



T.C.

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İMLANT DESTEKLİ TAM PROTEZLERDE KULLANILAN
FARKLI TUTUCULARIN RETANSİYONLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Selin Ümmü ÖZSOY UÇAR

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır

SİVAS

2019



T.C.

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İMLANT DESTEKLİ TAM PROTEZLERDE KULLANILAN
FARKLI TUTUCULARIN RETANSİYONLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Selin Ümmü ÖZSOY UÇAR

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır


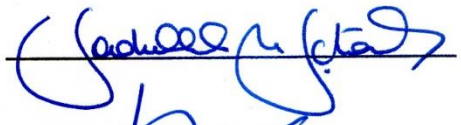
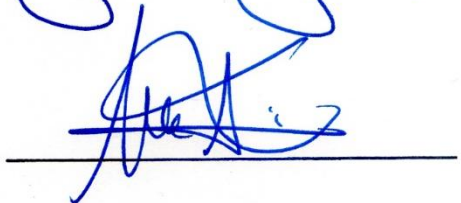
DOÇ. DR. DERYA ÖZDEMİR DOĞAN

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS

2019

“İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Farklı Tutucuların Retansiyonlarının Değerlendirilmesi” adlı **Uzmanlık Tezi**, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

	AD SOYAD	İMZA
Başkan	Doç.Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN	
Üye	Prof.Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI	
Üye	Doç.Dr. Oğuzhan GÖRLER	

ONAY

Bu tez çalışması, 04/02/2019 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU

DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANI



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi birikimini ve tecrübelerini benimle paylaşan, desteğini, anlayışını ve hoşgörüsünü her zaman hissettiğim Doç. Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN'a,

Çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde önemli katkıları olan Dr. Öğr. Üyesi Ziyne ÇINAR'a,

Tez çalışmamda kullanmış olduğum taramalı elektron mikroskobu kullanımındaki ve araştırmalarındaki yardımlarından dolayı Arş. Gör. Halil ÇETİNTAŞ'a,

Uzmanlık eğitimim süresince ve tez çalışmam esnasında, bilgi birikimlerini, tecrübelerini benimle paylaşan, desteklerini her zaman hissettiğim değerli bölüm hocalarıma,

Tezimin deney aşamalarındaki desteklerinden dolayı Dr. Öğr. Üyesi Mehmet AMUK ve Dr. Öğr. Üyesi Emre COŞKUN'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bana destek veren sevgili asistan arkadaşlarıma ve tez çalışmamda her zaman desteğini hissettiğim dostum Neslihan KESTEN'e,

Tez çalışmam esnasında bilgi birikimlerini ve desteklerini esirgemeyen, Dr. Ercan YILMAZ, Dr. Çağatay DAYAN ve İstanbul Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilimdalı'ndaki asistan arkadaşlarıma,

Bu tezi yazmamda büyük katkısı olan ve hiçbir zaman desteğini esirgemeyen eşim Ömer UÇAR'a,

Bugünlere gelmemde büyük fedakârlıklar gösteren ve her zaman desteklerini hissettiğim babam Seyhan ÖZSOY, annem Bircan ÖZSOY ve kardeşim Onur ÖZSOY'a,

Destekleri, yardımları ve hoş sohbetleri için başta Zekeriya DUMAN olmak üzere tüm fakülte ve bölüm personeline,

Çalışmamı destekleyen Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na (CÜBAP) içtenlikle teşekkür ederim.

ÖZET

**İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Farklı Tutucuların
Retansiyonlarının Değerlendirilmesi
Selin Ümmü ÖZSOY UÇAR
Uzmanlık Tezi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Sivas 2019,**

Tam dişsizliğin implant destekli tam protezler ile tedavisi protezin retansiyon ve stabilitesini arttırmak, kemiğe dengesiz kuvvet iletimi ve alveol kret kaybı gibi problemleri engellemek, hastanın hayat kalitesini arttırmak amacıyla tercih edilmektedir. Çalışmamızın amacı implant destekli tam protezlerde sıklıkla kullanılan locator® (Zest Anchors, Escondido, CA, ABD) tutucu ve yeni piyasaya sürülmüş locator R-tx® (Zest Anchors, Escondido, CA, ABD) tutucunun belli kullanım sıkluslarından sonra retansiyon değerlerinin karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızda Locator® (Zest Anchors, Escondido, CA, ABD) ve Locator R-tx® (Zest Anchors, Escondido, CA, ABD) tutucular bloklara 2'şerli olarak biri dik biri bukkolingual yönde 25° açılı olacak şekilde yerleştirilip, 25 N ile torklanmıştır. İçlerinde laboratuvar lastikleri bulunan metal matriksleri ile bağlanmıştır. Laboratuvar lastikleri pembe lastikler ile değiştirilerek başlangıç retansiyon değerleri Instron test cihazında (Instron® 3300 , Illinois, ABD) ölçülmüştür. Ölçümden sonra örnekler termal sikluslu çiğneme simülörüne (SD Mechatronik CS-4, Westerham, Almanya) bağlanarak takma çıkarma siklusları yapılmıştır. Protezlerin günde 4 kez takılıp çıkarıldığı varsayılarak 120.(1 aylık kullanım),360.(3 aylık kullanım),720.(6 aylık kullanım) ve 1440.(1 yıllık kullanım) sikluslarda Instron test cihazında (Instron® 3300 , Illinois, ABD) retansiyon değerleri ölçülerek veriler karşılaştırılmıştır. 1440 siklus sonunda hem farklı dizaynlardaki dayanaklar hemde lastikler taramalı elektron mikroskopuyla bakılarak aşınmaları değerlendirilmiştir.

Sonuç olarak, her iki tutucunun da lastiklerinde retansiyon kaybı ve yıpranma gözlenirken; tutucular arasında ilk retansiyon, 120.siklustaki (1 aylık kullanım) retansiyon, 1440.siklustaki (1 yıllık kullanım) retansiyon değerleri arasında anlamlı bir farklılık olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$). Ataşmanlar arasında 360. (3 aylık kullanım) ve 720. (6 aylık kullanım) siklulardaki retansiyon değerleri arasında anlamlı bir farklılık olmadığı belirlenmiştir. ($p>0,05$) Locator tutucuda, Locator R-tx tutucuya göre retansiyon değerleri düşük bulunmuştur.

Anahtar Sözcükler: Locator, Locator R-tx, Retansiyon



ABSTRACT**Retention of Different Attachments on Implant Supported Overdenture****Selin Ümmü ÖZSOY UÇAR****Expertise Thesis****Department of Prosthodontics****Sivas 2019,**

For years, the quality of edentulous patients' life rehabilitated with complete removable prostheses has been compromised by the overdenture's lack of stability and retention on the alveolar process, particularly in the mandibular arch. A first-choice standard of care for treating edentulous patients: overdentures supported by two osseointegrated implants placed in canine position and retained by an attachment system. The performance of the implant-retained overdentures depends on prosthesis stability and the retentive capacity of attachment system. In this study, we evaluated the retention of the locator® (Zest Anchors, Escondido, CA, ABD) which is frequently used and the locator R-tx® (Zest Anchors, Escondido, CA, ABD) which is newly put on the market.

We placed the locator's and locator R-tx's as it will be a pair on each block, one is vertical the other is angulated at 25°. The abutments were torqued with 25 N. Each of the acrylic blocks with the abutments were coupled to the other acrylic resin blocks for housings. First retention was measured using Instron testing machine (Instron® 3300 , Illinois, ABD). Then, the blocks mounted in a chewing simulator (SD Mechatronik CS-4, Westerham, Almanya) with thermal cycling for insertion-removal cycles at 1440 cycles for simulating for one-year usage. Retention also was measured at 120.cycles which equals 1 month usage and its corresponded by 4 times a day ,360.cycles(3 month usage),720.cycles(6 month usage) and 1440(1 year usage) with the Instron testing machine (Instron® 3300 , Illinois, ABD). The data was analyzed statistically. Also the most eroded abutments and males were examined by scanning electron microscopy.

According to the results, retention decreased in all groups during the insertion-removal cycles and the difference between groups in 3.month and 6.month were not significant ($p>0,05$). The difference between groups on first retention, in 1.month and 1.year were significant ($p<0,05$).The males of attachment systems were eroded in all groups. First retention,1. month retention and 1.year retention value was higher on R-tx.

Within the limitations of the study, the maintenance of the obtained retention of new attachment system, R-tx, did not meet the expectations. Furthermore, to determine the erosion amount and retention of other males will be a subject of further studies.

Key Words: Locator, Rtx, Locator-Rtx, Retention

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	viii
KISALTMALAR / SİMGELER.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLolar DİZİNİ.....	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Tam Dişsizlik.....	3
2.2 Dental İmplantlar	4
2.2.1. Dental İmplantların Sınıflandırılması.....	4
2.2.2. Dental İmplant Materyalleri.....	5
2.2.3. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri.....	7
2.3 İmplant Destekli Hareketli Protezler	7
2.3.1. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Avantajları.....	8
2.3.2. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Dezavantajları.....	9
2.3.3. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Endikasyonları.....	9
2.3.4. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Tedavi Planlaması.....	10
2.3.5 İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemler	12
2.3.6 İmplant Destekli Tam Protezlerde Retansiyon.....	24

2.3.7 İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Tutucuların Karşılaştırılması.....	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	32
3.1 Örneklerin Gömüleceği ve Protezi Simüle Edecek Blokların Elde Edilmesi	32
3.2 İmplantların Bloklara Yerleştirilmesi.....	34
3.3 Locator ve Locator R-tx Tutucuların Bağlanması	35
3.4 Örneklerin Tutuculuk Ölçümleri	40
3.5 Siklus Testlerinin Yapılması	40
3.6 Örneklerin SEM Fotoğraflarının Çekilmesi	41
3.7 İstatistiksel Değerlendirme	42
4. BULGULAR.....	44
4.1 Çalışmadan Elde Edilen Bulgular	44
4.2 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntüleri	47
5. TARTIŞMA.....	55
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	70
7. KAYNAKLAR	72
8.EKLER	92
EK-1. Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı Kurul Kararı.....	92
9.ÖZGEÇMİŞ	94

KISALTMALAR / SİMGELER

HA	: Hidroksiapatit
İDHP	: İmplant Destekli Hareketli Protez
in-vitro	: Canlının dışında
in-vivo	: Canlı üzerinde
R-tx	: Locator R-tx Tutucu Sistemi
mm	: Milimetre
N	: Newton
PE	: Polietilen
PMMA	: Polimetilmetakrilat
Psi	: İnç kareye pound cinsinden uygulanan kuvvetin birimi
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
SLA	: Sand Blasted-Large Grit-Acid Etched
TPS	: Titanyum Plazma Spray
ZAAG	: Zest Anchor Advanced Generation

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Mıknatıs Tutucu Sistemi	14
Şekil 2.2 Teleskobik Tutucu Sistemi	15
Şekil 2.3 Top Başlı Tutucu Sistemi	16
Şekil 2.4 O-Ring Tutucu Sistemi	17
Şekil 2.5 Locator Tutucu Sistemi.....	18
Şekil 2.6 Locator Tutucu Sistemindeki Lastik Tutucuların Tutuculuk Kuvveti	19
Şekil 2.7 Locator Dayanak ve Matriks Ebatları.....	19
Şekil 2.8 Locator Tutucu Sisteminin Uygulayıcısı	20
Şekil 2.9 Locator R-tx Tutucu Dayanağı	21
Şekil 2.10 Locator R-tx Lastik Tutucuların Tutuculuk Seviyesi.....	21
Şekil 2.11 Locator ve Locator R-tx Tutucu Sistemlerinin Farklılıkları	22
Şekil 3.1 Dikdörtgenler Prizması Şeklinde Blokların Elde Edileceği PMMA Disk	32
Şekil 3.2 CAD-CAM Cihazı	33
Şekil 3.3 İmplantların Yerleştirileceği Dikdörtgenler Prizması Şeklindeki Bloğun Taslağı	33
Şekil 3.4 CAD-CAM Cihazında Dikdörtgenler Prizması Şeklinde Hazırlanan Blok ve İmplantların Yerleştirileceği Rehber Oluklar	34
Şekil 3.5 (A) İmplantların Yerleştirileceği ve (B) Protezi Simüle Eden Matriksin Yerleştirileceği Dikdörtgenler Prizması Şeklindeki Bloklar	34
Şekil 3.6 Locator Dayanakların Yerleştirildiği Blokların Görünümü	35
Şekil 3.7 Locator R-tx Dayanakların Yerleştirildiği Blokların Görünümü.....	36
Şekil 3.8 Locator ve Locator R-tx Dayanak ve Metal Matrikslerin Bağlanması Sonra Blokların Görünümü	37

Şekil 3.9 Locator Bileşenlerinin Bağlanma İşlemlerinden Sonra Prese Konulması	37
Şekil 3.10 Locator Dayanak ve Metal Matriksler İçindeki Siyah Bağlantı Lastiklerinin Görünümü	38
Şekil 3.11 Locator Matrikslerinin Pembe Lastikleri	38
Şekil 3.12 Locator R-tx Matrikslerinin Pembe Lastikleri	38
Şekil 3.13 Locator Tutucuların Matriksleriyle Bağlanıp Polimerize Edildikten Sonraki Görünümü	39
Şekil 3.14 Locator R-tx Tutucuların Matriksleriyle Bağlanıp Polimerize Edildikten Sonraki Görünümü	39
Şekil 3.15 Instron Test Cihazı	40
Şekil 3.16 Siklusların Yapıldığı Çiğneme Simülatörü	41
Şekil 3.17 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Cihaza Bağlı Altın Kaplama Ünitesi	42
Şekil 4.1 Her İki Gruba Ait Değişik Zamanlardaki Retansiyon Ölçümlerinin Dağılımı	45
Şekil 4.2 Her Bir Grupta Farklı Zaman Aralıklarında Ölçülen Retansiyon Değerlerinin Dağılımı	46
Şekil 4.3 Düz Yerleştirilen Locatorun Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x40 Büyütmede A) İkincil elektron ve B) Geri saçımlı Elektron Görüntüsü	47
Şekil 4.4 Düz Yerleştirilen Locatorun Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x250 Büyütmede A) İkincil elektron ve B) Geri saçımlı Elektron Görüntüsü	47
Şekil 4.5 Düz Yerleştirilen Locator R-tx'in Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x40 Büyütmede A) İkincil elektron ve B) Geri saçımlı Elektron Görüntüsü	48

Şekil 4.6 Düz Yerleştirilen Locator R-tx'in Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x250 Büyütmede A) İkincil elektron ve B) Geri saçımlı Elektron Görüntüsü	48
Şekil 4.7 Düz Yerleştirilen Locator Dayanağın Siklulardan Sonra x50 Büyütmede Oklüzalden Görüntüsü	49
Şekil 4.8 Düz Yerleştirilen Locator Dayanağın Siklulardan Sonra x50 Büyütmede Bukkalden Görüntüsü	49
Şekil 4.9 Düz Yerleştirilen Locator Dayanağın Siklulardan Sonra x250 Büyütmede Aşınan Kısımlarının Görüntüsü	49
Şekil 4.10 Düz Yerleştirilen Locator R-tx Dayanağın Siklulardan Sonra x50 Büyütmede Oklüzalden Görüntüsü	50
Şekil 4.11 Düz Yerleştirilen Locator R-tx Dayanağın Siklulardan Sonra x50 Büyütmede Bukkalden Görüntüsü.....	50
Şekil 4.12 Düz Yerleştirilen Locator R-tx Dayanağın Siklulardan Sonra x250 Büyütmede Aşınan Kısımlarının Görüntüsü	50
Şekil 4.13 Açılı Yerleştirilen Locatorun Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x40 Büyütmede A) İkincil Elektron ve B) Geri Saçımlı Elektron Görüntüsü	51
Şekil 4.14.1 Açılı Yerleştirilen Locatorun Lastik Tutucusunun İnternal Kısımlarının Siklus Testlerinden Sonra x40 Büyütmede A) İkincil Elektron ve B) Geri Saçımlı Elektron Görüntüsü	51
Şekil 4.14.2 Açılı Yerleştirilen Locatorun Lastik Tutucusunun Eksternal Kısımlarının Siklus Testlerinden Sonra x40 Büyütmede A) İkincil Elektron ve B) Geri Saçımlı Elektron Görüntüsü	51
Şekil 4.15 Açılı Yerleştirilen Locator R-tx'in Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x40 Büyütmede A) İkincil Elektron ve B) Geri Saçımlı Elektron Görüntüsü	52

Şekil 4.16 Açılı Yerleştirilen Locator R-tx'in Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x250 Büyütmede A) İkincil Elektron ve B) Geri Saçımli Elektron Görüntüsü	52
Şekil 4.17 Açılı Yerleştirilen Locator Dayanakların Siklus Testlerinden Sonra x50 Büyütmede Oklüzalden Görüntüsü	52
Şekil 4.18 Açılı Yerleştirilen Locator Dayanakların Siklus Testlerinden Sonra x50 Büyütmede Bukkalden Görüntüsü.....	53
Şekil 4.19 Açılı Yerleştirilen Locator Dayanakların Siklus Testlerinden Sonra x250 Büyütmede Aşınan Kısımlarının Görüntüsü	53
Şekil 4.20 Açılı Yerleştirilen Locator R-tx Dayanakların Siklus Testlerinden Sonra x50 Büyütmede Oklüzalden Görüntüsü	53
Şekil 4.21 Açılı Yerleştirilen Locator R-tx Dayanakların Siklus Testlerinden Sonra x50 Büyütmede Bukkalden Görüntüsü	54
Şekil 4.22 Açılı Yerleştirilen Locator R-tx Dayanakların Siklus Testlerinden Sonra x250 Büyütmede Aşınan Kısımlarının Görüntüsü.....	54

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1 Tutucuların Yerleştirildiği Blokların Numaralandırılması	39
Tablo 4.1 alışma Gruplarının Ortalama Retansiyon Değerleri	44
Tablo 4.2 Zamana Göre Grupların Retansiyon Ortalama Değerleri	45



1. GİRİŞ

İmplant destekli tam protezler tamamen dişsiz hastaların protetik tedavilerinde yıllardır uygulanan tedavi şeklidir. İmplant destekli tam protezler, klasik tam protezlere göre, retansiyon, stabilite ve hasta konforu açısından oldukça başarılı sonuçlar sunmaktadır (1). Konvansiyonel tam protezlerle optimal sonuçlara ulaşmak mümkün olmadığından, günümüzde tam dişsiz alt çenelerde 2 implant destekli tam protezlerin ilk tedavi alternatifi olarak hastaya sunulması gerektiği çok sayıda literatürde bildirilmiştir (2-4) İmplant destekli tam protezlerde retansiyon ve stabiliteyi arttırmak için piyasada farklı tasarımlarda birçok tutucu tipi bulunmaktadır. Bunlar arasında locator tutucular implantlar arasındaki açığı tolere etmesi, kolay uygulanabilirliği, geniş endikasyon aralığı, aşınma direncinin iyi oluşu ve teknisyen aşamasının basit oluşu gibi sebeplerden dolayı sıklıkla tercih edilen bir tutucu tipidir (1).

Locator tutucularda, zamanla gözlemlenen tutuculuk kaybı ve lastiğindeki aşınma, sıklıkla görülen komplikasyonlardır. Klinikte locator tutucularda retansiyon kaybının çoğunlukla lastik parçalardaki aşınmalardan, dayanakların tasarımından ve implant yerleştirimi sırasında farklı açılanmalardan kaynaklandığı ifade edilmektedir. Bu çalışmada, Locator ve farklı dizayndaki dayanağa sahip olan locator R-tx® (Zest Anchors, Escondido, CA, ABD) tutucu dik ve açılı yerleştirilip başlangıç ve belli sıklulardan sonraki retansiyonlarının karşılaştırılarak daha başarılı sonucu verecek tutucunun bulunması hedeflenmiştir.

Bu çalışmanın amacı;

-İki farklı tutucunun açılı yerleştirildiğinde in-vitro ortamda, 1440. takıp çıkarma siklusu sonunda, tutuculuk kuvvet değerindeki değişimlerini görerek, hangi tutucu sistemin klinikte açığı daha iyi tolere edebildiğini araştırmak,

-Deney öncesi ve sonrasında tutucu sistemi oluşturan dayanaklar ve lastikleri, taramalı elektron mikroskop altında inceleyerek meydana gelen aşınmaları gözlemlemek,

-Fiyat kalite performansı daha iyi olan tutucuyu belirleyip, aynı zamanda hasta başında geçirilen zamanı azaltarak ekonomik fayda sağlamak,

-Çalışma sonuçlarına göre ağız içindeki implantlar açılı yerleştirildiğinde, klinisyenlere tutucu seçiminde yol gösterici olmak ve bu konudaki benzer çalışmalara katkıda bulunabilmektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tam Dişsizlik

Dişler, sindirim sisteminin başlangıç yolunu oluşturması sebebiyle etkili beslenmede önemli rol oynar. Yaşlanma, diş kaybının direkt sebebi olmamasına rağmen ilerleyen yaşla fonksiyonel yetersizlik, yüksek dental ve sistemik hastalık sıklığı, yaşlı hastalarda dişsizliğe yatkınlık oluşturabilir (5,6). Diş kaybı; çiğneme, konuşma, beslenmeyle ilgili problemler, sosyal ilişkilerde sorunlar ve hatta emosyonel sorunlar nedeniyle kişinin yaşam kalitesini etkileyen bir durumdur (5).

Gelişmiş ülkelerde, koruyucu diş hekimliği tedbirleri ve toplumun ağız diş sağlığı konusunda bilinçlenmesiyle, tam dişsizliğin sıklığında azalma olduğu bildirilmiştir. Fakat yaşlı nüfusun artmasıyla pek çok ülkede yapılmış olan epidemiyolojik çalışmalar sonucunda tam dişsiz hastaların sayısında artış olduğu görülmüştür (7-9). Türkiye'de yapılan bir çalışmaya göre 65-74 yaş grubunda tam dişsizlik oranının %48 olduğu bildirilmiştir (10).

Dişsiz hastalarda klasik tedavi yöntemi olan alt-üst tam protezlerde, hastalar çoğunlukla alt protezlerinin hareketli oluşundan ve çiğneme kabiliyetlerinin azaldığından şikâyetçidirler. Tam protezlerin stabilite ve retansiyon eksikliği (özellikle alt protezde), retansiyon ve stabilite kaybını da arttıran, sürekli devam eden kemik yıkımı, çiğneme fonksiyonunda bozukluk, sosyal problemler, yapılmasının bilgi, tecrübe ve detay gerektirmesi gibi dezavantajları vardır (11).

Tutuculuk (retansiyon), protetik diş hekimliğinde bir protezin giriş yoluna zıt, özellikle dikey kuvvetlere karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir. Stabilite ise genel anlamda sertlik, sağlamlık, devamlılık demektir. Bir tam protezin yatay kuvvetlere karşı gösterdiği mukavemet, protezin stabil olduğunun kanıtıdır. Tam protezler ile hasta memnuniyetinin diğer tedavi alternatifleriyle karşılaştırıldığında daha az olmasının sebebi, özellikle alt protezlerdeki tutuculuk ve stabilite eksikliği sebebiyle hastaların çiğneme fonksiyonlarının azalmasıdır (12).

İmplant destekli tam protezlerle ilgili yapılan uzun dönem çalışmalardan çıkarılan ortak sonuç, implant destekli tam protezlerin, klasik tam protezlere

göre her bakımdan daha üstün olduğudur (2,3,13-16). Bu hastalarda en çok tercih edilen ve en ekonomik tedavi yöntemlerinden biri, alt çenede iki implantla desteklenen implant destekli hareketli protezlerdir. Bu nedenlerle konu ile ilgili yapılan birçok kontrollü klinik bilimsel çalışmaya dayanarak, 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda, ortak bir görüş üzerinde uzlaşma sağlanmıştır. Bu ortak görüş, tam dişsiz hastalara 2 adet kemik içi implantla desteklenen alt tam protezlerin ilk tedavi alternatifi olarak sunulmasıdır. Bütün dünyaya ilan edilen bu görüş McGill uzlaşısı olarak da bilinmektedir (17).

2.2. Dental İmplantlar

Dental implantlar; protez terimleri sözlüğüne göre, sabit ya da hareketli protezlerde tutuculuk ve stabilite sağlamak amacıyla, ağız dokularına mukozal-periostal tabakanın altına, kemiğin üstüne veya içine implante edilen alloplastik malzemedan yapılmış protetik aygıt ya da sabit-hareketli protezleri desteklemek için çene kemiğinin üzerine-içerisine yerleştirilen cisimler olarak tanımlanmaktadır (18).

