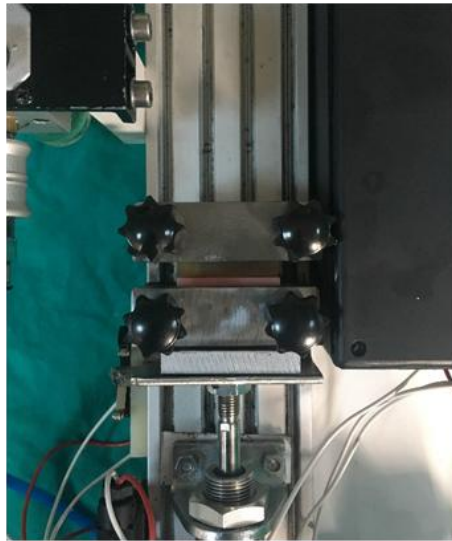
Tutucuların tutma kuvvetindeki sürdürülebilirliği ve aşınma seyrini takip etmek için bir seri yorulma testine ihtiyaç duyuldu. Bu maksatla *Elektro-Pnömatik Yorulma Test Cihazı* geliştirildi (Şekil 2.40.).

Bu test cihazında implant ve abutmentları içeren fotoelastik rezin blok sabit çeneye, matriksleri içeren otopolimerizan akrilik blok ise pnömatik silindir pistonuna bağlı hareketli çeneye tespit edildi (Şekil 2.41.). Kompresörden gelen basınçlı hava filtre, regülatör ve yağlayıcı ihtiva eden şartlandırıcıdan/hava hazırlama ünitesinden geçti. Gelen hava bir dizi kontrol valfinden geçirildi ve sistemin hareketli parçasında bulunan pistonun ilerlemesini sağladı. Piston pozitif hareketini tamamladığı zaman hareketli çenedeki akrilik blok içerisinde bulunan tutucu çifti sabit çenedeki abutmentlara yerleşti. Matriks ve abutmentların yerleşme işlemi gerçekleşikten sonra sınırlandırıcı anahtar pistonun pozitif hareketini değiştirerek diğer yönde hareket etmesini sağladı. Yine basınçlı havanın bir dizi kontrol valfinden geçişi ile pistonun negatif hareketi gerçekleştirildi. Bu çevrim “siklus” olarak adlandırıldı. Siklus dakikada 60 defa 3 dakika boyunca tekrarlandı sonra sistem 2 dakika süreyle

durduruldu. Matrikslerin soğuması sağlandı ve işlem tekrarlandı. Her 5 dakikalık işlem sonunda kontroller yapıldı.



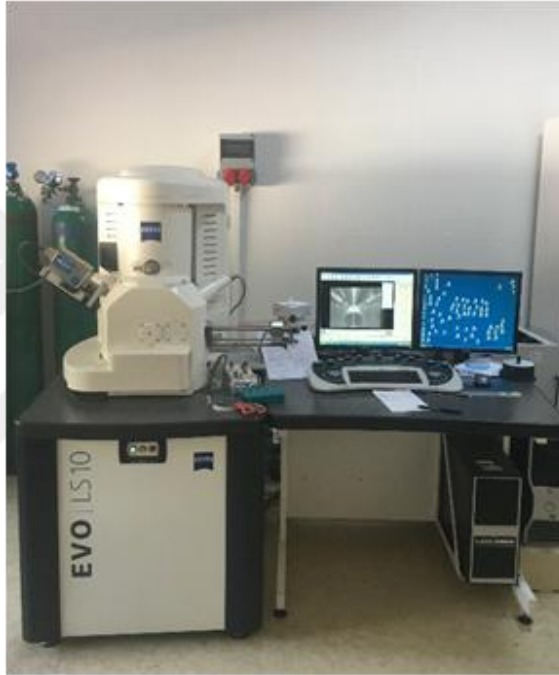
Şekil 2.40. Elektro-pnömatik yorulma test cihazı.



Şekil 2.41. Elektro-pnömatik yorulma test cihazına yerleştirilmiş örnekler.

## 2.6 Örneklerin SEM Fotoğraflarının Çekilmesi

Örneklerin SEM fotoğrafları Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan SEM cihazı (Zeiss Evo LS10) ile çekildi (Şekil 2.42). SEM analizi ile incelenecek örnekler alüminyum blok üzerine iletken karbon bant ile sabitlendikten sonra 5 nm kalınlığında altın ile kaplandı. (Cressington 108 Auto Sputter Coater) Locator, Novaloc, Gold matriksleri ile Dolder bar klips örneklerin siklus deneylerine başlamadan önce ve 2 yıllık yorulma sonucu farklı büyütme oranlarında, çeşitli açılardan görüntüleri alındı.



Şekil 2.42. SEM Cihazı (Taramalı Elektron Mikroskopu).

## 2.7 İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Materyal ve zamanlara göre maksimum tutunma kuvvetlerinin karşılaştırılmasında genelleştirilmiş lineer modeller kullanıldı (Wald testi). Analiz sonuçları ortalama  $\pm$  standart sapma olarak sunuldu. Önem düzeyi  $p < 0,05$  olarak alındı.

### 3.BULGULAR

#### 3.1 Çalışmadan Elde Edilen Tutuculuk Değeri Bulguları

Tüm çalışma boyunca yapılan ölçümlerde tutuculuk değerleri Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir. Örneklerin tutuculuk ölçümleri siklus testine maruz kalmadan önce başlangıç ve 6 ay, 1 yıl, 2 yıllık yorulma periyodlarında yapılmıştır. Her grupta 8 örnek bulunmaktadır.

##### 3.1.1 Tutucu Kuvveti Üzerine Materyal ve Zamanın Etkilerinin Değerlendirilmesi

Tutucu kuvveti üzerine materyal ve zamanın hem ana etkileri hem de etkileşimleri genelleştirilmiş lineer modeller (wald testi) ile incelenmiştir.

Analiz sonucunda ortalamalar üzerine **materyallerin ana etkileri** istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,001$ ). Gold matrikste ortalama değer 52,08N iken Dolder barda 48,10N Locatorda 40,13N ve Novalocta da 40,07N olarak elde edilmiştir. En yüksek ortalama değer Gold matrikste elde edilmiştir ve bu materyal diğerlerinden istatistiksel olarak farklıdır. Locator ve Novaloc ortalama değerleri arasında ise fark yoktur. Dolder bar ortalama değeri diğer tüm materyallerden farklı elde edilmiştir (Çizelge 3.1.). Çizelge 3.2 'de materyallerin ortalama değerlerin ikili karşılaştırma sonuçları sunulmuştur.

**Zamanların ana etkileri** ortalama değerler üzerinde anlamlıdır ( $p<0,001$ ). Başlangıç ortalama değeri 56,55N iken 6.ay ortalama değeri 49,75N, 1.yıl 42,03N ve 2.yıl 32,07N olarak elde edilmiştir. Başlangıç ortalama değeri en yüksek değer olarak elde edilirken 2.yıl sonunda ortalama değer en küçük değer olarak elde edilmiştir (Çizelge 3.1.). Tüm zamanlar arasında istatistiksel olarak fark vardır. Çizelge3.3'te zamanların karşılaştırmaları sunulmuştur.

**Materyal ve zaman etkileşimi** de istatistiksel olarak anlamlı elde edilmiştir ( $p<0,001$ ). Tüm materyaller kendi içerisinde zamansal olarak değerlendirildiğinde istatistiksel olarak fark olduğu ve tüm gruplarda zamanla azalmanın olduğu gözlemlenmiştir.

**Çizelge 3.1.** Grup ve zamanlara göre ortalama ve standart sapma değerleri.

|                  | <b>Gold matriks</b>       | <b>Dolder bar</b>         | <b>Locator</b>             | <b>Novaloc</b>             | <b>Toplam</b>             |
|------------------|---------------------------|---------------------------|----------------------------|----------------------------|---------------------------|
| <b>Başlangıç</b> | 63,28 ± 4,93              | 59,66 ± 5,96              | 50,67 ± 8,69               | 52,58 ± 4,13               | 56,55 ± 8,01 <sup>a</sup> |
| <b>6.Ay</b>      | 55,99 ± 3,07              | 51,32 ± 3,15              | 45,33 ± 3,10               | 46,38 ± 2,89               | 49,75 ± 5,23 <sup>b</sup> |
| <b>1.Yıl</b>     | 49,29 ± 3,04              | 44,28 ± 3,23              | 37,90 ± 3,59               | 36,55 ± 1,62               | 42,03 ± 5,94 <sup>c</sup> |
| <b>2.Yıl</b>     | 39,83 ± 3,48              | 37,07 ± 4,13              | 26,60 ± 2,94               | 24,77 ± 2,00               | 32,07 ± 7,25 <sup>d</sup> |
| <b>Toplam</b>    | 52,08 ± 9,39 <sup>a</sup> | 48,10 ± 9,42 <sup>b</sup> | 40,13 ± 10,40 <sup>c</sup> | 40,07 ± 10,91 <sup>c</sup> | 45,10 ± 11,30             |

a-d: Aynı harfe sahip materyaller/zamanlar arasında fark yoktur.

**Çizelge 3.2.** Materyal ana etkisinin çoklu karşılaştırma sonuçları.

| <b>(I) Materyal</b> | <b>(J) Materyal</b> | <b>Ortalamalar farkı (I-J)</b> | <b>Standart Hata</b> | <b>p</b> | <b>%95 Güven Aralığı</b> |                  |
|---------------------|---------------------|--------------------------------|----------------------|----------|--------------------------|------------------|
|                     |                     |                                |                      |          | <b>Alt sınır</b>         | <b>Üst Sınır</b> |
| Gold matriks        | Dolder bar          | 4,02                           | 0,321                | <0,001   | 3,39                     | 4,65             |
|                     | Locator             | 11,97                          | 0,320                | <0,001   | 11,34                    | 12,60            |
|                     | Novaloc             | 12,03                          | 0,320                | <0,001   | 11,40                    | 12,65            |
| Dolder bar          | Gold matriks        | -4,02                          | 0,321                | <0,001   | -4,65                    | -3,39            |
|                     | Locator             | 7,95                           | 0,321                | <0,001   | 7,32                     | 8,58             |
|                     | Novaloc             | 8,01                           | 0,321                | <0,001   | 7,38                     | 8,64             |
| Locator             | Gold matriks        | -11,97                         | 0,320                | <0,001   | -12,60                   | -11,34           |
|                     | Dolder bar          | -7,95                          | 0,321                | <0,001   | -8,58                    | -7,32            |
|                     | Novaloc             | 0,06                           | 0,321                | 0,860    | -,57                     | ,69              |
| Novaloc             | Gold matriks        | -12,03                         | 0,320                | <0,001   | -12,65                   | -11,40           |
|                     | Dolder bar          | -8,01                          | 0,321                | <0,001   | -8,64                    | -7,38            |
|                     | Locator             | -0,06                          | 0,321                | 0,860    | -,69                     | ,57              |

**Çizelge 3.3.** Zaman ana etkisinin çoklu karşılaştırma sonuçları.

| (I) zaman | (J) zaman | Ortalamalar farkı (I-J) | Standart Hata | p      | %95 Güven Aralığı |           |
|-----------|-----------|-------------------------|---------------|--------|-------------------|-----------|
|           |           |                         |               |        | Alt sınır         | Üst Sınır |
| Başlangıç | 6.Ay      | 6,79                    | 0,321         | <0,001 | 6,16              | 7,42      |
|           | 1.Yıl     | 14,54                   | 0,321         | <0,001 | 13,92             | 15,17     |
|           | 2.Yıl     | 24,48                   | 0,321         | <0,001 | 23,85             | 25,11     |
| 6.Ay      | Başlangıç | -6,79                   | 0,321         | <0,001 | -7,42             | -6,16     |
|           | 1.Yıl     | 7,75                    | 0,321         | <0,001 | 7,12              | 8,38      |
|           | 2.Yıl     | 17,69                   | 0,321         | <0,001 | 17,06             | 18,32     |
| 1.Yıl     | Başlangıç | -14,54                  | 0,321         | <0,001 | -15,17            | -13,92    |
|           | 6.Ay      | -7,75                   | 0,321         | <0,001 | -8,38             | -7,12     |
|           | 2.Yıl     | 9,94                    | 0,321         | <0,001 | 9,31              | 10,57     |
| 2.Yıl     | Başlangıç | -24,48                  | 0,321         | <0,001 | -25,11            | -23,85    |
|           | 6.Ay      | -17,69                  | 0,321         | <0,001 | -18,32            | -17,06    |
|           | 1.Yıl     | -9,94                   | 0,321         | <0,001 | -10,57            | -9,31     |

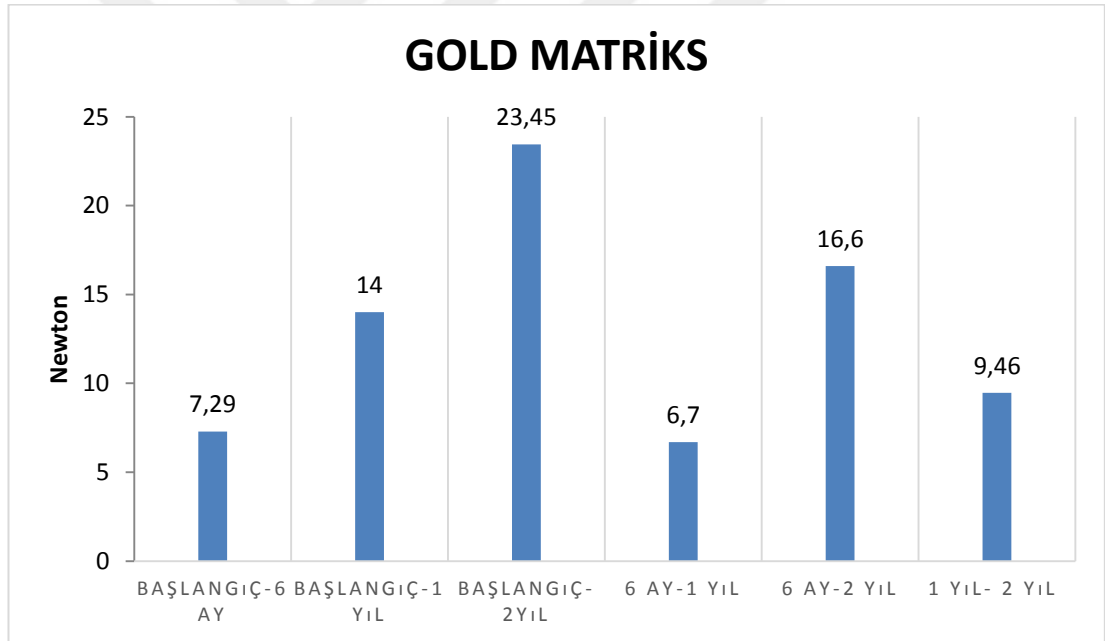


### 3.1.2 Gold Matriks Tutuculuk Kuvvetinin Zamana Bağlı Olarak Değerlendirilmesi

Zamanların ana etkileri Gold matriks ortalama değerleri üzerinde anlamlıdır ( $p<0,001$ ).

Gold matrikste en yüksek tutuculuk kuvvet ortalaması  $63,28 \pm 4,93N$  ile başlangıçta bulunmuştur. En düşük ortalaması ise  $39,83 \pm 3,48N$  ile 2 yıl sonunda bulunmuştur (Çizelge3.1.).

Zamana bağlı olarak kuvvet değeri azalmaları incelendiğinde Gold matrikste en fazla azalma başlangıç ile 2 yıl arasında  $23,45N$  olarak bulunmuştur. Bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,001$ ) En az azalma ise 6 ay ile 1 yıl arasında  $6,7 N$  olarak bulunmuştur. Bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,001$ ) (Şekil 3.1.).



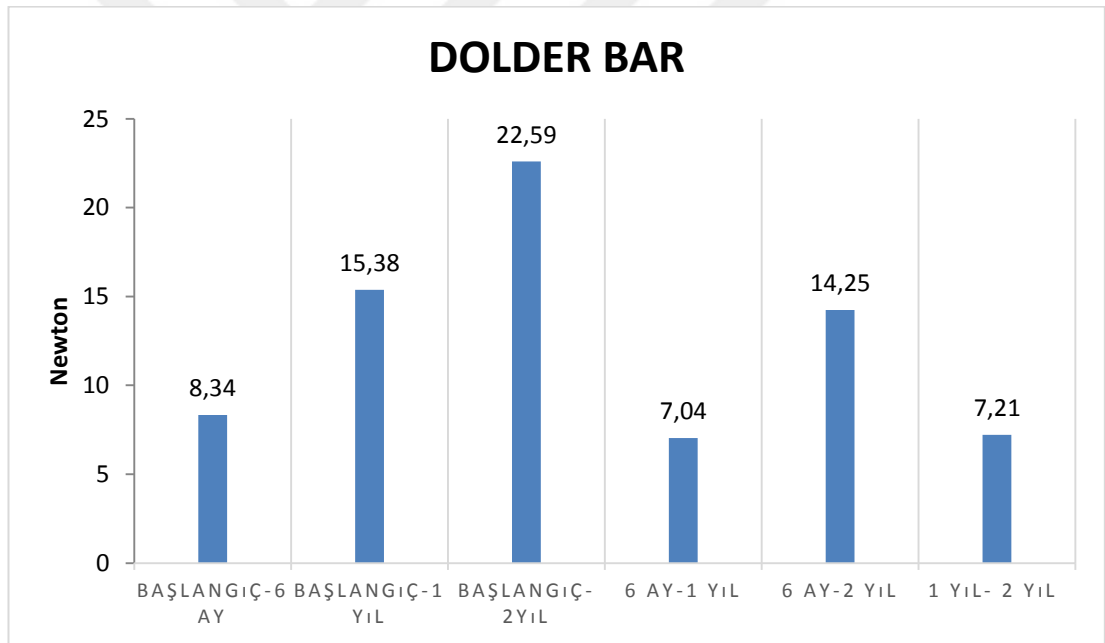
Şekil 3.1. Zamanlara göre Gold matriks kuvvet değeri azalma grafiği.

### 3.1.3 Dolder Bar Tutuculuk Kuvvetinin Zamana Bağlı Olarak Değerlendirilmesi

Zamanların ana etkileri Dolder bar ortalama değerleri üzerinde anlamlıdır ( $p<0,001$ ).

Dolder barda en yüksek tutuculuk kuvvet ortalaması  $59,66 \pm 5,96N$  ile başlangıçta bulunmuştur. En düşük ortalaması ise  $37,07 \pm 4,13N$  ile 2 yıl sonunda bulunmuştur (Çizelge 3.1.).

Zamana bağlı olarak kuvvet değeri azalmaları incelendiğinde en fazla azalma başlangıç ile 2 yıl arasında  $22,59N$  olarak bulunmuştur. Bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,001$ ) En az azalma ise 6 ay ile 1 yıl arasında  $7,04N$  olarak bulunmuştur. Bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,001$ ) (Şekil3.2.).



