

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İMLANT TUTUCULU MANDİBULAR OVERDENTURE
PROTEZLERDE; İMLANT SAYISI, AÇISI VE LOCATOR
ATAŞMAN ÇEŞİTLERİNİN PROTEZ RETANSİYONUNA
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Duygu TAŞKIN GEDİK

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. İlgi BARAN

2019-KIRIKKALE

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İMLANT TUTUCULU MANDİBULAR OVERDENTURE
PROTEZLERDE; İMLANT SAYISI, AÇISI VE LOCATOR
ATAŞMAN ÇEŞİTLERİNİN PROTEZ RETANSİYONUNA
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Duygu TAŞKIN GEDİK

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. İlgi BARAN

**Bu Çalışma, Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinatörlüğü Tarafından Desteklenmiştir.**

Proje No: 2018/053

2019-KIRIKKALE

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Eğitimi çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından oy birliği/çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 30/ 07/ 2019

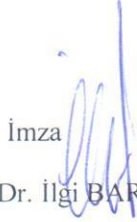


İmza

Prof. Dr. Yasemin KESKİN

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı



İmza

Doç. Dr. İlgi BARAN

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye



İmza

Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Ali Can BULUT

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye



İmza

Dr. Öğr. Üyesi Hamiyet GÜNGÖR ERDOĞAN

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	II
İÇİNDEKİLER	III
ÖNSÖZ	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR	VII
ŞEKİLLER	VIII
ÇİZELGELER	X
ÖZET	XI
SUMMARY	XII
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Tam Dişsizlik ve Konvansiyonel Tam Protezler.....	2
1.2. Konvansiyonel Tam Protezlerin Dezavantajları	3
1.3. Tam Dişsizlikte İmplantların Kullanıldığı Tedavi Seçenekleri	3
1.4. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Endikasyonları	6
1.5. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Tedavi Seçenekleri.....	8
1.6. Tutuculuk Kavramı ve Kullanılan Tutucular.....	9
1.6.1. Esnekliklerine Göre Tutucu Tipleri.....	10
1.6.2. Esnek Tutucular Tarafından İzin Verilen Çeşitli Hareketler.....	12
1.6.3. Bağlanmalarına Göre Tutucu Tipleri.....	13
1.6.3.1. Splintlenen Tutucular.....	13

1.6.3.2. Splintlenmeyen Tutucular.....	14
1.6.3.2.1. Miknatıs Tutucular.....	14
1.6.3.2.2. Topuz Tutucular.....	15
1.6.3.2.3. Locator Tutucular.....	16
1.6.3.2.3.1. Locator Tutuculu Sistemlerde Abutment ve Tutucular.....	16
1.6.3.2.4. Teleskop Tutucular.....	17
1.6.3.3. Splintlenen ve Splintlenmeyen Tutucuların Beraber Kullanımı.....	18
1.7. Tutucu Sistem Seçiminde Değerlendirilmesi Gereken Faktörler.....	18
1.7.1. Rezidüel Kretin Niceliği ve Niteliği.....	18
1.7.2. Dental Arkın Şekli.....	19
1.7.3. İmplantlar Arası Açı.....	19
1.7.4. İstenilen Retansiyon.....	20
1.7.5. Restoratif Alan.....	21
1.7.6. Tedavi Maliyeti.....	22
1.7.7. Diğer Faktörler.....	22
1.8. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Biyomekaniği.....	22
1.9. İmplant Tutuculu Overdenture Protezlerde Görülen Komplikasyonlar.....	23
1.10. Amaç.....	27
1.11. Hipotez.....	27
2. GEREÇ VE YÖNTEM.....	28
2.1. Mandibular Mum Modellerin Hazırlanması.....	29
2.2. İmplant Tutuculu Akrilik Mandibular Modellerin Elde Edilmesi.....	31

2.3. Protezlerin Üretilmesi ve Ataşmanların Protezlere Yerleştirilmesi.....	33
2.4. Mandibular Modellerin Test Cihazına Yerleştirileceği Düzenğin Hazırlanması.....	34
2.5. Protezlere Çekme Deneyinin Uygulanması.....	35
2.6. İstatistiksel Analizler.....	36
3. BULGULAR.....	37
3.1. Ataşmanların Değerlendirilmesi.....	38
3.2. Farklı Planlamaların Değerlendirilmesi.....	41
4. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	45
5. KAYNAKLAR.....	64
6. ÖZGEÇMİŞ.....	83

ÖNSÖZ

Tezimin tüm aşamalarında ve uzmanlık eğitimim süresince değerli bilgilerini, tecrübelerini, manevi desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen ve hayata dair çok şey öğrendiğim sevgili hocam ve tez danışmanım Sayın Doç. Dr. İlgi BARAN'a

Eğitimime katkısı olan, olumlu ve yapıcı eleştirileriyle beni yönlendiren Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve omuz omuza çalıştığım asistan arkadaşlarıma,

Kader ortaklığı yaptığım, her sıkıntıyı beraber göğüslediğim, aynı odayı paylaştığım başta Arş. Gör. Hilal GÜLGEZEN AYDIN olmak üzere tüm sevgili arkadaşlarıma,

Tüm yaşamım boyunca sevgilerini, emeklerini, maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen, haklarını hayatımın sonuna kadar ödeyemeyeceğimi bildiğim kıymetlilerim annem Feride TAŞKIN'a, babam Altay TAŞKIN'a, canım kardeşim Damla Öykü TAŞKIN'a, teyzem Havva ARGİNOĞLU'na,

Tezimi hazırlarken mühendislik bilgileriyle bana yol gösteren, karşılaştığım zorluklarda benden yardımlarını esirgemeyen, bu hayattaki en büyük şansım olan sevgili eşim Bahadır GEDİK'e ve değerli ailesine

en içten duygularıyla teşekkür ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

cm: Santimetre

dk: Dakika

gr: Gram

inç: 2,54 cm

lbs: Libres (453,5 gr)

mm: Milimetre

N: Newton (kg.m/s^2)

NaCl: Sodyum klorür

NaOCl: Sodyum hipoklorit

sn: Saniye

°: Derece

=: Eşitlik

°C: Santigrat derece

%: Yüzdellik

ŞEKİLLER

Şekil 2.1: (a) A tipi silikon ölçü maddesi (Mega PINKSIL N22, Megadental GmbH, Germany), (b) pembe modelaj mumu (Cavex Set Up Regular, Holland).....	29
Şekil 2.2: Örnek modelden mum duplikatların elde edilmesi.....	29
Şekil 2.3: Paralelometre yardımıyla analogların mum modele açılı ve paralel olarak yerleştirilmesi.....	30
Şekil 2.4: 2 paralel implantlı, 2 açılı implantlı ve 4 paralel implantlı mum model....	30
Şekil 2.5: Vertex Poly Cure 25 polimerzasyon cihazı.....	31
Şekil 2.6: Locator ataşman sistemi.....	32
Şekil 2.7: Locator R-Tx ataşman sistemi.....	32
Şekil 2.8: OD-Secure ataşman sistemi.....	32
Şekil 2.9: Locator ataşmanın farklı modellerdeki görüntüsü.....	33
Şekil 2.10: Locator R-Tx ataşmanın farklı modellerdeki görüntüsü.....	33
Şekil 2.11: OD-Secure ataşmanın farklı modellerdeki görüntüsü.....	33
Şekil 2.12: Bitmiş protezin model üzerindeki görüntüsü ve Locator matrikslerin bitmiş protezdeki görüntüleri.....	34
Şekil 2.13: Mandibular modelin tabladaki görüntüleri.....	34
Şekil 2.14: Çalışma modelinin universal test cihazındaki görüntüleri.....	35
Şekil 3.1: Locator ataşmanın farklı planlamalarda zamana göre retansiyon değerleri.....	38
Şekil 3.2: OD-Secure ataşmanın farklı planlamalarda zamana göre retansiyon değerleri.....	39

Şekil 3.3: Locator R-Tx ataşmanın farklı planlamalarda zamana göre retansiyon değerleri.....	40
Şekil 3.4: Ataşmanların zamana göre retansiyon kuvveti dağılımını gösteren Box-Plot grafiği.....	41
Şekil 3.5: Farklı planlamalarda ve zamanlarda tüm ataşman gruplarının retansiyon kuvveti dağılımını gösteren Box-Plot grafiği.....	42
Şekil 3.6: Ataşmanların t1 retansiyon değerleri.....	43
Şekil 3.7: Ataşmanların t2 retansiyon değerleri.....	43
Şekil 3.8: Ataşmanların t3 retansiyon değerleri.....	44

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1: Locator tutucu çeşitlerinin sağladığı retansiyon kuvvetleri.....	16
Çizelge 2.1: Çalışmada kullanılan ataşmanlar ve üretici firmalar.....	28
Çizelge 2.2: Çalışmada üretilen model tipleri.....	32
Çizelge 3.1: Retansiyon ortalamaları bakımından ataşmanların incelenmesi.....	37



ÖZET

İmplant Tutuculu Mandibular Overdenture Protezlerde; İmplant Sayısı, Açısı ve Locator Ataşman Çeşitlerinin Protez Retansiyonuna Etkisinin Değerlendirilmesi

İmplant tutuculu overdenture protezlerde estetik, çiğneme etkinliği, protez stabilitesi ve retansiyonun konvansiyonel tam protezlere kıyasla daha tatmin edici olduğu ve buna bağlı olarak hasta memnuniyetinin de arttığı görülmektedir. İmplant tutuculu overdenture protezlerde kullanılan çeşitli ataşman sistemleri mevcuttur ve ataşman seçimi protezlerin retansiyonunda önemlidir. Çalışmamızın amacı, implant sayısı ve implant açılanmalarının implant tutuculu mandibular overdenture protezlerin retansiyonuna etkisini değerlendirmek ve kullanılan farklı ataşman türlerini karşılaştırmaktır.