Günümüzde modern implantolojinin babası olarak Per-Ingvar Brånemark kabul edilir. Brånemark ve arkadaşlarının başlattıkları çalışmalar, implantolojinin gerçek temellerini oluşturmaktadır. Canlı kemik yüzeyi ile yük taşıyıcı implant yüzeyi arasındaki direkt birleşmeye 'osseointegrasyon' denir (19).

2.2.1. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar,

- Kemik ile olan ilişkilerine göre (Subperiosteal implant-kemik üzeri), (Transosteal implant- kemik boyunca), (Endosteal implant-kemik içi)
- Geometrik şekillerine göre [Blade, kök formunda (Silindirik, vida, kombinasyon tipi), transmandibular].

-Yüzey özelliklerine göre [Cilalı yüzeyli, titanyum plazma sprey (TPS) kaplı, hidroksiapatit (HA) kaplı, asitle pürüzlendirilmiş (SLA)] sınıflandırılırlar (20).

2.2.2. Dental İmplant Materyalleri

Piyasada üretilen implantlarda pekçok biyomateryal kullanılmaktadır.

Biyomateryal, vücudun herhangi bir doku, organ ve fonksiyonunun yerini belirli bir süre tutan ve biyolojik sistemin parçası olarak kullanılabilen maddedir (21).

İmplant yapımında kullanılan materyaller; metal ve metal alaşımları, seramikler ve polimerler olarak 3 temel başlıkta toplanabilir (22).

A. Metal ve Metal Alaşımları

Titanyum, implant biyomateryalleri arasında, biyolojik uyumu ve biyoinert olması, kemiğe benzer elastisite ve hafifliği olması, antibakteriyel olması, korozyon direncinin yüksek olması sebebiyle en uygunu olarak ifade edilmiştir (23). Branemark titanyumun dişetinde herhangi bir reaksiyona sebebiyet vermeyerek, kemik ile tam entegre olduğunu bildirmiştir (24).

Titanyum dental implantlarda saf formda veya Ti-6Al-4V (titanyum6alüminyum-4vanadyum) formunda kullanılır. Titanyum üzerinde oluşan pasif oksit tabakası titanyumun en önemli özelliğidir. Kendiliğinden oluşan bu tabaka korozyona engel olmasının yanısıra, implantın konak ile karşılaştığı, konak hücre ya da bakteri hücresiyle etkileşimin olduğu yerdir. Bu oksidasyon kemik içerisinde daha da hızlıdır (23).

Titanyumun mekanik özellikleri de iyidir, yüksek baskı ve çarpma dayanımına sahiptir. Kemikten daha serttir ancak diğer tüm implant materyalleri arasında kemiğe en yakın elastisite modülü titanyuma aittir. Bu özelliği, kemik implant birleşiminde stresin daha düzenli dağılmasını sağlar.

Dental implantolojide titanyum ve alaşımları, bu özellikleri sebebiyle en çok tercih edilen biyomateryallerdir (22).

Günümüzde Titanyum-zirkonyum alaşımından üretilen (TiZr1317) implantlar da mevcuttur. Roxolid (Straumann, Basel, İsviçre) adıyla piyasada bulunan bu implantlar %13-17 oranında zirkonyum içerir ve bu sayede saf titanyuma göre daha iyi mekanik özellikler sergiler (25). Titanyum-zirkonyum alaşımının saf titanyumdan daha güçlü olduğunu, daha üstün osseointegrasyon özelliklerine sahip olduğunu, mekanik dayanımı ve osteokondüktivitesinin yüksek olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (25-27).

B. Seramikler

Seramikler dental implantlarda ya tümüyle implantı oluşturan biyomateryal olarak ya da implant yüzeyinin kaplanmasında kullanılır (28).

En çok kullanılan implant seramikleri alüminyum oksit, hidroksilapatit ve trikalsiyum fosfattır. Bu materyallerden hidroksilapatit ve trikalsiyum fosfat doku ile reaksiyona girer yani biyoaktiftir, alüminyum oksit ise inert bir materyaldir (21).

Hidroksilapatit ve trikalsiyum fosfattan üretilmiş olan dental implantlar, üzerlerine gelen yükleri taşımada yeterli direnci gösteremezler. Bu sebeple seramik materyalleri genellikle implant yüzeylerinin kaplanmasında kullanılırlar (29).

C. Polimerler

Polimerlerin biyomateryal olarak kullanım amacı, yüksek esnekliğinin periodontal ligamentin mikrohareketliliğini taklit etme kabiliyetiyle doğal diş implant bağlantısında başarı sağlayabilmektir. Ancak zayıf mekanik ve biyolojik özellikleri sebebiyle, polimerlerin kullanımları bırakılmıştır (30).

2.2.3. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

Günümüzde sıklıkla kullanılan implant başarı kriterleri Alberektsson ve ark.'nın kriterleridir (31). Bunlar;

- İmplantın mobil olmaması,
- Radyografide implant çevresinde radyolusensi görülmemesi,
- İmplant bölgesinde ağrı, enfeksiyon ve patolojik lezyonlar olmaması ,
- Vertikal kemik kaybının implantın yerleşiminden itibaren ilk 1 yıl içinde 1 mm'den, takip eden yıllarda 0,2 mm'den az olması,
- 5 yılın sonunda başarı oranının minimum % 85; 10 yılın sonunda minimum % 80 olmasıdır (31).

2.3. İmplant Destekli Hareketli Protezler

Tam dişsizlikte implantların kullanıldığı farklı tedavi seçenekleri vardır. Bunlar; implant destekli sabit protezler, hibrit protezler ve implant üstü hareketli protezlerdir (32).

İmplant destekli hareketli protezler, implant uygulanmasının ardından farklı tutucu sistemler aracılığı ile desteği dental implantlarla sağlanan, hasta tarafından takıp çıkartılabilen protezlerdir (33).

Protetik diş hekimliğinin temel amacı, kalan dokuların sağlığının ve devamlılığının korunmasıdır. Diş kaybı ile oluşan kemik rezorpsiyonları, alveolar kemik seviyesinin ve hacminin azalmasına sebep olur. Diş çekimini takiben, erken iyileşme döneminde kret genişliğinde %50, yüksekliğinde 1-4.5 mm arasında rezorpsiyon görülmektedir (34,35).

Alt tam protezler implantlarla desteklendiğinde, geleneksel alt tam protezlerde gözlemlenen problemler elimine edilebilmektedir (36). Buna ek olarak alt çene ön bölgede iki implantla desteklenen tam protez yapımından 5 yıl sonra, kemik rezorpsiyonunun 0,5 mm olduğu ve yıllık ortalama 0,1 mm kemik kaybı görüldüğü bildirilmiştir (36,37).

Dental implantlar, başarılı bir şekilde kayıp doğal dişlerin yerini alarak protetik tedavilerde gün geçtikçe daha fazla kullanılmaktadır. Mericske-Stern diş destekli ve implant destekli hareketli protezleri karşılaştırarak, implant destekli hareketli protezlerin daha yüksek başarı yüzdesinin olduğunu ifade etmiştir (38).

Kordatzis ve ark. yaptıkları tomografi çalışmalarında, alt tam protez kullandırdıkları hastaların 5 sene sonunda kret yüksekliğindeki azalmayı ortalama 1,63 mm bulurken, alt İDHP kullandırdıkları hastalarda ise 0,69 mm olarak bulmuşlardır (39).

Alt çenede klasik tam protez, fonksiyon sırasında yaklaşık 10 mm hareket edebilir. Bu durumda oklüzal kontaktların tekrarlanabilirliği ve çiğneme kuvvetlerinin kontrolü mümkün değildir. Ayrıca çalışmaların çoğunda belirtildiği üzere çiğneme kuvvetleri alveolar kret üzerine dik gelsin istenir (40). İmplant destekli protezler stabil olduğu için, hastada tekrarlanabilir bir sentrik oklüzyon ve dengeli dikey kuvvetler sağlanmış olur (41).

Tam protezler ile implant destekli tam protezlerin karşılaştırıldıkları çalışmalarda, implant destekli tam protezlerde çiğneme performansı (2,14,42) ve hasta memnuniyeti açısından önemli bir artış bildirilmektedir (13,15,37,43).

2.3.1. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Avantajları

İmplant destekli hareketli protezlerin, implant destekli sabit protezlere göre avantajlarını Misch (44) şöyle açıklamıştır:

- İmplant sayısının azalması; implant yerleştirmenin daha kolay olması yani daha kolay cerrahi ve daha ekonomik bir seçenek olmasıdır.
- Estetiğin daha iyi olması; dudak-yanak desteği gerektiğinde, implantların yeri ve açısından bağımsız diş dizilimi imkanı vardır.
- Yumuşak dokulardaki üstünlük; periimplant dokularda iyileşme daha kolay ve sondalamada cep oluşumu daha az görülür.

- İmplantlara gelen yüklerin azalması; parafonksiyon olan bireylerde oldukça önemlidir.
- Cerrahisi; protetik ve laboratuvar safhalarının daha ucuz olmasıdır.

2.3.2. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Dezavantajları

İmplant destekli hareketli protezlerin dezavantajlarını şöyledir (44,45):

- Psikolojik durumlar; takılıp çıkartılan bir protez tercih edilmemesi.
- Yetersiz interalveolar mesafe durumları.
- Uzun dönem takibi ve belli aralıklarda bakım gerektirmesi (besleme, tutucu değişimi, eskidiğinde yeni protez yapılma ihtiyacı).
- Posterior bölgede devam eden kemik yıkımı.
- Protezin altına gıda kaçması.
- Protezin hareketliliği.

2.3.3. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Endikasyonları

- Klasik tam protezler için yetersiz kemik desteği olduğunda,
- Nöromusküler koordinasyon zayıf olduğunda,
- Mukozanın akrilik kaide için toleransı düşük olduğunda,
- Protez stabilitesine etki edebilecek parafonksiyonel alışkanlıklar varlığında,
- Kusma refleksinin aktif veya hiper aktif (üst protezler için) olduğu durumlarda,
- Hareketli protez kullanımını psikolojik olarak tolere edememe durumunda,
- Hastanın kullandığı tam protezlerinden memnuniyetsizliği, daha fazla stabilite ve konfora ihtiyaç duyması halinde,

- Tedavi ihtiyacı olan konjenital ya da oral ve maksillofasiyal defektlerin olduğu durumlarda,
- Protetik beklenti fazla olduğunda tercih edilir (46).

2.3.4. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Tedavi Planlaması

İmplant destekli hareketli protezlerde temel olarak 3 alternatif mevcuttur (47). Bu alternatifler ;

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

Yumuşak dokudan esas desteğini alan implant destekli hareketli protezler, rezilient tutucular sayesinde implantlara bağanırlar. Bu tutucu sistemler genellikle splintlenmeyen top başlı, locator ya da mıknatis tutuculardır. Doku destekli protezler, alt tam protezin tutuculuk ve stabilitesinden memnuniyet duymayan hastalarda kullanılır. Bunun yanısıra el becerisi az olan yaşı ya da engelli hastalarda da ağız hijyeni kolaylığı için kullanılabilir (48).

İmplant ve doku destekli hareketli protezlerde ise 2 ya da 4 implant, bar tutucuyla bağlanır. Bar üzerine yerleşecek tutucular, barın çevresinde bir miktar rotasyona imkan sağlamalıdır. İmplantların splintlenmesinin stabilite bakımından iyi sonuç verdiği, bar ekseninde dönebilen tutucu matriksin, özellikle yatay kuvvetler karşısında kuvvetin implantlar arasında paylaşılmasını ve implant çevresindeki kemiğin korunmasını sağladığı bildirilmiştir(49).

Esas olarak implant destekli hareketli protezlerde de 4 ya da 6 implant, bar ile birleştirilerek protez bar üzerindeki rijit tutuculara bağlanır. Protetik açıdan olumsuzluk gösteren bıçak sırtı kremlerde, kas ataşmanları yüksek olduğunda, mental sinir yüzeye çıktığında ve aktif bulantı refleksi olan hastalarda bu tip protezler kullanılabilir (50).

Misch'e göre de tam dişsiz alt çenede, implant destekli hareketli protezler için 5 farklı tedavi alternatifi mevcuttur.

Bunlar;

- 1- Anterior bölgede splintlenmemiş 2 implant üzeri bağlantı; bu alternatif, hastada yeterli çapta ve uzunlukta implant yerleştirmek için kemik varsa ve hasta için maliyet ilk faktörse tercih edilebilir. Top başlı, locator, teleskop ya da mıknatıs tutucular bu protezlerde tercih edilebilecek uygun bağlantı tipleridir.
- 2- Anterior bölgede birbirine bir bar ile splintlenmiş 2 implant üzeri bağlantı; hastanın anatomik koşulları uygun olmalıdır. Aynı zamanda hasta, bar tutucuyu kabul edebilmelidir.
- 3- a: Anterior bölgede birbirine bir bar ile splintlenmiş 3 implant üzeri bağlantı; bu tedavi alternatifi yüksek retansiyon, destek ve stabilite sağladığından ilk alternatif olarak hastaya sunulabilir.
b: Anterior bölgede birbirlerine yakın olarak uygulanıp bir bar ile splintlenmiş 3 implant üzeri bağlantı.
- 4- Anterior bölgede 4 implant üzeri, birbirlerine bir bar ve 10 mm.'lik kantilever uzantısıyla splintlenmiş bağlantı; bu tip protez daha fazla stabilite sunarken daha az bir protez alanına da imkan verir.
- 5- Anterior bölgede 5 implant üzeri, birbirlerine bir bar ve 15 mm.'lik kantilever uzantısı ile splintlenmiş bağlantı; klasik tam protezlerle ciddi problem yaşayan hastalar için endikedir. Protez hacmini azaltma gereksinimi ve hastada klasik tam protezler için uygun olmayan anatomik koşullar varsa bu tedavi alternatifi tercih edilebilir. İkincil endikasyonu da, alt çene posterior bölgede kemik rezorpsiyonu devam ederken, gelen oklüzal stresleri azaltarak rezorpsiyon sürecini yavaşlatmaktır (40).

Misch'e göre alt çenede tam dişsiz hastalarda 5 farklı tip implant destekli hareketli protez alternatifi mevcutken, üst çenede implant destekli hareketli protezlerde 2 adet tedavi alternatifi bulunur. Bunlar;

- 1- En az 3'ü anterior bölgede olmak üzere 4-6 adet implant splintlenerek protez yapılması. İmplantlar en az 9 mm uzunluğunda, 3.5 mm çapında olmalıdır.
- 2- 7-10 adet implantın bar ile splintlenerek protez yapılması. Aşırı kemik rezorpsiyonu olan hastalarda estetik olarak sabit restorasyonun kontrendike olduğu durumlarda bu seçenek değerlendirilebilir (40).

2.3.5 İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemler

Oral ve Maksillofasiyal İmplant Sözlüğü'ne göre, tutucu sistemi, birbirine karşılık gelen matriks ve patriks olarak ifade edilen komponentlerden oluşan belirli bir retansiyon sağlayan mekanizma olarak tanımlanır. Tutucu sistemde matriks dişi parça olarak işlev görürken, patriks matrikse bağlanan ve sürtünmesel uyumu sağlayan erkek parça kısmıdır (51). İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan tutucu sistemler 2 grupta değerlendirilebilir;

1- Splintlenmemiş Tutucular (Tek başına duran tutucular)

- Miknatıs tutucular
- ZAAG tutucular
- ERA tutucular
- Teleskobik tutucular
- Top başlı tutucular
- O-ring tutucular
- Locator tutucular

2- Splintlenmiş tutucular

a- Kuvvet kırıcı mekanizmalı:

- Yuvarlak kesitli barlar

- Yumurta kesitli barlar (Dolder)

b- Rijit mekanizmalı:

- -U-kesitli barlar (52).

Splintlenmemiş tutucuların, splintlenmiş tutuculara göre avantajları;

1. Hijyen sağlanması daha kolay ve komplikasyonu daha azdır.
2. Fiyatları daha uygundur.
3. Yerleştirilmesi daha kolaydır, tutuculukları ayarlanabilir ve belli bir seviyede kontrol edilebilir.
4. Yetersiz kremler arası mesafede tercih edilebilir.
5. Daha az teknik hassasiyet gerektirir.
6. Fonksiyonel yükleri implantlar etrafındaki kemiğe daha dengeli dağıtılabilir (53-55).

A. Splintlenmemiş Tutucu Sistemler

a. Mıknatıs Tutucular

Mıknatıs tutucular;

- Diş üstü protezlerde,
- Tam ve bölümlü protezlerde,
- İmplant destekli protezlerde,
- Çene-yüz protezlerinde kullanılmaktadır (56).

Mıknatıs tutucular, protezin içinde kalan mıknatıs parça ve implantın üzerindeki mıknatıslanabilen ancak mıknatıs olmayan metal dayanak kısmı olarak iki bileşenden meydana gelir (Şekil 2.1). Mıknatıslı tutucular direkt ağız içerisinde ya da laboratuvarda endirekt olarak proteze bağlanabilir (57).



Şekil 2.1 Mıknatıs Tutucu Sistemi

Mıknatıs tutucuların en önemli avantajı protezin giriş yolundan bağımsız olacak şekilde uygulanmasıdır. Bu sebeple, mıknatıs tutuculu sistemler tek ya da farklı tipteki retantif sistemlerle birlikte kullanılabilirler. Tokuhisa ve ark. protezin her yönde harekete imkan tanınmasına (üniversal esneklik) bağlı olarak, mıknatıs tutuculu protezlerin doğal dişe ya da implanta lateral kuvvet iletiminin oldukça az olduğunu vurgulamışlardır (58).

Çalışmaların birçoğunda, protezin stabilizasyonu, çiğneme fonksiyonu ve hasta memnuniyeti araştırılarak; mıknatıs tutucular, top başlı tutucular ve bar tutucularla karşılaştırılmış, top başlı ve bar tutucularda memnuniyetin, mıknatıs tutuculardan daha yüksek olduğu bildirilmiştir (59,60).

b. Teleskobik Tutucular

Teleskobik tutucular, retantif yüzeylerinin mükemmel uyum içinde olduğu, paralel yüzlü çift kuronlar şeklinde tanımlanır. Teleskobik kuronlar primer ve sekonder olarak 2 kısımdan oluşur (Şekil 2.2).

1. Primer kuron ya da koping: Ağız içine daimi simante edilen ve kıymetli alaşımlardan yapılması istenen kurondur.

2. Sekonder kuron: Primer kuronla birebir uyumlu olan, hareketli protezin içinde kalan parçadır. Sekonder kuron, primerin üzerine tam olarak oturtularak retansiyon sağlar. Sekonder ve primerin üretildiği materyalin aynı olması tercih edilir. Farklı materyaller kullanıldığında sert olan malzeme yumuşak malzemeyi zamanla aşındırırıp retansiyon kaybına neden olur.



Şekil 2.2 Teleskobik Tutucu Sistemi

Primerlerin konturları ile dayanakların mevcut eğim farklılıkları giderilebilir. Sekonderler protezin içine yerleştirildikten sonra protez, hekim ve hasta tarafından takıp çıkarılabilmektedir (61).

İmplant destekli protezlerde teleskop kullanımı 1989'da başlamıştır. İmplant dayanakları primer yerine kullanılarak paralel olmayan implantlarda konturlar düzeltilir ve proteze giriş yolu hazırlanır (61,62).

c.Top Başlı Tutucular

Splintlenmemiş, birbirinden bağımsız dayanaklar akrilik içindeki metal yuvaya (klips) veya içinde lastik olan metal yuvaya bağlanırlar. İçerisindeki naylon bileşen vertikal sıkıştırıcı kuvvetlere karşı dayanak ile akrilik kaide arasında rotasyona imkan sağlar, yani esnek bir sistemdir. İmplantlar arasındaki paralellikten sapmanın 28°'ye kadar olduğu durumlar, top başlı tutucular tarafından tolere edilebilir. Zamanla artan tutuculuk kaybı; lastiklerin

değişimi ya da klipslerin özel anahtarlarla aktifleştirilmesi ile giderilebilir (63,64).

Top Başlı tutucu sistemler lastik, top başlı dayanak ve metal yuvadan oluşur (Şekil 2.3). Lastik komponent silikon, nitril florokarbon ya da etilen-propilenden yapılır. Lastik yüzeyi protezin takılıp çıkarılması sırasında abrazyon, kopma ve delinmeyi önlemek amacıyla lubrikantla işleme tabi tutulur. Top başlı dayanak genellikle cilalı titanyum yüzeylidir. Baş, boyun ve gövde olarak 3 kısımdan oluşur. Metal yuva ise, lastiğin içinde bulunduğu yuvadır. Paslanmaz çelik materyalden olması tercih edilir. Alüminyum, bronz, altın ya da pirinç gibi yumuşak materyallerden yapılması, deformasyon sebebiyle istenmez. Lastiğin deforme olmaması için metal yuvanın her tarafı yuvarlatılmış olmalıdır (65). Bunun yanısıra lastik tutucunun yerine metal matriks kullanılan top başlı sistemler de mevcuttur. Bu sistemlerde dayanaklar titanyum alaşımından elde edilirken, dişi parça altın alaşımdan üretilir. Aşınma açısından en memnun edici sonuçlara bu dizayndaki sistemlerde rastlandığı bildirilmiştir (66).



Şekil 2.3 Top Başlı Tutucu Sistemi

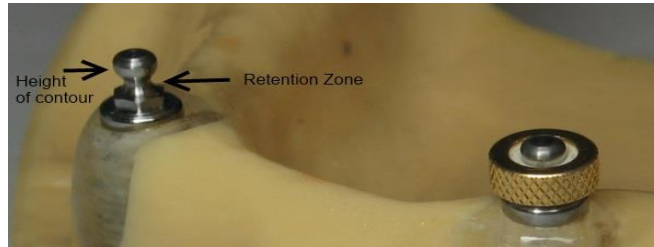
Top başlı tutucular bar tipi splintlenmiş tutuculara göre oral kavitede daha az yer kaplarlar, yüksek doku desteğine sahiptirler ve maliyetleri daha uygundur. Bunun yanısıra, geleneksel tam protez kullanan hastalara implant uygulandığı zaman mevcut protezleri değiştirme ihtiyacı olmadan tutucular protezin içine uygulanabilir (44).

Literatürler top başlı tutucuların kullanılacağı vakalarda uygulanan implantların, mümkün olabildiğince birbirlerine paralel olması gerektiğini savunmaktadır. İmplantların paralel yerleştirilemediği durumlarda kullanımı tavsiye edilmemektedir. Bu vakalarda açılı dayanaklar, esnek tutucular ve bar-klip tutucuların kullanımı önerilmektedir. Araştırmacıların birçoğu top başlı tutucuların, kullanım kolaylığı ve düşük maliyetine rağmen, uygun pozisyonda yerleştirilmemiş implantlarda kullanıldığında ciddi tutuculuk kaybının görülebileceğini bildirmiştir (67-70).

d. O-ring Tutucular

O-ring sistemler ortası açık halka şekilli bir lastik tutucu, lastiğin içine oturduğu metal yuva ve lastiğin üzerine takıldığı titanyum posttan oluşur (Şekil 2.4). Metal yuva protezin iç kısmında kalır, lastiğin aşınma ya da hasar sonrasında değişiminin kolay olmasını sağlar, soğuk akrilikle lastik tutucu arasında bariyer görevi üstlenir. Metal yuvanın sıklıkla paslanmaz çelikten üretilmiş olması istenir.

O-ring postu baş, boyun ve gövde olarak 3 kısımdan oluşur. Baş kısmı boyundan geniştir, böylece o-ring yerleştirme esnasında baş kısımdan sıkışır. Başın altında halkanın başta esnedikten sonra yerine yerleştiği, postun andırkatlı olan boyun kısmı vardır. O-ringin iç yüzeyi postun boyun kısmına oturur. O-ringin internal çapı (boşluğun çapı) post boynundan daha küçük olmalı ve rahatlıkla boyun çapına uymalıdır (44).