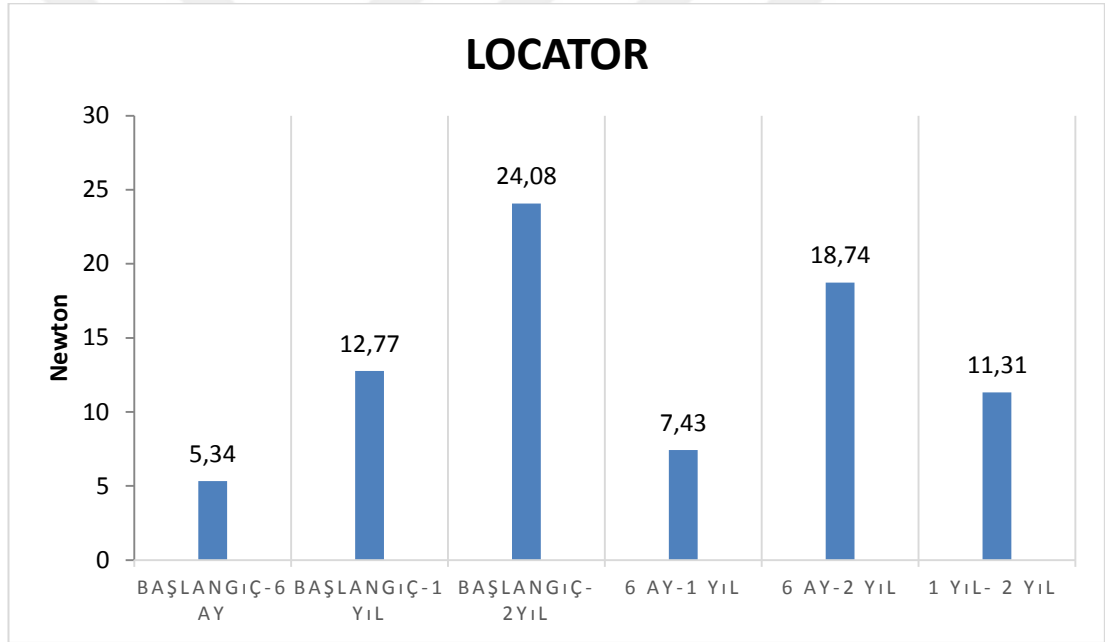
Şekil 3.2. Zamanlara göre Dolder bar kuvvet değeri azalma grafiği.

### 3.1.4 Locator Tutuculuk Kuvvetinin Zamana Bağlı Olarak Değerlendirilmesi

Zamanların ana etkileri Locator ortalama değerleri üzerinde anlamlıdır ( $p<0,001$ ).

Locatorda en yüksek tutuculuk kuvvet ortalaması  $50,67 \pm 8,69N$  ile başlangıçta bulunmuştur. En düşük ortalaması ise  $26,60 \pm 2,94N$  ile 2 yıl sonunda bulunmuştur (Çizelge3.1.).

Zamana bağlı olarak kuvvet değeri azalmaları incelendiğinde en fazla azalma başlangıç ile 2 yıl arasında  $24,08N$  olarak bulunmuştur. Bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,001$ ). En az azalma ise başlangıç ile 6 ay arasında  $5,34N$  olarak bulunmuştur. Bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,001$ ) (Şekil3.3.).



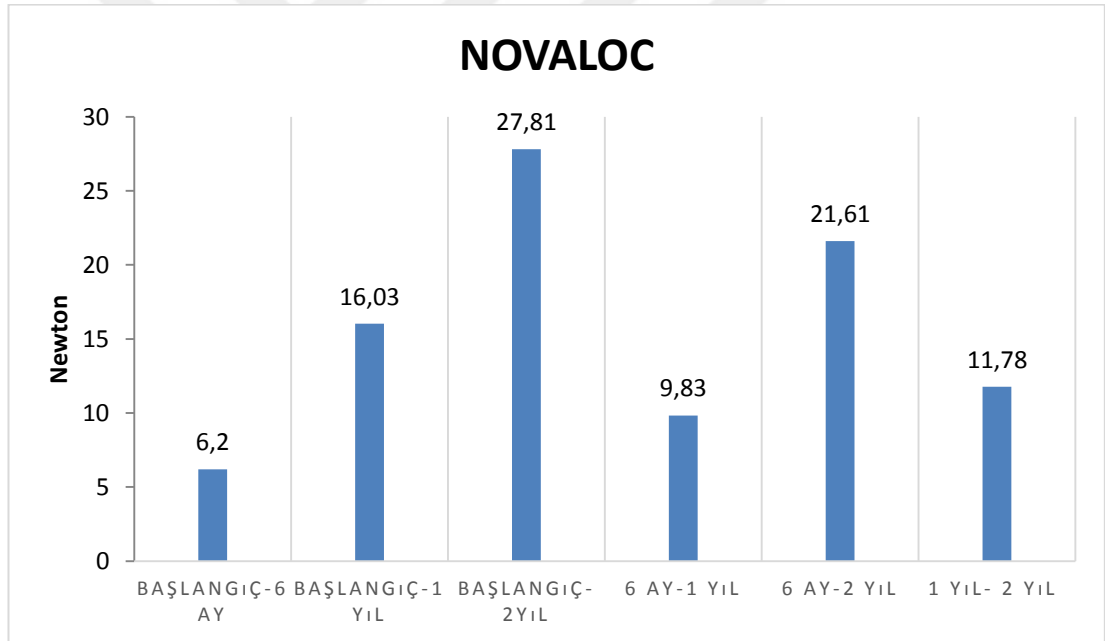
Şekil 3.3. Zamanlara göre Locator kuvvet değeri azalma grafiği.

### 3.1.5 Novaloc Tutuculuk Kuvvetinin Zamana Bağlı Olarak Değerlendirilmesi

Zamanların ana etkileri Novaloc ortalama değerleri üzerinde anlamlıdır ( $p<0,001$ ).

Novaloc en yüksek tutuculuk kuvvet ortalaması  $52,58 \pm 4,13N$  ile başlangıçta bulunmuştur. En düşük ortalaması ise  $24,77 \pm 2,00N$  ile 2 yıl sonunda bulunmuştur (Çizelge3.1.).

Zamana bağlı olarak kuvvet değeri azalmaları incelendiğinde en fazla azalma başlangıç ile 2 yıl arasında  $27,81N$  olarak bulunmuştur. Bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,001$ ). Tüm zamanlarda en fazla azalma bu aralıkta bulunmuştur. En az azalma ise başlangıç ile 6 ay arasında  $6,20N$  olarak bulunmuştur. Bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,001$ ) (Şekil3.4).



Şekil 3.4. Zamanlara göre Novaloc kuvvet değeri azalma grafiği.

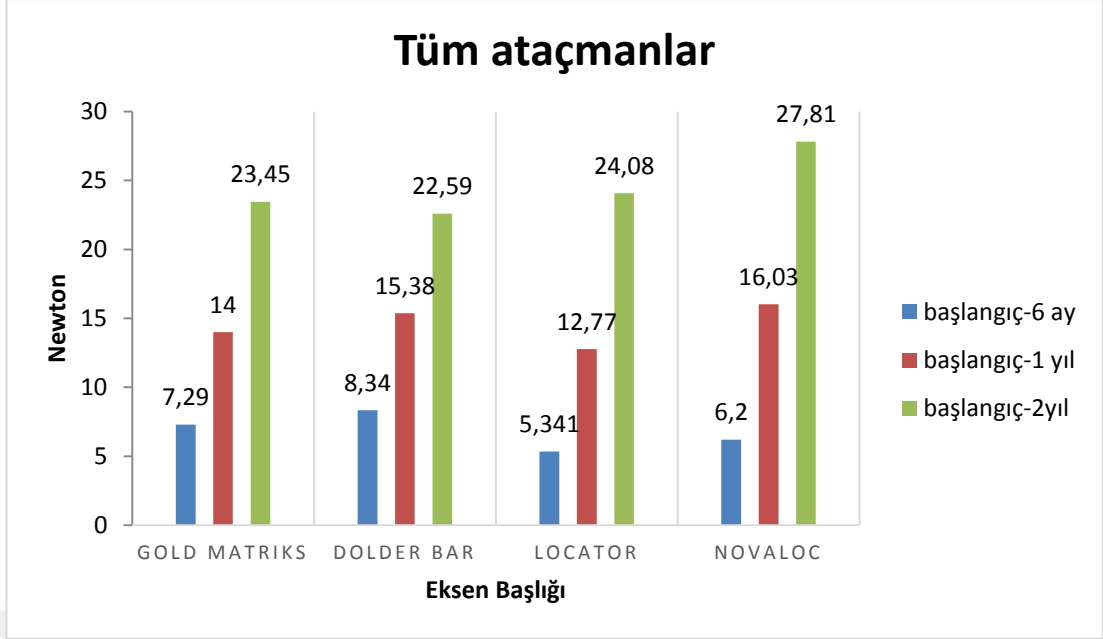
### 3.1.6 Ataçmanların Tutuculuk Kuvvetinin Birbirine ve Zamana Bağlı Olarak Değerlendirilmesi

Başlangıç ve 2 yıllık yorulma sonucu tüm ataçmanlar içinde en fazla tutuculuk kuvveti Gold matrikste bulunmuştur. Başlangıçta en düşük tutuculuk kuvveti Locator da, 2 yıl sonunda en düşük tutuculuk kuvveti ise Novaloc'ta bulunmuştur (Çizelge 3.1)

Materyallerin 2 yıllık yorulması sonucu kuvvetinde en fazla azalma olan ataçman Novaloc olarak bulunmuştur. Tutuculuk kuvvetinde en az azalma olan ataçman ise Dolder bar olarak bulunmuştur (Çizelge 3.4.) (Şekil 3.5)

**Çizelge 3.4.** Materyal ve zaman etkileşimlerinin çoklu karşılaştırma sonuçları.

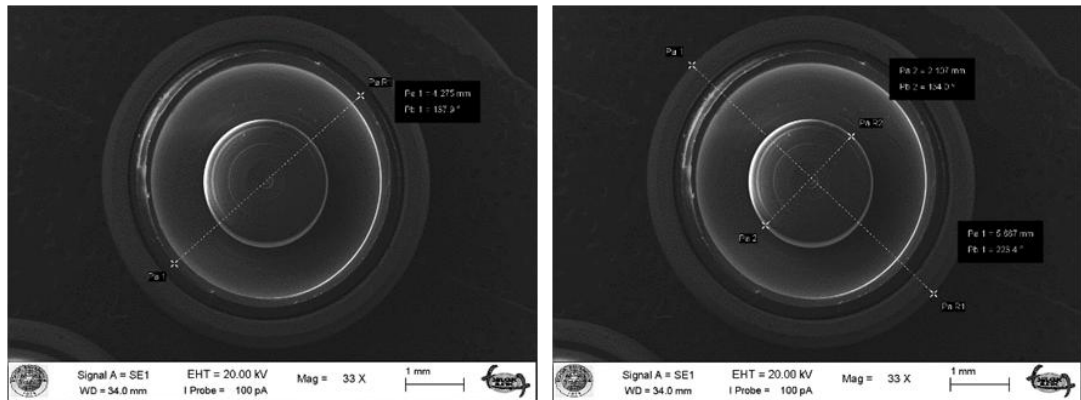
| (I)Materyal-Zaman      | (J)Materyal-Zaman  | Ortalamalar farkı (I-J) | Standart Hata | p      | %95 Güven Aralığı |           |
|------------------------|--------------------|-------------------------|---------------|--------|-------------------|-----------|
|                        |                    |                         |               |        | Alt sınır         | Üst sınır |
| Gold matriks Başlangıç | Gold matriks 6.ay  | 7,29                    | 0,641         | <0,001 | 6,035             | 8,549     |
|                        | Gold matriks 1.yıl | 14,00                   | 0,637         | <0,001 | 12,746            | 15,245    |
|                        | Gold matriks 2.yıl | 23,45                   | 0,641         | <0,001 | 22,194            | 24,708    |
| Dolder bar Başlangıç   | Dolder bar 6.ay    | 8,34                    | 0,641         | <0,001 | 7,083             | 9,597     |
|                        | Dolder bar 1.yıl   | 15,38                   | 0,645         | <0,001 | 14,115            | 16,645    |
|                        | Dolder bar 2.yıl   | 22,59                   | 0,641         | <0,001 | 21,333            | 23,847    |
| Locator Başlangıç      | Locator 6.ay       | 5,34                    | 0,641         | <0,001 | 4,084             | 6,598     |
|                        | Locator 1.yıl      | 12,77                   | 0,641         | <0,001 | 11,511            | 14,026    |
|                        | Locator 2.yıl      | 24,08                   | 0,641         | <0,001 | 22,819            | 25,334    |
| Novaloc Başlangıç      | Novaloc 6.ay       | 6,20                    | 0,641         | <0,001 | 4,940             | 7,454     |
|                        | Novaloc 1.yıl      | 16,03                   | 0,641         | <0,001 | 14,775            | 17,289    |
|                        | Novaloc 2.yıl      | 27,81                   | 0,641         | <0,001 | 26,552            | 29,066    |



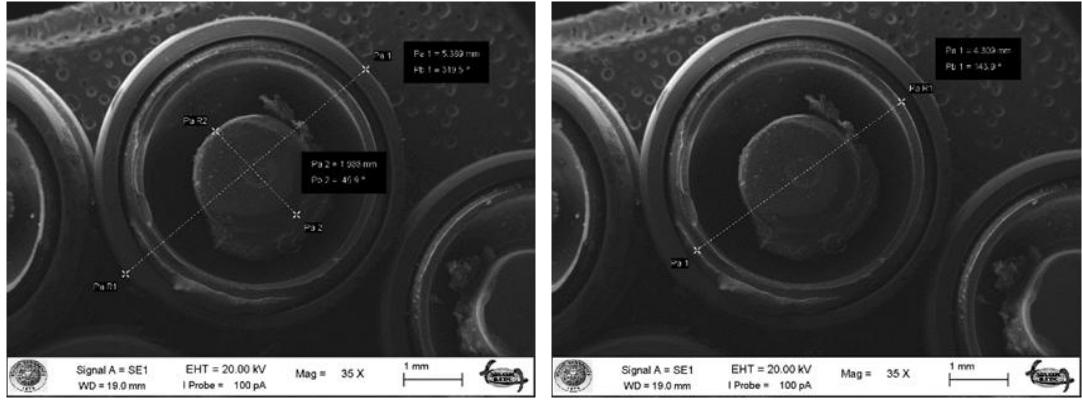
Şekil 3.5. Tüm ataçmanların başlangıca göre kuvvet değeri azalma grafiği.

### 3.2 SEM Görüntüleri

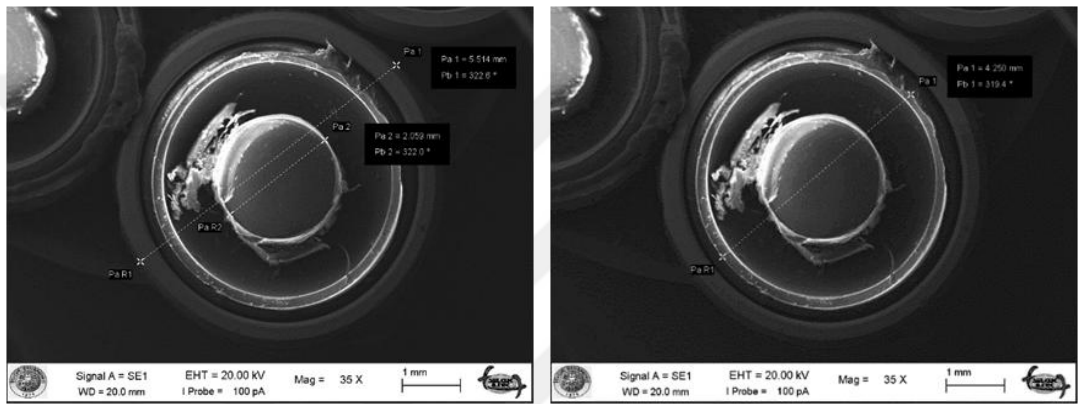
Locator matrikse ait SEM görüntüleri X33, X35 büyütmede incelendiğinde siklus testine tabi tutulmayan örneğin yüzeyi düz ve kenarları devamlı bir şekilde izlenmiştir (Şekil 3.6.). 2 yıllık yorulma sonucu rastgele seçilen örneklerin çapları yorulmaya maruz kalmayan örnekle karşılaştırıldığında iç çaplarının düştüğü, en fazla deformasyona uğrayan bölgenin Locator iç çıkıntılı parçası olduğu görülmüştür (Şekil 3.7.) (Şekil 3.8.).



Şekil 3.6. Siklus testi yapılmamış Locator pembe lastik ve metal kapsülün X33 büyütmede görüntüleri ve çap ölçümleri (iç çap 2,107 mm).

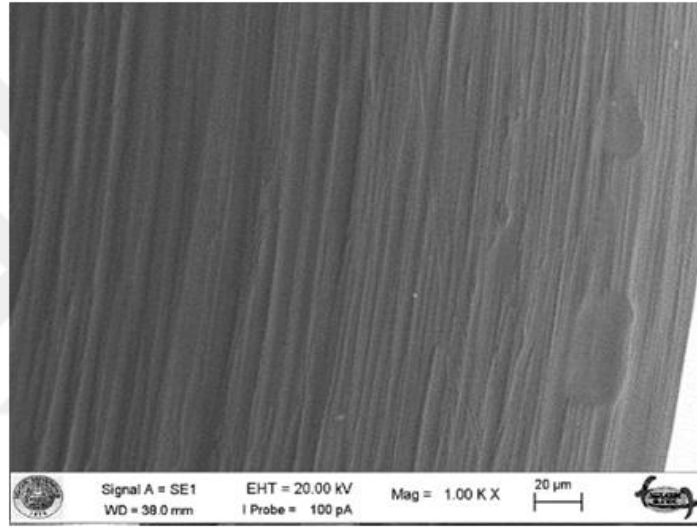
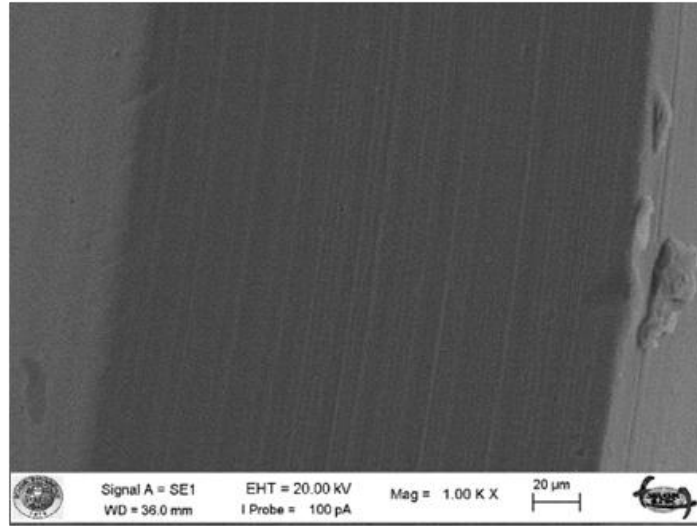


**Şekil 3.7.** 2 yıllık yorulma sonucu Locator pembe lastik ve metal kapsül X35 büyütmede görüntüleri ve çap ölçümleri -1 (iç çap 1,988 mm).