Çalışmamızda 3 farklı implant tedavi planlamasına sahip toplam 9 adet mandibular akrilik model üretilmiştir. 2 adet paralel, 4 adet paralel ve 2 adet açılı olacak şekilde implantlar içeren modellerde implantlar üzerine 3 farklı tip ataşman (Locator, OD-Secure ve Locator R-Tx) yerleştirilmiştir. 6 aylık klinik kullanıma eşdeğer olacak şekilde Instron Universal test cihazında protezlere aksiyel yönde 540 kez çekme işlemi uygulanarak retansiyon değerlendirilmiştir. Çalışma verileri değerlendirilirken tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) ve tekrarlı ölçümler varyans analizi (Repeated Measures ANOVA) kullanılmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre tüm ataşmanların başlangıç retansiyon değerleri; 30.16 N ile 97.89 N arasındadır. Locator ataşman sistemleri implant sayı ve açılanmasından bağımsız olarak çekme testi sonucunda diğer ataşman sistemlerine kıyasla daha yüksek retansiyon kaybı göstermiştir. İmplant sayısının, implant açılanması ve ataşman sisteminden bağımsız olarak retansiyonu etkilediği, implant açılanmasının ise implant sayısından bağımsız olarak yalnızca Locator ataşman sisteminde retansiyonu arttırdığı görülmüştür ($p<0.05$).

Locator, OD Secure ve Locator R-Tx ataşman sistemlerinin uygulanan 6 aylık klinik kullanıma eşdeğer aşınma testi sonrasında retansiyon değerlerinin kabul edilebilir sınırlar dahilinde olduğu görülmüştür ($>10N$). Bu çalışmanın kısıtlamaları dahilinde, Locator R-Tx ve OD-Secure ataşman sistemlerinin retansiyon kayıp oranları göz önünde bulundurulduğunda Locator ataşman sistemine alternatif olabilecekleri düşünülmektedir.

Anahtar Sözcükler: İmplant açılanması, implant sayısı, implant tutuculu overdenture, Locator, retansiyon.

SUMMARY

Evaluation of the Effect of the Number of Implants, Angle and Locator Attachment Types on Retention of Implant Retained Mandibular Overdentures

It is known that aesthetic, chewing efficiency, prosthesis stability and retention in implant-retained overdenture prostheses are more satisfactory compared to conventional complete dentures and consequently increase patient satisfaction. There are several attachment systems used in implant-retained overdentures and attachment selection is an important factor affecting prosthetic retention. The aim of our study was to evaluate the effect of implant number and implant angulation on retention of implant-retained mandibular overdentures and to compare different attachment types.

In this study, 9 mandibular acrylic models with 3 different implant treatment plans were produced. 3 different types of attachments (Locator, OD-Secure and Locator R-Tx) were placed on the implants in the models manufactured in accordance with different implant treatment plans (2 parallel implants, 4 parallel implants and 2 angled implants). Retention was evaluated by applying 540 axial pull off test (insertion and removal) to each specimen with Instron Universal test device, equivalent to 6 months of clinical use. One-way ANOVA and Repeated Measures ANOVA were used to evaluate the data.

According to the results of this study, the initial retention values of all attachments were between 30.16 N and 97.89 N. Locator attachment systems showed higher retention loss compared to other attachment systems regardless of implant number and angulation. It was observed that the number of implants affected retention independent of implant angulation and attachment system, whereas implant angulation increased retention only in Locator attachment system ($p < 0.05$).

The retention values of the Locator, OD-Secure and Locator R-Tx attachment systems were within acceptable limits after pull off test equivalent to 6 months of clinical use ($>10N$). Within the limitations of this study, it is considered that Locator R-Tx and OD-Secure attachment systems may be an alternative to Locator attachment system in terms of retention loss values.

Keywords: Implant angulation, implant-retained overdenture, number of implants, Locator, retention.

1. GİRİŞ

Tam dişsizliğin tedavisinde kullanılan konvansiyonel total protezlerin dezavantajları uzun yıllardan beri bilinmektedir. Total protezlerinden memnun olmayan bireylerin başlıca şikayeti özellikle mandibulada artmış rezidüel kret rezorbsiyonu sebebiyle protez stabilitesi ve retansiyonunun yetersizliğidir. Böyle durumlarda implant tutuculu overdenture protezler kabul edilebilir alternatif bir tedavi seçeneği olmuştur.

İmplant tutuculu overdenture protezlerde splintlenen veya splintlenmeyen şekilde kullanılan ve farklı derecede retansiyon sağlayan çeşitli ataşman sistemleri mevcuttur. Splintlenmeyen iki implant tutuculu overdenture protez, dişsiz mandibulanın tedavisinde kolay uygulanabilen ve implantların kullanıldığı diğer tedavi seçeneklerine göre daha az maliyetli bir çözümdür.

Overdenture protezlerde implantların birbirine paralel olarak yerleştirilmesi hedeflenmektedir; ancak kemiğin anatomik durumu, klinisyenin deneyimi gibi faktörler sebebiyle implantlarda açı sapmaları oluşabilir. Böyle durumlarda açığı tolere edebilen abutmantlar, esnek ataşmanlar veya bar tutucuların kullanımı önerilebilir.

Çalışmamızda mandibular overdenture protezde implant sayısı ve implantlar arası açı değişimine bağlı olarak splintlenmeyen ataşman sistemlerinden Locator, OD-Secure ve Locator R-Tx'in retansiyon özelliklerinin karşılaştırılması ve 6 aylık klinik kullanım süresine eş değer olacak şekilde yapılan çekme testi sonrası retansiyon kaybı oranlarının incelenmesi amaçlanmıştır.

1.1. Tam Dişsizlik ve Konvansiyonel Tam Protezler

Maksilla ya da mandibulanın ilgili yapılarını ve tüm dental arkı içeren hareketli dental protezlere tam protezler adı verilir (The Glossory of Prosthodontic Terms 2017). Bireylerin tüm doğal dişlerini kaybederek tam protez kullanmaya başlaması, başka bir deyişle dişlerin kaybedilmesiyle periodontal destekten yoksun kalması, stomatognatik sistemde büyük değişiklikler yaratır. Tam protez yapılarak periodontal ligament desteğinin tekrar kazandırılması mümkün değildir. Tam protezler konusunda en kolay çözümlenebilecek sorun estetikdir. Fonksiyonel yetinin kazanılması ise zaman alan bir süreçtir (Çalikkocaoğlu 2010). Bununla birlikte dişsiz bireylerin büyük çoğunluğunun özellikle ekonomik faktörler nedeniyle, geleneksel protezleri kabullenmesi gerekmektedir. Bu sonuç, dişsiz bireylerin genellikle düşük gelirli popülasyona ait olduğu ve implant tedavisine erişemediği gerçeğine bağlanmaktadır (Kutkut ve ark. 2018). Bu nedenle protetik tedavilerin çoğu halen geleneksel protezlerden oluşmaktadır. Geleneksel protezler, dişsiz bireylere estetik ve fonksiyonel yönden fayda sağlar ve sosyal olarak kabul edilebilir (de Siqueira ve ark. 2013).

Jones ve ark.'nın (2003) yaptıkları çalışmaya göre; tam dişsiz bireylerin yaşam kalitesinin daha düşük olduğu ve bu bireylerin protetik tedavileri sonrasında daha iyi bir görünüme, sosyal ve fonksiyonel konfora sahip oldukları hatta konuşma, uyku düzeni ve insan ilişkilerinin olumlu yönde etkilendiği bildirilmiştir.

Yaşlanma diş kaybının bir nedeni olmamasına rağmen, ilerleyen yaşla fonksiyonel yetersizlik, sistemik ve dental hastalık sıklığı yaşlı bireylerde dişsizlik için yatkınlık oluşturabilir (Harle ve Anderson 1993, Naıçacı ve ark. 2007). Günümüzde, orta yaş (45-64 yaş) grubunda, geçmiş kuşaklara oranla ağız sağlığı bilinci daha da artmıştır. Toplumda yaşlı yetişkinlerin nüfusunda artış olmasına rağmen dişsiz yetişkinlerin yüzdesinin azalması beklenmektedir (Türkyılmaz ve ark. 2010).

Tam protez kullanan bireylerin memnuniyetsizliğinin en yaygın nedenleri; ağrı, fonksiyonel yetersizlik, protez stabilitesinin az olmasıdır. Fonksiyonel yetersizlik, destek ve stabilite eksikliğinden kaynaklanır; aynı zamanda tükürük akışı, dilin motor kontrolü, çiğneme kuvveti ve oral duyu fonksiyonunun azalmasından da etkilenir (Türkyılmaz ve ark. 2010).

1.2. Konvansiyonel Tam Protezlerin Dezavantajları

Doundoulakis ve ark. (2003) tam protezlerin dezavantajlarını şu şekilde sıralamaktadır: stabilite ve retansiyon eksikliği, sürekli devam eden kemik yıkımı, çiğneme fonksiyonunda yetersizlik, sosyal problemler, hasta tarafından kabul edilebilir bir protez yapımı için ayrıntılı ve zaman alıcı prosedürler gerektirmesi.