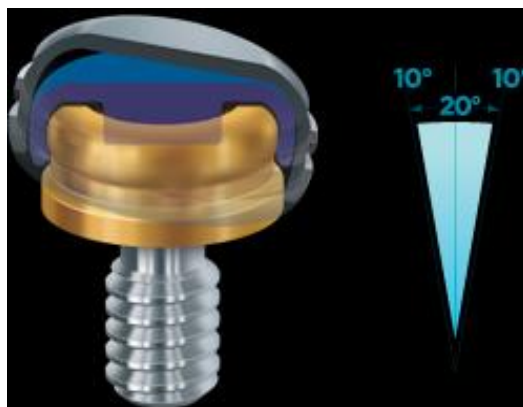
Şekil 2.4 O-Ring Tutucu Sistemi

O-Ring Tutucular, implantlar çizgisel yerleştirildiğinde bar tutuculara alternatif olabilecek rezilient bir tutucu türüdür (71). Uygulanması kolaydır, farklı derecelerde retansiyon sağlayabilir ve ekonomiktir. Overdenture yapımı için en az 5 mm interark mesafesine gereksinimi vardır (44).

e. Locator Tutucular

Locator® (Zest Anchors, Escondido, CA, ABD) sistemi 2001 yılında klinik pratikte yerini almıştır. Bu sistemde implantlar splintlenmez. Sistem, dayanak ve metal matriks içindeki lastik tutucudan meydana gelir (Şekil 2.5). Farklı renklerde hem internal hem eksternal tutuculuk özelliğine sahip lastikler, renklerine göre farklı retansiyon değerlerine sahiptirler. Locator dayanaklar farklı vertikal yüksekliklerde seçilebilmektedir. Oldukça esnek, retantif ve aşınmaya karşı dayanıklı bir sistemdir. Farklı açılarda konumlandırılmış (0° , 10° , 20°) implantlar varlığında kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Aynı zamanda, tamiri kolay ve hızlıdır (72-74).

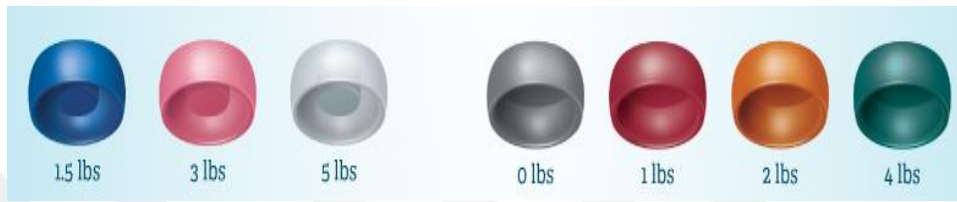
Locator tutuculu sistemlerde dayanak, eksternal tutuculuk sağlamak için dışında yuvarlak bir çıkıntıya, internal tutuculuk sağlamak için ise oklüzal düzlemde üçgen şekilli girinti olan bir dizayna sahiptir. Ürün paketlenen matriks (Locator Processing Cap) içerisinde siyah plastik bulunur.



Şekil 2.5 Locator Tutucu Sistemi

Siyah plastik locator tutucuların bağlanması için kullanıldıktan sonra şeffaf, pembe, mavi, yeşil ve kırmızı renklerde, farklı retansiyon kuvvetine

sahip lastik tutuculara (Locator Insert) geçiş yapılır (Şekil 2.6). Lastik tutuculardan Şeffaf, pembe ve mavi olan tutucuların locator dayanağının içindeki ugenimsi boŐluđa girerek, internal tutuculuk sağlaması için ortalarında yuvarlak Şekilli çıkıntılı yuzyeleri mevcuttur (75). Yeşil ve kırmızı lastiklerin ortasında bu çıkıntı bulunmamaktadır. Bu sebeple firma, bu lastiklerin açıyı daha iyi tolere etmek için piyasaya sũrũdũđũnũ iddia etmektedir (76).



Şekil 2.6 Locator Tutucu Sistemindeki Lastik Tutucuların Tutuculuk Kuvveti

Locator, dayanak ve üzerindeki matriks dahil, toplam 2,5 mm civarında bir yüksekliğe sahiptir (Şekil 2.7).



Şekil 2.7 Locator Dayanak ve Matriks Ebatları

Sistemin uygulanması için firmanın sağladığı ‘‘Locator Core Tool’’ adında 3 parçalı bir uygulama apareyi bulunmaktadır (Şekil 2.8). Bu apareyin alt parçası dayanak yerleŐtiricisi (Locator Abutment Driver) olarak işlev görür, dişeti yüksekliğine uygun olan dayanakların, implantların içerisine vidalanması için kullanılır; apareyin üst parçası olan lastik çıkarıcı parça (Insert Removal Tool) protezin içerisinde kalan metal matrikslerin içindeki siyah naylonların

çıkarılması için; apareyin orta parçası (Insert Seating Tool) ise 5 farklı renge sahip plastik tutucu parçalardan hasta için uygun olanının, çıkartılan siyah naylonun yerine yerleştirilmesi için kullanılmaktadır (75).



Şekil 2.8 Locator Tutucu Sisteminin Uygulayıcısı

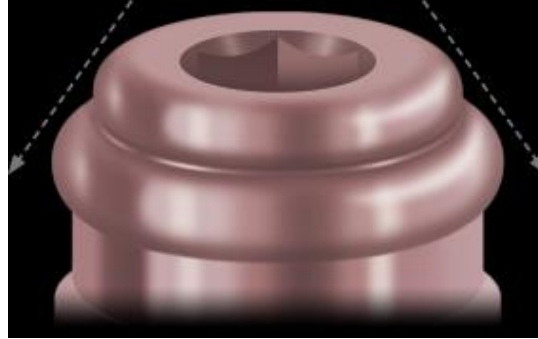
Locator tutucular, hem menteşe hem de dikey esneklik sağlarlar. Diğer tutuculardan farkı, metal tutucu içindeki siyah lastiğin metal matriksten 0,4 mm uzun olması, yani locator tutucuların metal matriks içerisine yerleştirildiklerinde arada 0,4 mm.'lik bir boşluk kalmasıdır. Bu boşluk hem menteşe, hem de dikey esnekliğin sağlanmasında rol oynar. Locator tutucular da tüm tutucular gibi klinikte direkt ağız içerisinde ya da laboratuvarında endirekt olarak proteze yerleştirilebilirler (77).

Top başlı tutucu sistemlerin yüksek kaldığı; interokluzal mesafenin az olduğu durumlarda, aşırı konturlu protezlerde konturu daha da arttırmamak adına locator sistemler tercih edilebilir. Tutuculara komşu yapay dişlerde çatlamlar ya da kırılmalar olduğunda, hasta memnuniyeti olumsuz etkilendiğinde de başvurulabilir (78,79).

Locator tutucuların düz, ve iki farklı açıda (10° ve 20°) olmak üzere 3 dayanak seçeneği mevcuttur. İmplant ve üst yapı arasındaki açılanmaları 40°'ye kadar kompanse edebildikleri için kompleks vakalarda kullanım avantajları vardır (80). Tutuculuk kuvvetini artırmak için barlarla birlikte de kullanılabilirler (81). Locatorun dışı parçası titanyumdan yapılmıştır, üzeri titanium nitrür kaplıdır. Locatorun tutucu lastiği plastik elementinden (DuPont Zytel 101L NC-10 Naylon) yapılmıştır (76).

Locator tutucuların yeni piyasaya sürülen, farklı dizaynda dayanağa sahip olan bir formu daha bulunmaktadır. Bu dizayn Locator R-tx® (Zest Anchors, Escondido, CA, ABD) adıyla piyasadadır (Şekil 2.9). Locator R-tx dayanağın, dış kısmında locatordan farklı olarak iki çıkıntısı olan ve iç

kısımdan hiç tutuculuk sağlamayıp sadece eksternal tutuculuk sağlayan bir dizaynı vardır.



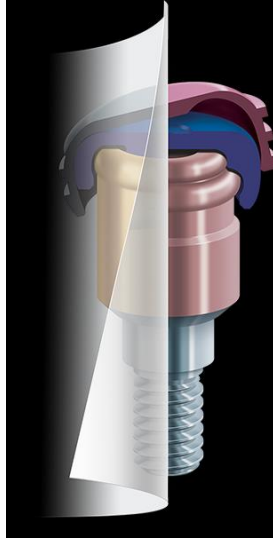
Şekil 2.9 Locator R-tx Tutucu Dayanağı

Metal matriks içinde bulunan lastiklerinin orta kısımlarında internal tutuculuk sağlamayacağı için çıkıntı mevcut değildir. Lastikleri gri, mavi, pembe, şeffaf renklidir ve bu sırayla retansiyonları artmaktadır (Şekil 2.10).



Şekil 2.10 Locator R-tx Lastik Tutucularının Tutuculuk Seviyesi

Locator R-tx duratec denilen titanyum carbon nitrür kaplıdır ve rengi gingivaya biraz daha benzemesi adına pembemsidir. Firma locator tutucuya göre %32 oranında daha sert ve %26 oranında aşınma direncinin yüksek olduğunu ürün özelliklerinde belirtmektedir. Locator R-tx'i uygulamak için ayrı bir aparey yoktur, standart (çapı1.25mm) altıgen dayanak anahtarı ile vidalanır. Dayanak boyutu locator tutucudan daha dardır (Şekil 2.11). Ayrıca firma her bir implantın eğimini 30°'ye kadar tolere edebildiğini yani implantlar arası 60°'lik açılanmada kullanılabildiğini iddia etmektedir (76).



Şekil 2.11 Locator ve Locator R-tx Tutucu Sistemlerinin Farklılıkları

B. Splintlenmiş Tutucu Sistemler

a. Bar Tutucular

Bar tutuculu sistemler üst çene tam protezlerinde, aşırı rezorbe mandibular kretlerde, oval kretlerde, kemik ya da yumuşak dokuda parsiyel rezeksiyon vakalarında, daha fazla tutuculuk ve stabilite istendiğinde kullanılır. Endikasyonları;

- Üst çenedeki implant destekli hareketli protez planlamalarının tümünde,
- Aşırı rezorbe mandibular kret varlığında,
- Oval formu alveol kret vakalarında,
- Yumuşak dokuda ya da kemikte parsiyel rezeksiyon sonrasında,
- Daha fazla tutuculuk ve stabilite istendiğinde (82).

Bar tutuculu protezlerin kontrendikasyonları;

- Yetersiz interoklüzal mesafe durumunda,
- Hastanın maddi imkansızlıklarında,
- Ağız hijyeni iyi olmayan hastalarda.

Bar tutucuların avantajları:

- 1) Daha retantif ve stabildirler.
- 2) Kuvvetler, dayanaklara splintlemeden dolayı daha az iletilir (83).
- 3) Hasta başında geçirilen süre azalır.
- 4) Bar ile mandibulada 3-4 implant üzerine immediat yükleme (immediat loading) yapılabilir.

En az 4 adet implantın birbirlerine bir bar ile birleştirilmesi şartıyla barlar, üst çenede implant destekli tam protezlerde tutucu sistem olarak kullanılabilir. Uygulanan bar kantilever uzantılı veya uzantsız olabilir. Yapılan çalışmalarda, birinci küçük azıdan daha anteriora yerleştirilmiş implantlarda distal kantileverin protez stabilitesine olumlu etki yaptığı vurgulanmıştır. Literatürde, esnek (rezilient) ya da rijit bağlantıların bar tutucularda kullanımı hakkında çelişkili yaklaşımlar mevcuttur (68, 84).

İmplantla desteklenen mandibular tam protezlerde, 2 implantta bar kullanımı yeterlidir (3, 37, 85). Distal kantilever uzantıları, implant destekli tam protezlerde stabilizeyi arttırmak için tavsiye edilir. Kantileverin sadece anterior bölgeyi kaplayacak kadar kısa olmaması ve birinci premolardan daha distale uzanmayacak şekilde yapılması uygundur (68).

Barların çeşitleri:

U şeklinde bar: Rijit bir bar tipidir. Dört implantla desteklendiğinde kullanılır. Kennedy 3 vakalarında kullanımı uygundur.

Yuvarlak kesitli bar: Esnek bir bar tipidir. İmplantlara gelen lateral kuvvetleri azaltır.

Yumurta kesitli bar (DOLDER): Esneklik ve endirekt tutuculuk açısından avantajlı bir bar tipidir (82).

HADER bar: Menteşe hareketine uygun ve yarı rezilient bir bar tipidir. Paralellik problemlerini minimal ölçüde tolere edebilir (86, 87).

2.3.6. İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Tutucuların Karşılaştırılması

İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucular kemiğin korunması, kemiğe iletilen stres, karşıt çeneye etkisi, protetik teknik komplikasyonlar, marjinal kemik seviyesi, implant başarı oranı, implant çevresi dokuların sağlığı, tutuculuk kuvveti, hasta memnuniyeti ve yerleştirilebilmeleri için gerekli olan mesafe miktarı açılarından karşılaştırılabilir (3, 88).

A. Kemiğin Korunması Yönünden

Mandibular implant destekli tam protezlerle anterior bölgede 5 yılda ortalama 0.5 mm kemik kaybı olduğu gözlemlenmiştir. İlerleyen zamanlarda yılda ortalama 0,1 mm kemik kaybı olmuştur (37, 89, 90). Yapılan bir çalışmada tutucu dizaynından bağımsız olarak, implantlarla birlikte fonksiyon artığından anterior mandibulada yük ile ilişkili pozitif kemik şekillenmesi gözlemlenmiştir (91). Başka bir çalışma implant destekli tam protez kullanan hastalarda, posterior kemiğin korunduğunu, hatta kemikte rejenerasyon görüldüğünü vurgulamıştır (92).

B. Karşıt Çeneye Etkisi

Bazı yazarlar karşıt çenede üst tam protezin olduğu alt implant destekli protezlerde kombinasyon sendromunun görüldüğünü bildirmişlerdir (93-96). Yapılan çalışmalarda, 5 seneden uzun takiplerin sonucunda implant destekli tam protezlerin karşısındaki, üst tam protezlere %25-33 oranında besleme yapıldığı bildirilmiştir (97, 98). Ancak bu konuda çelişkiler mevcuttur. Yapılan 6 yıllık takipli bir çalışmada; geleneksel tam protezler, implant destekli bar tutuculu protezler ve implant destekli rezilient tutuculu protezlerin karşısındaki üst çenede, protez cinsinden bağımsız olarak, kemik rezorpsiyonu olduğu vurgulanmıştır (99). Oklüzal ilişki maksiller kemiği korumada önemli bir yere sahiptir (3). Yazarların çoğu, sentrikte kesici dişlerde temassızlık ve mandibulanın eksentrik pozisyonlarında minimum kesici temasını tavsiye ederler. Buna ek olarak, ideal oklüzyon düzlemine sahip üst tam protezler ve

rutin kontrollerle kaide uyumuna bakılması, besleme ihtiyacını azaltacaktır (50, 100-102).

C. Kemiğe İletilen Stres

İn-vivo ve in-vitro çalışmalarında 2 implant destekli bar-klips ve top başlı tutucuları kemiğe iletilen stres açısından karşılaştıran yazarlar, bar-klips tutucuların kemiğe ilettiği stresin daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (103). Bu sonuç Kenney ve ark.'nın (104) yaptıkları çalışmayla uyumlu iken, rijit bar tutucuların, dengeli stres dağılımı sağladığını bildiren araştırmacılar da mevcuttur (105). Chao ve ark.'nın (106) çalışmasında, stres dağılımındaki temel faktör oklüzal kuvvetlerin yönüdür, implantların splintlenmesi ya da splintlenmemesi belirgin bir fark yaratmamaktadır. Mericske-Stern'e (107) göre de implantlara gelen streste temel parametreler tutucu dizaynı değil, oklüzyon ve üst yapının pasif uyumudur.

D. İmplant Başarı Oranı

İmplant başarı oranının değerlendirildiği 6 farklı çalışmada, yerleştirilen 688 adet implant 3 yıldan uzun süreli takip edilmiştir. Maksillada başarı oranı %90-%95,5 arasında bildirilirken, mandibulada bu oranın %95,3-%100 olduğu bildirilmiştir (36, 108-112). Beş yıl takipli randomize klinik bir çalışmada iki implant destekli protezlerde tutucu tipinden bağımsız olarak mandibulada implant başarı oranının %100 olduğu belirtilmiştir (2). Sonuç olarak, implant başarısında, tutucu dizaynından ziyade kemik kalitesi ve miktarı, implant boynu ve ark morfolojisi önemlidir. Maksilla ve mandibulada tutucu dizaynı ve implant başarı oranı arasında bir korelasyon görülmemiştir (109).

E. Protetik ve Teknik Komplikasyonlar

Splintlenmiş ya da tek tutuculardan hangisinin protetik komplikasyonun olup olmadığı konusunda bir uzlaşma yoktur. Fakat her iki tutucu tipinde de tamir ihtiyacının sıklıkla ilk sene içinde görüldüğü hakkında konsensus sağlanmıştır (13, 37, 50, 92, 113-119). Konuyla ilgili çalışmalar değerlendirildiğinde karşılaşılan komplikasyonlar mekanik ve biyolojik olmak üzere 2 grup altında

toplanabilir (120). Mekanik komplikasyonlar arasında implant kırığı, retansiyon sağlayan parçalarda meydana gelen aşınma veya korozyon, üstyapı kırığı, dayanak veya tutucu matriks kırığı, vida gevşemesi veya kırılması, tutucu parçanın veya klipslerin değiştirilmesi, kaide yenilenmesi ya da astarlanması, kaide kırığı sonucu onarımı sayılabilmektedir (45). Locator sistemlerde protezin farklı pozisyonlarda takılıp çıkarılmasıyla plastik tutucular çabuk deforme olup, tutuculuğunu kaybedebilir. Dayanakların içlerinin iyi temizlenmemesi de plastik parçaların tam yerine oturamayıp tutuculuk miktarlarının azalmasına neden olabilir. Bar tutucu sistemlerde aşırı konturlu protez yapılması, dikey boyutun arttırılmak zorunda kalınması, protezde çatlak veya kırılma olması gibi problemlere rastlanabilir (75). İki implant üstü bar tipi tutucu kullanılan mandibular overdenture'ların değerlendirildiği bir çalışmada, en sık karşılaşılan problemin bar altındaki yumuşak dokuda gözlenen mukozal hiperplazi olduğu, bunun yanısıra, çok az sayıdaki hastada da retansiyon kaybı görüldüğü belirtilmiştir (121).

Mandibular iki implant üstü tam protezlerde Locator, TG-O-Ring (Cendres&Metaux SA, Biel-Bienne, İsviçre) ve Dal-Ro (BIOMET 3i Implant Innovations, Palm Beach Gardens, FL, ABD) tutucuların karşılaştırıldığı bir yıllık takipli bir çalışmada, sistemlerin tamamında bir miktar tutuculuk kaybı olduğu; fakat locator sisteminin protetik açıdan daha yüksek kullanılabilirlik oranına sahip olduğu bildirilmiştir (122). Mandibulaya yerleştirilen iki implant üstü tam protezlerde locator tutucu sisteminin protetik kullanımının 3 yıllık takiple değerlendirildiği bir çalışmada iki farklı dizaynda top başlı tutucu (plastik matriks ve altın matriks) ve bir locator tutucu karşılaştırılmıştır. Protetik açıdan tutucu sistemler arasında önemli bir fark görülmezken; protetik başarı oranı locator kullanılan grupta %90, plastik matrikste %88, altın matriks grubunda ise %75 olarak rapor edilmiştir (123). Top başlı, locator ve bar tipi tutuculardaki komplikasyonların karşılaştırıldığı bir çalışmada locator tutucu sisteminin klinik sonuçlarının bar ve top başlı tutucuya göre daha iyi klinik sonuçlar verdiği bildirilmiştir (124). Top başlı ve locator tutucuların kullanıldığı mandibular tam protezlerin beş yıllık sonuçlarının sunulduğu bir çalışmada top başlı tutuculardaki protetik komplikasyon sıklığının daha fazla olduğu; ancak bunun,

tedavinin muhtemel sürdürülebilirliğini (survival probability) azaltmadığı bildirilmiştir (125).

Protetik komplikasyonlar ve tutucu sistemlerin ilişkili olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur. Bu çalışmalarda distal kanadı olan bar tutucuların kırılma yatkınlığının daha fazla olduğu bildirilmiştir (68, 108, 126). Ayrıca 4 implant destekli rezilient yuvarlak kesitli bar tutuculu protezlerin, rijit bar tutuculu protezlere kıyasla daha az protetik komplikasyona neden olduğu belirtilmiştir (127). Dört implant üstü teleskop, bar ve locator tutuculu maksiller overdenture kullanan 30 hastanın 3 yıl boyunca değerlendirildiği prospektif klinik bir çalışmada üç tutucu sistemi arasında implant sağ kalım ve başarı oranları açısından fark gözlemlenmemiştir. Ancak locator tutucu sisteminin bar ve teleskop grubuna oranla daha üstün klinik bulgular (peri-implant hijyen parametreleri, protetik kontrol sıklığı, maliyet, protez hazırlanması) verdiği belirtilmiştir (128).

İmplantlar 10^0 - 40^0 açıyla yerleştirilmek durumunda kalındığında, protetik komplikasyonları azalttığı gerekçesiyle, top başlı tutucular yerine bar ya da locator tutucuların kullanımı önerilmektedir (129).

F. İmplant Çevresi Dokuların Sağlığı

Splintlenmiş ya da splintlenmemiş implant destekli protezlerde yapılan çalışmalarda implant çevresi dokuların sağlığında anlamlı bir fark bulunamamıştır (37, 108, 109). Ancak Karabuda ve ark. (130) çalışmalarında, Dolder bar tutuculu protez kullanan hastaların, top başlı tutuculu protez kullanan hastalara göre implantların etrafını fırçalamakta zorlandığını bildirmişlerdir. Bundan dolayı, Dolder bar etrafındaki dişeti kanamaya yatkındır (130). Yapılan son araştırmalar bar tutuculu protez hastalarında mukozada lokalize iltihabi reaksiyonlar ve hiperplazi görüldüğünü bildirmiştir (36, 37, 109, 110).

G. Hasta Memnuniyeti

Wismeijer ve ark.'ı (131) tutucu dizaynı ve hasta memnuniyeti ilişkisini anlamlı bulmazken, Naert ve ark.'ı (132) bar, mıknatıs ve top başlı tutuculu protezleri karşılaştırarak, hasta memnuniyetinin mıknatıs tutucu protezlerde kayda değer şekilde düşük olduğunu göstermişlerdir. Bilhan ve ark.'ı,(133) tutucu tipi ve implant sayısının yaşam kalitesi ve hasta memnuniyetine etkisini inceledikleri çalışmada yaşam kalitesi değerlerinin bar tutuculu mandibular protezlerde daha yüksek derecede olduğunu; ancak implant sayısı ve tutucu tipinin hasta memnuniyeti üzerine etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Timmerman ve ark.'ı (134) ağrı ve genel memnuniyeti değerlendirerek tutucular arasında anlamlı bir fark olmadığını ancak tutuculuk ve stabilite bakımından top başlı tutucu kullanan hastaların memnuniyetinin kayda değer bir şekilde düşük olduğu bildirilmiştir. Tutucu tipinden bağımsız, geleneksel tam protez hastalarının, implant destekli tam protez hastalarıyla karşılaştırıldığında genel memnuniyetlerinin daha düşük olduğu göz önünde bulundurulmalıdır (134).

2.3.7. İmplant Destekli Tam Protezlerde Retansiyon

Protezin giriş yolu boyunca yerinden çıkmasına engel olan kuvvete tutuculuk kuvveti denir. Literatürde bu kuvvete kavrama kuvveti de denir ve protezin tutuculardan ayrılmaya karşı gösterdiği dirençtir (135). Protez, hem fonksiyona engel olmayacak kadar retantif olmalı hem de hasta tarafından rahat takılıp çıkarılabilmelidir. Minimum sayıda implantın yerleştirildiği implant destekli hareketli protezlerde tutucular, stres ve aşınmayla daha fazla karşı karşıya kalırlar. Fonksiyon esnasındaki protez hareketi implant sayısı arttıkça azalır. Bunun sebebi fulkrum eksenine etrafındaki hareketin azalmasıdır. Günümüzde tutuculuk özellikleri farklı bir çok tutucu mevcuttur. Literatürde, mıknatıs, top başlı ve bar gibi farklı tutucuların tutuculuk kuvvetlerinin 3 - 85 Newton (N) arasında değiştiği belirtilmiştir. Tutuculuk kuvveti en yüksek tutucunun (85 N), titanium-altın alaşımlı top başlı tutucular olduğu görülmüştür. Tutuculuk kuvveti en düşük tutucunun ise mıknatıs tutucular (3 N) olduğu belirtilmiştir (136).

İmplant destekli hareketli protezlerde, tutuculuk kuvveti kullanılan implant sayısı, tutucunun üretildiği malzemenin cinsi, tutucunun dizaynı, tutucunun boyutu gibi birçok faktörden etkilenebilir (137).