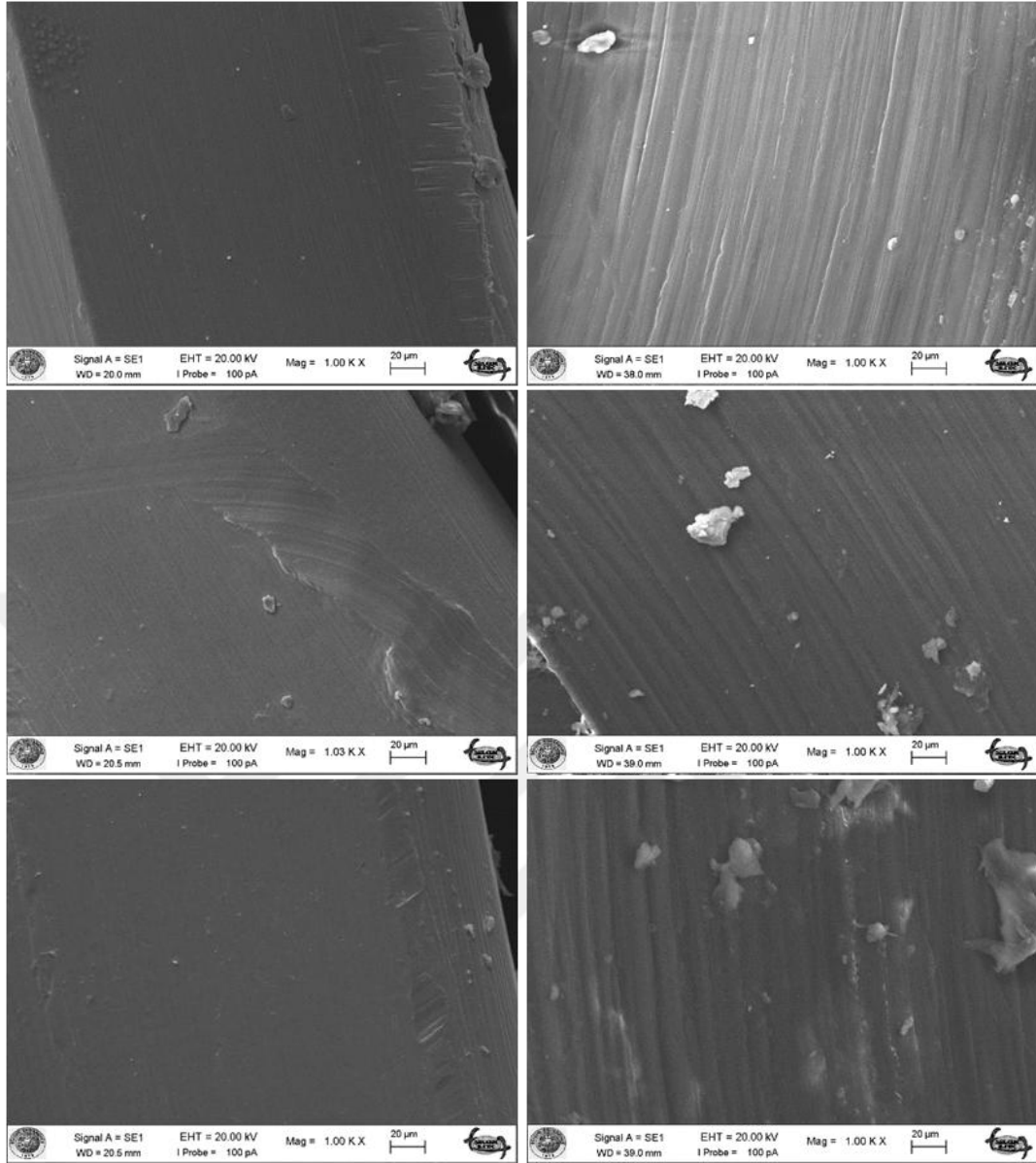
**Şekil 3.8.** 2 yıllık yorulma sonucu Locator pembe lastik ve metal kapsül X35 büyütmede görüntüleri ve çap ölçümleri-2 (iç çap 2,059 mm).

Locator pembe lastiklerin yüzeyleri X1000 büyütmede incelendiğinde siklus testine maruz kalmayan örneğin düz yüzeyi ve çizgili dokusu izlenmiştir (Şekil 3.9.). 2 yıllık yorulma sonucu düz yüzeyde bozulmalar olduğu, çizgili dokuda yer yer sapmalar olduğu görülmüştür (Şekil 3.10.). Lastikten kopan parçaların ve debrislerin yüzeyde biriktiği izlenmiştir (Şekil 3.10.).



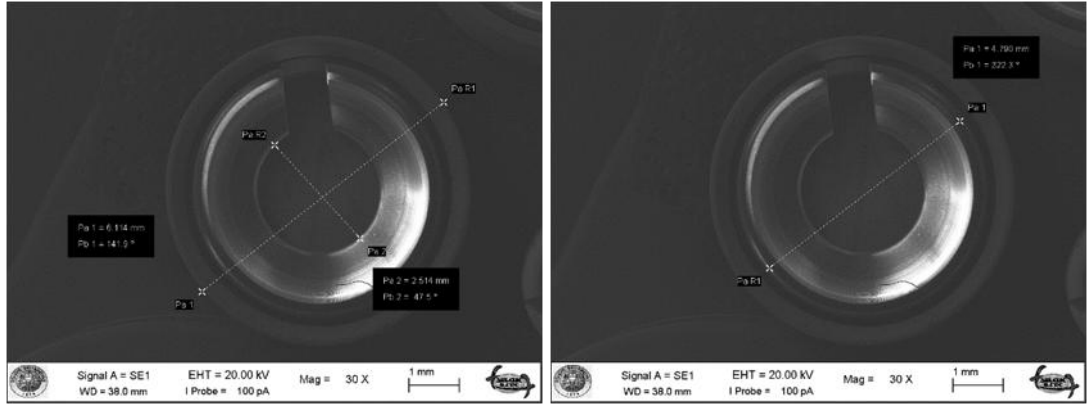
**Şekil 3.9.** Siklus testleri öncesi Locator pembe lastik yüzeyinin X1000 büyütmede görüntüleri.



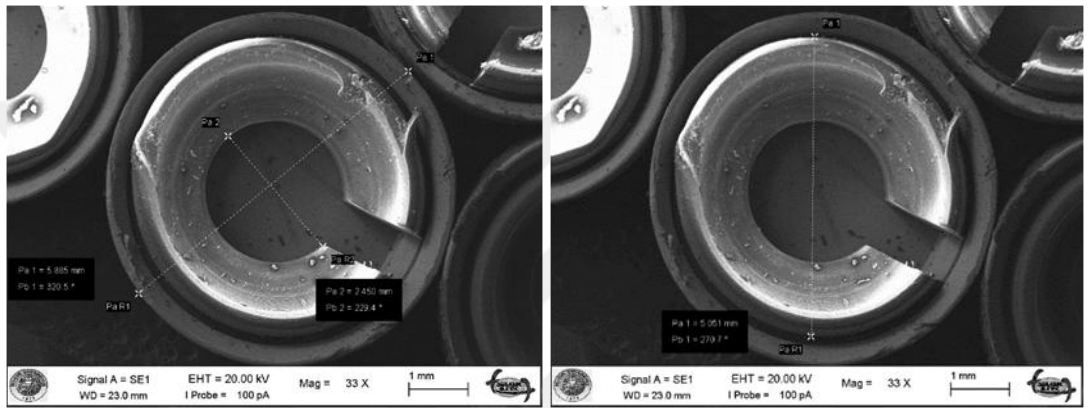


**Şekil 3.10.** 2 yıllık yorulma sonrası Locator pembe lastiklerin yüzeylerinin X1000 büyütmede görüntüleri.

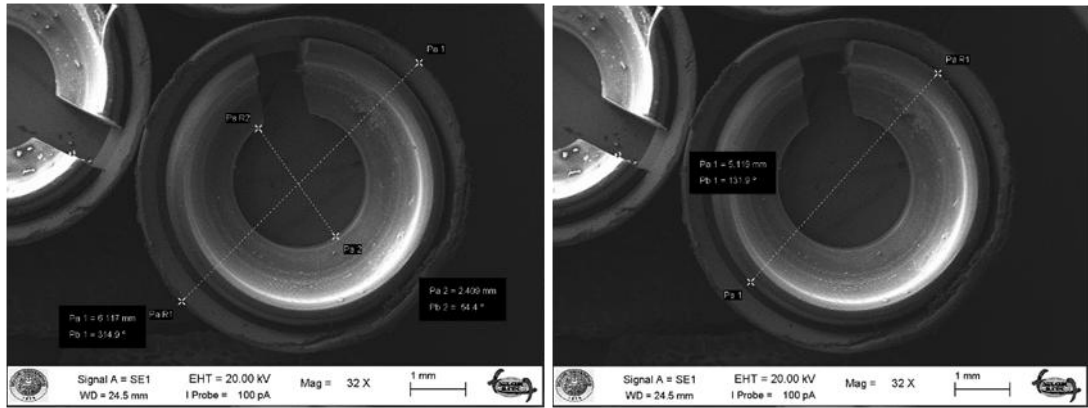
Novaloc matrikse ait SEM görüntüleri X30, X32, X33 büyütmede incelenmiştir. Siklus testlerine girmeyen örneğin yüzeyi düz ve kenarları devamlı bir şekilde izlenmiştir (Şekil 3.11.). 2 yıllık yorulma sonucu rastgele seçilen örneklerin çapları yorulmaya maruz kalmayan örneklerle karşılaştırıldığında iç çaplarının düştüğü, dış çapların arttığı görülmüştür (Şekil 3.12.) (Şekil 3.13.). Yorulma sonucu Novaloc sarı tutucunun dış kenarlarında düzensizlikler izlenmiştir (Şekil 3.12.).



**Şekil 3.11.** Siklus testi yapılmamış Novaloc sarı tutucu ve metal kapsül X30 büyütmede görüntüleri ve çap ölçümleri (iç çap 2,514 mm, dış çap 4,790 mm).

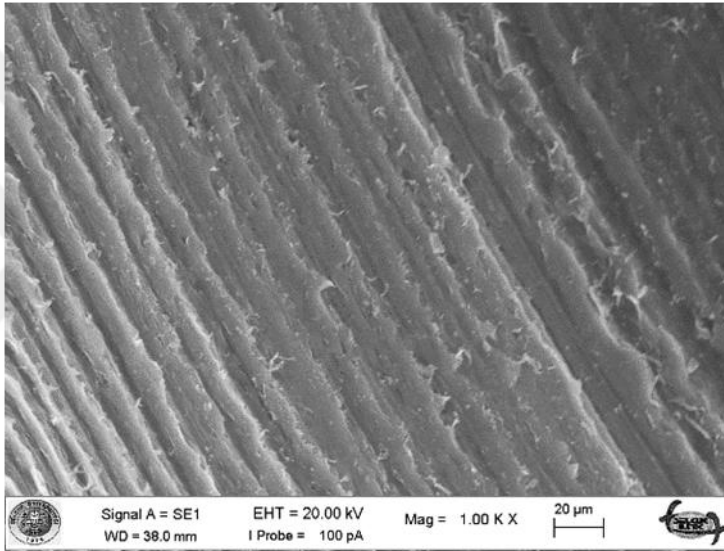
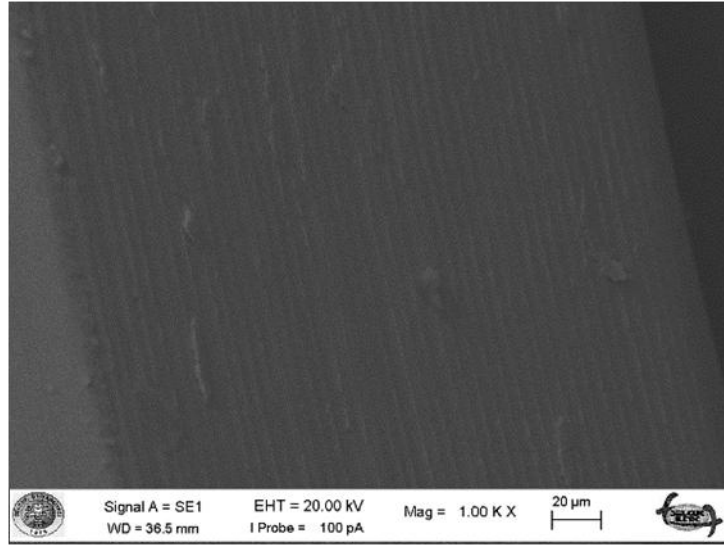


**Şekil 3.12.** 2 yıllık yorulma sonucu Novaloc sarı tutucu ve metal kapsül X33 büyütmede görüntüleri ve çap ölçümleri (iç çap 2,450 mm, dış çap 5,051 mm ).

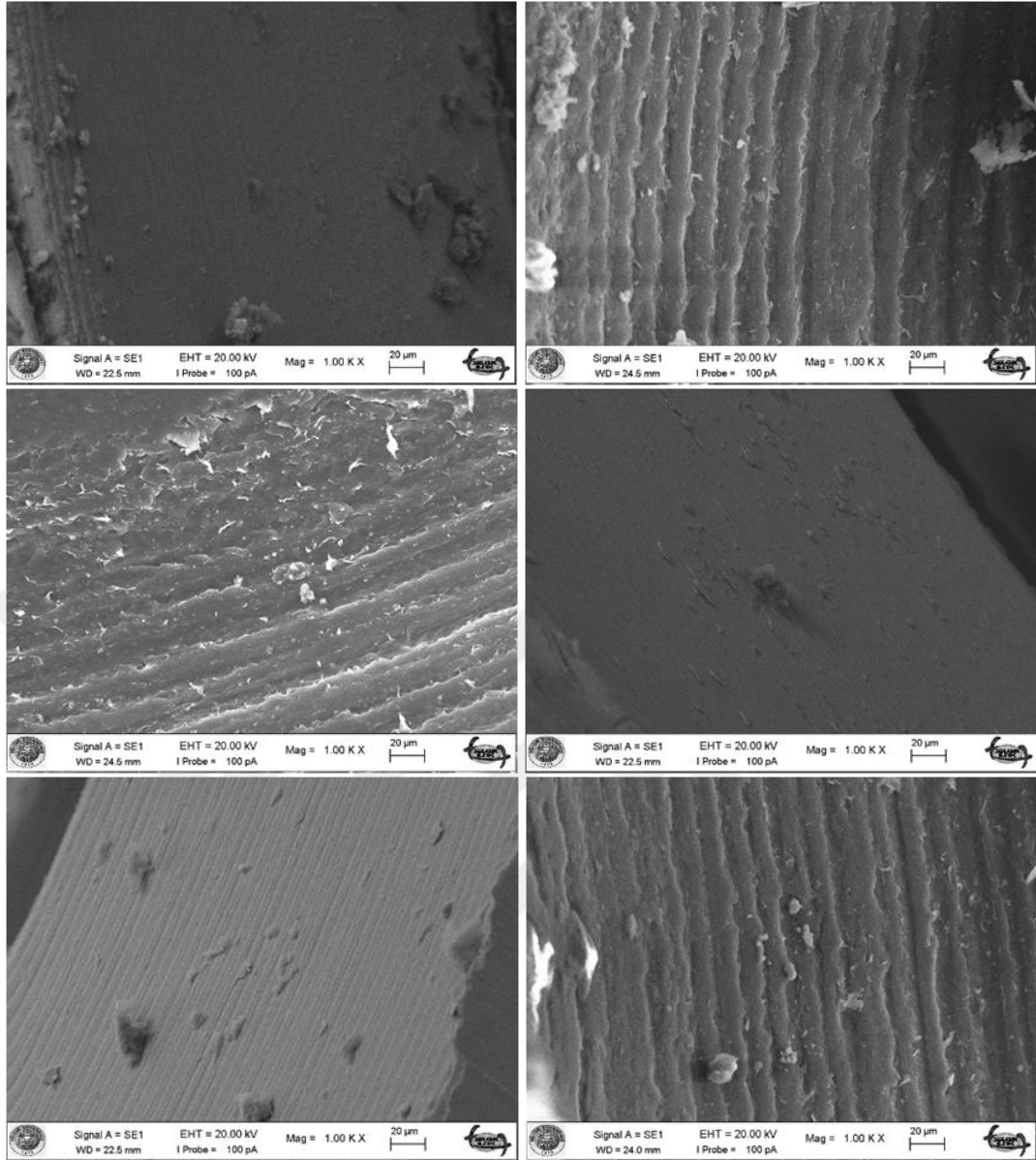


**Şekil 3.13.** 2 yıllık yorulma sonucu Novaloc sarı tutucu ve metal kapsül X32 büyütmede görüntüleri ve çap ölçümleri (iç çap 2,409 mm, dış çap 5,119 mm).

Novaloc sarı tutucu yüzeyleri X1000 büyütmede incelendiğinde siklus testine maruz kalmayan örneğin hafif çizgili dokusu izlenmiştir (Şekil 3.14.). 2 yıllık yorulma sonucu çizgili dokuda sapmalar olduğu, bazı yerlerin Locator pembe lastik yüzeyi kadar olmasa da silikleştiği görülmüştür (Şekil 3.15.). Sarı tutucudan kopan PEEK parçaların ve debrislerin yüzeyde biriktiği izlenmiştir (Şekil 3.15.).

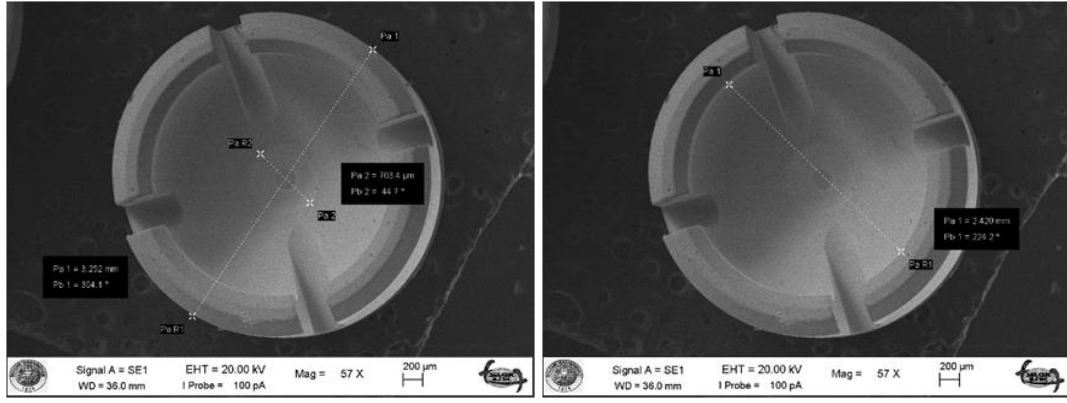


**Şekil 3.14.** Siklus testleri öncesi Novaloc sarı tutucu yüzeyinin X1000 büyütmede görüntüleri.

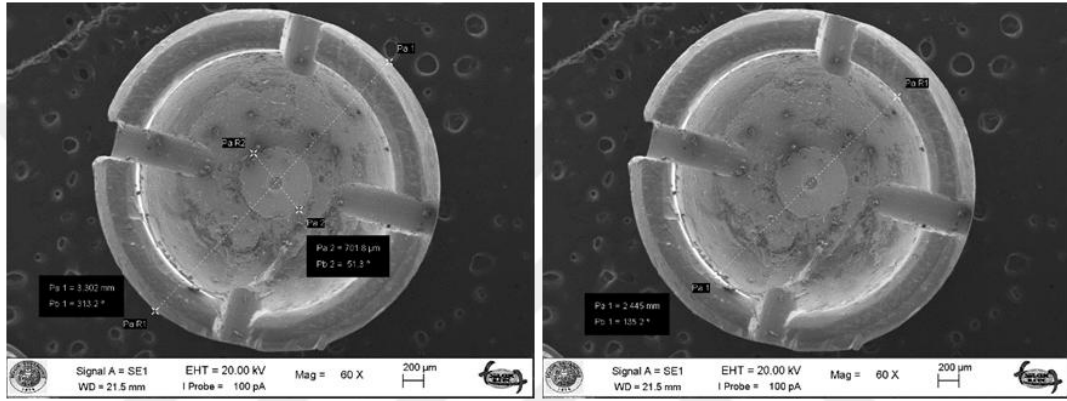


**Şekil 3.15.** 2 yıllık yorulma sonrası Novaloc sarı tutucu yüzeylerinin X1000 büyütmede görüntüleri.

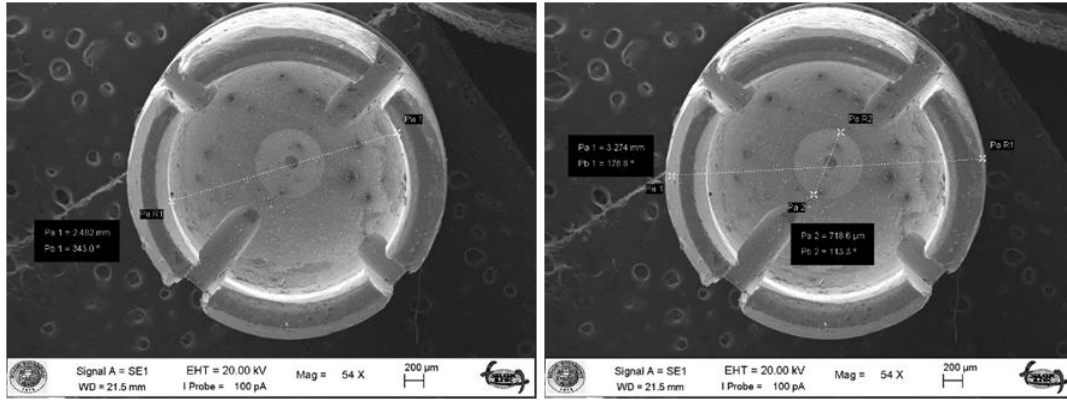
Gold matrikse ait SEM görüntüleri X54, X57, X60 büyütmede incelenmiştir. Siklus testlerine girmeyen örneğin yüzeyi düz ve kenarları devamlı bir şekilde izlenmiştir (Şekil 3.16.). 2 yıllık yorulma sonucu rastgele seçilen örneklerin çapları yorulmaya maruz kalmayan örneklerle karşılaştırıldığında lamellerin iç çapları ve dış çapların arttığı görülmüştür (Şekil 3.17.) (Şekil 3.18.).