Maksiller tam protez kullanan bireylerde estetik, konuşma ve fonksiyon açısından yeterli derecede memnuniyet görülmekteyken, mandibular tam protez kullanan bireylerin memnuniyet düzeyi düşüktür (Redford ve ark. 1996, Čelebić ve Knezović-Zlatarić 2003, Thalji ve ark. 2016). Mandibular tam proteze ait yetersiz tutuculuk ve fonksiyon esnasında hareket, değişmiş yüz görünümü, konuşma zorluğu ve sosyal ilişkilerden kaçınma gibi problemler protez kullanıcılarının memnuniyetini olumsuz yönde etkilemektedir (Nickenig ve ark. 2008). Uzun yıllardan beri yapılan çalışmalar ve ileri sürülen öneriler bu konuya kesin bir çözüm getirememiştir. Günümüzde implant destekli protezler, şimdilik en kabul edilebilir çözüm gibi gözükmektedir (Çalikkocaoğlu 2010).

1.3. Tam Dişsizlikte İmplantların Kullanıldığı Tedavi Seçenekleri

Protez terimleri sözlüğüne göre dental implantlar; sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyallerdir (The Glossary of Prosthodontic Terms 2017). Son 25 yılda dental implantların kullanımı,

diş hekimliğinde tedavi planlamasını önemli ölçüde etkilemiştir (El-Anwar ve Mohammed 2014).

Modern diş hekimliğinin amacı; hastanın oral bölgesinde normal konturları, fonksiyonu, rahatlığı, konuşmayı, estetiği ve ağız sağlığını yeniden sağlamaktır. Ancak hastada ne kadar diş kaybı varsa, başarıya ulaşmak o oranda zor olmaktadır. Yapılan güncel araştırmaların sonuçları; çeşitli implant dizaynı ve materyalleri ile farklı yapım teknikleri sayesinde çok sayıda tedavisi güç vakanın rehabilitasyonunun başarı ile gerçekleştiğini göstermektedir (Misch 2005).

Tam dişsizlikte implantların kullanıldığı tedavi seçenekleri, implant destekli sabit protezler, implant destekli hareketli protezler ve hibrit protezlerdir (Bueno-Samper ve ark. 2010).

Tam dişsiz çenelerdeki implantların esas amacı; ya implant destekli sabit protezlerin yerleştirilmesiyle hareketli tam protezden kaçınmak ya da implant destekli tam protezlerin yerleştirilmesiyle tam protezlerin stabilizasyonunu arttırmaktır. Hastaya bağlı genel ve lokal faktörler, anatomik/morfolojik koşullar protez tipini belirler. Genellikle sabit protezlerin desteği için gereken implant sayısı tam protez için gerekenden fazladır. Bu yüzden pek çok olguda, greftleme prosedürlerinin kullanıldığı kemik ogmentasyonu gibi ilave cerrahi prosedürler gereklidir. Bu endikasyon sınırlaması; kemiğin elverişsiz yapısından dolayı özellikle maksilla için doğrudur. Mandibulada ise ilerlemiş atrofi olgularında olduğu gibi standart cerrahi ve protetik protokollerden faydalanılabilir (Mericske-Stern ve ark. 2000, Korkmaz ve Atay 2014).

İmplant destekli sabit protezler doğal dişlere yakın rahatlık ve fonksiyon özelliklerine sahip olmaları sebebiyle çoğu hasta tarafından tercih edilirler (Zitzmann ve Marinello 1999). Tam dişsiz bir çenede; anatomik yetersizlikler, sabit protez için en az 6 implant uygulamasının gerekliliği, yüksek maliyet, implantlardan birinin kaybı durumunda tüm protezlerin yenilenmesi ihtiyacı ve porselende oluşan çatlak ve kırıkların tamir zorluğu başlıca dezavantajları olarak gösterilebilir (Beumer ve ark. 1993, Bueno-Samper ve ark. 2010).

İmplant destekli hareketli protez (overdenture) dental implantlardan tutuculuk ve mevcut oral dokulardan destek alan protez uygulamasıdır (Vere ve ark. 2012). Overdenture protezler, çene kemiklerinde şiddetli rezorbsiyon ve uygun olmayan çene ilişkileri görülen hastalarda ideal doku konturu ve estetiğin sağlanabilmesine olanak tanınması, oral hijyen sağlanmasının kolay olması ve ekonomik sebeplerle yaygın bir şekilde uygulanmaktadır (Karakoca ve ark. 2010). Hastalar çok belirgin olarak, geleneksel protezlere oranla implant destekli overdenture protezlerle daha az çiğneme gücünü yaşarlar. Çiğneme zamanı ve çiğneme kuvvetinin büyüklüğü; implant destekli overdenture ve implant destekli sabit protezler için hemen hemen eşit sonuç gösterir (Shafie 2007).

Hibrit protezler sıklıkla akrilik rezin ile kaplanmış metal destekli altyapıdan oluşan sabit/hareketli protezlerdir. Dental implantolojideki ilerlemeler ile hibrit protezler tamamen dişsiz kretleri rehabilite etmek için başarıyla uygulanmıştır. Genel olarak bu yöntemde 4 ila 8 endosseöz implant kullanılarak dişsiz bireyler tedavi edilebilir. Metal çerçeve, akrilik kaide ve protez dişlerinden oluşan tek parçalı full ark hibrit protez üretilir ve implantlara vidalanır. Bu tedavi şekli hastaların yalnızca diş hekimi tarafından çıkarılabilen sabit protezleri olmasını sağlar (TaeHyun Kwon ve ark. 2014). İmplant ve/veya kemik kaybı, yumuşak doku problemleri, mekanik komplikasyonlar, estetik ve fonetik sorunlar hibrit protezlerin dezavantajları olarak gösterilebilir (Özdoğan ve İncesu 2016). Real-Osuna ve ark. (2012) yaptıkları bir çalışmada implant destekli hibrit protezlerle ilgili en yaygın komplikasyonun mukozit ve oral hijyeni sağlamada güçlük olduğunu, yine yüksek prevalansa sahip diğer komplikasyonun ise akrilik dişlerdeki fraktürler olduğunu bildirmişlerdir.

İmplant tutuculu tam protezlerle ilgili yapılan uzun dönem çalışmalardan çıkarılan ortak sonuç; implant tutuculu tam protezlerin klasik tam protezlere göre her bakımdan daha üstün olduğudur. Mandibula ön bölgede fizyolojik kemik kaybı miktarının yıllık olarak ortalama 0.4 mm olduğu bildirilirken, iki implantla desteklenen tam protez yapımı sonucunda ise aynı bölgede kemik kaybı miktarının yıllık olarak ortalama 0.1 mm ve 5 yıl sonunda ise ortalama 0.5 mm olduğu belirtilmektedir (Geçkili ve ark. 2010).

İmplant tedavisi planlamasında en zor kararlardan biri planlanan protetik restorasyonun kaç adet implantla destekleneceğidir. Dişsiz ağızlardaki planlamada kaç adet implantın kullanılacağı ile ilgili farklı görüşler mevcuttur. Örneğin tam dişsiz çenede sabit bir restorasyon için 4 adet ya da 3 adet implantın yeterli olacağını savunanlar; buna karşılık eksik her dişin yerine bir implant yerleştirilmesini tavsiye edenler ya da orta hatta yerleştirilen tek implantın overdenture protez için yeterli olacağını belirten çalışmalar bulunmaktadır (Liddelow ve Henry 2010, De Kok ve ark. 2011).

1.4. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Endikasyonları

Yapılan birçok kontrollü klinik çalışmaya dayanarak 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda ortak bir görüş üzerinde uzlaşma sağlanmıştır. Bu görüşe göre tam dişsiz hastalara iki adet kemik içi implant ile desteklenen alt tam protezlerin birincil tedavi alternatifi olarak sunulması kabul edilmiştir. Bütün dünyaya ilan edilen bu görüş McGill uzlaşısı olarak da bilinmektedir (Feine ve ark. 2002).

Alt çene hareketli protezlerin tutuculuğunu arttırmak amacıyla, kuvvetli kas bağlantıları, gelişmiş mylohyoid sırt veya aşırı bulantı refleksi mevcudiyetinde, bıçak sırtı kret, yüzeyel mental foramen veya hassas mukoza varlığında implant sayısının artırılması tavsiye edilmektedir (Sadowsky ve Caputo 2004). Son yıllarda protetik diş hekimliğinde implantların kullanılması ve başarılı sonuçlar elde edilmesi, implant destekli protetik uygulamaların klasik tedavi alternatifleri arasında yer almasını sağlamıştır (Ozan ve ark. 2015).

İmplant tutuculu overdenture protez endikasyonları:

- Geleneksel protezler için yetersiz kemik desteği
- Yetersiz nöromusküler uyum
- Hareketli akrilik kaide için mukozal dokuların düşük toleransı
- Protezin dengesizliğine yol açan parafonksiyonel alışkanlıklar
- Üst hareketli protez nedeniyle aktif veya hiperaktif öğürme refleksi
- Hareketli protez kullanmaya yönelik psikolojik yetersizlik
- Tam protezde görülen hasta memnuniyetsizliği ve/veya daha fazla stabilite ve konfor isteği
- Ağız içi rehabilitasyona ihtiyaç duyulan doğumsal veya sonradan kazanılmış oral ve maksillofasiyal defektler
- Yüksek protetik beklentiler (Shafie 2007).