A. İmplant Sayısı

İn vitro bir çalışmada, tutuculuk kuvvetinin implant sayısı arttıkça arttığı gözlemlenmiştir (138). Mericske-Stern (107) yaptığı in vivo çalışmada mandibular tam dişsiz 67 hastayı 3 farklı gruba ayırmıştır. Hastalardan 11'i 3 ya da 4 implant destekli bar, 27'si 2 implant destekli top başlı tutucu, 29'u 2 implant destekli bar şeklinde gruplandırılmıştır. Bu çalışma neticesinde protezin tutuculuk ve stabilitesinin implant sayısı arttıkça çok az arttığı gözlemlenmiştir (107).

Yapılan bu çalışmaları değerlendirdiğimizde mandibulada iki implanttan daha fazla sayıda implant şu durumlarda tercih edilmelidir;

- Posterior alveol kreti geniş hastalarda.
- Karşıt arkta sabit restorasyon ya da doğal diş olduğu durumda.
- Sekiz milimetreden daha kısa implant kullanıldığı vakalarda.
- Yüksek kas ataşmanları olduğu durumlarda.
- Protetik beklentisi yüksek hastalarda.
- Mylohyoid kenarları keskin V şeklindeki kret varlığında (139, 140).

İki implant destekli mandibular hareketli protezlerdeki retansiyon kaybı hasta memnuniyetini olumsuz etkiler. Aynı zamanda tutuculuk kaybına uğramış protezler, kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku hasarları oluşturabilir. Bu sebeplerle hastanın ağız içi anatomisi ve beklentileri doğrultusunda tutucu seçimi yapılmalıdır (141).

B. Tutucu Dizaynı

Tutucu sistemlerin tasarımı basit olmalı ve olabildiğince az bileşenden oluşmalıdır (141). Böylelikle komplikasyonlar en aza indirildiği gibi tutuculuk da sürekli hale getirilmiş olur (142). Splintlenmemiş tutucu sistemlerden locator ve R-tx basit ama küçük farklılıkları olan dizaynlara sahiptir. Locator dayanağın dışındaki çıkıntıdan eksternal, dayanağın oklüzalindeki girintiden de internal

retansiyon sağlarken; R-tx dayanağın dışındaki çift çıkıntıdan sadece eksternal olarak retansiyon sağlar (76).

C. Tutucu Boyutu

Birbirine bağlanmayan tek implantlarda kullanılan tutucuların genişliği, tutuculuğu olumlu etkilemektedir (143). Ancak tutucu genişliğinin artması protezin kırılma riskini çoğaltır. Mandibular iki ya da tek implantla desteklenen hareketli protezler hakkında yapılan pek çok çalışmada, protez kırığının önemli bir protetik komplikasyon olduğu bildirilmiştir (144-146). Protez kırığını önlemek için fonksiyona katılmayan tutucu sistem elemanlarını elimine etmek önerilir (147). Fakat aşırı rezorbe olmuş kretilerde genial tüberküller ile mental tüberküller arasındaki mesafe yeterli genişliktedir. Bu hastalarda, tutucuların etrafındaki akrilik kalınlığını yeterli olduğu için daha geniş çaplı implantlar ve yüksek tutucular kullanılabilir. Bu durum fonetik veya estetiği etkilemez (138).

Hastaların protezin retansiyonu açısından en çok bar tutuculu implant destekli hareketli protezlerden memnun kaldığı; top ve miknatıs tutuculu olan protezlerin ikinci ve üçüncü sırada yer aldığı belirtilmektedir. Bar tutucularda tutucu yüzeyin arttırılmış olması hem retansiyonu arttırır hemde top başlı tutuculara göre daha az oranda komplikasyon oluşmasına sebep olur (148).

Dayanakların yüksekliğini de ele almamız gerekirse; 4 farklı (0 mm ,2 mm, 4 mm ve 6 mm) yükseklikte locator dayanakla yapılan 6 aylık kullanımın yansıtılmaya çalışıldığı in vitro bir retansiyon çalışmasında, 6 mm yüksekliğindeki dayanak, 0 mm yüksekliğindeki dayanaktan az oranda retantif bulunurken, klinik olarak bu farkın oldukça küçük olduğu vurgulanmıştır (149).

D. Tutucunun Hammaddesi

Tutucu sistemin malzemesi uzun süreli fonksiyonda tutuculuk kaybına dirençli olmalıdır. Literatürde, ideal malzeme konusunda herhangi bir fikir birliği yoktur. İki farklı çalışmanın sonuçlarına göre metalik bileşenlerdeki aşınma, polimerik (plastik, lastik, naylon) olanlara kıyasla daha azdır (150, 151). Tutucu sistemlerde kullanılan plastik tutucular, elastikiyetlerine göre farklı retansiyon gösterir. Firmaların farklı renklerde, farklı tutuculuk gösteren renkleri mevcuttur. Bunlardan en tutucusu şeffaf renkli lastiktir (65). Bazı

araştırmacılar, polimerik bileşenlerde görülen yapı değişikliklerinin siklus altındaki ısıl genleşmeden kaynaklandığını düşünür (152). Saf metalik tutucu sistemler aşınma testlerinde tutuculuk kaybına uğramazlar (136, 153, 154). Ayrıca saf metal tutucu alaşımlarının elastisite modülü, bu tutucuların aşınmasını azaltan bir faktördür (155).

E. Hasta Memnuniyeti

Tutuculuk kuvveti hasta memnuniyetinde ve uzun dönem başarıda etkilidir. Yapılan bir çalışmada diş destekli protezlerde 5-7 N arasındaki tutuculuk kuvveti yeteriyken hasta memnuniyeti açısından bu değerin az olduğu, hastaların daha retantif ve stabil protezler tercih ettiği vurgulanmıştır (156). Bir başka çalışmaya göre hasta memnuniyeti için, hareketli protezlerde gerekli minimum tutuculuk 8N-20 N arasında olmalıdır (157).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Cumhuriyet Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'na başvurularak, 2016-11/26 karar no'lu ve 25.11.2016 tarihli izinler alınarak C.Ü. Bilimsel Araştırma Proje desteği ile C.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, C. Ü. İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarlarında yapılmıştır.

3.1 Örneklerin Gömüleceği ve Protezi Simüle Edecek Blokların Elde Edilmesi

Numuneler Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında hazırlanmıştır. Çalışma için 20 adet Locator R-tx® (Zest Anchors, Escondido, CA, ABD) ve 20 adet Locator® (Zest Anchors, Escondido, CA, ABD) tutucu toplam 40 adet implant analogu üzerinde yerleştirilerek çalışma yapılmıştır. İmplant analoglarının boyu 12 mm, çapı 3,7 mm'dir. Tutucular 2'şerli şekilde bloklara aralarında 22 mm mesafe olacak şekilde yerleştirilip ağız içi durum yansıtılmaya çalışılmıştır. Locator R-tx grubu 1.grup (n=10), locator grubu ise 2.grup (n=10) olarak adlandırılmıştır.

Çalışmamızdaki örneklerin gömüleceği blokların oluşturulması için 10cm çapında 2 cm yüksekliğinde PMMA (Polimetilmetakrilat) diskler (CAD IVORY Disk, On Dent dental systems, İzmir, Türkiye) kullanılmıştır (Şekil 3.1).

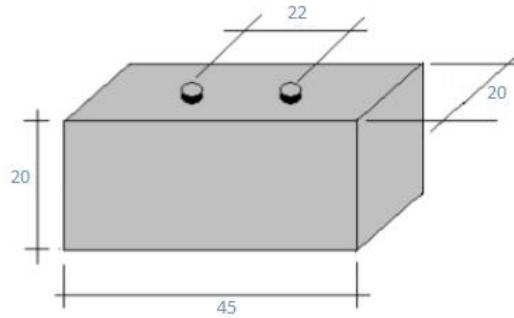


Şekil 3.1: Dikdörtgenler Prizması Şeklinde Blokların Elde Edileceği PMMA Disk



Şekil 3.2: CAD-CAM Cihazı

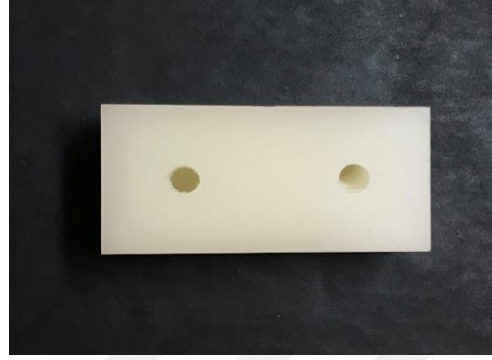
Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma ve Geliştirme Laboratuvarında bulunan CAD-CAM Cihazında (YENA DC40, Yenadent, İstanbul, Türkiye) PMMA disklerden, çizilen taslak doğrultusunda, boyutları 20x45x20 mm olan dikdörtgenler prizması şeklinde bloklar elde edilmiştir (Şekil 3.2 ve Şekil 3.3).



Şekil 3.3: İmplantların Yerleştirileceği Dikdörtgenler Prizması Şeklindeki Bloğun Taslağı

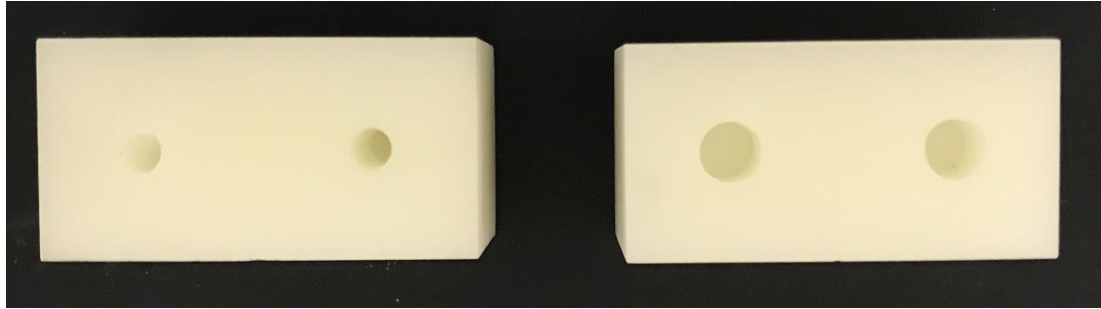
Bir PMMA diskten 5 adet olmak üzere 8 diskten toplam 40 adet dikdörtgenler prizması şeklinde blok elde edilmiştir. 40 adet bloğun 20 tanesi implant analogları, 20 tanesi de metal yuvalar için kullanılmak üzere ayrılmıştır. Analog yerleştirilecek 20 adet bloğun içine CAD-CAM Cihazında (YENA

DC40, Yenadent, İstanbul,Türkiye) implant yerleştirilmesi sırasında rehber olmaları amacıyla, aralarında 22 mm mesafe bulunan, çapı 3,7 mm ve boyu 12 mm olan biri dik diğeri bukkolingual olarak 25° açılı şekilde 2 adet rehber implant yuvaları analoglar ile aynı ebatlarda olacak şekilde açılmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4: CAD-CAM Cihazında Dikdörtgenler Prizması Şeklinde Hazırlanan Blok ve İmplantların Yerleştirileceği Rehber Oluklar

Diğ er 20 adet protezi simüle eden bloğun içine ise, aralarında 22 mm mesafe bulunan, çapı 6 mm ve derinliği 6 mm olan 2 adet oluk tutucuların metal yuvalarını bağlarken rehber olması için açılmıştır (Şekil 3.5).



A

B

Şekil 3.5: A) İmplantların Yerleştirileceği ve B) protezi Simüle Eden Matriksin Yerleştirileceği Dikdörtgenler Prizması Şeklindeki Bloklar

3.2 İmplantların Bloklara Yerleştirilmesi

Çapı 3,7 mm boyu, 12 mm olan ve aralarında 22 mm mesafe bulunan iki oluk implant yerleştirilmesi sırasında rehber alınmıştır. 3,7 mm ve 12 mm boyundaki implant analogları (MIS, Telaviv, İsrail) etrafına PMMA uygulanarak

hazırlanan yuvaya yerleştirilmiş ve blok seviyesinde krestal yerleştirme tamamlanmıştır.

3.3 Locator ve Locator R-tx Tutucuların Bağlanması

Çalışmamızda kullanılan yaklaşık 15 yıldır piyasada olan Locator tutucuların dişi parçası titanyumdan yapılmıştır ve üzeri titanyum nitrür ile kaplıdır (Titanyum nitrür kaplama, titanyumun zayıf olan aşınma ve sürtünme dayanımını arttırmada kullanılan bir yüzey modifikasyonudur). Çalışmamızda kullanılan yeni piyasaya sürülmüş diğer tutucu sistem R-tx ise duratec denilen titanyum carbon nitrür ile kaplıdır (Daha sert ve aşınma direnci daha yüksektir) (76).

20 adet 2,5mm boyundaki Locator dayanak 3 parçalı locator uygulama apareyinin (Zest Anchor Locator Core Tool) alt parçası olan dayanak yerleştiricisiyle (Locator Abutment Driver) 2'şerli olarak implant analoglarının üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 3.6).



Şekil 3.6: Locator Dayanakların Yerleştirildiği Blokların Görünümü

Tork anahtar parçası (Torque Wrench Bit), dayanak yerleştiricisinin (Locator Abutment Driver) üzerine konulup locator® (Zest Anchors, Escondido, CA, ABD) dayanaklar firmanın önerisi doğrultusunda tork anahtarı (Torque Wrench) ile 25 N kuvvetle torklanmıştır. 20 adet 3,5 mm boyundaki Locator R-tx dayanak firmanın standart hex anahtarı (Zest Anchor Standart Hex Tool) ile 2'şerli olarak implant analoglarının üzerine yerleştirilmiştir ve

firmanın önerisi doğrultusunda tork anahtarı (Torque Wrench) ile 25 N kuvvetle torklanmıştır (Şekil 3.7).



Şekil 3.7: Locator R-tx Dayanakların Yerleştirildiği Blokların Görünümü

Andırkatlı alanlara akrilik reçinenin sızmasını engellemek için dayanakların üzerine yer tutucular (Locator Spacer) yerleştirilmiştir. Bunların üzerlerine locator kapakları (Locator Processing Cap) takıldıktan sonra proteze bağlantı işlemine geçilmiştir. Protetik parça, dayanakların bağlı olduğu blok üzerinde denenerek locator ve locator R-tx dayanaklara temas etmemesi sağlanmıştır. Alt protezin, akrilik reçinenin gelmemesi gereken diğer kısımlarına vazelin (Vaseline, Pensilvanya, ABD) sürülmüştür. Daha sonra otopolimerizan akrilik reçine (Imicryl, İstanbul, Turkey) firmanın önerileri doğrultusunda karıştırılarak hazırlanan boşluklara konulmuş ve polimerizasyon gerçekleşene kadar pozisyonun korunması için bağlanmış bloklar (Şekil 3.8) prese konularak 1000 psi basınçta beklenmiştir (Şekil 3.9).



Şekil 3.8: Locator ve Locator R-tx Dayanak ve Metal Matrikslerin Bağlanması Sonra Blokların Görünümü



Şekil 3.9: Locator Bileşenlerinin Bağlama İşleminde Sonra Prese Konulması

Bağlantı, laboratuvar lastiği olan siyah lastiklerde (Şekil 3.10) yapılmış ardından retansiyon ölçümlerinin yapılacağı pembe lastiklerle değişimi yapılmıştır (Şekil 3.11 ve Şekil 3.12).



Şekil 3.10: Locator Dayanak ve Metal Matriksler İçindeki Siyah Bağlantı Lastiklerinin Görünümü

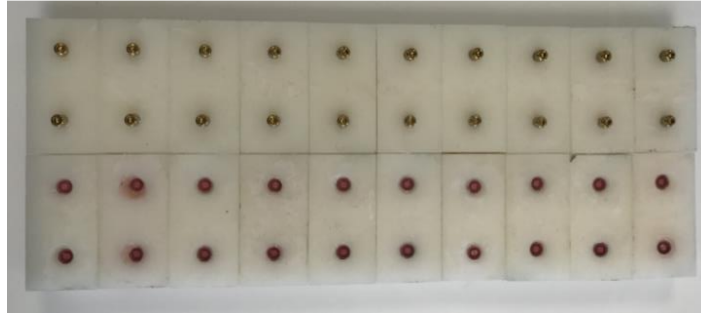


Şekil 3.11: Locator Matrikslerinin Pembe Lastikleri

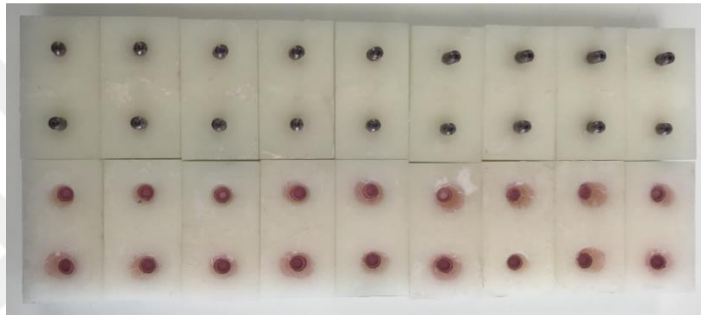


Şekil 3.12: Locator R-tx Matrikslerinin Pembe Lastikleri

20 adet akrilik bloğa tutucular aynı yöntemle bağlanmıştır (Şekil 3.13 ve Şekil 3.14). Daha sonra her tutucu numaralandırılmıştır (Tablo 3.1.).



Şekil 3.13: Locator Tutucuların Matrisleri ile Bağlanıp Polimerize Edildikten Sonraki Görünümü



Şekil 3.14: Locator Rtx Tutucuların Matrisleri ile Bağlanıp Polimerize Edildikten Sonraki Görünümü

Tablo 3.1. Tutucuların Yerleştirildiği Blokların Numaralandırılması

LOCATOR R-tx (1.GRUP)	LOCATOR (2.GRUP)
R-1	L-1
R-2	L-2
R-3	L-3
R-4	L-4
R-5	L-5
R-6	L-6
R-7	L-7
R-8	L-8
R-9	L-9
R-10	L-10

3.4 Örneklerin Tutuculuk Ölçümleri

Örneklerin tutuculuk ölçümleri Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Instron Test Makinasında (Instron® 3300 , Illinois, USA) yapılmıştır (Şekil 3.15). Bloklar, 1 kN yükü ve 50mm/dk. hızla çekilerek ölçümler yapılmıştır. Instron test makinesi tutucular birbirinden ayrılana kadar germe kuvveti uygulayarak, tutucuların birbirinden ayrılması için gerekli olan maksimum tutuculuk kuvvetini kayıt etmiştir. Tam olarak yerine oturmuş olan erkek ve diş parçaların birbirinden ayrılıp , tekrar yerine oturması işi 'siklus' olarak adlandırılmıştır. Takma çıkarma işlemleri 8 üniteli termal sikluslu Çiğneme Similatöründe (SD Mechatronik CS-4, Westerham, Almanya) gerçekleştirilirken tutuculuk ölçümleri (Günde 4 kez takıp çıkarma varsayılırsa) 0.(ilk), 120. (1 aylık), 360. (3 aylık), 720. (6 aylık) ve 1440.(1 yıllık) siklularda yapılmıştır. Her tutucu için toplamda 5 kez tutuculuk ölçümü Instron Test Makinasında yapılmıştır.



Şekil 3.15: Instron Test Cihazı

3.5 Siklus Testlerinin Yapılması

Bu çalışma için, siklus testleri Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında Termal sikluslu 8 üniteli Çiğneme

Simülatorü (SD Mechatronik CS-4, Westerham, Almanya) kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3.16). Dayanakların bulunduğu bloklar çiğneme similatöründe bulunan godelere akrilik ile bağlanırken, metal yuvaların bulunduğu bloklar ise pirinçten yapılan bağlayıcı bir aparat sayesinde similatöre bağlanmıştır. Bloklar bağlandıktan sonra matrikslerin dayanaklar üzerine oturması tek tek kontrol edilmiştir. Cihaz dakikada 30 siklus yapacak şekilde ayarlanmıştır. Cihazın termal siklus ünitesi 5°C ile 55°C derece arasındaki sıcaklıklara ulaşarak, materyalin yaşlanmasını sikluslar esnasında gerçekleştirmektedir. Sikluslar esnasında oklüzal yükleme yapılmadı.

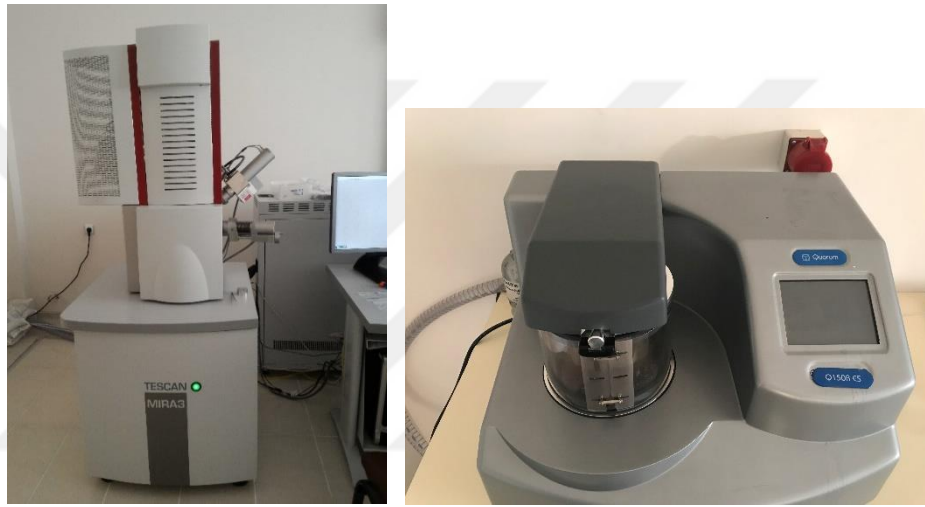


Şekil 3.16: Siklusların Yapıldığı Çiğneme Similatörü

3.6 Örneklerin SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Fotoğraflarının Çekilmesi

Örneklerin SEM fotoğrafları Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (CUTAM) Laboratuvarında bulunan SEM cihazı (TESCAN MIRA3 XMU, Brno-Kohoutovice, Çek Cumhuriyeti) ile çekilmiştir (Şekil 3.17). 1440 siklus sonunda locator R-tx ve locator tutucu grubundan en fazla tutuculuk kaybına uğrayan dişi ve erkek parçalarının SEM fotoğrafları çekilmiştir. Locator ve Locator R-tx tutuculardan birer dayanak

okluzal, bukkal açıdan ve birer plastik tutucu okluzal açıdan fotoğraflanmıştır. Dayanaklar, x50 ve x250 magnifikasyon ile herhangi bir kaplama yapılmaksızın ikincil elektron modunda fotoğraflanmıştır. Lastik tutucu elemanlar ise cihaza bağlı Au-Pd (Altın-Palladyum) kaplama ünitesinde 20 nm (nanometre) altın (Au) kaplandıktan sonra x40 ve x250 magnifikasyonda hem ikincil elektron hemde geri saçımlı elektron modunda görüntülenmiştir.



Şekil 3.17. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Cihaza Bağlı Altın Kaplama Ünitesi

3.7 İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel yöntem; çalışmamızdan elde edilen veriler spss 22.0 (Statistical Package for Social Sciences, SPSS for Windows 22.0.0, SPSS Inc, Chicago, ABD) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varsayımları yerine getirildiğinde; (Kolmogorof-Smirnov) ölçümle elde edilmiş bir değişken yönünden bağımsız iki grup karşılaştırılırken iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi her bir grupta değişik zamanlarda

ölçülen ölçümler arasındaki farklılık karşılaştırılırken tekrarlı ölçümlerde varyans analizi, analiz sonucunda önemlilik bulunduğunda farklılık yapan ölçüm yada ölçüm gruplarını belirlemek için Bonferroni Testi kullanılmış ve yanılma düzeyi 0,05 olarak alınmıştır.



4. BULGULAR

Çalışmamızın bulguları değerlendirilirken; ilk retansiyon değerleri termal siklus testine maruz kalmadan ve çiğneme simülatöründe işlemler yapıldıktan sonra, Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir. Bu iki tutucu tipinin ilk tutuculuk değerleri, locator R-tx tutucuda $72,26 \pm 10,58$ N, locator tutucuda ise $60,18 \pm 9,24$ N bulunmuştur.