**Şekil 3.16.** Siklus testi yapılmamış Gold matrisin X57 büyütmede görüntüsü ve çap ölçümleri (iç çap 2,420 mm, dış çap 3,252 mm).

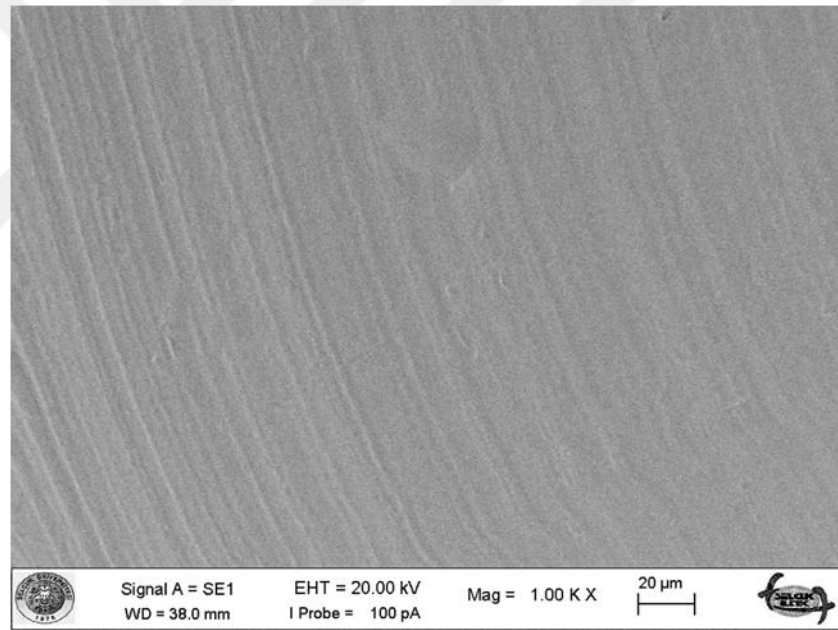
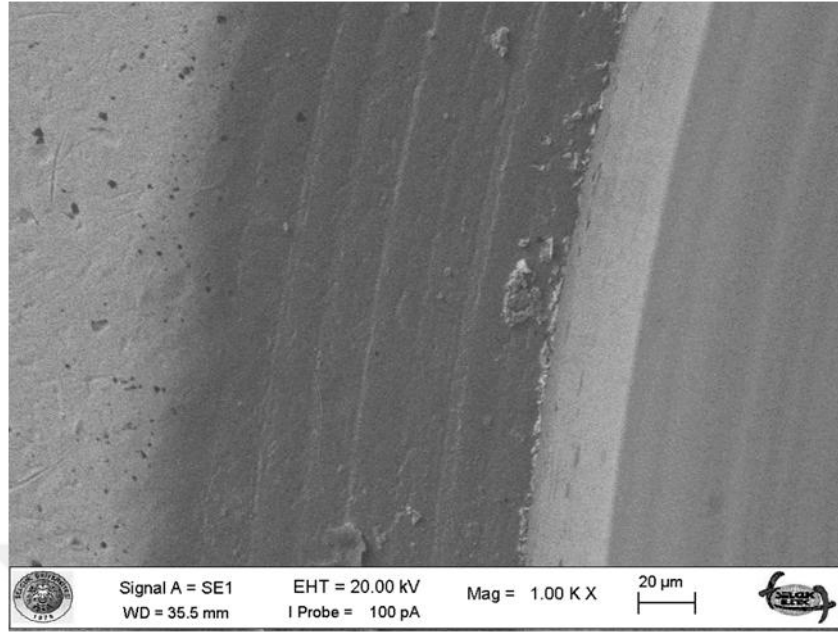


**Şekil 3.17.** 2 yıllık yorulma sonrası Gold matrisin X60 büyütmede görüntüsü ve çap ölçümleri (iç çap 2,445 mm, dış çap 3,302 mm).

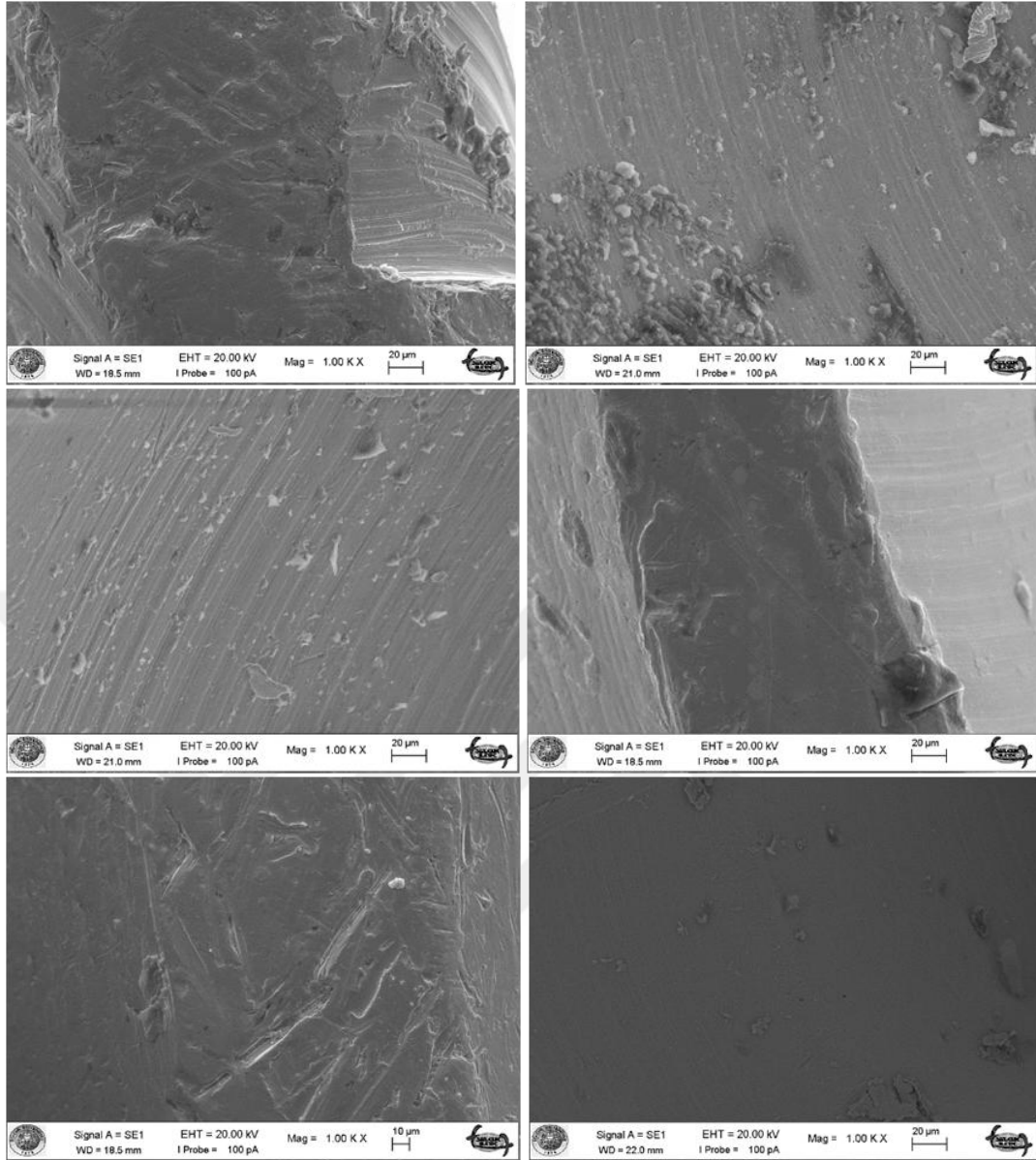


**Şekil 3.18.** 2 yıllık yorulma sonrası Gold matrisin X54 büyütmede görüntüsü ve çap ölçümleri (iç çap 2,482 mm, dış çap 3,274 mm).

Gold matris yüzeyleri X1000 büyütmede incelendiğinde siklus testine maruz kalmayan örneğin dokusu izlenmiştir (Şekil 3.19.). 2 yıllık yorulma sonucu düz yüzeyde farklı yönlerde ve derinlikte çizgilenmeler izlenmiştir (Şekil 3.20.). Gold matriksten kopan altın alaşım parçaların ve debrislerin yüzeyde biriktiği görülmüştür (Şekil 3.20.).

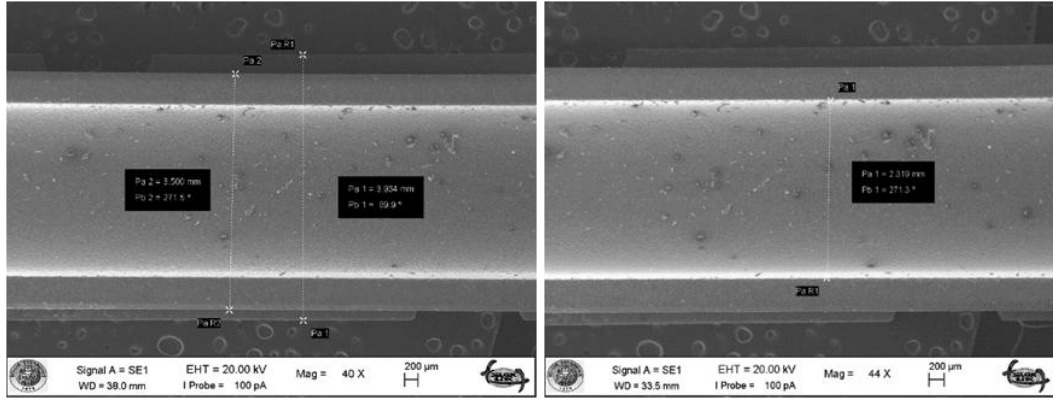


**Şekil 3.19.** Siklus testleri öncesi Gold matris yüzeyinin X1000 büyütmede görüntüleri

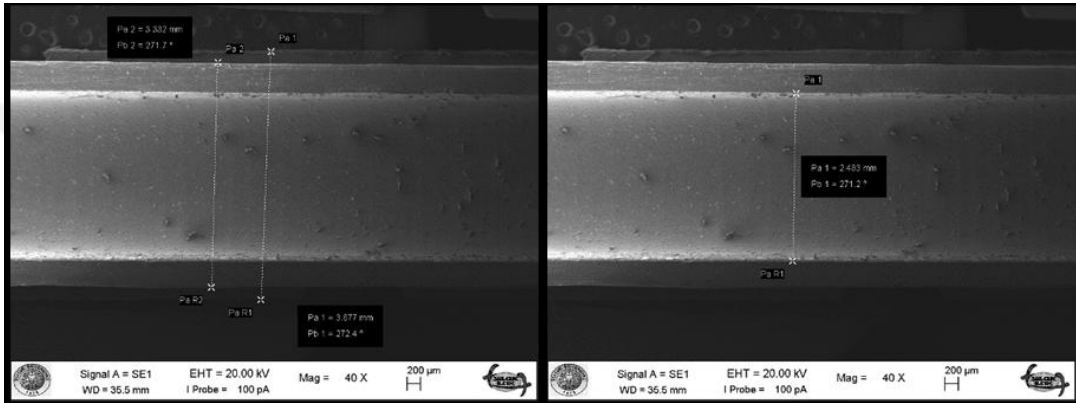


**Şekil 3.20.** 2 yıllık yorulma sonrası Gold matris yüzeylerinin X1000 büyütmede görüntüleri

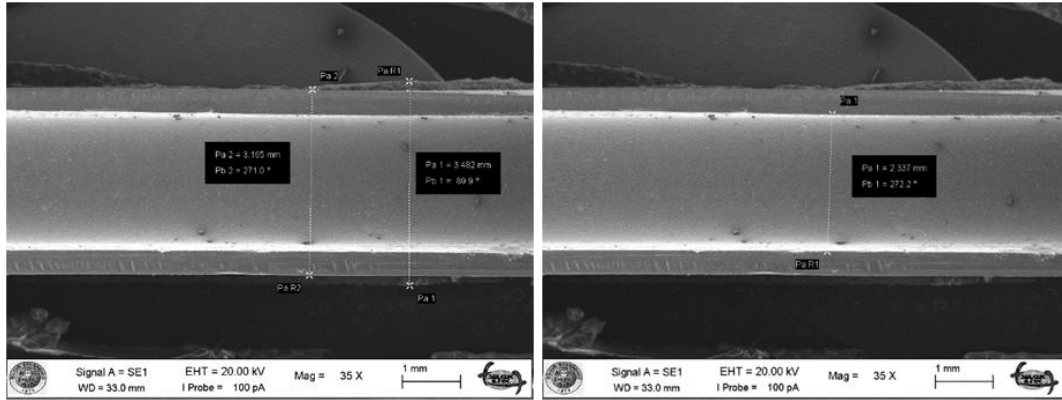
Dolder bar klipsine ait SEM görüntüleri X35, X40, X44 büyütmede incelenmiştir. Siklus testlerine girmeyen örneğin yüzeyi düz ve kenarları devamlı bir şekilde izlenmiştir (Şekil 3.21.). 2 yıllık yorulma sonucu rastgele seçilen örneklerin çapları yorulmaya maruz kalmayan örneklerle karşılaştırıldığında lamellerin iç çaplarının arttığı görülmüştür (Şekil 3.22.) (Şekil 3.23.).



**Şekil 3.21.** Siklus testi yapılmamış Dolder bar klipsin X40, X44 büyütmede görüntüsü ve çap ölçümleri (iç çap 2,319 mm).



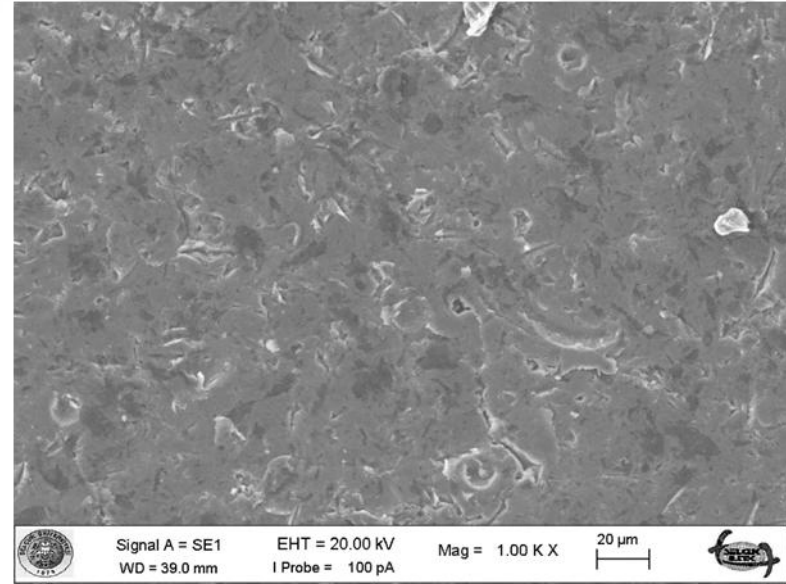
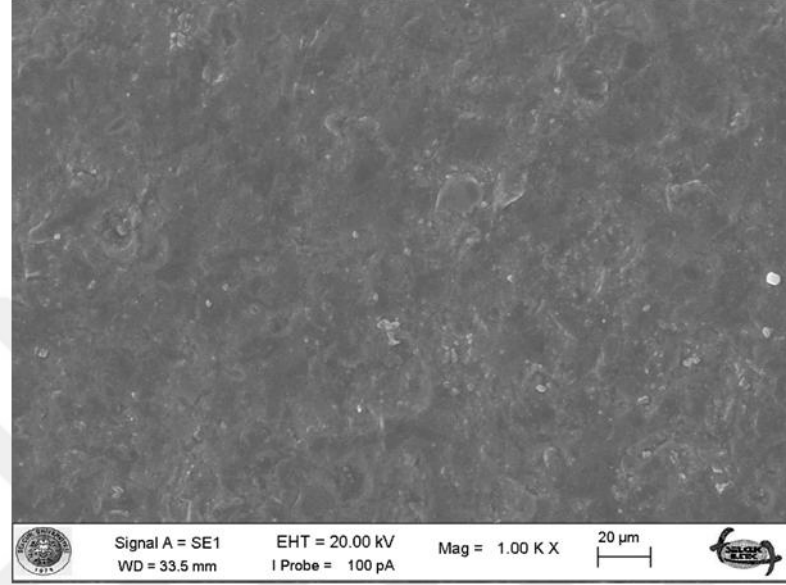
**Şekil 3.22.** 2 yıllık yorulma sonrası Dolder bar klipsin X40 büyütmede görüntüsü ve çap ölçümleri (iç çap 2,483 mm).