İmplant tutuculu overdenture protezlerin dezavantajları ise şu şekilde özetlenebilir;

- Psikolojik (sabit protez isteği)
- Çeneler arası belli bir mesafe gerektirmesi (abutment yüksekliğine gereksinim)
- Uzun dönem bakım gerektirmesi (ataşmanların değişmesi ve her 7 yılda yeni protez gerekliliği)
- Posterior kemik kaybının devam etmesi
- Protezin altına gıda kaçması
- Protezin hareket etmesi (Misch 2005).

Tam dişsiz bir hastada implant destekli hareketli bir protez, implant destekli sabit bir proteze göre birçok avantaj sunmaktadır;

- Metal ya da porselen dişlerle kıyaslandığında protezin labial kenarları ve dişler ile yüz estetiği daha fazla sağlanabilir. Labial konturlar kemiğin kaybolan genişliğini ve

yüksekliğini telafi eder ve hijyenden ödün vermeden dudak bölgesindeki yumuşak dokulara destek sağlar.

- Protezler gece çıkarılarak gece brüksizmi kontrol altına alınabilir.
- Daha az implant gerektirir.
- Tedavi daha az maliyetlidir.
- Komplikasyonların uzun vadede telafisi kolaylaşır.
- Oral hijyen sağlamak daha kolaydır (Misch 2005).

1.5. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Tedavi Seçenekleri

İmplant destekli overdenture protezler, implant ile protez kadesine sabitlenmiş tutucu yapılarından destek ve tutuculuk sağlar. Çiğneme kuvvetlerinin dağıtımının tipi hesaba katıldığında, üç temel çeşit implant overdenture uygulaması mevcuttur.

- Esas olarak dokudan destek alan implant overdenture; iki adet prefabrike ve birbirinden bağımsız tutucu kullanıldığında hazırlanan overdenture, esas olarak doku desteklidir. Tutucular overdenture için retansiyon sağlar. Bu tedavi yaklaşımında protez kadesi, geleneksel tam proteze benzer maksimum doku örtücülüğü sağlamalıdır. Çiğneme sırasında, çiğneme kuvvetlerinin büyük bir çoğunluğunu rezidüel kret üzerine alır. Bu nedenle de bu çeşit protezler, implant yüklenmekten ziyade dokulara dayanırlar.
- Doku-implant destekli overdenture; doku-implant destekli overdenture bir önceki overdenture protezlere kıyasla implanttan daha çok destek alırlar. Bu overdenture protezleri hazırlamak için iki implant ve bunlara bağlı bir esnek bar tutucu grubu kullanılabilir. Protez kadesi burada da geniş bir doku örtücülüğü sağlamalıdır. Çiğneme işlemi sırasında çiğneme kuvvetlerinin çoğunu tutucu grubu ve bunu destekleyen implantlar karşılar. Geriye kalan çiğneme kuvvetleri de overdenture protezin posterior kısmına taşınarak destek dokular tarafından absorbe edilir.

- Tümüyle implant destekli overdenture: bu çeşit overdenture protezleri genellikle 4 veya daha fazla implant içeren tutucu grubu destekler. Çiğneme sırasında tutucu grubu, çiğneme kuvvetlerinin tümünü destek implantlara taşır. Protezler tümüyle implantlardan destek aldığı için bu çeşit overdenture uygulamalarında en az düzeyde protez kenarı ve doku örtücülüğü gerekir. Ancak en az 4 adet implant desteği gerekmektedir. Hasta eğer oval veya sivri-keskin bir alveolar krete sahipse, iki mandibular foramen arasına üç ayak (tripot) tarzında 3 implant yerleştirilebilir. Bu durumda da tutucu grubu esnek olmayacak ve protez tümüyle implantlardan destek alacaktır (Shafie 2007).

1.6. Tutuculuk Kavramı ve Kullanılan Tutucular

Protez terimleri sözlüğünde hassas tutucunun tanımı şu şekilde yapılmaktadır:

Tutucu sistem; protezin fiksasyonu, retansiyonu ve stabilizasyonu için kullanılan mekanik araçtır. Bir metal yuva ve buna oturan bir parçadan oluşmaktadır (The Glossary of Prosthodontic Terms 2017).

İmplant destekli hareketli protezler söz konusu olduğunda, tutucu sistemler (ataşmanlar = implanta vidalanan üst yapı ve protez içinde yer alan bağlantıyı sağlayan kısım), uygulanan hareketli protezin tutuculuk ve stabilitesini artırır, dolayısıyla hastanın konforlu protez kullanımını sağlar (Warreth ve ark. 2015). Son yirmi yılda, protez tutucu sistemlerin dental implantlarda kullanılması, dişsiz hastalarda olumlu sonuçlar elde etmiş, hastaların tedavi sonrası memnuniyetlerini ve protez rehabilitasyon sonuçlarını önemli ölçüde arttırmıştır (Miler ve ark. 2017).

İmplant destekli overdenture uygulamalarında çok sayıda hassas tutucu çeşidi kullanılmaktadır. Kullanılan hassas tutucu çeşidine göre implantların çevresindeki kemiğe değişik oranlarda stres iletilmektedir. En iyi hassas tutucu diye ayırım yapmak zor olabilir. Çünkü her vaka kendine has özellikler barındırır. Hastanın beklentileri ve istekleri, uzun dönemde ortaya çıkması beklenen biyolojik ve

fonksiyonel sonuçlar iyi bir şekilde değerlendirilmelidir (Mericske-Stern 2003, Trakas ve ark. 2006).

Overdenture protezlere çiğneme kuvvetleri uygulandığında kuvvet, protez kaidesini destekleyen mukoza ve implantlar arasında paylaşılır (Sadowsky ve Caputo 2000). Bu paylaşımın hangi oranlarda gerçekleştiği tutucu tipine ve mukozanın deplasman miktarına bağlıdır (Heckmann ve ark. 2001). Diş hekimlerinin kullanımına sunulan mevcut tutucu sistemlerin çoğu, farklı düzeylerde esneklik göstermektedir. Tutucu esnekliği, implant dayanağı ile protez arasında önceden belirlenmiş doğrultulardaki hareketlerle ilişkilidir. Protezin hareket edebileceği yön veya düzlemler arttıkça, implant dayanağına daha az stres yansır, rezidüel kemiğe daha fazla kuvvet aktarılır (Shafie 2007).

Tutucu sistemler, implant üzerinde yer alan patriks ve protez içinde yer alan matriks arasında hareketliliğe bağlı, esnek bağlantı (resilient tutucu/bağlantı sistemlerin arasında hareketlilik var ise) veya rijit bağlantı (rijit tutucu/bağlantı sistemlerin arasında hareketlilik yok ise) şeklinde sınıflandırılabilir. İmplant destekli hareketli protez uygulamalarında, implantlara aşırı yük gelmesini engellediği düşünülen esnek bağlantı kullanımı önerilmektedir (Vere ve ark. 2012).

1.6.1. Esnekliklerine Göre Tutucu Tipleri:

-Rijit: Esnek Olmayan Tutucular

İmplant ile tutucu arasında, hiçbir hareketin olmadığı, tüm çiğneme kuvvetlerinin implantlara iletiildiği tutucu tipidir. Bu tutucu tipleri, ancak yeterli sayıda implant uygulamalarında tercih edilir. Vidalı hibrit protezler bunlara örnektir (Shafie 2007, Vere ve ark. 2012).

-Kısıtlı Dikey Esnekliğe Sahip Tutucular

Bu tip tutucular, üzerine gelen kuvvetlerin %5-10'u destek dokular tarafından, geriye kalan kısmı ise implantlar tarafından karşılanır. Protez sadece aşağı-yukarı yönde hareket edebilir.

-Menteşe Esnekliğine Sahip Tutucular

Kuvvetlerin, %30-35'i destek dokular tarafından, geriye kalan kısmı ise implantlar tarafından karşılanır. Mentşe esnekliğine sahip tutucuların kullanıldığı protezlerde çiğneme kuvvetleri, tutucular ve alveol kretin posterior tarafı, yanak cebi ve retromolar kabartılar gibi bölgeler tarafından paylaşılır. Hader bar veya herhangi bir yuvarlak kesitli bar bu tip tutuculara örnektir.

-Kombinasyon Esnekliğe Sahip Tutucular

Bu tip tutucular sınırsız menteşe ve dikey harekete izin verir. Kuvvetlerin %40-45'i destek dokular tarafından, geriye kalan kısmı ise implantlar tarafından karşılanır. Yumurta kesitli Dolder bar bu tip tutuculara örnektir.

-Rotasyon Esnekliğe Sahip Tutucular

Bu tip tutucular rotasyon hareketlerine izin verir. Hareketlerin şiddetine göre, implantlara gelen kuvvetler, %75-85 oranında azalır. Bazı vida başlı tutucular (stud ataşmanlar) bu tip tutuculara örnektir.

-Üniversal Esnekliğe Sahip Tutucular

Bu tip tutucular her türlü harekete izin verir. Tutucu sadece protezin dokudan uzağa doğru olan hareketine direnç sağlar. Magnet tutucular bu tip tutuculara örnektir (Shafie 2007) .