4.1. Çalışmadan Elde Edilen Retansiyon Bulguları

Tutucular termal siklus testine maruz kalmadan yapılan ilk ölçümlerde (0.siklus) tutuculuğu daha yüksek olan dayanak çifti $72,26 \pm 10,58$ N ortama ile Locator R-tx (1.grup) iken, daha düşük tutuculuğu olan grup $60,18 \pm 9,24$ N ile Locator (2.grup) olmuştur.

Tablo 4.1. Çalışma gruplarının ortalama retansiyon değerleri

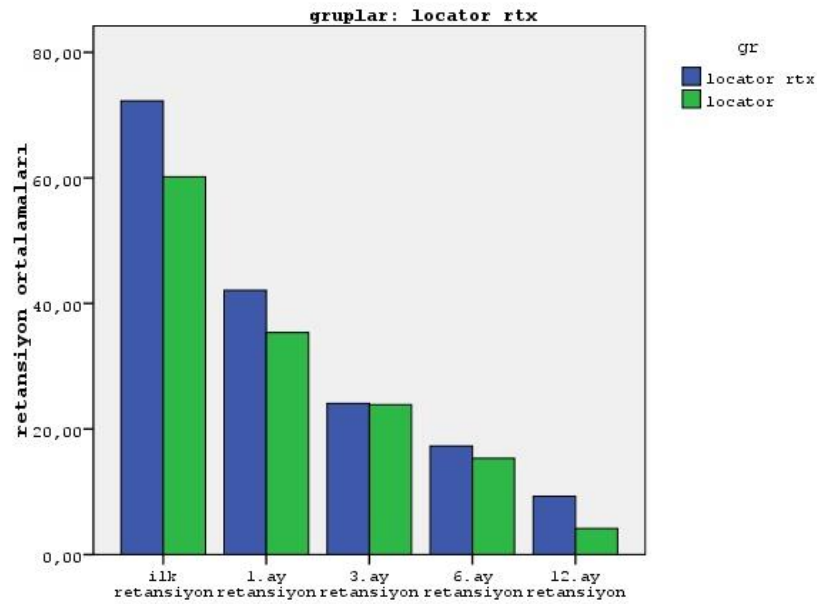
	gruplar	n	ortalama	Standart sapma	sonuç
İlkretansiyon (0.siklus)	Locator R-tx (1.grup)	10	72,26	10,58	t=2,71
	Locator(2.grup)	10	60,18	9,24	p=0,014*
ay1retansiyon (120.siklus)	Locator R-tx	10	42,10	8,26	t=2,29
	Locator	10	35,38	4,13	p=0,034*
ay3retansiyon (360.siklus)	Locator R-tx	10	24,06	7,82	t=0,06
	Locator	10	23,88	3,74	p=0,950
ay6retansiyon (720.siklus)	Locator R-tx	10	17,29	5,73	t=0,91
	Locator	10	15,32	3,59	p=0,371
sene1retansiyon (1440.siklus)	Locator R-tx	10	9,30	3,61	t=4,06
	Locator	10	4,16	1,70	p=0,001*

Her iki gruptaki retansiyon ölçümleri karşılaştırıldığında; ilk retansiyon (0.), 1.ay retansiyon (120.) ve 1.yıldaki retansiyon (1440.) yönünden gruplar arası farklılık, önemli bulunmuştur. Tablo 4.1 de görüldüğü gibi 1.ay Rtx

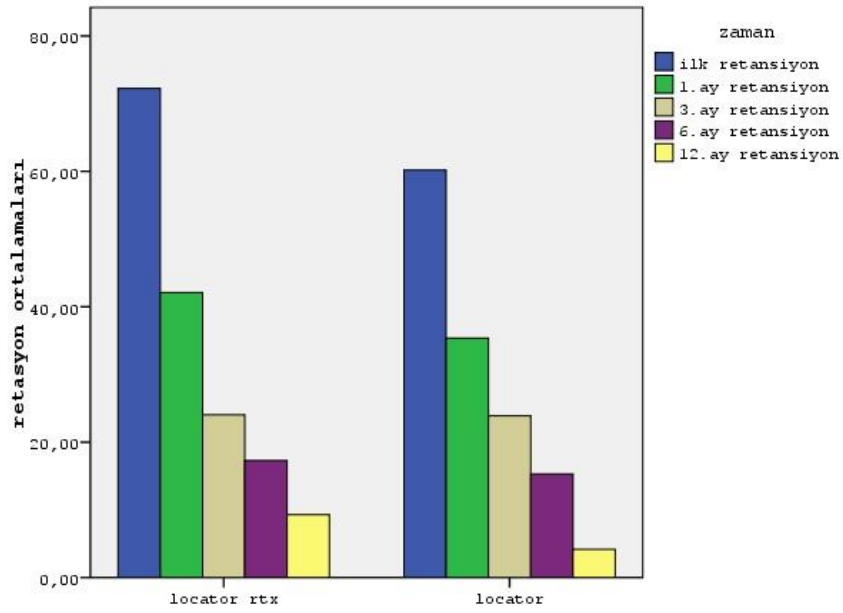
grubuna ilişkin retansiyon değerleri Locator'dan daha yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$). Her iki grupta 3. (360.siklus) Ve 6. (720.siklus) aya ilişkin retansiyon ölçümleri karşılaştırıldığında ise; farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$).

Tablo 4.2. Zamana göre grupların retansiyon ortalama değerleri

Gruplar		Mean	Std. Deviation	sonuç
Locator rtx	ilkretansiyon	72,26	10,58	F=142,76 p=0,001*
	ay1retansiyon	42,10	8,26	
	ay3retansiyon	24,06	7,82	
	ay6retansiyon	17,29	5,73	
	sene1retansiyon	9,30	3,61	
Locator	ilkretansiyon	60,18	9,24	F=212,38 p=0,001*
	ay1retansiyon	35,38	4,13	
	ay3retansiyon	23,88	3,74	
	ay6retansiyon	15,32	3,59	
	sene1retansiyon	4,16	1,70	



Şekil 4.1. Her İki Gruba Ait Değişik Zamanlardaki Retansiyon Ölçümlerinin Dağılımı

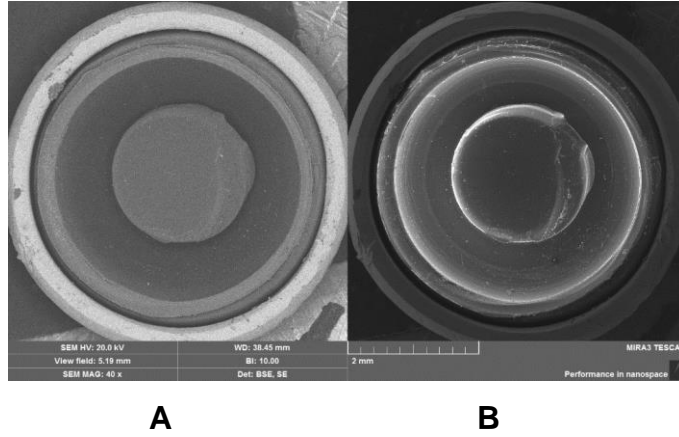


Şekil 4.2. Her Bir Grupta Farklı Zaman Aralıklarında Ölçülen Retansiyon Değerlerinin Dağılımı

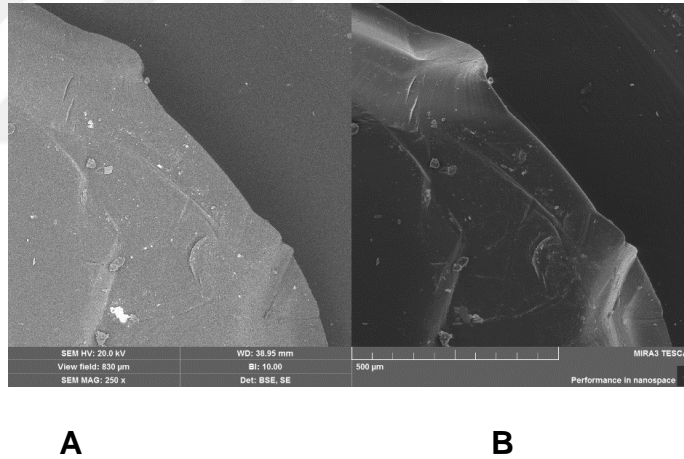
L-Rtx grubunda değişik zamanlarda ölçülen retansiyon değerleri karşılaştırıldığında; ölçümler arası farklılık, önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Ölçümler ikiyeşerli olarak karşılaştırıldığında, ilk retansiyon ile 1.ay, 3.ay, 6.ay ve 1.yıl arasındaki farklılık; 1.ay retansiyonu ile 3.ay, 6.ay ve 1.yıl arasındaki farklılık; 3.ay ölçümle 1.yıl arasındaki farklılık; 6.ay ölçümle 1.yıl arasındaki farklılık önemli bulunurken ($p < 0,05$); 3.ay ile 6.ay arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur (Şekil 4.1).

Locator grubu, değişik zamanlarda karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Ölçümler ikiyeşerli karşılaştırıldığında ilk retansiyon ile 1.ay, 3.ay, 6.ay ve 1.yıl arasında; 1.ay ile 3.ay, 6.ay, 1.yıl arasında; 3.ay ile 6.ay,1.yıl arasında; 6.ay ile 1.yıl arasında fark önemli bulunmuştur (Tablo 4.2 ve Şekil 4.2).

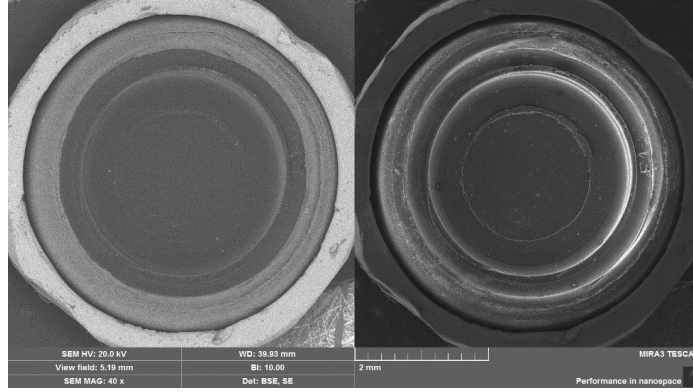
4.2 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntüleri



Şekil 4.3 Düz Yerleştirilen Locatorun Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x40 Büyütmede A) İkincil elektron ve B) Geri saçılımlı Elektron Görüntüsü



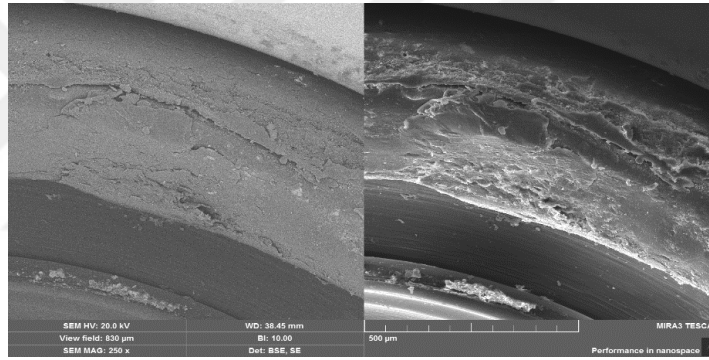
Şekil 4.4 Düz Yerleştirilen Locatorun Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x250 Büyütmede A) İkincil elektron ve B) Geri saçılımlı Elektron Görüntüsü



A

B

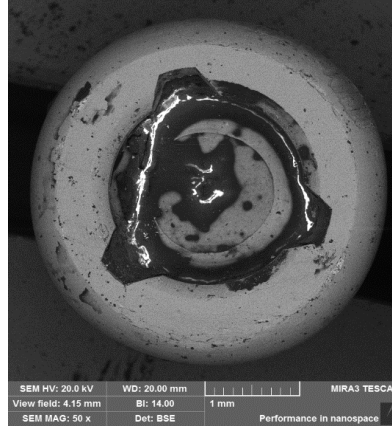
Şekil 4.5 Düz Yerleştirilen Locator R-tx'in Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x40 Büyütmede A) İkincil elektron ve B) Geri saçılımlı Elektron Görüntüsü



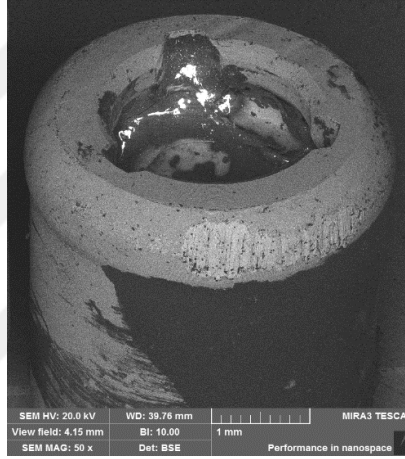
A

B

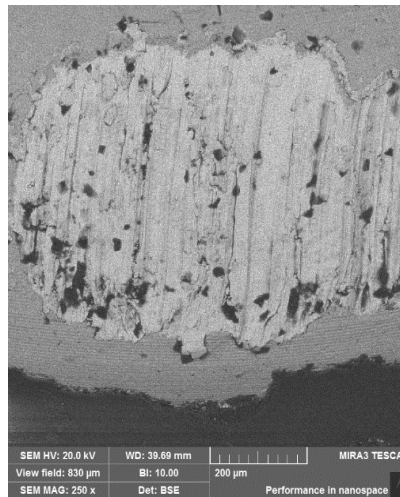
Şekil 4.6 Düz Yerleştirilen Locator R-tx'in Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x250 Büyütmede A) İkincil elektron ve B) Geri saçılımlı Elektron Görüntüsü



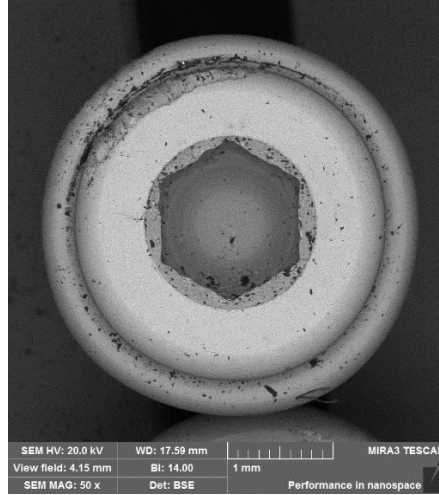
Şekil 4.7. Düz Yerleştirilen Locator Dayanağın Siklulardan Sonra x50 Büyütmede Oklüzalden Görüntüsü.



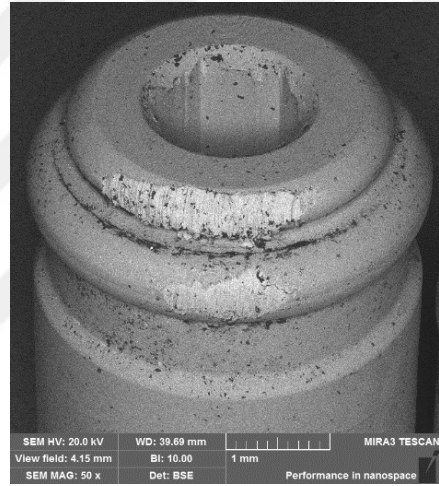
Şekil 4.8 Düz Yerleştirilen Locator Dayanağın Siklulardan Sonra x50 Büyütmede Bukkalden Görüntüsü.



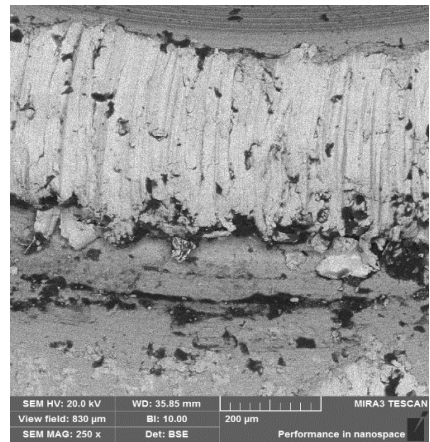
Şekil 4.9 Düz Yerleştirilen Locator Dayanağın Siklulardan Sonra x250 Büyütmede Aşınan Kısımlarının Görüntüsü



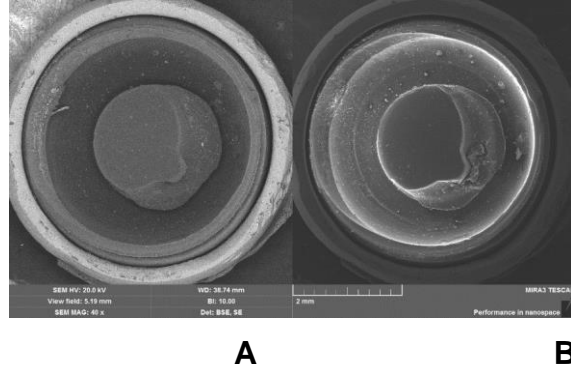
Şekil 4.10 Düz Yerleştirilen Locator R-tx Dayanağın Siklulardan Sonra x50 Büyütmede Oklüzalden Görüntüsü



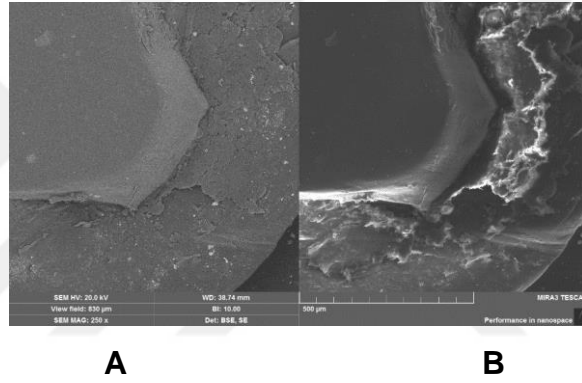
Şekil 4.11 Düz Yerleştirilen Locator R-tx Dayanağın Siklulardan Sonra x50 Büyütmede Bukkalden Görüntüsü



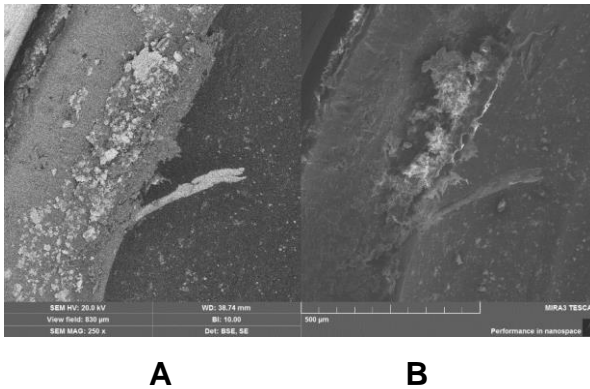
Şekil 4.12 Düz Yerleştirilen Locator R-tx Dayanağın Siklulardan Sonra x250 Büyütmede Aşınan Kısımlarının Görüntüsü



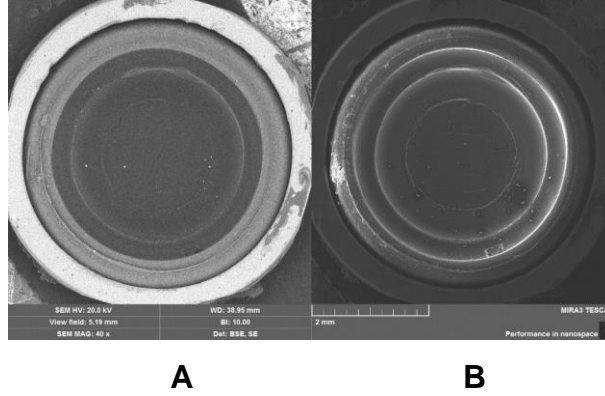
Şekil 4.13 Açılı Yerleştirilen Locatorun Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x40 Büyütmede A) İkincil Elektron ve B) Geri Saçımlı Elektron Görüntüsü



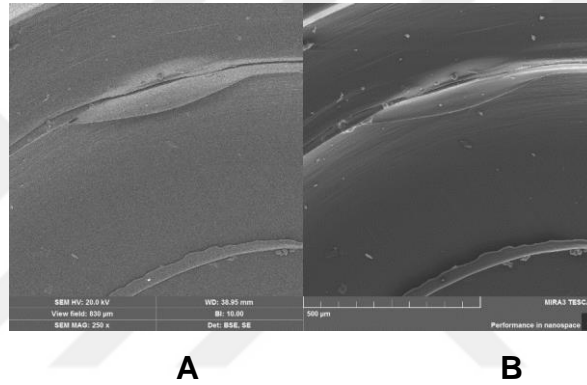
Şekil 4.14.1 Açılı Yerleştirilen Locatorun Lastik Tutucusunun İnternal Kısımlarının Siklus Testlerinden Sonra x40 Büyütmede A) İkincil Elektron ve B) Geri Saçımlı Elektron Görüntüsü



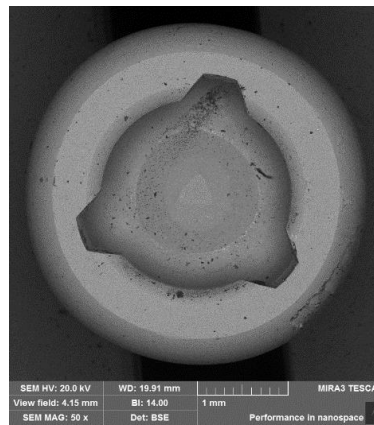
Şekil 4.14.2 Açılı Yerleştirilen Locatorun Lastik Tutucusunun Eksternal Kısımlarının Siklus Testlerinden Sonra x40 Büyütmede A) İkincil Elektron ve B) Geri Saçımlı Elektron Görüntüsü



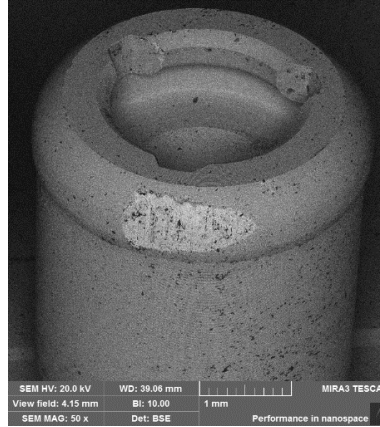
Şekil 4.15 Açılı Yerleştirilen Locator R-tx'in Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x40 Büyütmede A) İkincil Elektron ve B) Geri Saçımlı Elektron Görüntüsü



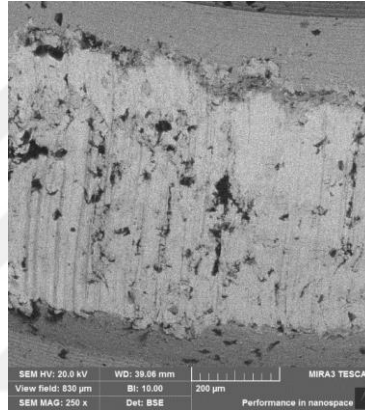
Şekil 4.16 Açılı Yerleştirilen Locator R-tx'in Lastik Tutucusunun Siklus Testlerinden Sonra x250 Büyütmede A) İkincil Elektron ve B) Geri Saçımlı Elektron Görüntüsü



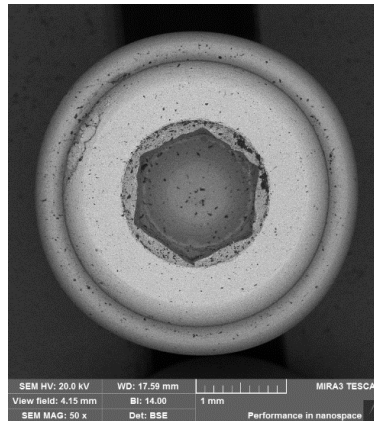
Şekil 4.17 Açılı Yerleştirilen Locator Dayanakların Siklus Testlerinden Sonra x50 Büyütmede Oklüzalden Görüntüsü



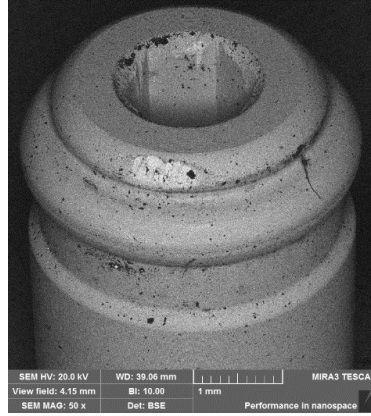
Şekil 4.18 Açılı Yerleştirilen Locator Dayanakların Siklus Testlerinden Sonra x50 Büyütmede Bukkalden Görüntüsü



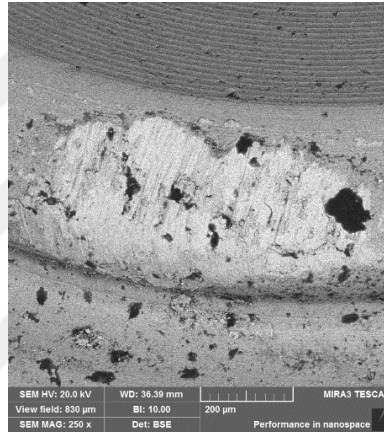
Şekil 4.19 Açılı Yerleştirilen Locator Dayanakların Siklus Testlerinden Sonra x250 Büyütmede Aşınan Kısımlarının Görüntüsü



Şekil 4.20 Açılı Yerleştirilen Locator R-tx Dayanakların Siklus Testlerinden Sonra x50 Büyütmede Oklüzalden Görüntüsü



Şekil 4.21 Açılı Yerleştirilen Locator R-tx Dayanaklarının Siklus Testlerinden Sonra x50 Büyütmede Bukkalden Görüntüsü



Şekil 4.22 Açılı Yerleştirilen Locator R-tx Dayanaklarının Siklus Testlerinden Sonra x250 Büyütmede Aşınan Kısımlarının Görüntüsü

5. TARTIŞMA

Çalışmamızın amacı; implantların açılı olduğu farklı locator tutuculu tam protezlerde; klinik uygulamayı kolaylaştıracak, hastanın hayat kalitesini ve konforunu arttıracak, ideal tutuculuğa ve kullanım ömrüne sahip tutucu tipini belirlemektir. Yapılan uzun dönemli çalışmalar ve klinik araştırmalar sonucunda alt çene tam dişsiz hastalarda alt çeneye iki implantla desteklenmiş tam protez yapımının hastaya sunulması gereken ilk tedavi alternatifi olduğu bildirilmiştir (17). Retansiyon sağlamak adına, implant destekli hareketli protezlerde sıklıkla top başlı, bar, mıknaıtıs, teleskop veya locator tutuculu sistemler tercih edilmektedir (46).