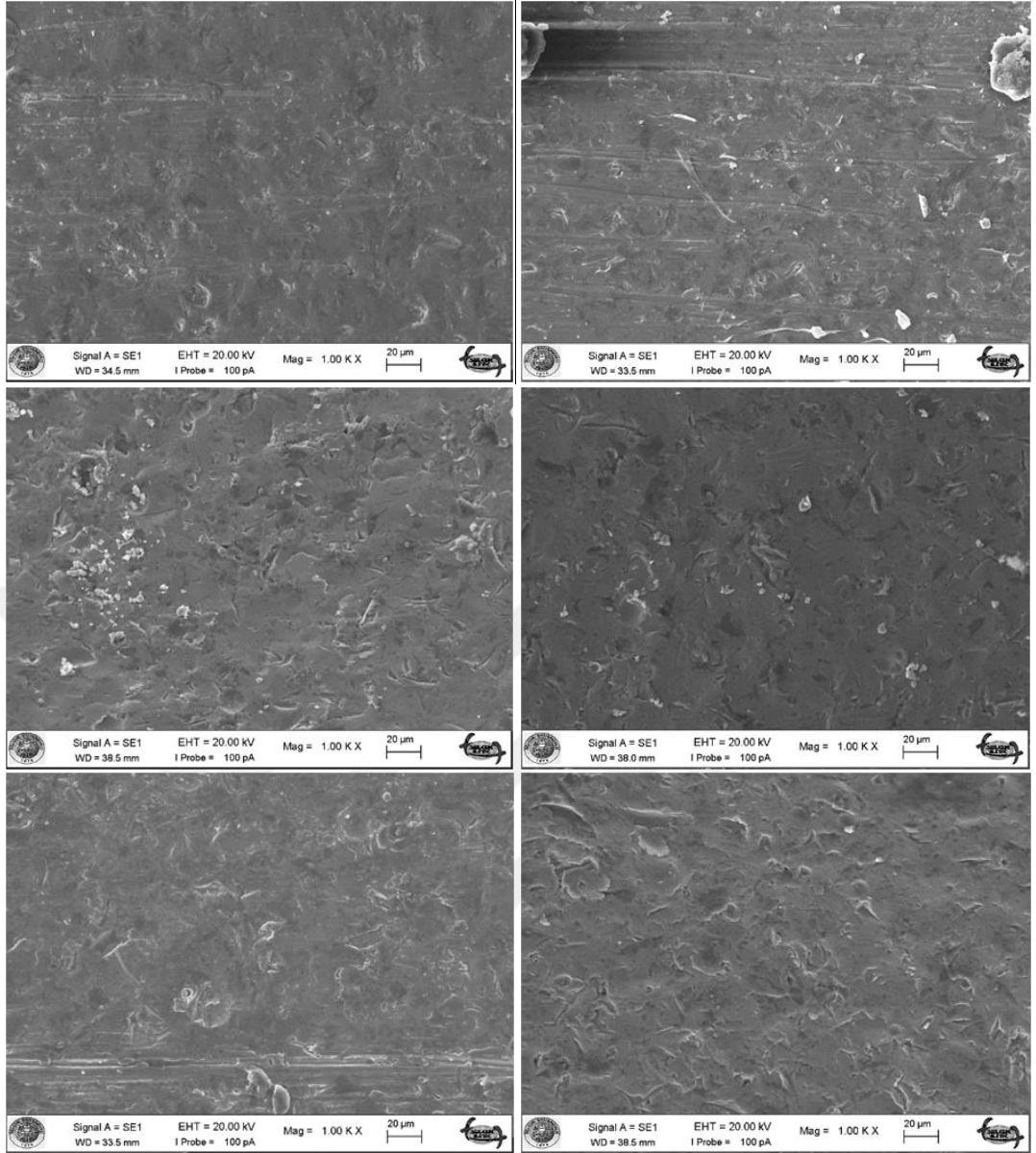
**Şekil 3.23.** 2 yıllık yorulma sonrası Dolder bar klipsin X35 büyütmede görüntüsü ve çap ölçümleri (iç çap 2,337 mm ).



Dolder bar klips yüzeyleri X1000 büyütmede incelendiğinde siklus testine maruz kalmayan örneğin tornalanmış dokusu izlenmiştir (Şekil 3.24.). 2 yıllık yorulma sonucu düz yüzeyde farklı yönlerde ve derinlikte çizgilenmeler izlenmiştir (Şekil 3.25.). Dolder bar klipsinden kopan parçaların ve debrislerin yüzeyde biriktiği görülmüştür (Şekil 3.25.).



**Şekil 3.24.** Siklus testleri öncesi Dolder bar klipsi yüzeyinin X1000 büyütmede görüntüleri.



**Şekil 3.25.** 2 yıllık yorulma sonrası Dolder bar klips yüzeylerinin X1000 büyütmede görüntüleri.

#### 4.TARTIŞMA

Bu çalışmada önerilen hipotez “farklı ataçman tiplerinin belirli zaman periyodlarında yorulması sonucu aşınacağı ve tutuculuk kuvvetlerinin düşeceği” şeklindedir. Çalışmanın sonuçlarına göre farklı ataçman tiplerinin tutuculuk kuvvetleri, yorulma zamanının artmasına bağlı olarak farklı derecelerde düşmekte ve tutucu yüzeylerinde deformasyonlar görülmektedir. Bu sonuçlar göz önüne alındığında önerilen hipotez kabul edilmiştir.

Geleneksel tam protezler tam dişsiz hastalarda hastanın fonasyon, fonksiyon ve estetiğini sağlamak için uzun yıllardır kullanılmaktadır. Bu protezler sayesinde hastaların psikolojik ve sosyal olarak daha konforlu bir yaşam sürdüğü görülmektedir (Ellis ve ark 2007). Fakat özellikle alt kretin rezorbe olduğu durumlarda ilk seçenek olarak tam protez kullanan hastalar retansiyon ve stabilite eksikliklerine bağlı olarak çiğneme fonksiyonunda azalmadan şikayetçidirler ve böyle bir durum hastanın yaşam kalitesini düşürmektedir (Awad ve ark 2000).

Dental implantların uzun yıllar diş hekimliğinde kullanımı ile birlikte tam dişsiz hastalarda tedavi seçenekleri çoğalmıştır. Özellikle atrofik çenelerin rehabilitasyonunda çene kemiği içerisine yerleştirilen implantlarla protezin stabilite ve retansiyon probleminin önüne geçmeye çalışılmıştır. Yerleştirilen implantlar sayesinde hastalar daha iyi çiğneme fonksiyonu sağlamıştır (Bakke ve ark 2002, Burns 2004, van Kampen ve ark 2004).

İmplant destekli overdenture protezler geleneksel tam protezlerle karşılaştırıldığında implant destekli overdenture protezlerin daha rahat ve stabil olduğu ve bu sayede hastaların yaşam kaliteleri ile beslenme durumlarının geliştiği yapılan çalışmalarla desteklenmiştir (Geertman ve ark 1996, Naert ve ark 1998, Bakke ve ark 2002, Visser ve ark 2006, Meijer ve ark 2009).

Alt kretin tam dişsiz olduğu vakaların rehabilitasyonunda implant destekli protezlerden yararlanılacağı zaman farklı tedavi seçenekleri geliştirilebilir. Mental foramenler arasına dört veya daha fazla implant yerleştirilerek üzerine sabit bir protez yapılabilir (Adell ve ark 1990, Zarb ve Schmitt 1996) ya da mental foramenler arasına 4 veya daha az implant kullanılarak hareketli protez yapılabilir (Mericske-Stern 1990, Zarb ve Schmitt 1996).

2002 yılında yapılan McGill konsensusunda bir grup diş hekimi tam dişsiz hastalarda alt çene protetik rehabilitasyonunda ilk seçeneğinin iki adet implantla desteklenen alt overdenture protez olması gerektiğini bildirmiştir (Feine ve ark 2002). 2009 yılında İngiltere’de yapılan York konsensusunda da aynı kararda uzlaşmıştır. York konsensusu McGill konsensusuna destek ve takip olarak oluşturulmuştur (Thomason ve ark 2009).

Çalışmamızda da sıklıkla uygulanan ve temel tedavi yöntemi olarak kabul edilen iki implant destekli overdenture protezler simüle edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda doğru ve sağlıklı sonuçlara ulaşabilmek için belirli sayıda örnek kullanılması gerekmektedir. Literatürde tutucuların çiftli olarak splintlenmemiş veya splintlenmiş şekilde yerleştirildiği ve tutucu kuvvetlerinin incelendiği araştırmalarda örnek sayısının 3-10 arasında değiştiği görülmektedir (Chung ve ark 2004, Evtimovska ve ark 2009, Pigozzo ve ark 2009, Kobayashi ve ark 2014). Çalışmamıza başlamadan önce örnek sayımızı belirlemek amacıyla power analizi yapıldı (n=8). Birbirine paralel yerleştirilmiş iki implant ve ilgili sistemin abutmentleri karşısına Gold matriks, Locator ve Novaloc matriksleri çiftli olarak yerleştirilmiştir. Dolder bar ise implantları splintleyerek tek yerleştirilmiş ve her örnekte tek klips kullanılmıştır. Tüm ataçman grupları toplam 8 örnekten oluşturulmuştur.

Tutucu sistemlerini karşılaştıran çalışmalarda dayanaklar implantlara ya da analoglara firmanın talimatı doğrultusuyla yerleştirilip torklanmıştır. Çalışmamızda dayanaklar implantlara yerleştirilip, firma önerisine göre torklanmıştır. Literatürde yapılan çalışmaların çoğunda kullanılan analoglar ve implantlar alçıya, alüminyum bazlara, akrilik rezin veya polivinil klorid bloklara yerleştirilmiştir (Botega ve ark 2004, Abi Nader ve ark 2011, Kobayashi ve ark 2014, Marin ve ark 2018). Çalışmamızda ise fotoelastik stres analizinde kullanılan ve kemiğe oldukça yakın elastikiyete sahip olan PL-2 fotoelastik rezin kullanılarak implantı içeren blok hazırlanmıştır (Sayın Özel 2014). Böylece testler sırasında ağız ortamındaki gibi implant osseointegrasyonu simüle edilebilmiştir. İmplant destekli overdenture protezi simüle etmek için ise yeterli dayanıklılığa sahip olan otopolimerizan akrilik rezin bloklar kullanılmıştır.

İki implant destekli overdenture protezlerin simüle edildiği çalışmalar değerlendirildiğinde implantların paralel ve değişen açılarda yerleştirildiği görülmektedir. Açılı yerleştirilen implantların olduğu çalışmalarda implantlar genelde birbirine diverjan olacak şekilde distale veya meziale doğru açıyla yerleştirilmiştir (Evtimovska ve ark 2009, Kobayashi ve ark 2014, Choi ve ark 2018). Yapılan çalışmalarda implant destekli tam bir protezde uzun dönem başarı elde etmek için implantların giriş yoluna paralel olan kuvvetlerin uygulanması önerilmiştir (Fakhry ve ark 2010). Bu durum implantların birbirine paralel yerleştirilmesi ile sağlanır. Çalışmalarda paralellik sağlamak için genellikle paralelometre kullanılmıştır (Evtimovska ve ark 2009, Sadig 2009). Çalışmamızda paralelliğin sağlanması için akrilik bloklara paralelometre ile rehber oluklar açıldıktan sonra cerrahi set ile implantlar yerleştirilmiştir.

İmplant destekli overdenturelarda kullanılan tutucularla ilgili in vivo ve in vitro şartlarda pek çok çalışma yapılmıştır. Deney ortamının şartları çalışmalarda farklılığa sebep olabilir. Klinik şartlarda çiğneme ve parafonksiyonel hareketler sonucu oluşan horizontal ve oblik kuvvetler laboratuvar koşullarında tam olarak oluşturulamayacaktır. Ayrıca oral kompozisyon, tükürük, sıcaklık gibi faktörlerin de sağlanamaması in vitro şartların kısıtlı olduğunu gösterir (Botega ve ark 2004).

Evtimovska ve arkadaşları in vitro şartlarda oral kavitenin meydana getirilemediğini belirtmiştir. Tükürüğün eksik olması ve okluzal yüklerin tutucuların aşınmasını etkileyebileceğini, yumuşak dokuların reziliensinin uygulanan yükleri artırabileceğini ve sonuç olarak retansiyon değerlerinin etkilenebileceğini bildirmişlerdir (Evtimovska ve ark 2009). Benzer şekilde Varghese ve arkadaşları protez temizlemek için kullanılan sodyum hipokloritin hader bar klipslerinin tutuculuğunu etkilediğini belirtmişlerdir (Varghese ve ark 2007). Bildirilen bu durumlar in vitro şartların eksiklikleri ya da limitasyonları olarak görülmektedir.

Setz ve arkadaşları in vitro koşullarda yaptığı bir çalışmada tutucuların çoğunda, az aşınma olduğunu görmüşlerdir. Klinik sonuçların net olarak yansıtılmadığını ve in vitro şartlarda ağız ortamına göre daha az aşınma olduğunu, daha gerçekçi bir kuvvet uygulayacak cihazların gereksinime ihtiyaç duyulduğunu belirtmişlerdir (Setz ve ark 1998).

Alsabeeha ve arkadaşları (2010) yaptığı bir çalışmada tutucu sistemlerde retansiyon kaybının ilk sebebinin sürtünme sonucu görülen aşınmalar olduğunu bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada ise kuru ortamda tutucu sistemlerin değeri ölçüldüğünde sulu ortamdaki daha yüksek bulunmuştur (Nagaoka ve ark 1980). Sulu ortam oluşturmak için yapay tükürük veya distile su kullanılan çalışmalar da mevcuttur (Fromentin ve ark 2010, Kobayashi ve ark 2014). Çalışmamızda örnekler üzerine kuru ortamda vertikal yönde takma çıkarma işlemi yapılmıştır. Örneklerin ısı ile bozulmasını engellemek için ise elektro-pnömatik yorulma test cihazı 3 dakika çalışıp 2 dakika dinlenecek şekilde ayarlanmıştır. İn vivo şartların tam olarak yansıtılamaması çalışmamızın eksik yönlerinden biridir. Fakat test edilen malzemelerin çevre faktörlerinin etkisi olmaksızın aynı test ortamında gösterdiği davranış mekanik özellikleri hakkında bilgi sahibi olmamızı sağlar. Deneylerin her örnek için eşit şartlarda yapılması sağlıklı karşılaştırma yapılabilmesi için önemlidir.

Hastaların protezlerini günde 3 veya 4 kere çıkardığını varsayan pek çok çalışma vardır (Fromentin ve ark 1999, Besimo ve Guarneri 2003, Rodrigues ve ark 2009, Kurtulus ve Gurbulak 2018, Marin ve ark 2018). Besimo ve arkadaşları hastaların protezlerini günde 3 defa takıp çıkardığını referans alarak 6 aylık kullanım için 540 adet takıp çıkarma işlemi yapmıştır.

Literatürde yapılan çalışmaların hepsinde tutuculuk kuvveti ilk olarak aksiyel yönlü çekme kuvveti ile değerlendirilmiştir (Svetlize ve Bodereau 2004, Alsabeeha ve ark 2010). Bunun yanı sıra farklı dönemlerde yapılan çalışmalarda ise aksiyel ve paraksiyel yönde çekme yapıp 540 ile 14.600 arasında değişkenlik gösteren sayılarda takma çıkarma yapılmıştır. Kuvvet ölçümleri de farklı zaman periyodlarında olmuştur. Kobayashi ve arkadaşları örneklere 10, 100, 1000, 5000, 10.000 ve 14.600 siklularda olmak üzere toplam 6 defa (Kobayashi ve ark 2014), Pigozzo ve arkadaşları 0, 1100, 2200, 3300, 4400, 5500 siklularda olmak üzere toplam 6 defa (Pigozzo ve ark 2009), Sultana ve arkadaşları örneklere toplam 10.000 siklus uygulayarak ilk 4000 siklusta her 500 siklusta bir, kalan siklularda her 1000 siklusta bir olmak üzere toplam 15 defa (Sultana ve ark 2017) tutuculuk ölçümü yapmışlardır.

Çalışmamızda implant destekli overdenture protezlerin sabah, öğle ve akşam olmak üzere günde 3 kere takıp-çıkarıldığı varsayıp; 1 ay 30 gün kabul edilmiştir.

540 siklusun 6 aya 1080 siklusun 1 yıla, 2160 siklusun ise 2 yıla tekabül ettiği düşünülerek 2 yıl boyunca yorulma testi yapılmıştır. Bütün örnekler aksiyel yönde ve başlangıç dahil toplam 4 sefer tutuculuk ölçümü yapılmıştır.

Literatürde materyallerin in-vivo şartlarda yorulmasını sağlamak için çeşitli cihazlardan faydalanılmıştır. Bazı çalışmalarda yorulma ve siklus ölçümleri universal test cihazı kullanılarak aynı cihaz üzerinde yapılmıştır (Kobayashi ve ark 2014, Minguez-Tomas ve ark 2018). Bazı çalışmalarda ise yorulma için özel tasarlanmış ıslak ve ya kuru ortamı simüle eden cihazlardan yararlanılmış, kuvvet ölçümleri ise universal test cihazında yapılmıştır (Eren Türk 2011, Choi ve ark 2018). Fromentin ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada tutuculuk kuvvetinin hassasiyetini ölçmek amacıyla universal test cihazına ayrıca dijital kuvvet ölçüm apareyi yerleştirmiş, örneklerin yorulmasını ve kuvvet ölçümlerini bu şekilde yapmıştır (Fromentin ve ark 2010). Çalışmamızda örneklerin yorulması in vitro ortamı simüle etmek üzere dizayn ettiğimiz elektro-pnömatik yorulma test cihazında yapılmıştır. Cihazın oral florayı ve nemi test edememesi dezavantajıdır. Tutuculuk ölçümleri ise universal test cihazında yapılmıştır.

Yapılan çalışmalarda örneklerin çekme hızları değişen değerlerde ayarlanmıştır. Bazı araştırmacılar 50 mm/dk'yı klinik olarak uygulanabilecek çekme hızına yakın kabul edip in-vitro çalışmalarda bu değeri esas almıştır (Alsabeeha ve ark 2010, Kurtulus ve Gurbulak 2018, Minguez-Tomas ve ark 2018). Çekme hızının 1mm/dk, 2mm/dk, 3mm/dk alındığı çalışmalar da vardır (Svetlize ve Bodereau 2004, Gulizio ve ark 2005, Evtimovska ve ark 2009). Marin ve arkadaşları 3 farklı tutucu türünü incelediği çalışmalarında çekme hızını 1mm/dk olarak almıştır (Marin ve ark 2018). Rutkunas ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada çekme hızı arttıkça maksimum tutucu kuvvetin azaldığını belirtmişlerdir (Rutkunas ve ark 2007). Çekme hızı yüksek olduğu halde daha yüksek maksimum ayrılma kuvveti gösteren çalışmalar da vardır (Fromentin ve ark 1999). Çalışmamızda çekme hızı 50mm/dk olarak alınmıştır. Universal test cihazı ile bu değer net olarak ayarlanabildiği için tercih edilmiştir.

Locator, top başlı ataçmanlar, barlar ve bunların kombinasyonları çalışmalarda sıklıkla kullanılmıştır. Splintlenmemiş tutucuların tek başına örnekler yerleştirilip maksimum tutuculuk kuvvetinin değerlendirildiği çalışmalar olduğu gibi

(Besimo ve Guarneri 2003, Fakhry ve ark 2010, Yang ve ark 2011), in vivo şartları daha iyi taklit edebilmek amacıyla iki adet dayanak üzerine ataçman sistemleri yerleştirilip splintlenmiş ve splintlenmemiş sistemlerin tutuculuk kuvvetlerini ölçen çalışmalar da sıklıkla yapılmıştır (Evtimovska ve ark 2009, Kobayashi ve ark 2014, Passia ve ark 2016). İncelenen literatürlerde iki implant yerleştirilen araştırmalarda implantlar arası mesafe 20 ila 30 mm arasında değişmektedir. Çalışmaların çoğunda interimplant mesafesi 22 mm olarak alınmıştır (Botega ve ark 2004, Kobayashi ve ark 2014, Gonuldas ve ark 2018). Çalışmamızda da implantlar arası mesafe 22 mm olarak alınmıştır.