1.6.2. Esnek Tutucular Tarafından İzin Verilen Çeşitli Hareketler

-Dikey Yönde Hareket

Proteze bütün olarak dokuya doğru hareket etme imkanı verilir. Bu tip hareketler, protezi yükleme işlemi devam etse bile rezidüel alveolar kretin tüm antero-posterior uzunluğundan alınan destekle karşılanır. Hareket, alveolar kretin destek yapısı sayesinde durdurulur; yani protezler rezidüel kret ile temasa geldiği ve yumuşak dokunun esnekliği sonlandığı zaman hareket de durur.

-Menteşe Hareketi

Menteşe hareketi, protezleri çoğunlukla dental arkın her iki tarafında bulunan posterior tutucularla şekillenen bir eksen etrafında yerinden oynatır.

-Rotasyon (döndürme) Hareketi

Rotasyon hareketi, protezlerin antero-posterior yöndeki bir eksen etrafında dönmesine imkan sağlar. Ne zaman protezin bir tarafına çiğneme kuvveti uygulanacak olsa, burası kret tepesi etrafında rotasyona uğrar ve karşı taraf da yukarı ve antagonist diş arkına doğru hareket eder.

-Translasyon (kayma) ve Spin (kısa dönüş) Hareketi

Bu tip hareketlerde, protezler ön arka manevra ile veya bukkal-lingual doğrultuda herhangi bir dönme işlemi olmaksızın hareket eder. Protezler sırayla bir dikey eksen etrafında yerinden oynar.

-Yukarıda yer alan hareketlerin kombinasyonu (Shafie 2007).

Literatürde implant destekli overdenture protezlerde kullanılan hassas tutucularla ilgili çeşitli sınıflamalar mevcuttur. Trakas ve ark. (2006) implantlar için hassas tutucu türlerini bar ve ball tutucular olmak üzere iki ana kategoride incelemişlerdir. Heckmann ve ark.'nın (2001) implant tutuculu overdenture protezlerde kullanılan hassas tutucularla ilgili sınıflandırması ise şöyledir; bar tutucular, stud tutucular, mıknatıs tutucular, teleskopik tutucular.

1.6.3. Bağlanmalarına Göre Tutucu Tipleri

Tutucu sistemler, uygulanan implantların birbirine bağlanmaları (splintlenen) veya bağlanmamalarına (splintlenmeyen) göre sınıflandırılır. Günümüzde kabul gören en yaygın sınıflamadır (Vere ve ark. 2012). Buna göre sınıflama Şu Őekildedir:

-Splintlenen Tutucular

-Splintlenmeyen Tutucular

-Splintlenen ve Splintlenmeyen Tutucuların Beraber Kullanımı.

1.6.3.1. Splintlenen Tutucular

Bu tip tutucular birden fazla implantın birbirlerine bir bar yardımı ile birleŐtirilmesiyle elde edilir (Aktaş ve ark. 2015). Bar tutuculu sistemler üst çene protezlerinde, alt çenede aşırı rezorbe kret varlığında, oval kretlerde, kemik ve/veya yumuşak dokuda parsiyel rezeksiyon yapılan vakalarda, tutuculuğun ve stabilitenin fazla olmasının istendiği protezlerde endikedir. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu rezorpsiyona uęramamıŐ kretlerde, hastanın ekonomik durumunun yetersiz olduğu (fazla sayıda implant gerekliliği), ağız hijyeninin iyi sağlanamayacağı düşünülen vakalarda kontrendikedir.

Retansiyon ve stabilizasyonun daha fazla olması, implantların splintlemesi ile oklüzal kuvvetlerin implantlara dağıtılması ve uygun giriş yolunun elde edilebilmesi, bar tutucu sistemlerin sahip olduğu avantajlardandır. Bar tutucu sistemlerin dezavantajları ise; maliyetinin yüksek olması, yapım aŐamalarının karmaşık olması, hastaların tutucu bar bileşenleri altında kalan alanı temizlemesinin zor olması ve bu durumlarda plak birikimi ve yumuşak doku büyümesi meydana gelmesidir (GnldaŐ ve ark. 2018).

Kesit şekillerine göre 3 tip bar bulunmaktadır (Spiekermann ve ark. 1995):

- Paralel (U Kesitli) Bar (rijit)
- Yuvarlak Kesitli Bar (stres kırın mekanizma-resilient)
- Yumurta Kesitli Bar (Dolder bar) (stres kırın mekanizma-resilient).

1.6.3.2. Splintlenmeyen Tutucular

Birbirinden bağımsız olan implantlar üzerindeki tutuculardır. Mıknatıs tutucular, topuz tutucular, Locator tutucular, teleskopik tutucular splintlenmeyen tutucu sistem örnekleridir (Aktaş ve Canay 2015).

1.6.3.2.1. Mıknatıs Tutucular

Bu tip bağlantı sistemi maksiller ve mandibular protez kaidelerine gömülmüş iki adet disk şeklinde, açık alan formunda, alüminyum-nikel-kobalt alaşımından üretilmiştir. İtici kuvvetler protezleri dişsiz kretler üzerinde istenen pozisyonda tutmak için kullanılmıştır. Daha yeni manyetik bağlantı sistemlerinde keeper olarak da bilinen bir dayanak, implanta vidalanırken; protezin bağlantı yüzeyine bir mıknatıs yerleştirilir (Warreth ve ark. 2015).

Mıknatıs tutucular; protezin içerisinde kalan mıknatıs parça ve abutment veya implantın üzerinde yer alan mıknatıs tarafından çekilen ancak mıknatıs olmayan metalden oluşan parça olmak üzere iki kısma sahiptir. Bu tutucular protezin giriş yolundan bağımsız olarak kullanılabilirler için özellikle maksillofasial protezlerde geniş kullanım alanına sahiptir. Parçalı protez yapılması gereken durumlarda da mıknatıslı tutuculardan faydalanılmaktadır. Ayrıca fiziksel olarak ellerini kullanma becerisinde sıkıntı yaşayan bireyler için bu tip tutucular protezin rahatlıkla yerleştirilip çıkarılmasına olanak sağlar (Aktaş ve Canay 2015). Mıknatıs tutuculu sistemlerde tutuculuk kapasitesi implantların yerleştirilme açısından bağımsızdır (Warreth ve ark. 2015).

Bu tutucu tipinin en önemli dezavantajı korozyona uğramasıdır. Korozyon ürünleri hem protezdeki dişlerde renklenmeye hem de tutuculuğun kaybolmasına neden olur (Aktaş ve Canay 2015). Korozyon, mıknatısın çekim gücünde azalmaya neden olacağı için mıknatıslar genelde korozyona dirençli bir “sealer” ile kaplanır. Bu durum günümüz mıknatıs sistemlerinde daha fazla stabilite ve çekim gücü sağlar (Warreth ve ark. 2015). Mıknatıs tutuculu sistemler tek başlarına veya diğer tutucu sistemlerle birlikte kullanılabilirler, hem klinikte direkt ağız içerisinde hem de laboratuvarında indirekt olarak proteze yerleştirilebilirler (Geçkili ve ark. 2010).

1.6.3.2.2. Topuz Tutucular

İmplant destekli hareketli protezlerde yaygın olarak kullanılan bir tutucu sistemdir (Geçkili ve ark. 2010). Bu sistem, implanta vidalanan farklı çaplarda ve genellikle metal alaşımdan küre şeklinde abutment (patriks) ve hareketli protez içinde yer alan matriksten oluşur. Matriks, tamamen metal veya metal yuva içinde yer alan plastik yapıdan oluşmaktadır (Warreth ve ark. 2015).

Düşük maliyeti, farklı tutuculuk derecelerine sahip seçeneklerinin olması ve protez yapımının zaman alıcı olmaması gibi avantajları bulunmaktadır (Aktaş ve Canay 2015). Zamanla gözlenen tutuculuk kaybı ve interoklüzal mesafesi kısıtlı hastalarda protez içerisinde çok fazla yer kaplamaları dezavantajları arasında sayılabilir (Geçkili ve ark. 2010).

Dişsiz çenelere uygulanan implantlar birbirine paralel yerleştirilmediğinde, implantlar arası açılanma 15° 'den fazla ise, topuz tutucu sistemin retansiyonu önemli miktarda azalır, bu durumda uygulanması önerilmez (Warreth ve ark. 2015).

1.6.3.2.3. Locator Tutucular

Locator tutucu sistem; farklı yüksekliklerde implanta vidalanan patriks, protez ölçü yüzeyinde titanyum alaşımdan metal başlık içinde yer alan retansiyonu sağlayan naylon matriksten oluşur. Matriks yapı farklı retansiyon değerlerine sahip farklı renklerde değiştirilebilen naylon başlıklar içerir. Matriks yapı içindeki farklı renkli naylon başlıklar uygulanan implantların birbiri ile oluşan açılı sapmalarının düzeltilmesi için de kullanılır. İnteroklüzal mesafenin kısıtlı olduğu vakalarda ve implantlar arası açılı sapmasının 40° olduğu vakalarda kullanılabilir. En çok kullanılan esnek tutucu sistemlerden biridir; esnek menteşe (resilient universal hinge) sınıfına girer (Daou 2015).