Tutucu tipinin, retansiyondaki etkisi oldukça önemli bir faktördür (158-160). Bu nedenle, çalışmamızda klinikte sıklıkla kullanılan Locator tutucu sistemi ve yeni piyasaya sürülmüş R-tx tutucu sisteminin karşılaştırılması tercih edildi.

Çalışmalarda sağlıklı sonuçlara ulaşılabilmesi için, örnek sayısı büyük önem taşımaktadır (161). Bu sebeple çalışmamıza başlamadan önce örnek sayımızı belirlemek için power analiz yapıldı (n=10). Literatürler değerlendirildiğinde, tutucuların çiftli yerleştirilip tutucu kuvvetlerinin araştırıldığı çalışmalar, örnek sayısının 3 - 10 arasında değiştiğini göstermektedir (72, 73, 162-166). Çalışmamızdaki 2 gruptan birinde 20 locator tutucu diğerinde ise 20 R-tx tutucu kullanılmıştır. Bu 20 tutucu 2'li şekilde örneklerle yerleştirildiği için her bir grupta 10 adet örneğimiz bulunmaktadır (n=10).

Deney ortamındaki fiziksel koşullar çalışmalarda farklılığa sebep olan bir parametredir. Ağız ortamını taklit ettiğinden deneyin kuru yada ıslak ortamda yapılması sürtünme kuvvetini ve tutucu sistemlerdeki aşınmayı etkilemektedir. Yapılan bir çalışmada ıslak ortamda ölçülen tutuculuk kuvveti değeri kuru ortamla karşılaştırıldığında daha düşük bulunmuştur (60). Islak ortamda yapılan benzer çalışmalarda birbirinden farklı sıvılar ortamın nemlendirilmesi için kullanılmıştır. Literatürdeki çalışmaların çoğunda yapay tükürük kullanılsa da; Fromentin ve ark. (163) distile su kullanırken, Kobayashi

ve ark. (167) izotonik % 0.9 sodyum klorid solusyonu kullanmışlardır. Çalışmamızda da literatürler temel alınarak deney ortamının nemli olması tercih edilmiştir. Takma çıkarma sikluslarının yapıldığı çiğneme simülatörü aynı zamanda termal siklusedir ve ortamın nemlendirilmesi için distile su kullanmaktadır. Çiğneme simülatörü takma çıkarma işlemini hem termal siklus işlemi ile birlikte yaptığı hemde 8 örneğin aynı anda bağlanarak deney prosedürünü kolaylaştırıp, hızlandırdığı için tercih edilmiştir.

Botega ve ark.'ı 2004 yılında yaptıkları çalışmalarında in vitro çalışmaların klinik şartlarda çiğneme ve parafonksiyonel hareketler sonucunda oluşan horizontal ve oblik kuvvetleri yansıtmadığından bahsetmektedirler. Bununla birlikte oral çevre, tükürük yapısı ve sıcaklık gibi faktörlerin sonuçları etkilediğini, bu faktörlerin laboratuvar çalışmalarının eksiklikleri olduğunu bildirmişlerdir (168).

Tutuculuğun çiğneme esnasındaki, abrazyon ve mikrohareket sonucu azaldığını gösteren klinik çalışmalar mevcuttur (153, 169-171). Ancak Evtimovska ve ark. (73) in vitro ortamda oral kavitenin simüle edilemediğini vurgulamışlardır. Tutucu aşınmasında tükürük eksikliğinin ve okluzal yüklerin etkili olduğu, yumuşak doku reziliensinin uygulanan yüklerde artışa sebep olacağı, sonuçta da tutuculuk kuvvet değerinin değişebileceği bildirilmiştir (73). Ayrıca Varghese ve ark. (172) protez temizliği amacıyla kullanılan sodyum hipokloritin hader bar klipslerinin retansiyonunda değişikliğe sebep olduğunu belirtmişlerdir. Bildirilen bu durumlar in vitro çalışmaların eksiklikleri ya da sınırlılığı olarak sayılabilir. Çalışmamızda da örnekler üzerine sadece dikey yönlü takma çıkarma işlemi yapıp, çiğneme esnasındaki dikey ya da lateral kuvvetlerin simüle edilmemiş olması çalışmamızın eksik yönlerinden biri olsa da, sürtünme aşınmada majör faktördür. Yapılan bir çalışmada, retansiyon kaybının ilk etyolojik sebebinin tutucu sistemlerde sürtünme sonucu görülen aşınma olduğunu bildirmişlerdir (173). Ayrıca protez temizleyici ajanlar hastaların protezlerinde ve tutucu elemanların bileşenlerinde aşınmaya sebep olarak retansiyon eksikliklerine neden olabilirler. Bu durumu in vitro çalışmalarda gerçeğe uygun şekilde yansıtabilmek oldukça güçtür.

Tutucu sistemin seçimi; protez tasarımı, tutucunun materyali ve tipi, implantın sayısı, arktaki yeri ve pozisyonu gibi faktörlerden etkilendiği için zordur. Al-Ghafli ve ark.'ı (166) implant sayısının az olduğu vakalarda doku reziliensinin artmasına bağlı olarak tutuculardaki aşınmanın artmasına bağlı olarak retansiyonun değiştirebileceğini bildirmişlerdir. Yumuşak doku reziliensi de in vitro çalışmalarda ağız içi kadar gerçekçi şekilde yansıtılabilecek durumlardan değildir.

Tutucu sistemleri karşılaştıran çalışmaların hepsinde dayanaklar, analoglara ya da implantlara firmanın talimatları doğrultusunda torklanmıştır. Çalışmamızda dayanakları analoglara torklayarak deneyimizi gerçekleştirdik. Literatürde yapılan çalışmaların hepsinde kullanılan analoglar ve implantlar alçıya, alüminyuma veya akrilik rezin bloklara yerleştirilmiştir (167, 168, 174-176). Çalışmamızda da tam protez yapımında klinik olarak sıklıkla kullanıldığı ve dayaklı olduğu için örneklerin hazırlanmasında akrilik rezin bloklar tercih edilmiştir.

Locator ve top başlı tutucu sistemler gibi splintlenmemiş tutucular, yapılan çalışmalarda oldukça sık tercih edilmiştir. Bu tip tutucuların, retansiyon kuvveti ölçümleri yapılırken iki farklı teknik izlenmiştir. Bazı çalışmalarda splintlenmeyen bu tip tutucular tek başlarına (153, 177, 178) örneklere yerleştirilerek ölçüme tabi tutulmuşken; çoğu çalışmada da klinik ortamı daha iyi taklit edebilsin diye 2 adet dayanaktan oluşan örnekler üzerinde çekme testi yapılmıştır (72, 73, 162-165). Tutucuların örneklere ikişerli yerleştirdikleri çalışmalarda interimplant mesafesi çalışmamızdaki gibi 22 mm olarak belirlenmiştir (179, 180). Bu sayede klinik pratikte sıklıkla uygulanan mesafe ve her bir örnekte iki tutucu ile klinik durumun in vitro deneye yansıtılmış oldu.

Mandibulada iki implant destekli tam protezin simule edildiği çalışmaları değerlendirdiğimizde farklı açılarda da implantların yerleştirildiğini ve tutuculukların bu şekilde değerlendirildiğini görmekteyiz. Paralel olarak yerleştirilen implantlarla yapılan çalışmalarda paralellik sağlamak için genellikle paralelometre kullanılmıştır (73, 138, 161). Çalışmamızda birinin dik diğeri için bukkolingual yönde 25° açılı olarak ikişerli şekilde tek örneğe

yerleştirildiği analogların yuvaları , CAD-CAM ile analog boyutuyla birebir olacak ölçülerde hazırlanmıştır. Klinikte de çoğunlukla implantlar anatomik, biyolojik, teknik vb. faktörler sebebiyle paralel yerleştirilememektedir. Açılı yerleştirilmiş implant vakalarına oldukça sık rastlanmaktadır. Bu açılanmalar 25° gibi yüksek değerlerde de olabilmektedir. Bu yönü ile çalışmamızın klinik olarak en kötü senaryoyu yansıması amaçlanmıştır. Klinik uygulamalarda implant cerrahisi sırasında mandibulanın rezorbsiyon modeline göre, implantlar sıklıkla linguale doğru açılı yerleştirilmek zorunda kalınır. Bu sebeple çalışmamızdaki 25° açılanmayı bukkolingual yönde tercih ettik. Yapılan çalışmalarda iki implant birbirine diverjan olacak şekilde distale açılı dizaynlarda retansiyon değerlendirilmiştir (73, 167, 181).

Siklus sayısı, çalışma süresi, çekme yönü ve kuvvet ölçüm aralıkları tutuculardaki aşınma ve tutuculuk değişimlerini değerlendiren çalışmalarda farklılık gösteren diğer parametrelerdir.

Besimo ve ark. hastaların protezlerini günde 3 defa takıp çıkardığını referans alarak 6 aylık kullanım için 540 adet çekme işlemi yapmıştır (153). Hastaların protezlerini günde 4 kez takıp çıkarmasını referans alan çalışmalar da mevcuttur (181, 182). Çalışmamızda overdenture protezlerin sabah – öğle –akşam ve gece olmak üzere günde 4 kez takılıp çıkarıldığını varsayarak 1 ayı 30 gün kabul edip; 120 siklusun 1 aya, 360 siklusun 3 aya, 720 siklusun 6 aya, 1440 siklusun da 1 yıla denk geldiği referans alındı. Tutucu sistemlerin retansiyon kuvveti litetatürdeki çalışmaların tamamında aksiyel yönlü çekme kuvveti ile değerlendirilmiştir (173, 183). Bununla birlikte farklı dönemlerde yayınlanan çalışmalarda tutucular için aksiyel ve paraksiyel yönde 540 ile 10000 arasında değişkenlik gösteren miktarda takma çıkarma siklusu yapılmıştır. Kobayashi ve ark.'ı (167), örneklere toplam 14600 (10 yıl) siklus uygulayarak; 10, 100, 1000, 5000, 10000 ve 14600'üncü sikluslarda olacak şekilde toplam 6 defa, Sultana ve ark.'ı (184), 10000 (5,5 yıl) siklus uygulayarak ilk 4000 siklusta her 500 siklusta bir, kalan sikluslarda her 1000 siklusta bir olacak şekilde toplamda 15 defa, Ortegon ve ark.'ı (165), 3500 siklus uygulanarak her 100 siklusta bir toplamda 36 defa, Rodrigues ve ark.'ı (164), her bir örneğe 2900 siklus (2 yıl) uygulayarak her 540 siklusta bir kez

olmak üzere toplam 6 defa tutuculuk ölçümü yapmışlardır. Çalışmamızda bu ölçüm kriterlerini göz önünde bulundurarak; 0 (siklusa başlamadan önce), 120, 360, 720 ve 1440. siklularda; toplamda 5 defa tutuculuk kuvvet ölçümü gerçekleştirildi.

Literatürlerde ağızda uygulanan çıkarma hızına yakın bir değer olduğu varsayıldığından çekme işlemleri çoğunlukla 50 mm/dk hızında yapılmıştır (143, 182). Çalışmamızda da çekme hızı 50 mm/dk olarak alınmıştır. Bu hızı instron test cihazı ile ayarlamak oldukça kolay ve güvenilir olduğu için retansiyon ölçümlerinde bu cihaz tercih edilmiştir. Çekme hızının 2mm/dk, 3 mm/dk alındığı çalışmalar da mevcuttur (141, 183).

Günümüzde tutucu sistemlerin karşılaştırıldığı in-vitro çalışmaların bir kısmında implantların içine gömülü olduğu modeller üzerine tam protezler yapılarak (72,138) , bir kısmında da akrilik bloklar içine gömülerek tutucular, değerlendirilmiştir (73, 166, 168). Yapılan birçok çalışmada implant destekli hareketli protezlerde kullanılan farklı tutucu tasarımları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmalarda birbirinden farklı in-vitro deney düzenekleri oluşturulmuştur. Sonucu bildirilen çalışmalarda, aşınma ve tutuculuk değerleri farklılıklar gösterdiği gibi, birçok çalışmada aynı tutucu sistem için ilk tutuculuk değeri dahi farklılıklar göstermiştir. Benzer tutucuları farklı yöntemlerle karşılaştıran bu çalışmalarda Trakas ve ark.'ı (1) alt çene implant destekli protez için 20 N'luk bir kuvvetin yeterli olduğunu kabul eden bir çalışma bildirirken; literatürde, implant destekli hareketli protezler için ideal tutuculuk kuvvet değeri ile ilgili farklı araştırmacılar 10-95 N arasında farklı tutuculuk değerleri bildirmiştir (72, 73, 165). Ancak bir hareketli protez ne kadar tutucu ise hasta o kadar memnundur. Kullanılan implant sayısı, implantların düzlemleri, tutucuların açıları, dayanak ve lastik tipleri, dayanak yükseklikleri, uygulanan kuvvetlerin yönü, deney frekansı, tutucular arasındaki mesafe, deneyin yapıldığı makinaların cinsi, deneyin yapıldığı ortamın koşulları ve kullanılan yöntem çalışmalarda bu farklılığa sebep olmaktadır. Bu değişkenler önemsendiğinde benzer tutucu sistemlerde farklı sonuçların alınması şaşırtıcı değildir.

Kobayashi ve ark.'ı (167) top başlı tutucu sistemini, locator tutucu sistemini ve bar tutucu sisteminin retansiyon kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmada; ilk tutuculuk değerlerini top başlı tutucuda 40.3 N, locator tutucuda 33.5 N, bar tutucuda 40.9 N olarak bildirmişlerdir. Ayrıca birinci gruptaki implantları paralel yerleştirirken ikinci gruptaki implantlara 6'şar derece meziale doğru toplamda 12 derece açılı şekilde ölçümleri değerlendirerek; top başlı, locator ve bar tutuculu sistemlerin hiçbirinde açının başlangıç ve sıklulardan sonra retansiyonu anlamlı ölçüde etkilemediği sonucunu bildirmişlerdir (167). Pigozzo ve ark.'ı (162), 2 bar tutucu sistem ve 2 top başlı tutucu olmak üzere 4 farklı sistemin retansiyonlarını karşılaştırdıkları çalışmada; ilk tutuculuk değerlerini barlarda 28.48 N ve 22.81 N, top başlı sistemlerde 20 N ve 10 N olarak bildirmiştir.

Al-Ghafli ve ark.'ı (166) bloklara tek yerleştirdikleri implantları meziale doğru 0,5,10,15 ve 20 derece açılı yerleştirerek retansiyon kuvvetini değerlendirdikleri çalışmalarında, implant angulasyonunun tutucu retansiyonunu anlamlı derecede negatif etkilediği sonucuna ulaşmışlardır.

Ortegon ve ark.'ı (165), benzer bir çalışmada 5 farklı örnek grubu oluşturmuştur. Gruplar; implantların üzerine top başlı dayanaklar 2'şerli yerleştirilerek elde edilmiştir. İki implant birbirine paralel, biri paralel diğeri 10 derece açılı, biri paralel diğeri 15 derece açılı, ikiside 10'ar derece açılı yani toplamda 20 derece açı farkı olan ve ikiside 15'er derece açılı açı farkı 30 derece olacak şekilde 5 farklı grup elde edilmiştir. Çalışma sonucunda artan açı miktarıyla birlikte retansiyon değerinin anlamlı derecede düştüğü sonucu ortaya çıkmıştır (165).

Gulizio ve ark.'ı (141) çalışmalarında, implantları vertikal düzleme 0,10,20,30° açı ile yerleştirdikleri düzeneklerde altın matriks ve titanyum matriksin retansiyonunu değerlendirmişlerdir. Titanyum matrikste açı, retansiyonu etkileyen bir faktör olmazken, altın matrikste retansiyonu etkileyen bir faktör olarak gösterilmiştir. İmplanttaki 30°'lik bir açı retansiyonun %25 azalmasına neden olduğunu belirtmişlerdir (141). İmplantların 60°'lik açılanma

ile konumlandırıldığı başka bir çalışmada top başlı tutucunun hala yeterli miktarda retantif olduğu vurgulanmıştır (142).

Locator tutucular klinik pratikte yaygın olarak kullanılmasına rağmen tutuculuk kuvvetleri konusunda yapılmış araştırmalar sınırlıdır (72, 73, 138, 174). Rutkunas ve ark.'ı (176) çalışmalarında tek implantüstü pembe locatorın ortalama tutuculuk kuvvetini 10,60 N olarak bildirmişler ve bulguları Alsabeeha ve ark.'larının (173) çalışmalarındaki değerle örtüşmektedir. Üretici firmaya göre de locator pembe lastiğin tutuculuk kuvveti yaklaşık 13N 'dur (176). Evtimovska ve ark.'ı (73); firmaya göre tutuculuğu yaklaşık 22 N olarak belirtilen Locator'ın şeffaf tutucusunu, ikili şekilde çekerek tutuculuk kuvvetinin ortalama 70 ± 16 N olduğunu bildirmişlerdir. Nader ve ark.'ı (174) da çalışmalarında ikili çekilen şeffaf locator tutucularının başlangıç tutuculuk değerinin 66 ± 16 N olduğu bildirilmiştir. Chung ve ark.'ı (72) ise tek locator şeffaf lastiğinin tutuculuk kuvvetinin 28,95 N ve pembe lastiğinin tutuculuk kuvvetinin 12,33 N olduğunu belirtmişlerdir. Evtimovska ve ark.'ı (73) çift yeşil locator tutucusunun tutuculuk kuvvetini 82,5 N olarak bildirmişlerdir. Elsyad ve ark.'ı (185) dolder bar ve 3 farklı renkteki lastik tutucu ile birlikte kullanılan locator dayanakların retansiyon kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, şeffaf lastiğin kullanıldığı locator tutucuların hem başlangıç hem 540 sikludan sonraki retansiyon kuvvetlerinde en yüksek değerleri gösterirken, dolder barlı sistemin hem başlangıç hemde sikluslar sonrasında en düşük retansiyon değerlerini gösterdiğini bildirmiştir. Şeffaf lastikli Locator tutucunun başlangıç retansiyon değerleri ortalama 94.15 N iken sikluslar sonrasında bu değer 46.66 N olarak belirlenmiştir. Pembe lastiklerle olan tutuculuk değeri de bu çalışmada başlangıçta ortalama 64.25 N bulunurken sikluslar sonrasında 36.94 N olarak bildirilmiştir (185). Çalışmamızda da pembe lastik tercih edilmiştir. Pembe lastik tutuculuk değerleri şeffaf ve mavi lastiğe göre orta seviyede olan lastiktir. Hastalar tutuculuğu fazla olan lastikleri takip çıkartmakta güçlük çektikleri için, tutuculuğu az olan lastikleri ise yeterli retansiyon sağlamadığı için tercih etmemektedirler. Bu sebeplerle klinik pratikte sıklıkla orta seviyede tutuculuk sağlayan pembe lastikler tercih edilmektedir. Ancak literatürde locator pembe lastikle, ikili çekilerek yapılmış

tutuculuk ölçümü çalışması oldukça nadirdir (185,186). Çalışmamızda firmaya göre locator şeffaf lastikten daha düşük tutuculuk kuvvetinde olan, çift locator pembe lastik tercih ettik ve Zest Anchor firmasına ait locator tutucuların pembe lastiğinin ilk tutuculuk kuvveti değerlerini ortalama **60,18 ± 9,24 N** bulurken 6 aylık takma çıkarma işlemi (720.siklus) sonrasında **15,32 ± 3,59 N** ve 1 yıllık takma çıkarma işlemi (1440 siklus) sonunda ortalama tutuculuk kuvveti değerlerini **4,16 ± 1,70 N** olarak belirledik. Zest Anchor firmasına ait locator R-tx tutucuların ilk tutuculuk kuvveti değerleri ortalama **72,26 ± 10,58 N** bulunurken 6 aylık takma çıkarma işlemi (720.siklus) sonrasında **17,29 ± 5,73 N** ve 1 yıllık takma çıkarma işlemi (1440 siklus) sonundaki ortalama tutuculuk kuvveti değerlerini **9,30 ± 3,61 N** olarak belirledik. Zest Anchor firmasının farklı dayanak tasarımları üzerinde yaptığımız deneyde 1440 siklus sonunda locator ve R-tx tutucular 2'şerli olarak biri dik biri 25 derece açılı konumlandırıldığında, R-tx daha retantif sonuçlar vermiştir.

Çalışmamızın ilk retansiyon değeri Evtimovska ve ark.'larının, Nader ve ark.'larının, Elsyad ve ark.'larının ve Eren Türk'ün çalışmalarıyla uyumludur. Altı aylık siklus sonrasında retansiyon değeri Elsyad ve ark.'nın yaptıkları çalışmaya göre daha düşük bulunmuştur. Bunun sebebi de Elsyad ve ark.'ı 6 aylık siklusu 540 siklus olarak kabul ederken, çalışmamızda 6 aylık siklusu 720 siklus olarak kabul etmemiz olabilir. Ayrıca çalışmamızda farklı olarak implantlardan biri dik diğeri 25° açılıydı. Bu sebeple de açılı lastiklerin kısa sürede aşınıp retansiyon değerini düşürdüğü düşünülebilir. Bir yıllık takma çıkarma işlemi sonrasında locator tutucunun retansiyon değeri Kurtuluş'un (181) çalışması ile uyum içindedir. R-tx ile ilgili yapılmış in vitro retansiyon çalışması henüz mevcut değildir. Bu nedenle çalışmamızın R-tx ile ilgili kısmının diğer çalışmalarla korele olup olmadığı kararına varmamız mümkün değildir. Ancak R-tx'in de pembe lastiklerle değerlendirildiği deneylerde retansiyon değerleri locatorun pembe lastikli değerlerinden daha yüksek bulunmuştur.

Locator ve L-Rtx farklı ancak birbirlerine benzer dizaynlara sahip oldukları ve yeni piyasaya sürülen R-tx tutucunun 30° açılanmayı tolere ettiği iddia edildiği (76) için çalışmamızda bu iki tutucu sistemi karşılaştırdık. R-tx

internal tutucu yüzeye sahip değildir, external yüzeyindeki çift çıkıntı retansiyonu sağlar. Locator ve L-Rtx sistemlerin tutucu komponentleri aynı plastikten yapılmış olmasına rağmen farklı dizaynlara sahiptir. Locator internal tutuculuk da sağladığından lastik komponentin ortasında internal tutucu parçaya uyumlu bir çıkıntı mevcuttur (76). Bu bilgiler ışığında tutuculardaki farklı dizaynların retansiyon kuvvet değerlerinde farklılık oluşturabileceği düşünülmektedir.