İn vitro yapılan deneylerin bazılarında tutucular akrilik ya da diğer materyallerden oluşan bloklara gömülmüş (Al-Ghafli ve ark 2009, Salehi ve ark 2019). Bir kısmında ise ark şeklinde modellere yerleştirilen implantların üzerine overdenture protez yapılıp ataçmanlar yerleştirilmiştir (Chung ve ark 2004, Choi ve ark 2018). Bu çalışmalarda implant destekli overdenture protezlerde kullanılan tutucu tasarımları farklı deney düzenekleri oluşturularak karşılaştırılmıştır. Aynı tutucu sistemler aynı test düzeneklerinde bile farklı kuvvet değerleri göstermiştir. Deney düzeneğinin tutuculuk kuvvetini etkileyeceği bildirilmiştir.

Literatürde 20 N'luk kuvvetin alt çene implant destekli overdenture protezler için yeterli olduğu bildirilmiştir (Trakas ve ark 2006). Farklı araştırmacılar ise farklı dizayna sahip tutucularda 10-90 N arasında değişen tutuculuk değerleri bildirmiştir (Chung ve ark 2004, Al-Ghafli ve ark 2009, Fakhry ve ark 2010, Yabul ve ark 2018).

Çalışmamızda ataçmanların maksimum tutucu kuvvet değeri  $63,28 \pm 4,93$  N ile  $24,77 \pm 2,00$  N arasında bulunmuştur. Bu bulgular ataçman sistemlerinin incelendiği çalışmalar ile uyum içerisindedir.

Tutucu sistemlerin incelendiği çalışmalarda kullanılan implant sayısı, implantların birbiriyle olan açılanmaları ve aralarındaki mesafe; ataçmanın çapı, yüksekliği ve hacmi; ataçmanın yapıldığı materyal ve dizaynı; deneyin yapıldığı makinaların cinsi, uygulanan kuvvetlerin yönü, deneyin yapıldığı makinanın piston başlığı hızı; deney frekansı; in vitro şartlar ve deneyin yöntemi yapılan çalışmalarda pek çok çeşitliliğe sebep olmaktadır. Verilen bu çeşitliliklere göre benzer tutucular



arasında farklı değerler görülmesi aynı ataçman sisteminde bile sıklıkla farklı sonuçların alınması kaçınılmazdır.

Çiğneme ve protezin takip çıkarılması esnasında meydana gelen mikrohareket, aşınmalar ve kimyasal etkileşimler neticesinde çoğu çalışmada tutucularda retansiyonun azaldığı veya tamamen kaybolduğu, birkaç çalışmada ise arttığı grlmektedir (Besimo ve Guarneri 2003, Kobayashi ve ark 2014, Yabul ve ark 2018). Bazı çalışmalara göre ataçman sistemlerindeki tutuculuğun azalması 2000 siklustan önce meydana gelmektedir (Epstein ve ark 1999, Rutkunas ve ark 2007). Naerth ve arkadaşları belirli bir siklus sayısı belirtmeyip retansiyonun zamanla azaldığını belirtmişlerdir (Naert ve ark 1998).

Çalışmamızda kullanılan ataçman sistemlerinin retansiyon değeri zamanla azalmıştır. Bu durum polimer tutucu parçalarda meydana gelen deformasyondan, aşınmaya bağlı olarak Locator matriks internal çıkıntılı parça çapının ve Novaloc matriks i çapının azalmasından kaynaklanmış olabilir. Metal içerikli olan Dolder bar klipsi ve Gold matrikste ise i çaplar metallerin esnemesi ve aşınması sonucu zamanla artmıştır bu durum da retansiyon kaybına yol açabilir. Polimer ve metal içerikleri ile matriks dizaynlarının farklı olmasının farklı derecede retansiyon kaybına neden olduğu düşünmektedir.

Kobayashi ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada 2 implantlı modeller hazırlamış; Locator, Dolbo plus (top başlı tutucu) ve Sfi bar atamaları değerlendirmiştir. Her ataçman grubunda 10 örnek oluşturup 5’inde implantları paralel 5’inde ise 12 derece açılı olarak yerleştirmiş ve sıvı ortam içerisinde belirli aralıklarla yorulmasını sağlayıp, toplam 14.600 siklus gerçekleştirmiştir. Başlangıç tutuculuk değerleri incelendiğinde top başlı ve bar ataçmanların tutuculuk değerleri ortalaması birbirine yakın olup, Locator’dan büyük bulunmuştur. 14.600 siklus sonucunda en yüksek tutuculuk değeri barda, en düşük ise Locator’da bulunmuştur. Bar ve top başlı atamada siklus deneyleri sonunda retansiyonun bir miktar artışı görülmüştür fakat istatikselsel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir. Locator’da ise anlamlı bir düşüş gözlenmiştir. İmplant aılanmalarının başlangıçta ve sikluslar sonunda retansiyonu etkilemediği çalışmada belirtilmektedir. Bizim alışmamızda da Gold matriks ve Dolder barın başlangıç ve 2 yıllık yorulma sonrası tutuculuk değerleri Locator’dan daha fazla bulunmuştur. Fakat Kobayashi’nin çalışmasından

farklı olarak Gold matriks diğer ataçman sistemlerinden başlangıç ve 2 yıllık yorulma sonucu daha yüksek tutuculuk değeri göstermiştir. Çalışmamızda kullanılan bar tasarımının oval kesitli olması ve prefabrik olmayıp döküm yöntemi ile oluşturulması sonucu yuvarlak kesitli bara göre daha fazla aşındığını düşünmekteyiz. Ayrıca bar tasarımında klips ile bar arasında menteşe hareketini sağlaması için ilave alan bulunması tutuculuk kuvvetinin farklı olmasına sebep olabilir (Kobayashi ve ark 2014).

Evtimovska ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada 2 implantlı örnek modeller hazırlayarak 3 farklı ataçman sistemini karşılaştırmışlardır. Ataçman olarak Hader bar-sarı klips, Locator tutucu-şeffaf lastik ve Locator tutucu-yeşil lastik kullanmıştır. Hader bar ve Locator tutucu-şeffaf lastik için implantları modellere paralel; Locator tutucu-yeşil lastik için ise implantlar 20 derece açılı olarak yerleştirilmiştir. Yeşil lastikli Locator tutucu en yüksek retantif kuvveti göstermiş aynı zamanda en çok retansiyon kaybı göstermiştir. Hader bar-sarı klips ise en düşük retansiyonu göstermiştir (Evtimovska ve ark 2009).

Yeşil Locator lastiği internal çıkıntıya sahip değildir bu yönden Novaloc tutucu parçalarıyla benzerlik göstermektedir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya paralel olarak Novaloc tutucu başlangıçta Locator'a göre yüksek tutuculuk göstermiştir ve 2 yıl sonunda retansiyon kaybı en fazla olan ataçman olarak bulunmuştur. Novaloc tutucu dizaynı ve polimer içeriğinin PEEK olmasından dolayı bu farklılıkların olduğu düşünülmektedir. Evtimovska'nın çalışmasından farklı olarak Dolder bar tutucu retansiyonu Novaloc ve Locator'dan hem başlangıç hem de 2 yıl sonunda yüksek bulunmuştur. Dolder bar klipsinin metal olması, tutucu alanının ise stud ataçmanlara göre daha fazla olmasının bu duruma sebep olduğunu düşünmekteyiz.

Savabi ve arkadaşları alt çene modelinde simfizler arası mesafeye 2 adet paralel implant yerleştirerek farklı materyallerden yapılmış bar, top başlı ve stud ataçmanları incelemiştir. Dolder bar ile 1 metal klips, kantilever ve Dolder bar ile 3 metal klips, Hader bar ile 1 plastik klips, kantilever ve Hader bar ile 3 plastik klips, Rhein plastik tutucularla (yeşil, beyaz ve pembe) Sphero block abutment ve ITI Eliptik matriks ile top başlı dayanakları test etmiştir. Vertikal yönde çekme uygulanan modellerde başlangıçta en yüksek tutuculuk değeri 3 metal klips içeren

Dolder barda bulunmuştur. Tek metal klips içeren Dolder barın ilk tutuculuk değeri Eliptik matriksten daha düşük bulunmuştur. Rhein pembe tutucu ise en düşük tutuculuk değeri göstermiştir (Savabi ve ark 2013).

Bizim çalışmamızda Dolder bar klipsi metaldir (titanyum) ve tek olarak yerleştirilmiştir. Dolder barın başlangıç tutuculuk değeri Gold matriksten düşüktür. Eliptik matriks ve Gold matriks aynı firma tarafından üretilmektedir. Dizayn ve alaşım olarak aynıdır. Farklı olarak Gold matrikste tutucu lamellerin çevresinde kapsül bulunmamaktadır. Bu sebepten aynı davranışı gösterdiğini düşünmekteyiz. Locator pembe lastik içeren modellerin ilk tutuculuk değeri ise diğer ataçmanlardan düşük bulunmuştur. Bu bulgular Savabi ve arkadaşlarının bulguları ile benzerlik göstermektedir.

Setz ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada top başlı, bar ve magnet tutucuları değerlendirmişlerdir. Birbirine paralel olarak yerleştirilmiş implantlar dayanak olarak kullanılıp, bar ve top başlı tutucular için farklı patriks-matriks materyalleri kullanarak toplam 15 tutucu karşılaştırılmıştır. Toplamda 15000 siklus yapılmıştır. 3 ile 85 N arasında retansiyon kuvvetleri ölçülmüştür. Ataçmanların ilk tutuculuk değeri karşılaştırıldığında bir kısmının ilk tutuculuk değeri 40 N'un altında bir kısmının ise 50 N'un üstünde bulunmuştur. Başlangıçta titanyum klips-titanyum Dolder bar grubunun tutuculuk değeri gold klips-titanyum Dolder bar gruplarından yüksek bulunmuştur. Gold cap-titanyum top başlı gruplarından olan Dal-Ro en yüksek tutuculuk göstermiştir. İlk 1500 siklus süresince başlangıç tutuculukları artan gruplar olmuştur. 15.000 siklus sonrası tutucular başlangıç retansiyonunu kaybetmiştir. 15.000 siklus sonrası en düşük retansiyon kuvveti plastik cap-titanyum top başlı grupta (3İ) görülmüştür. En yüksek değer ise gold cap-titanyum top başlı tutucuda (Friatec/IMZ) görülmüştür (Setz ve ark 1998).

Çalışmamızda da başlangıçta ve 2 yıl sonunda Gold matriks, Dolder bardan daha yüksek retansiyon değeri göstermiştir. Setz ve arkadaşlarının çalışması ile benzer bulgular elde edilmiştir.

İmplantların açılı olması uzun süre kullanımda retansiyon kaybının miktarını etkiler. Altın matriks ve titanyum matriks içeren 2 farklı firmanın top başlı tutucusunu 0, 10, 20, 30 derece açılı implantlarda tutuculuk açısından değerlendiren

Gulizio ve arkadaşları her iki sistemde de tutucu derecesi arttıkça retansiyon kuvvetinin düştüğünü görmüşlerdir. Bu retansiyon kaybı altın matris içeren top başlı ataçmada 30 derece açıda daha belirgindir. İmplanttaki 30 derecelik bir açının retansiyonda %25 azalmasına neden olduğunu bildirmişlerdir (Gulizio ve ark 2005). Al-Ghafli ve arkadaşları benzer başka bir çalışmada bloklara tek olarak 0, 5, 10, 15 ve 20 derece açı ile implantları yerleştirmişler ve implant angulasyonunun tutucu retansiyonunu anlamlı derecede azalttığı sonucuna ulaşmışlardır. İki çalışma da tutucuların vertikal yerleştirilmesi ile optimum retansiyonun sağlanacağını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu sebepten implantlar birbirine paralel yerleştirilmiştir.

Doukas ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada 5 farklı tutucuyu 3 farklı implantlar arası mesafede değerlendirmişlerdir. Hader bar-kırmızı klips, hader bar-sarı klips, hader bar-beyaz klips, top başlı tutucu-altın klips ve magnet tutucuları karşılaştırmıştır. İmplantlar arası mesafe olarak 19, 23, 29 mm alınmıştır. Sadece kırmızı ve sarı klipsli barda mesafe retansiyon kuvvetini etkilemiştir. 6 aylık kullanım sonucu bütün tutucularda azalma görülmüş, bu azalma ball tutucuda %32-50 oranında, magnet tutucuda ise %1,7-5,13 oranında olmuştur (Doukas ve ark 2008). Çalışmamızda implantlar arası mesafe değiştirilmemiş fakat bütün sistemlerde yorulma sonucu retansiyon değeri başlangıçtan düşük bulunmuştur.

Locator ve Novaloc tutucunun düz ve açılı yerleştirilmiş implantlar için farklı retansiyon kuvvetine sahip parçaları vardır. Hastalardaki farklı retansiyon ihtiyacına göre üretici firmanın önerisi doğrultusunda kullanılabilir. Yapılan çalışmalarda aynı tutucu siteminin ilk tutuculuk değerleri bile farklılık göstermektedir. Üretici firmaya göre Locator pembe lastiğin tutuculuk kuvveti yaklaşık 13 N'dur (Rutkunas ve ark 2007). Rutkunas ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada tek yerleştirilmiş Locator pembe lastiğin tutuculuk kuvvetini 10,60 N olarak bildirmişlerdir (Rutkunas ve ark 2007). Chung ve arkadaşları ise tek Locator pembe lastiğin tutuculuk kuvvetini 12,33 N olarak bulmuşlardır (Chung ve ark 2004). Evtimovska ve arkadaşları firmaya göre tutuculuğu 22 N olan Locator şeffaf lastiklerini ikili olarak yerleştirmişler ve tutuculuk kuvvetini  $70 \pm 16$  N olduğunu bildirmişlerdir (Evtimovska ve ark 2009). Abi Nader ve arkadaşları ise ikili Locator şeffaf lastiklerin tutuculuklarını  $66 \pm 16$  N olarak bildirmiştir (Abi Nader ve ark 2011).

Choi ve arkadaşları implanların ikili yerleştirildiği, paralel olan modellerde Locator pembe lastiğin başlangıç tutuculuk değerini  $24,55 \pm 2,14$  N, CM-LOC orta derece PEKK (Poli eter keton keton) tutucunun başlangıç değerini  $39,35 \pm 3,45$  N bulmuşlardır (Choi ve ark 2018). Passia ve arkadaşları implantların ikili yerleştirildiği, paralel olan modellerde Locator pembe lastiğin başlangıç ortalama tutuculuk değerini  $21,5$  N, CM-LOC orta derece PEKK (poli eter keton keton) tutucunun başlangıç değerini  $22,5$  N olarak bulmuşlardır (Passia ve ark 2016). Literatürde PEEK (poli eter eter keton) tutucudan yapılmış olan Novaloc ataçmanın tutuculuk ölçümüne dair çalışmalara rastlanmamıştır. Çalışmamızda Locator için pembe lastik Novaloc için ise sarı tutucu tercih edilmiştir. Bu tutucular firma tarafından orta seviye olarak adlandırılmaktadır. Hastalar tutuculuk değeri fazla olan ataçmanları takip çıkarmakta zorlanmakta, tutuculuğu az olanları ise yeterli retansiyon sağlamadığı için tercih etmemektedirler. Bu sebeple klinikte sıklıkla orta seviye tutuculuk sağlayan stud ataçmanlardan yararlanılmaktadır. Çalışmamızda Zest Anchor firmasına ait Locator tutuculardan pembe lastiğin ilk tutuculuk kuvvet değeri ortalama  $50,67 \pm 8,69$  N bulunurken, 6 aylık takma çıkarma işlemi sonunda  $45,33 \pm 3,10$  N, 1 yıllık takma çıkarma işlemi sonunda  $37,90 \pm 3,59$  N, 2 yıllık takma çıkarma işlemi sonunda  $26,60 \pm 2,94$  N bulunmuştur. Valoc AG firmasına ait Novaloc tutuculardan PEEK sarı tutucunun ise başlangıç kuvvet değeri ortalama  $52,58 \pm 4,13$  N, 6 aylık takma çıkarma işlemi sonunda  $46,38 \pm 2,89$  N, 1 yıllık takma çıkarma işlemi sonunda  $36,55 \pm 1,62$  N, 2 yıllık takma çıkarma işlemi sonunda  $24,77 \pm 2,00$  N bulunmuştur. Farklı polimerlerden ve tasarımlardan oluşmuş stud ataçmanları içeren deneyde PEEK materyalinden oluşan Novaloc başlangıçta daha fazla retansiyon gösterirken 2 yıl sonunda daha az retatif sonuçlar vermiştir.

İki implantlı tutucu sistemlerde retansiyon farkları matriks ve patrikslerdeki boyutsal değişikliklere bağlanmıştır. Uzun süre yeterli retansiyon sağlaması istenen ataçmanın ideal materyalden yapılmış olması gerekmektedir. Yapılan çalışmaların sonucunda tutucu komponentlerdeki aşınma değerlendirmesine göre polimerik (nylon, plastik, lastik) parçalar metallere oranla aşınmaya daha duyarlıdır (Gamborena ve ark 1997).

Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgulara göre tüm ataçman sistemlerinin başlangıç ve yorulma sonucu tutuculuk derecesinde farklılıklar görülmüştür. Farklı

tutucuların aynı test ortamında değişken tutuculuk değerleri göstermesi tasarımları ve üretildiği materyallerin farklılığından kaynaklanmış olabilir. Locator lastikleri polietilenden, Novaloc lastiği ise daha sert olan PEEK'ten (poli eter eter keton) yapılmıştır. Locator matriksi internal tutucu çıkıntıya sahiptir. Alsabeeha ve arkadaşları retansiyonun bu çıkıntılı parça sayesinde olduğunu belirtmektedir (Alsabeeha ve ark 2010). Novaloc matriksinde ise internal çıkıntı bulunmamakta tutuculuk external hattın patrikse kilitlemesi ile gerçekleşmektedir. Novaloc ayrıca halka içerisinde polimerin esnemesi için bir açıklık bulunmaktadır. Gold matriks lamelleri Elitor adı verilen altın alaşımdan üretilmiştir. Lameller arasında bulunan çentikler ile tutucu esneyebilir. Dolder barın klipsleri titanyumdan yapılmıştır. Titanyum Elitor materyaline göre daha yumuşaktır. Gold matriks başlangıç ve 2 yıllık yorulma sonucu en yüksek retansiyon değerine sahip bulunmuştur. Materyal içeriğinin diğer ataçmanlardan daha sert olmasından dolayı daha retantif olduğu, ayrıca çalışmamızda kullanılan ataçmanlar içerisinde en küçük hacme sahip olmasından dolayı daha az aşınmaya maruz kalıp yorulma testleri sonucu daha retantif olduğu düşünülmektedir.