1.6.3.2.3.1. Locator Tutuculu Sistemlerde Abutment ve Tutucular

Locator tutucu sistemi tüm implant çaplarına uygun Locator abutmentler, içerisinde siyah plastik bulunan metal tutucu (Locator Processing Cap), mavi, pembe, şeffaf, kırmızı, turuncu ve yeşil renklerde farklı retansiyon kuvvetine sahip tutuculardan (Locator Insert) oluşmaktadır (Zest Anchors LLC., 2019) (Çizelge 1.1).

Çizelge 1.1: Locator tutucu çeşitlerinin sağladığı retansiyon kuvvetleri

Renk	Sağladığı retantif kuvvet
Mavi	680 gr
Pembe	1361 gr
Şeffaf	2268 gr
Kırmızı	454 gr
Turuncu	907 gr
Yeşil	1814 gr

(Zest Anchors LLC., 2019)

Locator tutucular, dikey esneklik sağlamaktadır. Diğer tutuculardan farklı olarak, metal tutucunun içerisindeki siyah naylon, Locator tutuculardan 0.4 mm daha uzundur. Böylece Locator tutucular metal tutucunun içerisine yerleştirildikleri zaman arada 0.4 mm'lik bir boşluk kalır. Böylece hem menteşe, hem de dikey esneklik sağlanmış olmaktadır (Geçkili ve ark. 2010).

1.6.3.2.4. Teleskop Tutucular

Bu sistem, implanta vidalanan patriks ve protezin ölçü yüzeyinde yer alan matriks yapıdan oluşur. Birçok tutucu sistemdeki gibi retansiyon, matriks ve patriksin sürtünme kuvveti ile sağlanır (Warreth ve ark. 2015).

Teleskopik tutucular, farklı alaşımlardan (titanyum, altın, krom-kobalt) elde edilir. Kullanım süresi arttıkça retantif kuvvetin artması, teleskopik tutucu sistemin ayırt edici özelliğidir. Retansiyonun zamanla artması, patriks ve matriks arasındaki mekanik adaptasyonun artması ile açıklanır. Hazırlandığı metal alaşımlardaki farklılığa bağlı retantif kuvvette de farklılık gözlenir (Daou 2015).

Tamamen dişsiz alt çenede alveolar kemik kaybının fazla olduğu vakalarda, bar tutucu veya teleskop tutucu sistemler ile önemli miktarda horizontal stabilite elde edilir. Ancak bu iki tutucu sistemin implant üzerinde daha fazla stres oluşturduğu bildirilmiştir (Daou 2015, Warreth ve ark. 2015). Teleskopik tutucu kullanıldığında çiğneme kuvvetlerinin önemli miktarı destek implanta aktarılırken, çok az kısmı rezidüel alveolar krete iletilir. Bu nedenle implant ve komponentleri yüksek strese maruz kalır ve bu yorgunluk kırığa neden olabilir (Warreth ve ark. 2015). Parkinson gibi bireyin motor becerilerini olumsuz etkileyen sistemik rahatsızlığa sahip geriatric hastalar için etkili bir tutucu alternatifi olmakla birlikte, topuz ve magnet tutucular kadar ekonomik değillerdir (Heckmann ve ark. 2000).

1.6.3.3. Splintlenen ve Splintlenmeyen Tutucuların Beraber Kullanımı

Splintlenen bar yapıya ilave retansiyon özelliği kazandırılması için, tutucu sistem tasarımında bar yapı ile beraber splintlenmeyen tutucu beraber kullanılır. Klinik ve laboratuvar uygulama zorluğu ve maliyet nedenleri ile çok az tercih edilir (Seo ve ark. 2016). Bar yapıda bulunan çoklu segmentler üzerine yerleştirilen tekli tutucu sistemler, hareketli protezin retansiyon, stabilite ve desteğinin en üst seviyeye çıkarılması için beraber uygulanabilir. Ayrıca vidalanan sabit implant destekli protezler de bu vakalarda alternatif olabilir (örneğin, all-on-four) (Daou 2015).

1.7. Tutucu Sistem Seçiminde Değerlendirilmesi Gereken Faktörler

İmplant destekli overdenture protezlerde tutucu sistemin seçimi, diş hekiminin dikkatli karar vermesini gerektiren bir konudur. Tutucu sistemin seçiminde; gerekli retansiyon miktarı, tutucunun esneklik mekanizması, implantlar arası mesafe, rezidüel kemik miktarı, dişsiz kretin şekli ve kretler arası mesafe, hastanın oral hijyeni ve protezi kullanma becerisi, protetik tedaviden beklentileri ile ekonomik durumu göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca, hem diş hekiminin kişisel tercihi ve klinik deneyimi, hem de teknisyenin bilgi ve tecrübesi en uygun tutucu sistem seçiminde etkili faktörlerdir (Geçkili ve ark. 2010).

1.7.1. Rezidüel Kretin Niceliği ve Niteliği

Klinisyenlerin karşılaştığı en büyük zorluklardan biri overdenture protez kullanan hastaları tatmin eden retansiyonu sağlayan bir protez elde etmektir. Alveoler kret rezorpsiyonu ve mandibular anatomi, cerrahi planlamayı değiştirebilir ve buna bağlı olarak implant konumları tedavi sonuçlarını etkileyebilir (Scherer ve ark. 2014).

Alveolar rezidüel kretin şiddetli rezorbe olduğu durumlarda, splintlenen bar tutucu ve splintlenmeyen teleskopik tutucu daha iyi stabilizasyon sağlar ve oklüzal

yükler destek implantlar üzerinde dağıtılır. Ancak implant veya komponentlerinin mekanik komplikasyon risk potansiyeli, implantların yeterli sayı ve boyutta (çap ve uzunlukta) olmamasıyla ilgilidir. Kemik kaybı minimal ise splintlenmeyen magnet, topuz, Locator gibi tutucu sistemler kullanılabilir. Bu durumda, protez genelde doku desteklidir ve tutucu sadece protezin retansiyonu için kullanılır (Warreth ve ark. 2015).

1.7.2. Dental Arkın Şekli

Rezidüel alveoler kret dar ve V şeklinde olduğunda splintlenen 2 implant kullanımı önerilmez; çünkü bar, dilin hareket alanına girebilir ve konuşmayı olumsuz etkileyebilir. Splintlenen bar eğer daha labiale konumlandırılırsa, alt dudağa müdahale edebilir ve protez stabilitesi ve estetik olumsuz etkilenir. Bu nedenle splintlenmeyen tutucular, dental arkın şekline bağlı klinik problemlerin giderilmesi için idealdir.

U şekilli rezidüel kret, yeterli kemik desteği ile 3 bar ile splintlenen 4 implant yerleşimine izin verirse, implantlar arası mesafe bar ve klips konumlandırılması kadar geniş olmalıdır. Bu mesafe yeteri kadar geniş olmadığında barda distorsiyon (bükülme) veya klipste yetersiz tutuculuk gözlenir. Dental arkın en önüne ve en arkasına yerleştirilen implantlar arası mesafe, kanat uzantısının (kantilever) gerekli olup olmadığı kararını etkiler (Warreth ve ark. 2015).

1.7.3. İmplantlar Arası Aç

Topuz tutuculu sistem gibi, splintlenmeyen tutucu sistemlerde en iyi retansiyon sağlanması ve matriksin yıpranma oranının azaltılması için, uygulanan implantların birbirine paralel olması gerektiği düşünülmektedir (Fakhry ve ark. 2010). İmplantlar birbirine paralel olmadığında açılı abutment sistemleri veya bar tutucular alternatif çözümdür. Ayrıca; Locator veya miknatıs tutucu sistemler de çözüm sağlayabilir.

Yerleştirilen implantların birbiri ile olan paralelliği, komplikasyon görülme sıklığını etkiler (Daou 2015, Warreth ve ark. 2015).

Anatomik konturlar, kemik kalitesi ve cerrahın deneyimi implant yerleşiminde varyasyonlara neden olabilir. Lingual yönde 6°'den fazla ya da fasial eksende 6,5°'lik implantlar arası açı sapmasının, ataşmanlarda önemli ölçüde daha fazla onarım gerektirdiği belirtilmiştir (Sultana ve ark. 2017).

Bir overdenture proteze fonksiyon sırasında farklı yönlerde çeşitli kuvvetler etki eder. Ataşman sistemleri protezin giriş yolu boyunca geri çekilmeye direnmek için retansiyon kuvvetleri uygulamaktadır. İşlev sırasında overdenture protezi stabilize etmek için ataşmanlar kullanıldığında bağlantı düzenekleri ve implant çevresinde lateral kuvvetler meydana gelecektir. Bir implanta gelen aşırı lateral kuvvet, bağlantı elemanlarının aşınması veya kırılması gibi mekanik riski arttıracaktır. Bununla birlikte implantların açılanması ve implanta gelen lateral kuvvet ile splintlenmemiş ataşmanların retantif kuvvetleri arasındaki ilişki henüz değerlendirilmemiştir. İdeal bir ataşman sistemi açılı implant yerleşimlerinde dahi protezin tekrarlayan yerinden çıkarma hareketleri sırasında implanta daha düşük lateral kuvvet uygulamalı; aynı zamanda daha yüksek bir retansiyon kuvveti sağlamalıdır (Yang ve ark. 2011).