Alt çene iki implant destekli protezlerde Locator (Zest Anchor, ABD), TG-O-Ring (Cendres&Metaux SA, İsviçre) ve Dal-Ro (BIOMET 3i Implant Innovations, ABD) tutucuların karşılaştırıldığı in vivo bir yıllık raporda sistemlerin tümünde bir miktar tutuculuk kaybı olduğu; fakat locator dayanakların protetik açıdan kullanılabilirliğinin daha yüksek oranda olduğu bildirilmiştir (74). Çalışmamızda erkek ve dişi tutuculardaki aşınmaları daha az olduğundan, daha yüksek retansiyon gösteren R-tx için, protetik açıdan kullanılabilirliği daha iyidir denilebilir.

Mandibular iki implant üstü overdenture'larda locator tutucu sisteminin 3-yıllık protetik kullanımının değerlendirildiği bir çalışmada iki topuz tutucu (plastik matriks ve altın matriks) ve bir locator tutucu karşılaştırılmıştır. Protetik açıdan 3 yıllık süre zarfında tutucu sistemler arasında önemli bir fark belirtilmezken; protetik başarı oranı locator kullanılan grupta %90, plastik matrikste %88, altın matriks grubunda ise %75 olarak belirtilmiştir (123).

Literatürdeki çalışmaların çoğu çenenin açma kapama hareketini taklit eden sistemlerle tutucu sistemlerin tutuculuk kuvvetlerini değerlendirmiştir (72, 161-168, 175-178). Tutucular tek tutucular olarak (151, 155, 161, 187) ya da ağızdaki gibi çift olarak (162-168) test edilmiştir. Nadir birkaç çalışma haricinde (153, 162, 168) diğer çalışmalar tutuculuk değerlerinin düştüğünü, hatta tamamen tutuculuğun kaybolduğunu vurgulamışlardır. Goodacre ve ark.'ı (160) yaptıkları derlemede, implant destekli hareketli protezlerdeki protetik komplikasyonlar içinde tutuculuk kaybının %30 oranında görüldüğünü bildirmişlerdir. Gotfredsen ve Holm (109); 5 yıllık klinik takipli çalışmalarında her iki grupta da en sık görülen komplikasyonun tutucu parça gevşemesi

olduğunu bildirmişlerdir. Bergendal ve ark.'ı (108), top başlı ve bar tutuculu implant destekli hareketli protezleri karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda her iki grup için de kullanılan tutucu parçaların ve klipslerin değiştirilmesinin gerekebileceğini rapor etmişlerdir (108). Çalışmamızda da 6.aydan itibaren tutuculuk özellikle locator'da oldukça azalmıştır ve bu değerler yeterli tutuculuk sağlamadığı için plastik tutucunun değişimi gerekmektedir.

Evtimovska ve ark.'ı (73) çalışmalarında 3 farklı ataşman sistemini karşılaştırmışlardır. Çalışma için 2 implantlı örnek modeller hazırlanmıştır. Kullanılan tutucu türleri hader bar-sarı klips, locator tutuculu şeffaf lastik ve locator tutucu yeşil lastiktir. Hader bar ve şeffaf lastikli locator tutucu için implantlar alçı model içine vertikal yerleştirilirken, yeşil lastikli locator tutucu için implantlar 20° açılı olacak şekilde modele yerleştirilmiştir. Yeşil lastikli locator tutucu, en yüksek retantif kuvveti gösteren aynı zamanda en çok retansiyon kaybına uğrayan tutucu türü olmuştur. Sarı klipsli hader bar tutucu en düşük retansiyonu gösterirken, locator tutucu yüksek retansiyona gereksinim olduğunda tercih edilebilir. Evtimovska ve ark. locator tutucunun standart lastikleri dışında açılı implantlarda kullanılmak üzere yeşil ve kırmızı lastiklerinde bahsetmişler ve yeşil lastiğin standart retansiyon değerine sahipken kırmızı lastiğin retansiyon değerinin daha düşük olduğunu belirtmişlerdir (73). Yeşil locator lastiği internal çıkıntıya sahip değildir ve bu açıdan locator R-tx lastikleri ile benzerlik göstermektedir, bu çalışmada yeşil lastiklerin en retantif lastik olduğunu vurgulamıştır.

Çalışmamızda başlangıç retansiyonu kaybı her iki tutucuda tespit edilmiştir. Retansiyon kaybı özellikle ilk 3 aylık dönemde görülmüştür. 6 aylık kullanım sonucunda R-tx tutucularda % 77 oranında, Locator tutucularda % 75 oranında retansiyon kaybı gözlenmiştir. R-tx tutucunun retansiyon değerleri Locator tutucudan yüksek olsada retansiyon kaybı locator tutucu ile benzer oranlardadır.

Gamborena ve ark.'ı (137) çalışmalarında, iki implant tutuculu sistemlerdeki değerlerde retansiyon farklılıklarını erkek parçada oluşan aşınmaya bağlamışlardır. Uzun süreli fonksiyonda kabul edilebilir retansiyon

için tutucu sistemi ideal materyale sahip olmalıdır. Deneylerin sonucunda, tutucu parçalardaki aşınma değerlendirilmiş ve polimerik (plastik, naylon ve lastik) bileşenler metallere göre aşınmaya karşı daha hassastır denilmiştir (151).

Bulgularımıza göre locator tutucular ve locator R-tx tutucular birbirleri ile kıyaslandığında retansiyon değerlerinde farklılıklar görülmektedir. Farklı tutucuların tutuculuk kuvvetleri arasında aynı test ortamında farklılıklar olması küçük tasarımsal farklılıklarından ve üretildiği materyallerin farklılığından kaynaklanmış olabilir. SEM bulgularında da görüldüğü üzere locator dayanaklarda aşınma R-tx dayanaklara göre daha fazla, aynı zamanda locator lastiklerindeki aşınma R-tx lastiklerinden daha fazla gözlenmiş. Bu aşınmaların fazla olması locatorun retansiyon değerlerinin daha düşük olması ile açıklanabilir. Ayrıca locator lastiklerinin ortasındaki tutucu alan en çok aşınma görülen alandır. Bu tasarım farklılığı da retansiyon değerlerinin daha düşük çıkmasının nedeni olabilir. R-tx tutucuda retansiyon değerleri locator tutucuya göre daha yüksek çıkmıştır. Bu sonucun yüksek çıkmasının tasarımdan kaynaklı olduğu düşünülmektedir. R-tx eksternal olarak tutuculuk sağlar internal lastiğinin olmaması siklulardan sonraki değerlerinde diğer gruba göre daha yüksek çıkmasına sebep olmaktadır. Locator tutucuda ise öncelikle internal çıkıntılı olan lastik kısmı deforme olduğu için siklulardan sonraki retansiyon değerleri R-tx'e göre daha düşüktür. Hahnel ve ark. da çalışmalarında pembe lastiklerin şiddetli aşınması olduğunu ve merkez kısmının tamamıyla distorsiyona uğradığını aldıkları mikroskop görüntüleriyle göstermişlerdir. Bizim çalışmamız da bu bulgularla uyum içindedir (188).

Splintlenmemiş tutucu sistemlerde görülen retansiyon değişimleri erkek ve dişi parçalarda meydana gelen aşınmadan kaynaklanmaktadır. Aşınma, fonksiyon altında protezin tutucular ile aktif olarak temas etmesi sonucu oluşan, birbirine göre izafi hareket eden nesnelere sürtünme etkisiyle meydana gelen malzeme miktarında ve kütlede oluşan kayıptır. Protetik bileşenin fonksiyon altındayken aşınması sadece takıp çıkarma işlemi sırasında olmamaktadır. Multifaktöriyel sebepler de bu aşınmayı etkilemektedir. İmplantların ağız içerisindeki açıları, implantlar arası mesafe ve

protezi yerinden çıkaran kuvvetlerin yönü, tutucu komponentin yapıldığı materyalin cinsi, tutucu komponentin tasarım ve boyutları bu faktörlerden bazılarıdır (137).

İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan ataşman dizaynlarında karşılaşılan en önemli komplikasyonlardan biri tutuculardaki aşınmaya bağlı oluşan retansiyon kaybıdır. Bu konudaki pek çok çalışma daha çok retansiyon kuvvetinde oluşan değişimlere odaklanmışlardır. Aşınmanın olduğu komponentlerdeki aşınma değerleri ile ilgili çalışma sayısı oldukça azdır. Bu çalışmalarda ölçümler genellikle SEM analizi yöntemiyle, materyellerin çapsal ölçümleriyle ve hassas terazilerdeki kütleli değişimleri değerlendirerek yapılmıştır. Çalışmamızda aşınmayı görmek ve ölçmek istediğimiz locator ve locator R-tx ataşmanlar 1440 siklus öncesinde ve sonrasında SEM analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir. İki adet aynı dental implant firmasına ait 2 farklı locator tutucu sistemin aşınma ve retansiyon değerlerine göre R-tx'in SEM bulgularında aşınmanın daha az olması, yüzeylerindeki kaplamaların farklı olmasından kaynaklanabilir. Bulgularımıza göre düz yerleştirilmiş olan Locator ve R-tx dayanaklarda aşınma açılı yerleştirilenlere göre daha fazla iken, açılı yerleştirilen locator ve R-tx dayanakların plastik tutucularındaki aşınma daha fazladır. Locatorun plastik tutucusundaki aşınma özellikle lastiğin orta kısmındaki çıkıntıda daha fazla iken R-tx de aşınma kenar kısmında ve locatora göre daha azdır. Hem locator hem R-tx'in dayanaklarındaki aşınma external yüzeyde daha fazladır. Bu bulgular ışığında, açılı yerleştirilmiş implantlarda lastik tutucunun daha kısa sürede yıprandığı, bu nedenle tutuculuğun azalmasının tutuculuk fonksiyonunu düz olan dayanağa yüklediği görülmektedir. Düz olan dayanakların da böylelikle daha fazla sürtünme kuvvetine maruz kaldığından daha fazla aşındığını düşünmekteyiz .

Alsabeeha ve ark.'ı (173) çalışmalarında locator tutucularda görülen retansiyon kuvvetinin sürtünmesel olduğu, dişi parçanın iç halkasının çapından bir miktar daha büyük olan plastik erkek parçanın neden olduğu boyutsal uyumsuzluğun bu sürtünmeye sebebiyet verdiğini belirtmişlerdir. Erkek parçanın boyutsal farklılığı retansiyon seviyeleri oluşmasına imkan

vermektedir. Buna ek olarak, retansiyon kaybının ilk etyolojik sebebinin tutucu sistemlerde aşınma sonucunda oluşan değişiklikler olduğunu bildirmişlerdir (173). Farklı tasarımlara sahip tutucu sistemlerde fonksiyon altındaki, retatif kuvvet değişikliklerindeki varyasyonlara sebep olan aşınma mekanizması tam olarak anlaşılamamıştır. Protezin takılıp çıkartılması esnasında oluşan sürtünmelerin, protetik komponentte aşınmaya sebep olduğu, bunun da protezde tutuculuk kaybı yarattığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (153, 166, 189). Hahnel ve ark.'ı (188) locator dayanak ve tutucu lastiklerin mekanik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında dayanakların çoğunda, lastik parçaların ise tamamında aşınma bildirmişlerdir. Lastiklerin %37,9'u orta seviyede aşınma, %62,1'i şiddetli aşınma gösterirken, dayanakların %14,7'si hiç aşınmamış, %20,6'sı orta seviyede aşınma, %61,8'i şiddetli aşınma göstermiştir (188). Çalışmamızda da; locator dayanakların %30'u (%20'si açılı dayanak) gözle görülür aşınmaya uğrarken, R-tx dayanaklar da gözle görülen aşınma %15'tir (%10'u açılı dayanak).

Alt çene implant destekli hareketli protez sistemleri hastaların protezleri takılıp çıkarmadan dolayı sürekli olarak sürtünmenin olduğu sistemlerdir. Sürtünmeye ilave olarak bu sistemlerde fonksiyonel hareketlerden dolayı da sürekli bir deformasyon durumu gerçekleşmektedir. Bu durum sonucunda sistemlerin komponentlerinde aşınma beklenen bir bulgudur. Aşınma sonucunda meydana gelen retansiyon kaybı hem in vitro deney düzenekli çalışmalarda hemde klinikte pratikte gözlemediğimiz bir problemdir. Klinikte çoğu vakada belirli aralıklarla plastik komponentleri değiştirmekte, hatta bazı vakalarda bu değişim yetmemekte ve dayanaktaki aşınma sebebiyle dayanak değişimine ihtiyaç duyulmaktadır. Dayanaktaki aşınma, zamanında lastik değişimi yapılmaması sonucunda metal metale olan sürtünmeden kaynaklanabilir.

Nader ve ark.'ı (174) top başlı ve locator tutuculara 400000 kez yük uygulamışlar ve sonunda dayanakların ve plastik tutucuların SEM fotoğraflarını çekmişlerdir. Her iki tutucu tipinin dayanak ve plastik tutucularında aşınma olduğunu belirtmişlerdir (174). Bu çalışmanın locator dayanakla ilgili bulguları, çalışmamızın bulguları ile uyum içindedir. Ancak

literatürde R-tx ile ilgili çalışma olmaması durumu R-tx ile ilgili SEM bulgularını karşılaştırmamızı olanaksız hale getirmektedir.

Gamborena ve ark.'ı (151) tutuculuk kuvvetlerini değerlendirdikleri çalışmalarında uygulanan sıklulardan sonra ortalama 1.52 N ile 2.52 N arasında değişen retansiyon kuvvet değerleri bildirilmiştir. Siklus testleri sonucunda tutucularda %85 ile %88 arasında tutuculuk kuvveti değerlerinde azalma gözlemlenmiştir. Daha sonra örnekler araştırmacılar tarafından mikroskopta incelemiş ve plastik tutucu parçalarda ciddi bir deformasyon bulgusuna rastlanmıştır. Tutuculuk kaybının plastik parçanın deformasyonundan meydana geldiği çalışma sonucunda bildirilmiştir (151). Çalışmamızdaki plastik tutucuların deformasyonları SEM fotoğraflarında açıkça gözlenmektedir.

Locator ve top başlı tutucuların SEM bulgularına göre 5000 takıp çıkarma siklusu sonunda birbirine paralel şekilde yerleştirildiği bir çalışmada, tutucuların locator dayanaklarında tutuculuğu etkileyecek boyutta bir aşınma olmazken top başlı dayanağında aşınma olduğu görülmüştür. Bulgularına göre de tutuculuk kuvvetinde azalmanın fazla olduğu örneklerin hepsinde çekilen SEM fotoğraflarıyla plastik tutuculardaki madde kaybı doğrulanmıştır (186).

Locator ve top başlı tutucuların retansiyon ve aşınmalarının değerlendirildiği bir çalışmada, açılı yerleştirilmiş implantlar üzerindeki locator lastiklerinin özellikle merkez kısmının daha fazla aşındığını, dayanaklardaki aşınmanın ise daha az olduğu sonuçlarını paylaşmıştır. Çalışmamızın SEM bulguları tutuculuk kuvvetinde azalmanın fazla olduğu örneklerin plastik tutucularının madde kayıplarının fazla olduğunu göstererek bu çalışmalar ile uyumlu bulunmuştur (181).

Hareketli protezlerde en büyük kaygı retansiyondur. Hastanın retansiyon ve stabilizasyon beklentisi hasta memnuniyeti, psikolojik profil ve hastanın emosyonel durumundan etkilenir (190). Tutucuların başlangıç retansiyonu; protezin klinik durumu ve performansı, hasta tarafından kabul edilebilirliği için önemli bir göstergedir (166).

Klinik pratikte retansiyon kuvveti miktarı hasta memnuniyet değeri ile genellikle paralellik gösterir. Bu sebeple retansiyon kuvveti fonksiyon esnasında protezin hareketini engelleyecek değere sahip olmalıdır (136). Bunun yanısıra, bu retansiyon kuvvetleri belli bir seviyeyi, yani protezin takılıp çıkarılması sırasında periodontal dokularda yıkım yapacak değeri geçmemelidir (189). Bu anlamda tutucu seçimi önemlidir. Klinisyenler genellikle klinik deneyimlerine göre tutucu seçimini yapmaktadırlar. Literatürde de vurgulandığı gibi implant destekli overdenture için yeterli retansiyon hastanın memnuniyeti ile bağlantılıdır (158). Bu anlamda implantüstü hareketli protezlerde bu fonksiyonu yerine getiren tutucu parça, ağız ortamında tutuculuğunu uzun süre koruyan, randevu sayısını ve maliyeti azaltan, hem hekim hem de hasta açısından memnuniyet verici olmalıdır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

- Tutucu sistemlerden Locator ve R-tx'in ilk tutuculuk kuvveti ölçümleri diğer tüm ölçümlerinden önemli oranda yüksektir.

- Locator R-tx ve locator tutucularda tutuculuk kuvveti en fazla ilk siklus, 120. Siklus (1.ay) ve 1440.siklusta (1.yıl) değişkenlik göstermiştir. R-tx tutucularda 360-720. Sikluslar (3-6 ay) arasında, tutuculuk kuvvetinin daha stabil değerlerde olduğu gözlemlenmiştir.

- Biri dik biri 25° açılı yerleştirilmiş iki implantlı vakalarda R-tx tutucu, locator tutucuya göre daha retantiftir.

- Test edilen her iki tutucu sistemi içinde ağız içerisindeki etkenlerinde gözönünde bulundurulmasıyla 25°den fazla açılı implantlarda hastanın 6 aylık kontrollerle tutucuların retansiyonlarının kontrolü gereklidir. Gerekirse lastik tutucular değiştirilmelidir. Bu durum klinik periyodik kontrolün önemini göstermektedir.

- Çalışmada elde edilen; birinci yıl haricindeki, en düşük ortalama tutuculuk kuvveti klinik olarak kabul edilebilir sınırlardadır.

- Tutuculuk kaybının ana sebebi plastik parçada meydana gelen aşınmalardır, SEM fotoğraflarında net bir şekilde görülebilen bu aşınmalar özellikle tutuculuk kaybının daha çok olduğu örneklerde görülmüştür.

-Açılı dayanakların üzerindeki lastik tutucular daha çabuk aşınmıştır.

- Tutucuların ömürleri, kullanılan her iki sistemde de görüldüğü gibi plastik malzemelerin titanyum alaşımına göre çok yumuşak ve aşınma direncinin çok daha az olmasından dolayı, tamamen kullanılan plastik malzemelerin özelliklerine göre değişmektedir ancak plastik malzemenin değiştirilmesi ile bu sorun çözülebilir.

- Titanyum karbon nitrür kaplamanın aşınma direnci, titanyum nitrür kaplamaya göre daha yüksektir. Bu sebeple R-tx , locatordan daha iyi fiziksel özelliklere sahiptir.

- Klinikte implantlar yerleştirilirken mümkün olduğunca birbirine paralel yerleştirilmeli, implantların açılı yerleştirilmesinin engellenmesi için cerrahi işlem sırasında cerrahi splint kullanımı tercih edilmelidir.

-İmplantların yerleşiminin eğimli olması başka bir deyişle açılı yerleştirilmesi hareketli protezin başarısını olumsuz etkiler.

- Klinik pratikte, aşınma; protezi takıp çıkartmaya ek olarak tükürüğün pH'sı, kalitesi ve miktarı, oral ve protetik hijyen, ısasal değişiklikler, hastanın beslenme alışkanlıkları, çiğneme fonksiyonu ve parafonksiyonel aktiviteler gibi faktörlerden etkilendiği için tutucuların ömrü in-vitro deneylere göre daha kısa olabilir.



7. KAYNAKLAR

1. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: A literature review. *Implant Dent.*, 15(1):24-34, 2006.
2. Bakke M, Holm B, Gottfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: A prospective 5-year study. *Int J Prosthodont.*, 15(6):575-81, 2002.
3. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: A literature review. *J Prosthet Dent.*, 86(5):468-73, 2001.
4. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA. The McGill consensus statement on overdentures: Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology.*, 19(1): 3-4, 2002.
5. Haikola B, Oikarinen K, Söderholm AL, Remes-Lyly T, Sipila K. Prevalence of edentulousness and related factors among elderly Finns. *J Oral Rehabil.*, 35(11):827–835, 2008.
6. Nalcaci R, Erdemir EO, Baran I. Evaluation of the oral health status of the people aged 65 years and over living in near rural district of Middle Anatolia, Turkey. *Arch Gerontol Geriatr.*, 45(1):55–64, 2007.
7. Mojon P, Thomason JM, Walls AW. The impact of falling rates of edentulism. *Int J Prosthodont.*, 17(4):434-40, 2004.
8. Petersen PE, The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century- the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol.*, 31(1):3-23, 2003.
9. Douglass CW, Shih A, Ostry L. Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020? *J Prosthet Dent.*, 87(1):5-8, 2002.
10. Gökalp S, Doğan GB, Tekçiçek M, Berberoğlu A, Ünlüer Ş, Erişkin ve Yaşlılarda Ağız-Diş Sağlığı Profili. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(4):11-18, 2007.

11. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc.*, 134(11):1455-8, 2003.
12. van Waas MA. The influence of clinical variables on patients' satisfaction with complete dentures. *J Prosthet Dent.*, 63(3):307-10, 1990.
13. Watson RM, Jemt T, Chai J, Harnett J. Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective study. *Int J Prosthodont.*, 10(4):345-54, 1997.
14. Van Kampen FM, Van Der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. *J Dent Res.*, 83(9):708-11, 2004.
15. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent.*, 85(2):141-7, 2001.
16. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: A 10-year randomized clinical study. *J Prosthet Dent.*, 93(2);182, 2005.
17. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implant.*, (17):601–602, 2002.
18. The Academy of Prosthodontics, The Glossary of Proshodontic Terms. *J Prosthet Dent.*, 94(1):10–92, 2005
19. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.*, 3(2):81-100, 1969.
20. Kawasaki T, Takayama Y, Yamada T, Notani K, Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge--three-dimensional behaviour of a lower complete denture. *J Oral Rehabil.*, 28(10):950-7, 2001.

21. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil.*, 23(2):79-90, 1996.
22. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 15(5):675-90, 2000.
23. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 3(2):85-97, 1988.
24. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.*, 50(3):399-410, 1983.
25. Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L. Evaluation of a New Titanium-Zirconium Dental Implant: A Biomechanical and Histological Comparative Study in the Mini Pig. *Clin Implant Dent Relat Res.*, 14(4):538–545, 2012.
26. Wen B, Zhu F, Li Z, Zhang P, Lin X, Dard M. The osseointegration behavior of titanium-zirconium implants in ovariectomized rabbits. *Clin Oral Implants Res.*, 25(7):819–825, 2014.
27. Barter S, Stone P, Brägger U. A pilot study to evaluate the success and survival rate of titanium-zirconium implants in partially edentulous patients: Results after 24 months of follow-up. *Clin Oral Implants Res.*, 23(7):873–881, 2012
28. Lacefield WR. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dent.*, 7(4):315-22, 1998.
29. LeGeros RZ. Calcium phosphate materials in restorative dentistry: a review. *Adv Dent Res.*, 2(1):164-80, 1988.
30. Meijer GJ, Dalmeijer RA, de Putter C, van Blitterswijk CA. A comparative study of flexible (Polyactive) versus rigid (hydroxylapatite) per mucosal dental implants. II. Histological aspects. *J Oral Rehabil.*, 24(2):93-101, 1997.

31. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implant.*, 1(1):11-25, 1986.
32. Bueno-Samper, A., Hernandez-Aliaga, M., Calvo-Guirado J. The implant-supported milled bar overdenture: A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*, 15(2):375–378, 2010.
33. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: Clinical considerations. *J Prosthet Dent.*, 79(1):66-73, 1998.
34. Johnson K. A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following tooth extraction. *Aust Dent J.*, 14(4):241-4, 1969.
35. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: A clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restor Dent.*, 23(4):313-23, 2003.
36. Närhi TO, Hevinga M, Voorsmit RA, Kalk W. Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 16(2):259-66, 2001.
37. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy - Part I: Peri-implant outcome. *Clin Oral Implants Res.*, 9(3):170-7, 1998.
38. Burns DR. The mandibular complete overdenture. *Dent Clin North Am.*, 48(3):603-23, 2004.
39. Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJ. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, May-Jun;18(3):447-52, 2003.
40. Fenton AH. The decade of overdentures: 1970-1980. *J Prosthet Dent.*, 79(1):31-6, 1998.