Aşınma; fonksiyon altında olan tutucularda da görülen, birbirine göre izafi hareket eden nesnelere sürtünme etkisiyle meydana gelen kayıptır. Aşınma ile materyalin malzeme miktarı ve kütlesinde kayıplar oluşur. Protetik bileşenlerin fonksiyon altındayken aşınması sadece takıp çıkarma işlemi sırasında olmamakta, multifaktöriyel sebepler içermektedir. İmplantların açıları (Gulizio ve ark 2005, Ortegon ve ark 2009), arasındaki mesafe (Doukas ve ark 2008), protezi çıkarıcı kuvvetlerin yönü (Rutkunas ve ark 2007), ataçmanların yapıldığı materyallerin cinsi (Setz ve ark 1998, Besimo ve Guarneri 2003, Passia ve ark 2016), ataçmanların tasarım (Passia ve ark 2016, Choi ve ark 2018) ve boyutları (Botega ve ark 2004) bu faktörlerden bazılarıdır (Alsabeeha ve ark 2009).

İmplant destekli overdenture protezlerde görülen en önemli komplikasyonlardan biri aşınmaya bağlı olarak oluşan retansiyon kaybıdır. Bu konuda yapılan çalışmalar daha çok retansiyon kuvvetinde oluşan değişimleri baz almıştır. Ataçman sistemlerindeki aşınma değerlerinin incelendiği çalışmalar ise oldukça azdır. Bu çalışmalarda ölçümler çoğunlukla SEM görüntülerinin analizi, materyallerin çapsal ölçümleri ve hassas terazideki kütleli ölçümleri ile

yapılmaktadır. Çalışmamızda aşınmayı görmek için kullanılan 4 ataçman matriksinin yorulma öncesi ve sonrası SEM görüntüleri değerlendirilmiştir.

SEM görüntüleri incelendiğinde metal içerikli ataçman matrikslerindeki aşınmaların polimer içerikli ataçmanlardan daha az olduğu görülmüştür. Locator matriksinin internal çıkıntısında aşınma ve deformasyon, çapında ise düşüş gözlenmiştir. Polimer içerikli tutucuları kendi içerisinde karşılaştıracak olursak Novaloc matriksinin daha az aşınma göstermesinin materyalin daha sert olması ve halka içerisindeki boşluk sayesinde esneyebilmesinden dolayı olduğu düşünmekteyiz. Fakat yorulma sonucu tutuculuk değerinin daha düşük olmasının halka dizaynındaki açıklık sonucu eski haline dönememesinden dolayı olduğu düşünmekteyiz. Her iki ataçmanın da iç çaplarında düşüş izlenmiştir. Metal içerikli materyalleri kendi arasında değerlendirecek olursak SEM görüntülerinde aşınma izlenmiştir; iki ataçmanın da iç çaplarında artış görülmüştür.

Alsabeeha ve arkadaşları Locator tutucularda retansiyonun matriks içerisindeki internal parçanın çapının patriks iç çapından daha büyük olması sonucu parçalar arası sürtünme ile oluştuğunu belirtmişlerdir. Ayrıca retansiyon kaybının ilk etiyolojik sebebinin aşınmaya bağlı olarak meydana gelen değişimler olduğunu bildirmiştir (Alsabeeha ve ark 2010). Farklı tasarımlara sahip ataçman sistemlerinde fonksiyon sonucu retatif kuvvet değerlerindeki değişikliklere sebep olan aşınma mekanizması tam olarak anlaşılammıştır. Protezin takıp çıkarılması esnasında oluşan sürtünmenin protetik komponentlerde aşınmaya neden olduğu ve bu durumun tutuculuk kaybı yarattığını bildiren çalışmalar mevcuttur (Besimo ve Guarneri 2003, Al-Ghafli ve ark 2009).

Alt çene implant destekli overdenture sistemler hastaların protezi takıp çıkarmasından dolayı sürekli sürtünmenin olduğu sistemlerdir. Fonksiyonel hareketler ve ısı gibi faktörlere bağlı olarakta ataçman sistemlerinde sürekli bir deformasyon durumu gerçekleşmektedir. Bu durumlar sonucunda tutucu komponentlerde aşınma beklenen bir bulgudur. Aşınma sonucu retansiyon kaybı hem in vitro deney düzeneklerinde hem de klinikte gözlemlediğimiz bir problemdir. Klinikte çoğu vakada belirli periyotlarla polimer içerikli ataçmanların parçaları değiştirilmekte, gevşeyen metal klipsli ataçmanlar ise özel apareyler ile

sıkıştırılmaktadır. Bazen aşınmanın çok olduğu durumlarda abutment veya matrislerin değişimine dahi ihtiyaç duyulmaktadır.

Abi Nader ve arkadaşları top başlı ve Locator tutuculara 400.000 kez yük uygulamışlar, yorulma sonunda abutmentların ve matrislerin SEM görüntülerini almışlardır. Her iki tutucu tipinde de patriks ve matrislerde aşınma olduğunu belirtmişlerdir (Abi Nader ve ark 2011).

Top başlı ve Locator tutucuların 5000 yorulma sonucu retansiyon ve SEM görüntülerinin incelendiği bir çalışmada paralel yerleştirilen modellerde Locator abutmentta tutuculuğu etkileyecek boyutta bir aşınma olmazken top başlı abutmentta aşınma olduğu görülmüştür. Tutuculuk kuvvetinde azalmanın fazla olduğu örneklerin hepsinde çekilen SEM fotoğraflarında plastik tutucuda madde kaybı doğrulanmıştır (Eren Türk 2011).

Çalışmamızda bu çalışmalara paralel olarak top başlı ve Locator ataçman matrislerinde aşınmalar gözlenmiş, patrikslerin SEM görüntüleri alınmadığından değerlendirme yapılamamıştır.

Choi ve arkadaşları iki farklı polimer içerikli stud ataçman sisteminin farklı açılarda tutuculuk ve aşınma değerlerini incelemişlerdir. Çalışmalarında Locator ve CM-LOC ataçmalarının farklı retansiyon seviyelerinde tutucularını kullanmışlardır. Locator lastiği polietilen materyalinden CM-LOC tutucu parçası ise PEKK (poli eter keton keton) materyalinden yapılmıştır. Çiğneme simülatöründe 400.000 yükleme ve 1.080 kere takma çıkarma yapıldıktan sonra tutuculuk değerleri ölçülmüş ve SEM görüntüleri incelenmiştir. İncelenen görüntülerde patrikslerde belirgin bir aşınma izlenmezken matris yüzeylerinde ciddi aşınma ve yüzey deformasyonu görülmüştür. Locator matris internal çıkıntısında CM-LOC matris iç yüzeyinden daha fazla deformasyon izlenmiştir. Yüzey düzensizlikleri ve materyal kayıpları Locator tutucularda açılı ve açısız tüm gruplarda daha fazla gözlenmiştir (Choi ve ark 2018) Passia ve arkadaşlarının aynı ataçman sistemleri ile yapmış oldukları çalışmada da benzer bulgulara rastlanmıştır (Passia ve ark 2016).

Novaloc tutucu parçası PEEK (poli eter eter keton) materyalinden yapılmıştır. PEEK materyali ile PEKK materyali benzer özelliklere sahiptir (Tannous ve ark 2012). Ayrıca CM-LOC ataçman dizaynı ile Novaloc ataçman dizaynı neredeyse



aynıdır. Literatürde Novaloc ataçmanın kullanıldığı çalışmalara rastlanmamıştır fakat mekanik özellikleri yakın olduğundan CM-LOC ile benzer özellikler gösterdiği düşünülerek değerlendirme yapılmıştır. Çalışmamızda ataçmanlardan alınan SEM görüntüleri incelendiğinde Choi ve arkadaşları (2018) ile Passia ve arkadaşlarının (2019) bulgularına benzer olarak Locator yüzeyinde özellikle internal çıkıntılı parçasında Novaloctan daha fazla deformasyon ve madde kaybı izlenmiştir. Bu çalışmalardan farklı olarak çalışmamızda 2 yıllık yorulma sonucu Novaloc ataçmanın tutuculuğu Locatordan daha az bulunmuştur. PEEK materyalin daha sert olması, eksternal çıkıntı ile retansiyonu sağlaması ve iç halkasında bulunan açıklıktan dolayı yorulmalar sonucu daha fazla retansiyon kaybına neden olduğunu düşünmekteyiz.

Saito ve arkadaşları (2014) bir çalışmalarında klipsleri aynı materyalden olup (platin eklenmiş altın alaşım) barları farklı materyallerden (Cr-Co, saf titanyum grade 4, platin eklenmiş altın alaşım) ve farklı şekillerden (round ve dolder) oluşan 6 bar-klips çiftini incelemiştir. Ataçmanların vertikal olarak 7200 siklus sonucu tutuculuk değerlerini ölçmüş ve yüzey aşınmalarını SEM görüntüleri ile incelemiştir. SEM görüntülerinde protezin takıp çıkarılma yönünde çizgilenmeler ve klipslerde debris birikimleri görülmüştür. Cr-Co alaşımdan oluşmuş Dolder bar ve klips çiftinde aşınmalar ve debris birikimi daha az izlenmiştir. Çalışmada bunun sebebinin elastik modülüsünün diğer materyallerden daha yüksek olmasından kaynaklandığı belirtilmektedir. Çalışmada klipsler arası mesafe ölçülmemiştir.

Bizim çalışmamızda Dolder bar klipslerinin iç yüzeyinde bir miktar deformasyon izlenmiştir. Fakat Gold matris yüzey deformasyonlarından daha az olarak gözlenmiştir. Bunun sebebi Dolder bar yapımında kullanılan Cr-Co alaşımın elastik modülüsünün yüksek olması olabilir. Bar klipsleri arasındaki mesafe yorulma sonucu daha fazla görülmüştür. Mesafenin artmasının klipslerde aşınma veya birbirinden uzaklaşma sonucu olduğunu düşünmekteyiz. Retansiyon kaybını ise bu durum ile ilişkilendirmekteyiz.

Hareketli protezlerde retansiyonun sağlanması oldukça önemlidir. Hastanın memnuniyeti, emosyonel durumu ve psikolojik profili retansiyon ve stabilizasyon beklentisi ile ilgili olabilir (Williams ve ark 2001). Tutucu sistemlerin başlangıç retansiyonu, protezin klinik durumu ve performansı, hasta tarafından kabul edilebilirliği için önemli bir göstergedir (Al-Ghafli ve ark 2009).

Klinikte retansiyon kuvvet miktarı hastanın memnun olduğu değerdir. Bundan dolayı retansiyon kuvvetleri protezin hareketini engelleyecek değerde olmalıdır (Setz ve ark 1998). Aynı zamanda bu retansiyon kuvvetleri belli bir seviyeyi geçmemeli, takıp çıkarılması esnasında periodontal dokulara yıkıcı etki yapacak kadar olmamalıdır (Lehmann ve Arnim 1976). Bu anlamda tutucu seçimi önemlidir. Klinisyenler implant destekli overdenture için kullanacağı ataçmanı ampirik olarak, firmaların belirttiği tutuculuk kalitelerine ve klinik deneyimlerine göre seçmektedirler. Literatürde de belirtildiği gibi implant destekli overdenture için yeterli retansiyon hastanın memnuniyet seviyesiyle ilişkilidir (Burns ve ark 1995). İmplant destekli hareketli protezlerde seçilecek tutucu parça ağız ortamında tutuculuğunu uzun süre korumalı, maliyet ve randevu sayısını azaltmalı, hem hekim hem de hasta açısından memnuniyet verici olmalıdır.

## 5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Farklı tutucu sistemlerinin belirli sıklısta yorulması sonucu retansiyon ve aşınma değerlerinin ve birbirleri ile ilişkisinin incelendiği çalışmamızın sonucunda;

- 1- İmplant destekli overdenture protezlerin uzun dönem retansiyonunda seçilecek tutucu sistemin etkisi vardır.
- 2- Tutucu sistemlerin tümünde ilk tutuculuk ölçümleri tüm ölçümlerden önemli oranda yüksektir.
- 3- Tutucuların ömürleri ve kullanım sayıları (siklus) polimerlerin metallere göre daha yumuşak ve aşınma direncinin daha az olmasından dolayı kullanılan materyalin özelliklerine göre değişmektedir.
- 4- Splintlenmeyen ataçmanlardan olan Gold matriks; altın alaşım içeriği, hacminin küçük olması, ilk ve 2 yıllık yorulma sonucu retansiyon değerinin yüksek olmasından dolayı diğer ataçmanlara kıyasla tercih edilebilir.
- 5- Dolder bar ataçman polimer içerikli stud ataçmanlara göre daha retantif bulunmuştur. Fakat yapım aşamalarının zorluğu, endikasyonun kısıtlı olması ve komplikasyon çözümünün karmaşık olmasından dolayı kullanımının sınırlı tutulması önerilmektedir.
- 6- Polimer içerikli tutucular dizayn ve materyal içeriği bakımından farklılık göstermektedir. Novaloc ataçmanın retansiyon değeri başlangıçta yüksek bulunmuş fakat 2 yıllık yorulma sonrası Locatordan daha düşük bulunmuştur. Novaloc yeni geliştirilen bir sistemdir ve mekanik özelliklerinin anlaşılması bakımından ilave çalışmalar gerekmektedir.
- 7- Tutuculuk kaybının ana sebebi aşınmadır. SEM fotoğraflarında net bir şekilde görülen bu aşınmalar aynı tip tutucu için bile farklı şekillerde olmaktadır. Polimer içerikli ataçmanlarda tutuculuk kaybı ve aşınmalar daha fazla bulunmuştur.
- 8- Aynı tip tutucular farklı tutuculuk kuvvetlerine sahip olabilirler bu sebeple invitro deneylerde örnek sayısının fazla olması çalışmanın güvenilirliği açısından önerilmektedir.
- 9- Klinikte ataçman sistemlerinin aşınması takip çıkarmaya ek olarak tükürüğün kalitesi, miktarı ve pH'ı, oral ve protetik hijyen, ısı değişiklikleri, hastanın beslenme alışkanlıkları, çiğneme fonksiyonu ve parafonksiyonel hareketler

gibi faktörlerden etkilendiği için tutucuların ömrü in vitro deneylere göre daha kısa olabilir.

Bu bilgiler ışığında klinik uygulamalarda uzun süre retansiyon sağlayacak bir ataçman sisteminin hastanın memnuniyetini artıracakı düşünülerek Gold matriks ataçmanlar implant destekli overdenture protezlerde önerilebilir.



## 6. KAYNAKÇA

- Abd El-Dayem MA, Assad AS, Eldin Sanad ME, Mahmoud Mogahed SA, 2009. Comparison of prefabricated and custom-made bars used for implant-retained mandibular complete overdentures. *Implant dentistry*, 18, 6, 501-11.
- Abi Nader S, de Souza RF, Fortin D, De Koninck L, Fromentin O, Albuquerque Junior RF, 2011. Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *Journal of oral rehabilitation*, 38, 3, 157-64.
- Abrahamsson I, Linder E, Lang NP, 2009. Implant stability in relation to osseointegration: an experimental study in the Labrador dog. *Clin Oral Implants Res*, 20, 3, 313-8.
- Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T, 1990. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 5, 4, 347-59.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, 1981. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*, 10, 6, 387-416.
- Al-Ghafli SA, Michalakis KX, Hirayama H, Kang K, 2009. 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*, 102, 3, 140-7.
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR, 1986. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1, 1, 11-25.
- Albrektsson TO, Johansson CB, Sennerby L, 1994. Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontology 2000*, 4, 58-73.
- Allen PF, McMillan AS, Walshaw D, 2001. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85, 2, 141-7.
- Alnıaçık G, 2011. Farklı seviyelerde uygulanmış implantlar üzerine yapılan mandibular overdenture protezlerin oluşturduğu streslerin incelenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- Alsabeeha N, Atieh M, Swain MV, Payne AG, 2010. Attachment systems for mandibular single-implant overdentures: an in vitro retention force investigation on different designs. *The International journal of prosthodontics*, 23, 2, 160-6.
- Alsabeeha NH, Payne AG, Swain MV, 2009. Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *The International journal of prosthodontics*, 22, 5, 429-40.

- Asvanund C, Morgano SM, 2004. Restoration of unfavorably positioned implants for a partially edentulous patient by using an overdenture retained with a milled bar and attachments: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91, 1, 6-10.
- Atwood DA, 2001. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. 1962. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86, 2, 119-25.
- Awad MA, Locker D, Korner-Bitensky N, Feine JS, 2000. Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. *Journal of dental research*, 79, 9, 1659-63.
- Baba NZ, Al-Harbi FA, AlRumaih HS, AlShehri A, 2019. A Novel Extended Range Attachment System to Retain Implant Overdentures: A Clinical Report. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 28, 1, 3-9.
- Bakke M, Holm B, Gotfredsen K, 2002. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *The International journal of prosthodontics*, 15, 6, 575-81.
- Barakah HM, Taher NM, 2014. Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin material. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112, 3, 625-31.
- Bayer S, Steinheuser D, Gruner M, Keilig L, Enkling N, Stark H, Mues S, 2009. Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures--retention force changes. *Gerodontology*, 26, 4, 268-72.
- Bergendal T, Engquist B, 1998. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 13, 2, 253-62.
- Besimo CE, Guarneri A, 2003. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *Journal of oral rehabilitation*, 30, 7, 671-8.
- Beumer J, 3rd, Hamada MO, Lewis S, 1993. A prosthodontic overview. *The International journal of prosthodontics*, 6, 2, 126-30.
- Block MS, Achong RM, 2004. Osseointegration. In: *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery, Second Edition*, Eds, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD: B.C. Decker Inc, Hamilton, London, p.189-203.
- Botega DM, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG, 2004. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *Journal of oral rehabilitation*, 31, 9, 884-9.
- Bozkurt M, 2019. Farklı CAD/CAM tam seramik materyallerin optik özellikleri ve makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Konya.

- Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A, 1969. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 3, 2, 81-100.
- Bryant SR, Zarb GA, 2002. Outcomes of implant prosthodontic treatment in older adults. *Journal (Canadian Dental Association)*, 68, 2, 97-102.
- Bulut AC, 2016. Diş hekimliğinde restoratif materyallerin yaşlandırma işlemleri ve çiğneme simülörleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 1, 180-186
- Bueno-Samper A, Hernandez-Aliaga M, Calvo-Guirado JL, 2010. The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, 15, 2, e375-8.
- Burns DR, 2000. Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 9, 1, 37-46.
- Burns DR, 2004. The mandibular complete overdenture. *Dental clinics of North America*, 48, 3, 603-23, v-vi.
- Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Jr., Giglio JA, 1995. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II--Patient satisfaction and preference. *The Journal of prosthetic dentistry*, 73, 4, 364-9.
- Can G, Ersan Ersoy A, Aksu ML, 2014. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Birinci baskı. Ankara, yurtmim, s. 24-26
- Choi JW, Yun BH, Jeong CM, Huh JB, 2018. Retentive Properties of Two Stud Attachments with Polyetherketoneketone or Nylon Insert in Mandibular Implant Overdentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 33, 5, 1079-88.
- Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ, Jr., 2004. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 13, 4, 221-6.
- Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F, 2005. 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*, 18, 2, 99-105.
- Çıtır Yücel H, 2017. Farklı açıda yerleştirilmiş implantlarda ölçü hassasiyetinin değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Konya.
- Dalkız M, 2009. Pratik diş hekimliği implantolojisi, Birinci baskı, İstanbul, Vestiyer yayıncılık.
- DeFranco RL, 1977. Overdentures. *Dental clinics of North America*, 21, 2, 379-94.
- Della Bona A, van Noort R, 1995. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of dental research*, 74, 9, 1591-6.

- Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, Barclay CW, 2008. 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*, 21, 2, 152-4.
- Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK, 2003. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 134, 11, 1455-8.
- El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ, 2003. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 19, 7, 575-83.
- Ellis JS, Pelekis ND, Thomason JM, 2007. Conventional rehabilitation of edentulous patients: the impact on oral health-related quality of life and patient satisfaction. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 16, 1, 37-42.
- Enhoş D, 2007. Rigid ve semirigid bağlantılı implant-diş ve implant-implant destekli sabit parsiyel protezlerde kemik içerisinde oluşan stres dağılımının incelenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Konya.
- Epstein DD, Epstein PL, Cohen BI, Pagnillo MK, 1999. Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 82, 5, 579-84.
- Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, 2009. The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 18, 6, 479-83.
- Fakhry A, Tan SC, Heiner AD, Dehkordi-Vakil FH, Dircks HW, 2010. 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*, 19, 2, 87-94.
- Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Heydecke G, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais JA, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D, 2002. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology*, 19, 1, 3-4.
- Ferrando JM, Graser GN, Tallents RH, Jarvis RH, 1983. Tensile strength and microleakage of porcelain repair materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 50, 1, 44-50.



- Fromentin O, Lassauzay C, Abi Nader S, Feine J, de Albuquerque Junior RF, 2010. Testing the retention of attachments for implant overdentures - validation of an original force measurement system. *Journal of oral rehabilitation*, 37, 1, 54-62.
- Fromentin O, Picard B, Tavernier B, 1999. In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments. *Practical periodontics and aesthetic dentistry : PPAD*, 11, 3, 391-7; quiz 8.
- Gamborena JI, Hazelton LR, NaBadalung D, Brudvik J, 1997. Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. *The International journal of prosthodontics*, 10, 2, 123-30.
- Geertman ME, Boerrigter EM, Van't Hof MA, Van Waas MA, van Oort RP, Boering G, Kalk W, 1996. Two-center clinical trial of implant-retained mandibular overdentures versus complete dentures-chewing ability. *Community dentistry and oral epidemiology*, 24, 1, 79-84.
- Gilmore SF, 1913. A method of retention. *J. Allied Dental Soc.*, 8:118-122.
- Gonuldas F, Tokar E, Ozturk C, 2018. Evaluation of the retention characteristics of various stud attachment systems for implant retained overdenture. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 20, 4, 135-41.
- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY, 2003. Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90, 2, 121-32.
- Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD, 2005. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 14, 1, 3-11.
- Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP, 2004. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clinical oral implants research*, 15, 5, 560-9.
- Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG, 2001. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. *Clinical oral implants research*, 12, 6, 617-23.
- Hobo S, Ichida E, Garcia LT, 1991. *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. Tokyo, Quintessence Pub Co, p. 33-62.
- İnan Ö, 1997. İmplant destekli köprü uygulamalarında oklüzal yüzeylerde kullanılan restoratif materyallerin kuvvet dağılımına etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Konya
- Instron Tensile Testing, 2019. Erişim tarihi, 20 Mayıs 2019. Erişim adresi, <https://www.instron.com.tr/tr-tr/our-company/library/test-types/tensile-test>
- Jenkins G, 1999. *Precision attachments a link to successful restorative treatment*, London, Quintessence Pub Co.

- Jivraj S, Chee W, Corrado P, 2006. Treatment planning of the edentulous maxilla. *British dental journal*, 201, 5, 261-79; quiz 304.
- Johnson K, 1969. A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following tooth extraction. *Australian dental journal*, 14, 4, 241-4.
- Kobayashi M, Srinivasan M, Ammann P, Perriard J, Ohkubo C, Muller F, Belser UC, Schimmel M, 2014. Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clinical oral implants research*, 25, 4, 426-34.
- Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJ, 2003. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 18, 3, 447-52.
- Kulak Özkan Y, 2012. Tam protezler ve implantüstü hareketli protezler problemler ve çözüm yolları. İkinci cilt. İstanbul, Vestiyer, s. 291-420.
- Kurtulus IL, Gurbulak AG, 2018. The In Vitro comparison of the retention of an implant-supported stud attachment locator and strumann ball attachment at different angulations. *Nigerian journal of clinical practice*, 21, 5, 639-44.
- Kurtzman G, 2009. The locator attachment: Free standing versus bar overdentures. *Dent Labor Int plus*, 1, 1, 20-3.
- Lehmann KM, Arnim F, 1976. [Studies on the retention capability of push-button attachments]. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie*, 86, 5, 521-30.
- Marin DOM, Leite ARP, Oliveira Junior NM, Paleari AG, Pero AC, Compagnoni MA, 2018. Retention Force and Wear Characteristics of three Attachment Systems after Dislodging Cycles. *Brazilian dental journal*, 29, 6, 576-82.
- Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC, 2009. Biology of implant osseointegration. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 9, 2, 61-71.
- Mc Mullan D, 1995. Scanning electron microscopy: 1928-1965. *J. Scan. Microsc.*, 17: 175-185.
- Meijer HJ, Raghoobar GM, Batenburg RH, Visser A, Vissink A, 2009. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial. *Clinical oral implants research*, 20, 7, 722-8.
- Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G, 1998. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 13, 3, 369-76.
- Mensor MC, Jr., 1977. Attachment fixation for overdentures. Part I. *The Journal of prosthetic dentistry*, 37, 4, 366-73.

- Mericske-Stern R, 1990. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 5, 4, 375-83.
- Mericske-Stern R, Oetterli M, Kiener P, Mericske E, 2002. A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 17, 5, 678-86.
- Mericske-Stern R, Zarb GA, 1993. Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. *The International journal of prosthodontics*, 6, 2, 203-8.
- Mericske-Stern R, Zarb GA, 1996. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical oral implants research*, 7, 2, 153-61.
- Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U, 2000. Management of the edentulous patient. *Clinical oral implants research*, 11 Suppl 1, 108-25.
- Mısır AF, 2008. İmplant Yuvası Açılmasında Oluşan Isının İn-Vitro Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun.
- Minguez-Tomas N, Alonso-Perez-Barquero J, Fernandez-Estevan L, Vicente-Escuder A, Selva-Otaola E, 2018. In vitro retention capacity of two overdenture attachment systems: Locator(R) and Equator(R). *Journal of clinical and experimental dentistry*, 10, 7, e681-e6.
- Misch CE, 2009. *Dental İmplant Protezler*. Birinci baskı. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri.
- Morris HF, Winkler S, Ochi S, 2000. The ankylos endosseous dental implant: assessment of stability up to 18 months with the Periotest. *The Journal of oral implantology*, 26, 4, 291-9.
- Morris JC, Khan Z, von Fraunhofer JA, 1985. Palatal shape and the flexural strength of maxillary denture bases. *The Journal of prosthetic dentistry*, 53, 5, 670-3.
- Naert I, Alsaadi G, Quirynen M, 2004. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *The International journal of prosthodontics*, 17, 4, 401-10.
- Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D, 1998. 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*, 9, 3, 170-7.
- Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D, 1991. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 65, 5, 671-80.

- Nagaoka E, Nagayasu Y, Yamashita H, Matsushiro H, Okuno Y, 1980. Study of retention in attachments for overdenture. (II) O-ring attachment. The Journal of Osaka University Dental School, 20, 215-26.
- Ortegon SM, Thompson GA, Agar JR, Taylor TD, Perdakis D, 2009. 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, 101, 4, 231-8.
- Pasciuta M, Grossmann Y, Finger IM, 2005. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: a clinical report. The Journal of prosthetic dentistry, 93, 2, 116-20.
- Passia N, Ghazal M, Kern M, 2016. Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 57, 88-94.
- Phillips K, Wong KM, 2001. Space requirements for implant-retained bar-and-clip overdentures. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995), 22, 6, 516-8, 20, 22.
- Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG, 2009. The service life of implant-retained overdenture attachment systems. The Journal of prosthetic dentistry, 102, 2, 74-80.
- Preiskel HW, Tsolka P, 1998. Telescopic prostheses for implants. The International journal of oral & maxillofacial implants, 13, 3, 352-7.
- Preiskel HW, 1984. Precision attachments in prosthodontics. Chicago, Quintessence Pub Co, p. 132-4.
- Preiskel HW, 2004. Magnetic Applications in Clinical Dentistry, In: *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry*, Ai M, Shiau YY, Chicago, Quintessence Pub Co.
- Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Dekeyser C, Callens A, 1992. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up to 6-years retrospective study. Journal of clinical periodontology, 19, 2, 118-26.
- Rodrigues RC, Faria AC, Macedo AP, Sartori IA, de Mattos Mda G, Ribeiro RF, 2009. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. Clinical oral implants research, 20, 12, 1314-9.
- Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H, 2007. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. Journal of oral rehabilitation, 34, 1, 41-51.
- Sadig W, 2009. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985), 40, 4, 313-9.
- Sadowsky SJ, 1997. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. The Journal of prosthetic dentistry, 78, 1, 28-33.

- Sadowsky SJ, 2001. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86, 5, 468-73.
- Sadowsky SJ, Caputo AA, 2000. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84, 3, 327-34.
- Sadowsky SJ, Caputo AA, 2004. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92, 4, 328-36.
- Saito M, Kanazawa M, Takahashi H, Uo M, Minakuchi S, 2014. Trend of change in retentive force for bar attachments with different materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112, 6, 1545-52.
- Salehi R, Shayegh SS, Johnston WM, Hakimaneh SMR, 2019. Effects of interimplant distance and cyclic dislodgement on retention of Locator and ball attachments: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*.
- Sandallı P, 2000. *Oral implantoloji*, İstanbul, Erler matbaacılık.
- Savabi O, Nejatidanesh F, Yordshahian F, 2013. Retention of implant-supported overdenture with bar/clip and stud attachment designs. *The Journal of oral implantology*, 39, 2, 140-7.
- Sayın Özel G, 2014. Total dişsiz çenelerde implant destekli overdenture protezler ile implant destekli hareketli bölümlü protezlerin kuvvet iletimi yönünden karşılaştırılması, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- Scacchi M, 2000. The development of the ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part 1: A review of the literature. *Clinical oral implants research*, 11 Suppl 1, 8-21.
- Schneider AL, 2000. The use of a self-aligning, low-maintenance overdenture attachment. *Dentistry today*, 19, 4, 24, 6.
- Schneider AL, Kurtzman GM, 2002. Restoration of divergent free-standing implants in the maxilla. *The Journal of oral implantology*, 28, 3, 113-6.
- Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T, 2003. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 23, 4, 313-23.
- Shafie HR, 2011. *İmplant destekli overdenture klinik ve laboratuvar uygulama el kitabı*, Birinci baskı, Ankara, Palme yayıncılık.
- Setz I, Lee SH, Engel E, 1998. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80, 3, 323-9.

- Sherring-Lucas M, Martin P, 1994. Attachments for Prosthetic dentistry Introduction and application, London, Quintessence Publishing Co.
- Spiekermann H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S, Richter J, 1995. Color atlas of dental medicine-implantology, 1st edition, New York, Thieme Medical Pub. Inc, p.151-220.
- Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM, 2004. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists, 15, 4, 240-8.
- Stevens PJ, Fredricksin EJ, Gress ML, 2000. Implant prosthodontics, Clinical and laboratory procedures, Second Edition, St. Louis, Mosby, Chapter:10.
- Straumann, 2019. Straumann product catalog 2018/2019. Erişim tarihi 06 Mart 2019. Erişim adresi, [https://www.straumann.com/content/dam/mediacenter/straumann/en/documents/catalog/product-catalog/452.200-en\\_interactive.pdf](https://www.straumann.com/content/dam/mediacenter/straumann/en/documents/catalog/product-catalog/452.200-en_interactive.pdf)
- Straumann, 2019. Straumann Novaloc downloads, documents. Erişim tarihi 06 Mart 2019. Erişim adresi, <https://www.straumann.com/en/dental-professionals/products-and-solutions/implant-borne-prosthetics/products/novaloc.html>
- Sultana N, Bartlett DW, Suleiman M, 2017. Retention of implant-supported overdentures at different implant angulations: comparing Locator and ball attachments. Clinical oral implants research, 28, 11, 1406-10.
- Svetlize CA, Bodereau EF, Jr., 2004. Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985), 35, 6, 443-8.
- Tallgren A, 1966. The reduction in face height of edentulous and partially edentulous subjects during long-term denture wear. A longitudinal roentgenographic cephalometric study. Acta odontologica Scandinavica, 24, 2, 195-239.
- Tallgren A, 2003. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. 1972. The Journal of prosthetic dentistry, 89, 5, 427-35.
- Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M, 2012. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials, 28, 3, 273-8.
- Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Muller F, Naert I, Ellis JS, Barclay C, Butterworth C, Scott B, Lynch C, Stewardson D, Smith P, Welfare R, Hyde P, McAndrew R, Fenlon M, Barclay S, Barker D, 2009. Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients--the York Consensus Statement. British dental journal, 207, 4, 185-6.

- Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K, 2003. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *The International journal of prosthodontics*, 16, 2, 128-34.
- Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H, 2006. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant dentistry*, 15, 1, 24-34.
- Tunalı B, 2000. Multidisipliner bir yaklaşımla oral implantoloji, İkinci baskı. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevi.
- Türel V, 2015. Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 11, 77-82.
- Uludag B, 2012. Hassas tutucular implant vakalarında sorunlar ve çözümler implant destekli overdenture uygulamaları ve tutucu sistemler, Birinci baskı, İstanbul, Ada Ofset Matbaacılık.
- Ulusoy M, Aydın K, 2003. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler, İkinci Baskı, Ankara, Ank. Ün.Diş Hek. Fak. Yayınları.
- Valoc ag, 2019. Valoc products Novaloc, equipment box, matriks housing, retention inserts, instruments. Erişim tarihi 03 Mart 2019. Erişim adresi, <http://www.valoc.ch/en/products/novaloc/novaloc.php>
- van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F, 2004. Masticatory function with implant-supported overdentures. *Journal of dental research*, 83, 9, 708-11.
- Van SD, 1987. A prospective evaluation of the fate of 697 consecutive Intra-oral fixtures modum Branemark in the rehabilitation of edentulism. *J. Head Neck Pathol.*, 6, 53-8.
- Varghese RM, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, 2007. The effect of denture cleansing solutions on the retention of yellow Hader clips: an in vitro study. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 16, 3, 165-71.
- Visser A, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A, 2006. Implant-retained mandibular overdentures versus conventional dentures: 10 years of care and aftercare. *The International journal of prosthodontics*, 19, 3, 271-8.
- Von Fraunhofer AJ, 2015. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. İkinci baskı. Ankara, atlas, s. 3-4
- Waddell JN, Payne AG, Swain MV, 2006. Physical and metallurgical considerations of failures of soldered bars in bar attachment systems for implant overdentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96, 4, 283-8.
- Walmsley AD, 2002. Magnetic retention in prosthetic dentistry. *Dental update*, 29, 9, 428-33.

- Walton JN, Ruse ND, 1995. In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 74, 5, 482-6.
- Williams BH, Ochiai KT, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA, 2001. Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86, 6, 603-7.
- Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC, 1995. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *The International journal of prosthodontics*, 8, 2, 105-16.
- Wismeijer D, Van Waas MA, Vermeeren JI, Mulder J, Kalk W, 1997. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 26, 4, 263-7.
- Wismeyer D, van Waas MA, Vermeeren JI, 1995. Overdentures supported by ITI implants: a 6.5-year evaluation of patient satisfaction and prosthetic aftercare. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 10, 6, 744-9.
- Yabul A, Dayan C, Geckili O, Bilhan H, Tuncer N, 2018. Evaluation of volumetric wear of abutments on the retention loss of ball attachment systems in implant-retained overdentures: An in vitro study. *Clinical implant dentistry and related research*, 20, 5, 778-84.
- Yang TC, Maeda Y, Gonda T, Kotecha S, 2011. Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clinical oral implants research*, 22, 11, 1315-9.
- Zarb GA, Schmitt A, 1994. Osseointegration for elderly patients: the Toronto study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 72, 5, 559-68.
- Zarb GA, Schmitt A, 1996. The edentulous predicament. II: The longitudinal effectiveness of implant-supported overdentures. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 127, 1, 66-72.
- Zarb GA, Mericske-Stern R, 2004. Clinical Protocol for Treatment with Implant-Supported Overdentures Implant Prosthodontic, In: *Prosthodontic treatment for edentulous patients: Complete dentures and implant-supported prostheses*, Ed.: C.L Bolender, G.A. Zarb, Twelfth ed. St.Louis Mosby, chapter 27
- Zitzmann NU, Marinello CP, 1999. Treatment plan for restoring the edentulous maxilla with implant-supported restorations: removable overdenture versus fixed partial denture design. *The Journal of prosthetic dentistry*, 82, 2, 188-96.



## 7. EKLER

EK-A. Selçuk Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu



### GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Sayı: 04

17.04.2018

Konu: 2018/04 sayılı komisyon kararları

Sayın, Prof.Dr.Özgür İNAN

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 12.04.2018 tarihinde yapılan 2018/04 sayılı toplantısında yürütücüsü olduğunuz **“İMLANT DESTEKLİ OVERDENTURE PROTEZLERDE KULLANILAN FARKLI RETANTİF ELEMANLARIN TUTUCULUĞA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ”** konu başlıklı projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **“kabalüne”** oybirliği ile karar verildi.

Gereğini bilgilerinize saygılarımla rica ederim.

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ  
Komisyon Başkanı

EK-A. Selçuk Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu (devamı)



**GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR  
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU**

Toplantı Sayısı : 4

Toplantı Tarihi : 12.04.2018

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalından Prof.Dr.Özgür İNAN aynı anabilim dalından Dt.İlknur TORUN tarafından sunulan **“İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Kullanılan Farklı Retantif Elementlerin Tutuculuğa Etkisinin Değerlendirilmesi”** araştırma projesi 12 üyenin katılımı ile değerlendirildi.

Değerlendirme sonucunda, Projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **“kabulüne”** oybirliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ  
Baskan

Prof.Dr.İsa YÖNDEM  
Üye

Doç.Dr.Nevin ÇOBANOĞLU  
Üye

Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ  
İzinli

Prof.Dr.Sema S.HAKKI  
Üye

Prof.Dr.Duygu FİNDİK  
Üye

Prof.Dr.Ender ERDOĞAN  
Üye

Prof.Dr.Hale ARI AYDINBELGE  
Üye

Doç.Dr.Füsun YAŞAR  
Üye

Prof.Dr.Sibel YILDIRIM  
Üye

Doç.Dr.Mehmet AKIN  
Üye

Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV  
Üye

Prof.Dr.K.Hakan DOĞAN  
Üye

## 8. ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Çanakkale’de doğdu. İlkokul 1. Sınıfı Çumra Hürriyet İlköğretim Okulu, 2. Sınıfı Gümüşhane Şiran İlköğretim Okulu, 3. 4. ve 5. Sınıfı Yerköy Namık Kemal İlköğretim Okulu’nda; ortaokul 1. ve 2. Sınıfı Yozgat Celal Atik Pansiyonlu İlköğretim Okulu, 3. Sınıfı Erzurum Sabancı İlköğretim Okulu’nda tamamladı. Lise eğitimini Erzurum İbrahim Hakkı Fen Lisesi ve Malatya Fen Lisesi’nde tamamladı. 2009 yılında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde lisans eğitimine başladı. 2014 yılında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde diş hekimi ünvanı aldı. 2016 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimine başladı. Halen aynı bölümde uzmanlık öğrencisi olarak çalışmaktadır. Yabancı dili İngilizce’ dir. Bekardır.