1.7.4. İstenilen Retansiyon

İmplant tutuculu hareketli protezi yerinden uzaklaştırması için gerekli olan kuvvet “retantif kuvvet” şeklinde tanımlanır. İmplant destekli hareketli protezin retansiyon ve stabilitesi tutucu tipinden önemli derecede etkilenir. Bar tutucu sistemler genellikle splintlenmeyen tutucu sistemlerden daha fazla retansiyon sağlar. Bu nedenle maksimum retansiyona ihtiyaç duyulan hastalarda bar tutucu sistemler, gereken retansiyonu karşılayan en ideal seçeneği sağlar (Daou 2015). İleri kemik kaybı olan hastalar bar veya teleskop tutucu sistemler için uygun adaylardır. Bu tutucu sistemler, proteze yatay yönde stabilite sağlar (Warreth ve ark. 2015).

Retansiyon miktarı, ataşman tipinden ve tasarımından, bileşenlerin yıpranmasından, implant açısından, uygulanan kuvvetin yönünden, ataşmanın boyutlarından, ataşman malzemesi ve sistem tasarımından etkilenebilir (Amiri ve ark. 2017).

1.7.5. Restoratif Alan

Restoratif alan, tutucu sistem ve üzerine uygulanan hareketli protez kısımlarını (protez kaidesi, yapay dişler) yerleştirmeye uygun üç boyutlu alandır. Bu alan, labioolingual (horizontal) yönde; dudak, yanak ve dil, servikookluzal (vertikal) yönde; dişsiz kret ve hareketli protezin oklüzal düzlemi tarafından çevrelenir. Bu alan, tutucu sistem ve hareketli protez yerleşimi için uygun değilse protezin mekanik başarısızlığı söz konusu olabilir.

İmplant tutuculu hareketli protezin estetiği, büyük oranda uygun restoratif alan ve kullanılan tutucu sistem tipine bağlıdır. Örneğin, dikey boyutun kısıtlı olduğu durumda bar tutucu kullanımı, protezin yerleşeceği interoklüzal alanı ihlal eder; estetiğin olumsuz yönde etkilenmesine ve mekanik komplikasyonlara neden olur. Restoratif alanda yeterli yer olmaması (düşük profil) durumunda, splintlenmeyen tutucu sistemlerden biri daha iyi bir seçenek olabilir.

Bar tutucu sistem için, kret tepesinden insizal kenara kadar olan dikey boyut, en az 12 mm restoratif alan gerektirir. Bu mesafe; 4 mm bar, en az 1 mm barın kretle olan mesafesi ve 7 mm klips, protez kaidesi, yapay dişler için gereklidir. Barın tabanı ve dişsiz kret arasında yer alan 1 mm mesafe ile oral hijyen sağlanması kolaylaşır ve plak oluşumu azalır. Splintlenmeyen sistemler için gerekli olan minimum dikey yönde restoratif alan miktarı için; Locator tutucu sistem kullanıldığında 8.5 mm, topuz tutucu sistem kullanıldığında 10-12 mm gereklidir. Bukko-lingual yönde yatay restoratif alan miktarı da ayrıca değerlendirilmeli ve tutucu sistemin biyomekanik avantajından en iyi şekilde faydalanmak için; tutucu, kret tepesine konumlandırılmalıdır. Bununla birlikte mezio-distal yöndeki yatay alan da

değerlendirilmeli, iyi bir biyomekanik avantaj ve oral hijyen açısından birbirine komşu implantlar arasındaki mesafe yeterli olmalıdır (Warreth ve ark. 2015).

1.7.6. Tedavi Maliyeti

İmplant-doku destekli hareketli protez uygulamasında kemik yapıda kayıp devam eder. Bu nedenle protez, oklüzal uyumlama ve besleme işlemlerine düzenli ihtiyaç duyar. Protez planlanması sırasında, tedavi maliyeti ve diğer faktörlerle olan ilişki değerlendirilmelidir. Ayrıca tedavi maliyeti, hastaya en iyi tedavi seçeneğini sunmayı da riske atabilir. Maliyet söz konusu olduğunda, splintlenmeyen tutucu sistemlerin (mıknatıs, topuz, Locator) maliyeti düşükken, bar ve teleskop tutuculu sistemlerin maliyeti daha yüksektir (Warreth ve ark. 2015).

1.7.7. Diğer Faktörler

Hastanın protezden beklentisi, kişisel tercihi, diş hekimi ve diş teknisyeninin bilgi ve tecrübesi, protez tasarımı ve tutucu sistem seçiminde rol oynar. Tüm faktörler birbiri ile ilişkilidir ve tedavi planı sırasında değerlendirilmelidir (Warreth ve ark. 2015).

Günümüzde en etkili implant-tutucu sistem kombinasyonu hakkında kanıta dayalı çalışma sonuçları mevcut değildir. Tutucu sistem seçiminde esas hedef; çiğneme kuvvetlerinin mekanik ve biyolojik destek yapılar arasında atravmatik dağılımıdır (Daou 2015).

1.8. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Biyomekaniği

İmplant stabilitesi genellikle primer ve sekonder olarak 2 aşamaya ayrılır. Primer stabilitenin, implant yerleşiminden hemen sonra implantın kemiğe bağlanmasıyla oluşan mekanik bir fenomen olduğu kanıtlanmıştır; sekonder stabilite ise implant

çevresinde kemik rejenerasyonu ve remodeling (osseointegrasyon) ile kazanılan biyolojik stabiliteyle ilgilidir. Mandibular implant tutuculu overdenture protezlerde implant sayısının 2'den 4'e yükseltilmesi implant stabilitesinde anlamlı bir etkiye sahip bulunmamıştır; bu da mandibulaya iki posterior implant eklenmesinin, anterior implantların stabilitesi lehine önemli bir rol oynamadığı anlamına gelir (Al-Magaleh ve ark. 2017).

Arat Bilhan ve ark. (2015) 3 boyutlu sonlu elemanlar analizini kullanarak, 2 ila 4 implantlı topuz ve bar ataşman ile desteklenen overdenture protezde implantların çevresindeki kemik dokusundaki stres dağılımını incelemişlerdir; implant sayısındaki artışın implantların çevresindeki stresin azalmasına neden olduğunu bildirmişlerdir.

Alt çenede tamamen dişsiz bireylerde, iki implant tutuculu overdenture protez uygun bir tedavi seçeneğidir (Raghoobar ve ark. 2014). Ayrıca kısa süreli güncel klinik çalışmalar sonucunda 1 veya 2 implant destekli hareketli protezlerin başarı oranları arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır (Bryant ve ark. 2015). İmplantların klinik başarısında, splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemler arasında fark olmadığı da belirtilmiştir (Vere ve ark. 2012). Farklı ataşman sistemlerinin retansiyon, kullanım kolaylığı, hijyen ve stabilite açısından karşılaştırıldığı çalışmalarda implant sayısının ve ataşman sistemi tipinin, bireyin mandibular overdenture protez memnuniyetini önemli ölçüde etkilemediği bulunmuştur (Al-Harbi 2018).

1.9. İmplant Tutuculu Overdenture Protezlerde Görülen Komplikasyonlar

İmplant tutuculu overdenture protezlerde görülen komplikasyonlar mekanik ve biyolojik olarak iki sınıfa ayrılabilir. Mekanik komplikasyonlar: tutucu sistemde retansiyon kaybı (tutucu elemanların aktive edilmesi veya yenilenmesi), protez kaide tamiri veya yenileme, yapay dişlerde oluşan kırık veya yerinden ayrılma ve vida kırığıdır. Biyolojik komplikasyonlar ise yumuşak doku hiperplazisi, implant

etrafında kemik kaybı ve implant başarısızlığıdır (Vere ve ark. 2012, Vahidi ve Pinto-Sinai 2014).

Tutucu sistemlerde mekanik komplikasyonları etkileyen faktörler: uygulanan implantların uzunluğu, sayısı ve yerleştirilme açısı, karşıt dentisyonun durumu ve parafonksiyonel alışkanlıklardır. Aşırı çiğneme kuvvetleri, düzensiz kontaklar ve kantilever varlığı, mandibulanın şiddetli rezorpsiyonuna neden olabilir. Açılı implant üzerine gelen okluzal yükler, implant vidasının dayanabileceğinden fazla gerilime neden olur, bunun sonucunda vida gevşemesi veya vida kırığı gözlenebilir. Doğru implant yerleşimi, tutucu sistemlerin bakım gereksinimlerini azaltır (Daou 2015).

İmplant tutuculu overdenture protez, geleneksel tam protez ile karşılaştırıldığında protez kaide kırığına daha hassastır. İmplant tutuculu overdenture protezde kaide kırıkları genellikle implant üzerinde stres konsantrasyonunun olduğu yerlerde ortaya çıkma eğilimindedir (Gonda ve ark. 2010). Bu durum, artan çiğneme kuvveti ile açıklanır (Vere ve ark. 2012). Ayrıca akrilik rezinin kalınlığı ve kullanılan ataşman tipi de implant destekli overdenture protezde kaide kırıklarını etkileyen önemli faktörlerdir. Kaide kırığı genel olarak abutmentı çevreleyen bölgede görülmektedir (Fajardo ve ark. 2011). İmplant yerleştirilmesi sırasında paralellik sağlanamaması durumunda yapılan implant tutuculu overdenture protezlerin akrilik kısımları zayıf kalabilmektedir. Akrilik kısımları güçlendirmek için de dişi tutucu parçanın yerleşeceği alanların metal destekli olarak hazırlanabileceği bildirilmektedir (Öztürk ve ark. 2013). Krom-kobalt metal alt yapı desteği, mekanik komplikasyon riskini azaltır ancak protez maliyetini artırır (Vere ve ark. 2012). Bununla birlikte, zamandan ve masraftan tasarruf etmek için metal yerine bir fiber takviyeli kompozit rezin güçlendirme yönteminin kullanılması da önerilmiştir (Fajardo ve ark. 2011).