41. Jemt T, Stalblad PA. The effect of chewing movements on changing mandibular complete dentures to osseointegrated overdentures. *J Prosthet Dent.*, 55(3):357-61, 1986.
42. Stellingsma K, Slagter AP, Stegenga B, Raghoobar GM, Meijer HJ. Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: Comparison of three types of treatment protocols. *J Oral Rehabil.*, 32(6):403-10, 2005.
43. Naert I, Alsaadi G, van Steenberghe D, Quirynen M. A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: Peri-implant outcome. *J Prosthet Dent.*, 93(5):452, 2005.
44. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*, 1st edition. St. Louis: Mosby Inc; 2005.
45. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complication with implants and implant protheses. *J Prosthet Dent.*, 90(2):121-32, 2003.
46. Shafie HR. *Clinical and Laboratory Manual Implant Overdentures*. Wiley-Blackwell. 2007.
47. Wismeijer D, van Waas MA, Mulder J, Vermeeren JI, Kalk W. Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for overdentures on implants of the ITI Dental Implant System. A randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.*, 10(4):297-306, 1999.
48. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 5(4):375-83, 1990.
49. Porter JA, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 17(5):651-62, 2002.

50. Wismeijer D, van Waas MA, Kalk W. Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible. *J Prosthet Dent.*, 74(4):380-4, 1995.
51. Laney WR, Broggini N. *Glossary of Oral and Maxillofacial Implants.* Quintessence Publishing Co, Berlin, 2007.
52. Zarb GA, Symington JM. Osseointegrated dental implants: Preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent.*, 50(2):271-276, 1983.
53. Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S, Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, Spring;5(1):31-8, 1990.
54. Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Buser D, The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, Jan-Feb;16(1):80-9, 2001.
55. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.*, Aug;28(4):297-303, 1999.
56. Ai M, Shiao Y, *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry.* Quintessence Pub Co Inc, Chicago, 2004.
57. Mizutani HRV, *Preparations of Abutments for Magnetically Retained Overdentures.* Quintessence Pub Co Inc, Chicago, 2004.
58. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K, In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont.*, 16(2):128-34, 2003.
59. Wismeijer D, Van Waas MA, Vermeeren JI, Mulder J, Kalk W. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. *Oral Maxillofac Surg.*, 26(4):263-7, 1997.
60. Nagaoka E, Nagayasu Y, Yamashita H, Matsushiro H, Okuno Y. Study of retention in attachments for overdenture (II) O-ring attachment. *J Osaka Univ Dent Sch.*, 20:215-26, 1980.
61. Preiskel HW, Tsolka P. Telescopic prostheses for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 13(3):352-7, 1998.

62. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures: 10-Year clinical and radiographical results. *Clin Oral Implants Res.*, 15(5):560-9, 2004.
63. Cune MS, de Putter C, Hoogstraten J. Treatment outcome with implant-retained overdentures: Part II-Patient satisfaction and predictability of subjective treatment outcome. *J Prosthet Dent.*, 72(2):152-8, 1994.
64. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent.*, 65(5):671-80, 1991.
65. Geçkili O, Bural C, Bilmenoğlu Ç. Attachment systems for implant supported complete dentures. *J Ege Univ Sch Dent.*, 31:9-18, 2010.
66. Bayer S, Steinheuser D, Grüner M, Keilig L, Enkling N, Stark H, Mues S. Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures - Retention force changes. *Gerodontology*, 26(4):268–272, 2009.
67. Landa LS, Cho SC, Froum SJ, Elian N, Tarnow DP. A prospective 2-year clinical evaluation of overdentures attached to nonsplinted implants utilizing ERA attachments. *Pract Proced Aesthet Dent.*, 13(2):151-6, 2001.
68. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res.*, 11(1):108-25, 2000.
69. Parel SM. Implants and overdentures: The osseointegrated approach with conventional and compromised applications. *Int J Oral Maxillofac Implant.*, 1(2):93-9, 1986.
70. Zarb GA, Bolender CL, Eckert SE et al., *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-Supported Protheses*, Michigan, 2004.
71. Ben-Ur Z, Gorfil C, Shifman A. Anterior implant-supported overdentures. *Quintessence Int.*, 27(9):603-6, 1996.

72. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont.*, 13(4):221-6, 2004.
73. Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *J Prosthodont.*, 18(6):479-83, 2009.
74. Kleis WK, Kämmerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W. A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: One-year report. *Clin Implant Dent Relat Res.*, 12(3):209-18, 2010.
75. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures. *J Can Dent Assoc (Tor).*, 73(8):679-682, 2007.
76. <https://www.zestdent.com>. 21/12/2018
77. Shafie H. *Clinical and Laboratory Manual of Implant Overdentures*, 1st ed., Blackwell, USA ; 2007.
78. Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report. *J Prosthet Dent.*, 95(2):102-5, 2006.
79. Alsiyabi AS, Felton DA, Cooper LF. The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: A clinical report. *J Prosthodont.*, 14(3):184-90, 2005.
80. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res.*, 3(3):104-11, 1992.
81. Misch CE, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: a preliminary report of stage I & stage II. *Implant Dent.*, 7(1):35-42, 1998.
82. Misch CE. *Mandibular and Maxillary Implant Overdenture Design and Fabrication: OD-1*. 2nd Ed., Elsevier Inc.; 2014.

83. Mericske-Stern R, Assal P, Buergin W. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. A methodological study. *Clin Oral Implants Res.*, 7(4):378-86, 1996.
84. Mericske-Stern R, Oetterli M, Kiener P, Mericske E. A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results. *Int J Oral Maxillofac Implant.*, 17:678–686, 2002.
85. Walton JN. A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. *Int J Prosthodont.*, 16(3):255-60, 2003.
86. Uludağ B, Polat S. İmplant Destekli Overdenture Uygulamalarında Kullanılan Tutucular. *Turkiye Klin J Dent.*, 1(1):80-6, 2010.
87. Walton JN, Dorin Ruse N. In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *J Prosthet Dent.*, 74(5):482-486, 1995.
88. Stoumpis C, Kohal RJ. To splint or not to splint oral implants in the implant-supported overdenture therapy? A systematic literature review. *J Oral Rehabil.*, 38(11):857-69, 2011.
89. Jemt T, Chai JY, Harnett J, Robin Heath M. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 11(3):291-8, 1996.
90. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Dekeyser C, Callens A. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge: An up to 6-years retrospective study. *J Clin Periodontol.*, 19(2):118-26, 1992.
91. Von Wowern N, Gottfredsen K. Implant-supported overdentures, a prevention of bone loss in edentulous mandibles?: A 5-year follow-up study. *Clin Oral Implants Res.*, 12(1):19-25, 2001.
92. Davis DM, Packer ME. Mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants with either ball attachments or magnets: 5-year results. *Int J Prosthodont.*, 12(3):222-9, 1999.

93. Barber HD, Scott RF, Maxson BB, Fonseca RJ. Evaluation of anterior maxillary alveolar ridge resorption when opposed by the transmandibular implant. *J Oral Maxillofac Surg.*, 48(12):1283-7, 1990.
94. Jacobs R, van Steenberghe D, Nys M, Naert I. Maxillary bone resorption in patients with mandibular implant-supported overdentures or fixed prostheses. *J Prosthet Dent.*, 70(2):135-40, 1993.
95. Lechner SK, Mammen A. Combination syndrome in relation to osseointegrated implant-supported overdentures: a survey. *Int J Prosthodont.*, 9(1):58-64, 1996.
96. Maxson BB, Powers MP, Scott RF. Prosthodontic considerations for the transmandibular implant. *J Prosthet Dent.*, 63(5):554-8, 1990.
97. Payne AG, Solomons YF. Mandibular implant-supported overdentures: a prospective evaluation of the burden of prosthodontic maintenance with 3 different attachment systems. *Int J Prosthodont.*, 13(3):246-53, 2000.
98. Watson RM, Davis DM. Follow up and maintenance of implant supported prostheses: A comparison of 20 complete mandibular overdentures and 20 complete mandibular fixed cantilever prostheses. *Br Dent J.*, 9;181(9):321-7, 1996.
99. Närhi TO, Geertman ME, Hevinga M, Abdo H, Kalk W. Changes in the edentulous maxilla in persons wearing implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent.*, 84(1):43-9, 2000.
100. Denissen HW, Kalk W, van Waas MA, van Os JH. Occlusion for maxillary dentures opposing osseointegrated mandibular prostheses. *Int J Prosthodont.*, 6(5):446-50, 1993.
101. Lang BR, Razzoog ME. Lingualized integration: tooth molds and an occlusal scheme for edentulous implant patients. *Implant Dent.*, 1(3):204-11, 1992.
102. Thiel CP, Evans DB, Burnett RR. Combination syndrome associated with a mandibular implant-supported overdenture: A clinical report. *J Prosthet Dent.*, 75(2):107-13, 1996.

103. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: a clinical trial of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13(6):851-6, 1998.
104. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent.*, 80(5):559-64, 1998.
105. Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res.*, 7(4):387-96, 1996.
106. Chao YL, Meijer HJ, Van Oort RP, Versteegh PA. The incomprehensible success of the implant stabilised overdenture in the edentulous mandible: a literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants. *Eur J Prosthodont Restor Dent.*, 3(6):255-61, 1995.
107. Mericske-Stern R. Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13(1):36-43, 1998.
108. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: A longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 13(2):253-62, 1998.
109. Gotfredsen K, Holm B. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *Int J Prosthodont.*, 13(2):125-30, 2000.
110. Kiener P, Oetterli M, Mericske E, Mericske-Stern R. Effectiveness of maxillary overdentures supported by implants: maintenance and prosthetic complications. *Int J Prosthodont.*, 14(2):133-40, 2001.
111. Naert I, Alsaadi G, van Steenberghe D, Quirynen M. A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 19(5):695–702, 2004.

112. Oetterli M, Kiener P, Mericske-Stern R. A longitudinal study on mandibular implants supporting an overdenture: the influence of retention mechanism and anatomic-prosthetic variables on periimplant parameters. *Int J Prosthodont.*, 14(6):536-42, 2001.
113. Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Clin Oral Implants Res.*, 9(1):51-8, 1998.
114. Davis DM, Rogers JO, Packer ME. The extent of maintenance required by implant-retained mandibular overdentures: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 11(6):767-74, 1996.
115. Den Dunnen AC, Slagter AP, De Baat C, Kalk W. Professional hygiene care, adjustments and complications of mandibular implant-retained overdentures: A three-year retrospective study. *J Prosthet Dent.*, 78(4):387-90, 1997.
116. Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE. A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implant.*, 7(4):513-22, 1992.
117. Naert IE, Hooghe M, Quirynen M, van Steenberghe D. The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible. An up to 9-year longitudinal study. *Clin Oral Investig.*, 1(3):119-24, 1997.
118. Scmitt A, Zarb GA. The notion of implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent.*, 79(1):60-5, 1998.
119. Walton JN, MacEntee MI. Problems with prostheses on implants: A retrospective study. *J Prosthet Dent.*, 71(3):283-8, 1994.
120. Andreiotelli M, Att W, Strub JR. Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. *Int J Prosthodont.*, 23(3):195-203, 2010.
121. Bressan E, Tomasi C, Stellini E, Sivoilella S, Favero G, Berglundh T. Implant-supported mandibular overdentures: a cross-sectional study. *Clin Oral Implant Res.*, 23(7):814-9, 2012

122. Kleis WK, Kammerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W. A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures. *Clin Implant Dent Relat Res.*, 12(3):209-18, 2010.
123. Mackie A, Lyons K, Thomson WM, Payne AGT. Mandibular two-implant overdentures: three-year prosthodontic maintenance using the locator attachment system. *Int J Prosthodont.*, 24(4):328-31, 2011.
124. Cakarar S, Can T, Yaltırık M, Keskin C. Complications associated with the ball, bar and locator attachments for implant-supported overdentures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*, 16(1):7, 2011.
125. Akça K, Çavuşoğlu Y, Sağırkaya E, Çehreli MC. Early-loaded onestage implants retaining mandibular overdentures by two different mechanisms: 5-year results. *Int J Oral Maxillofac Implant.*, 28:824-30, 2013.
126. Dudic A, Mericske-Stern R. Retention mechanisms and prosthetic complications of implant-supported mandibular overdentures: Long-term results. *Clin Implant Dent Relat Res.*, 4(4):212-9, 2002.
127. Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E. The influence of bar design (round versus milled bar) on prosthodontic maintenance of mandibular overdentures supported by 4 implants: a 5-year prospective study. *Int J Prosthodont.*, 21(6):514-20, 2008.
128. Zou D, Wu Y, Huang W. A 3-year prospective clinical study of telescopic crown, bar, and locator attachments for removable four implant-supported maxillary overdentures. *Int J Prosthodont.*, 26(6):566-73, 2013.
129. Walton JN, Huizinga SC, Peck CC. Implant angulation: a measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical experience. *Int J Prosthodont.*, 14(6):523-30, 2001.
130. Karabuda C, Yaltırık M, Bayraktar M. A clinical comparison of prosthetic complications of implant-supported overdentures with different attachment systems. *Implant Dent.*, 17(1):74-81, 2008.

131. Wismeijer D, Van Waas MAJ, Vermeeren JIJF, Mulder J, Kalk W. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.*, 26(4):263-7,1997.
132. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: Prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil.*, 26(3):195-202,1999.
133. Bilhan H, Mumcu E, Arat S. The comparison of marginal bone loss around mandibular overdenture- supporting implants with two different attachment types in a loading period of 36 months. *Gerodontology.* 28(1):49-57, 2011.
134. Timmerman R, Stoker GT, Wismeijer D, Oosterveld P, Vermeeren JIJF, Van Waas MAJ. An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res.*, 83(8): 630-633.,2004.
135. Petropoulos VC, Smith W. Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 17(4):526-35,2002.
136. Setz I, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J Prosthet Dent.*, 80(3):323-9.,1998.
137. Alsabeeha NH , Payne AG., Swain MV. Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: A review of in vitro investigations on retention an wear features. *Int J Prosthodont.*, 22(5):429-40, 2009.
138. Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int (Berl).*, 40(4):313-9, 2009.
139. Batenburg RHK, Meijer HJA, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment Concept for Mandibular Overdentures Supported by Endosseous Implants: A Literature Review. *Int J Oral Maxillofac Implant.*, 13(4):539-45,1998.

140. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient have demonstrated the broad application of non-submerged ITI. *Clin Oral Impl Res.*, Suppl.1:108-25, 2000.
141. Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *14(1):3-11,2005.*
142. Wiemeyer AS, Agar JR, Kazemi RB. Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. *J Prosthet Dent.*, 86(4):434-7,2001.
143. Alsabeeha NHM, Payne AGT, De Silva RK, Thomson WM. Mandibular single-implant overdentures: Preliminary results of a randomised-control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems. *Clin Oral Implants Res.*, 22(3):330-7, 2011.
144. Marzola R, Scotti R, Fazi G, Schincaglia G Pietro. Immediate loading of two implants supporting a ball attachment-retained mandibular overdenture: A prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.*, 9(3):136-43, 2007.
145. Van Kampen F, Cune M, Van Der Bilt A, Bosman F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: An in vivo comparison after 3 months of function. *Clin Oral Implants Res.*, 14(6):720-6, 2003.
146. Visser A, Meijer J. Implant-retained mandibular overdentures versus conventional dentures: 10 years of care and aftercare. *Int J Prosthodont.*, 19(3):271-8, 2006.
147. Leung T, Preiskel HW. Retention profiles of stud-type precision attachments. *Int J Prosthodont.*, 4(2):175-9,1991.
148. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser UC, Samson J. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 21(6):919-28, 2005.
149. Sia PKS, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. Effect of locator abutment height on the retentive values of pink locator attachments: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* , 117(2):283-288, 2017.

150. Fromentin O, Picard B, Tavernier B. In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments. *Pract Periodontics Aesthet Dent.*, 11(3):391-7,1999.
151. Gamborena JI, Hazelton LR, NaBadalung D, Brudvik J. Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. *Int J Prosthodont.*, 10(2):123-30, 1997.
152. Wichmann MG, Kuntze W. Wear behavior of precision attachments. *Int J Prosthodont.* , 12(5):409-14, 1999.
153. Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil.*, 30(7):671-8, 2003.
154. Michelinakis G, Barclay CW, Smith PW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. *Int J Prosthodont.* , 19(5):507-12, 2006.
155. Besimo C, Graber G, Flühler M. Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. *J Oral Rehabil.*, 23(6):372-8, 1996.
156. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I-retention, stability, and tissue response. *J Prosthet Dent.*, 73(4):354-63, 1995.
157. Maeda Y. Criteria for attachment selection for implant overdenture. Quintessence Publishing Co, Tokyo, 2005.
158. Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II--Patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent.*, 73(4):364-9, 1995.
159. Cune M, Kampen F Van, Bilt A Van Der, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *J Prosthet.*, 18(2):99-105, 2005.
160. Goodacre CJ, Bernal G. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* , 90(2):121-33, 2003.

161. Branchi R, Vangi D, Virga A, Guertin G, Fazi G. Resistance to wear of four matrices with ball attachments for implant overdentures: A fatigue study. *J Prosthodont.*, 19(8):614-9, 2010.
162. Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG. The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent.*, 102(2):74-80, 2009.
163. Fromentin O, Lassauzay C, Abi Nader S, Feine J, De Albuquerque Junior RF. Testing the retention of attachments for implant overdentures - Validation of an original force measurement system. *J Oral Rehabil.*, 37(1):54-62, 2010.
164. Rodrigues RC, Faria AC, Macedo AP, Sartori IA, De Mattos Mda G, Ribeiro RF. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. *Clin Oral Implants Res.*, 20(12):1314-9, 2009.
165. Ortegón SM, Thompson GA, Agar JR, Taylor TD, Perdakis D. Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures : An in vitro study Army Dental and Trauma Research Detachment , Great Lakes , Ill ; *J Prosthet Dent.*, 101(4):231-8, 2009.
166. Al-ghafli SA, Michalakis KX, Hirayama H. The in vitro effect of different implant angulations and cyclic dislodgement on the retentive properties of an overdenture attachment system. *J Prosthet Dent.*, 102(3):140-7, 2009.
167. Kobayashi M, Srinivasan M, Ammann P. Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clin Oral Implants Res.*, 25(4):426-34, 2014.
168. Botega DM, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil.*, 31(9):884-9, 2004.
169. Breeding LC, Dixon DL, Schmitt S. The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. *J Prosthet Dent.*, 75(5):570-3, 1996.

170. Stewart BL, Edwards RO. Retention and wear of precision-type attachments. *J Prosthet Dent.*, 49(1):28-34, 1983.
171. Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 12(2):176-85, 1997.
172. Varghese RM, Masri R, Driscoll C. The effect of denture cleansing solutions on the retention of yellow Hader clips: an in vitro study. *J Prosthodont.*, 16(3):165-71, 2007.
173. Alsabeeha N, Swain MV, Payne AG. Attachment systems for mandibular single-implant overdentures: An in vitro retention force investigation on different designs. *Int J Prosthodont.*, 23(2):160-6, 2010.
174. Abi Nader S, De Souza RF, Fortin D, De Koninck L, Fromentin O, Albuquerque Jr RF. Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *J Oral Rehabil.*, 38(3):157-64, 2011.
175. Fu CC, Hsu YT. A comparison of retention characteristics in prefabricated and custom-cast dental attachments. *J Prosthodont.*, 18(5):388-92, 2009.
176. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil.*, 34(1):41-51 2007.
177. Fakhry A, Tan SC, Heiner AD, Dehkordi-Vakil FH, Dircks HW. Methodology for measuring the in vitro seating and unseating forces of prefabricated attachment systems used to retain implant overdentures. *J Prosthodont.*, 19(2):87-94, 2010.
178. Yang TC, Maeda Y, Gonda T, Kotecha S. Attachment systems for implant overdenture: Influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clin Oral Implants Res.*, 22(11):1315-9, 2011.
179. Ramoğlu S, Ozan O, Kurtulmuş-Yılmaz S. Evaluation of the stress on attachments of mandibular two-implant overdenture. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17(3):279-290, 2014.

180. Uludag B, Polat S. Retention characteristics of different attachment systems of mandibular overdentures retained by two or three implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 27(6):1509–1513. 2012.
181. Lelebicioğlu Kurtuluş İ. Farklı Açılarla Yerleştirilen İmplantların Desteklediği Overdenture Protezlerde Kullanılan Ataçmanların in vitro Olarak Karşılaştırılması. Doktora Tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2014.
182. Kurtulus IL, Gurbulak AG. The in Vitro comparison of the retention of an implant-supported stud attachment locator and straumann ball attachment at different angulations. *Niger J Clin Pract.*, May;21(5):639-644, 2018.
183. Svetlize CA, Bodereau EF. Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int.*, 35(6):443-8, 2004.
184. Bartlett DW. Retention of implant-supported overdentures at different implant angulations: comparing Locator and ball attachments, *Nov*;28(11):1406-1410, 2017.
185. ELSyad MA, Dayekh MA, Khalifa AK. Locator versus bar attachment effect on the retention and stability of implant-retained maxillary overdenture: An in vitro study. *J Prosthodont.*, 7, 2017.
186. Eren Türk P. Alt Çenede İki İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Top Başlı ve Locator Tutucuların Tutuculuk Kuvveti Değerlerinin ve Aşınmalarının İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2011.
187. Wolf K, Ludwig K, Hartfil H, Kern M. Analysis of retention and wear of ball attachments. *Quintessence Int.* , 40(5):405-12, 2009.
188. Hahnel S, Alamanos C, Schneider-Feyrer S, Stöckle M, Rosentritt M. Investigation of clinical and laboratory wear in locator-supported, implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont.*, 31:334–337, 2018.
189. Lehmann KM, Amin F. Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quintessence Dent Technol*, 7:45–48, 1978.

190. Williams BH, Ochiai KT, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs. *J Prosthet Dent.*, 86(6):603-7, 2001.




8.EKLER

EK-1. Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı Kurul Kararı

GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	İmplant destekli tam protezlerde kullanılan farklı tutucuların retansiyonlarının değerlendirilmesi				
ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu			
	AÇIK ADRESİ:	Cumhuriyet Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başhekimlik Girişi Kampüsü, TR-58140 Merkez/Sivas			
	TELEFON	0 346 258 00 25			
	FAKS	0 346 258 00 24			
	E-POSTA	gokaek2014@gmail.com			
BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Derya Özdemir Doğan			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Protetik Diş Tedavisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Bölümü			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Uzmanlık tezi			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Doç. Dr. Gülay Yıldırım
İmza: 

GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	İmplant destekli tam protezlerde kullanılan farklı tutucuların retansiyonlarının değerlendirilmesi
-----------------------	--

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>		
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>		
	İLAN	<input type="checkbox"/>		
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>		
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>		
DİĞER:	<input type="checkbox"/>			
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2016-11/26	Tarih: 25.11.2016		
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmann/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmann/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerden gerekli izin alınarak gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.			

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Helsinki Bildirgesi, Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Yönergesi
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Doç. Dr. Gülay Yıldırım

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E	K	E	H	E	H	
Prof. Dr. Şahande Elagöz	Patoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Serpil Degerli	Parazitoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Naim Nur	Halk Sağlığı	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Ercan Özdemir	Fizyoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Dığdem Eren	Diş Hastalıkları ve Tedavisi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Sulhaddin Arslan	Göğüs Hastalıkları	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Gülay Yıldırım	Tıp Tarihi ve Etik	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Zehra Gölbaşı	Doğum-Kadın Hastalıkları Hemşireliği	Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimler Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Ceylan Hepokur	Eczacılık Biyokimya	Cumhuriyet Üniversitesi, Eczacılık Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

*: Toplantıda bulunma

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Doç. Dr. Gülay Yıldırım
İmza:

9.ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Selin Ümmü ÖZSOY UÇAR

Doğum Tarihi/ Doğum yeri: 26/02/1987-BULGARİSTAN

E-mail: ummuozsoy@hotmail.com

Medeni Durum: Evli

Yabancı Dil: İngilizce

Eğitimi: Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2005/2011 İSTANBUL

Uzmanlık Eğitimi: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD. 2016/2019

Çalıştığı Kurumlar:

- İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D. Total-Parsiyel Protezler Bilim Dalı 2011-2014
- Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D 2016/2019

Üye Olduğu Mesleki Dernek ve Kuruluşlar:

- Türk Diş Hekimleri Birliği (TDB)
- Türk Geriatri Derneği (TGD)

KONGRE KATILIMLARI

- 16.Uluslararası Diş hekimliği Kongresi, İstanbul, Türkiye, 2009
- 22nd BaSS Congress Thessaloniki,Greece, 2017
- 23rd BaSS Congress Iasi, Romania, 2018
- 42nd EPA Congress Madrid, Spain, 2018
- 40th EPA Congress Halle,Germany, 2016
- 23rd TDB Congress İstanbul,Türkiye, 2017
- 23rd Uludağ Sempozyumu Bursa,Türkiye, 2016