Overdenture protezlerde meydana gelen retansiyon kaybı en sık bildirilen komplikasyon tipidir (%30). Bir ataşman sistemi için kabul edilebilir retansiyon değeri ve sürekliliği ile ataşmanın aşınma mekanizması hakkında veriler sınırlıdır. Örneğin tek bir splintlenmeyen ataşman için beklenen minimum retatif kuvvet 4 N olabilir. Bunun yanında, mandibular overdenture protez çok sayıda implant

tarafından desteklendiğinde farklı ataşman sistemleri için 1 N'dan 85 N'a kadar çeşitli retantif kuvvetler bildirilmiştir (Daou 2013, Da Fontoura Frasca ve ark. 2014). Tam protez destek alanının anatomik kısıtlamaları veya hastanın protezi takma/çıkarma kabiliyeti gibi birçok değişken olduğu için ataşmanların retansiyon değeri standart değildir (Miler ve ark. 2017) .

Retansiyon kaybının kısmen protezin çiğneme işlevi sırasında ataşmanların etrafında yaptığı rotasyon hareketinden kaynaklandığı varsayılmaktadır. Bu rotasyon, posterior mukozanın basınç altında sıkıştırılabilirliğinin bir sonucudur ve proteze besleme işlemi yapılmadığında rezidüel kret rezorpsiyonu daha da artar. Ataşman yeteri kadar rotasyon serbestliğine izin vermiyorsa, implantlarda düzensiz stres alanları oluşabilir. Sonuç olarak implantların etrafındaki kemik yapısının bütünlüğü de tehlikeye girebilir (Chen ve ark. 2011).

Mandibular implant tutuculu overdenture protezlerin fonksiyonu sırasında ataşmanların tutuculuğu üzerinde birçok faktör etkili olmaktadır. Uygun ataşman seçimine ek olarak hastanın rezidüel kret anatomisi, kas aktivitesi, oklüzyonun durumu, doku reziliensi, beslenme, kazanılmış veya konjenital maksillomandibular defektler bu faktörler arasındadır. Standardize edilemeyen bu faktörler nedeniyle, *in vivo* çalışmalar yerine *in vitro* çalışmalar yapılmaktadır (Fakhry ve ark. 2010).

Ataşman bileşenlerindeki aşınma kaynaklı değişiklikler retansiyon kaybının birincil sebebi olarak gösterilmiştir. Yüzey değişiklikleri, plastik deformasyon, işlevsel ve parafonksiyonel yüklerden kaynaklanan ataşman bileşenlerinin kırılması, retansiyon kaybının diğer olası nedenleridir (Rutkunas ve ark. 2011).

Aşınma, katı bir cismin yüzeyinden ilerleyen madde kaybı olarak tanımlanır. Birçok deneysel çalışma bu problemi analiz etmektedir çünkü overdenture protezlerde ataşmanda meydana gelen bir kayıp, protez fonksiyonunda azalmaya ve hastanın yaşam kalitesinin düşmesine yol açmaktadır. Retantif kuvvet değerlerindeki değişim ataşmanların yüzey değişikliklerinden kaynaklanır. Bu yüzey değişikliğine neden olan en önemli dört mekanizma; korozyon, aşınma, adezyon ve yüzey bozulmasıdır (Bayer ve ark. 2011). Esnek bağlantıların incelenmesiyle yapılan *in vitro* testlerin sonuçları plastik parçaların aksine, metal yüzeylerin boyutsal

değişikliklere veya yüzey aşınmasına maruz kalmadığını göstermektedir. Bununla birlikte retansiyon kaybı, boyutsal değişiklikler ve bu bağlantıların yüzey aşınma paternleri arasındaki ilişki hakkında çok az şey bilinmektedir (Rutkunas ve ark. 2011).

Fonksiyon sırasında protezin retansiyonu ve stabilitesinde klinik etkilere sahip olan bir başka parametre de "ataşman sisteminin retansiyonunu kaybetmesine kadar geçen süre veya ayırma kuvveti sırasında dayanaktan ayrılması için gereken süre" olan serbest bırakma periyodudur (Daou 2013). Aşırı kuvvetler altında kolayca yerinden ayrılan bir ataşman sistemi; implantları ve kemik-implant arayüzünü potansiyel olan zararlı kuvvetlerden koruyabilir. Böylece serbest bırakma süreci, ataşman için bir güvenlik mekanizması olarak görev yapar (Chung ve ark 2004). Benzer şekilde maksimum yerinden çıkarma kuvveti/pik yükü, bir retansiyon ölçümüdür. Bu parametre, dişlerden veya implant abutmentlarından ataşman bileşenlerinin tamamen ayrılmasından önce oluşan maksimum kuvvetlerle ilgilidir (Botega ve ark. 2004). Retansiyon kaybı ataşmanların aşınmasından kaynaklandığından yerleştirme-çıkarma döngüleri, maksimum yerinden çıkarma kuvvetini etkilemektedir. Çeşitli çalışmalar gerçek ağız ortamını taklit eden tasarımlar kullanarak kısa ve uzun süreli simüle edilen fonksiyonun, ataşman sistemlerinin retantif kuvvetleri üzerindeki etkilerini araştırmışlardır (Daou 2013).

İmplant tutuculu overdenture protezleri abutmentlardan ayırmak için gereken maksimum kuvvetin (tepe yük), yerleştirme-çıkarma döngüleri sayısına göre değiştiği gösterilmiştir. Bazı çalışmalar tekli ataşmanların tepe yük kuvvetlerini değerlendirirken, diğerleri tüm overdenture protezin maksimum yerinden çıkarma kuvvetlerini ölçmüşlerdir. Bu çalışmalarda yer alan metodlar, ataşmanlardaki aşınma ve retansiyondaki değişikliklerin karşılaştırılmasına izin vermiştir. Bu sonuçlar, klinisyenlere belirli bir hasta için en uygun ataşman sisteminin seçiminde destekleyici bilgi sunabilir. Bununla birlikte, hem kök destekli hem de implant destekli overdenture protezlerin başarısı, sadece mekanik bağlantı retansiyonundan ziyade daha karmaşık hastaya bağımlı faktörlerden etkilenir. Öte yandan tedavinin başlangıcında ve fonksiyon sonrası retansiyonun değerlendirilmesi bir uygulayıcı ile yapıldığında faydalı olabilir çünkü ataşman sistemi hastaların bireysel ihtiyaçlarına

göre izlenebilir ve ayarlanabilir. Her ne kadar geleneksel Instron test cihazları, *in vitro* tepe yük kuvvetlerini test etmek için güvenilir ve geçerli araçlar olarak kabul edilmiş olsa da; taşınamayan cihazlar olması nedeniyle klinisyenler tarafından rutin olarak kullanılamazlar. Geçmiş çalışmalarda klinik ortamda protez retansiyonunu test etmek için hafif ve taşınabilir kuvvet ölçüm göstergeleri kullanılmıştır (Shimpo force gauge, Shimpo America Corp., Lincolnwood). Ancak kullanılan cihazların geçerliliği hakkındaki bilgiler yetersizdir (Fromentin ve ark. 2010).

1.10. Amaç

Bu çalışmanın amacı mandibular overdenture protezde Locator, OD-Secure ve Locator R-Tx ataşman sistemlerini 6 aylık klinik kullanım süresine eşdeğer olacak şekilde; implant sayısı ve implantlar arası açı değişimine bağlı olarak retansiyon özellikleri açısından karşılaştırmaktır. İmplant tutuculu overdenture protezlerde açılı implant yerleşiminin retansiyonu azaltacağı ve yeterli retansiyon değerine ulaşmak için minimum sayıda implant kullanılmasının gerektiği düşünülmektedir. Bu çalışmadan elde edilecek verilerin klinik overdenture uygulamalarına katkıda bulunacağına inanılmaktadır.

1.11. Hipotez

Bu çalışmanın boş hipotezi (H_0): mandibular overdenture protezlerde (1) implant sayısının, (2) implantlar arası açılanmanın ve (3) kullanılan ataşman tipinin protez retansiyonunda etkisinin olmayacağıdır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma-Geliştirme Laboratuvarı, Özel Dental Labor Freze Teknik Diş Protez Laboratuvarında yürütülmüştür.

Bu çalışmada farklı ataşman çeşitleri; implant sayısı ve implantlar arası açı değişimine bağlı olarak retansiyon özellikleri açısından kıyaslanmıştır. Çalışmamızda kullanılan ataşmanlar ve üretici firmalar Çizelge 2.1’de gösterilmektedir.

Çizelge 2.1: Çalışmada kullanılan ataşmanlar ve üretici firmalar

Ataşman tipi	Üretici Firma
Locator (L)	Zest Anchors LLC. Escondido, CA, USA
Locator R-Tx (R)	Zest Anchors LLC. Escondido, CA, USA
OD-Secure (O)	BioHorizons Co. Birmingham, USA

Çalışmamızda izlemiş olduğumuz yöntem aşağıda listelenmiştir:

- Mandibular mum modellerin hazırlanması
- İmplant tutuculu akrilik mandibular modellerin elde edilmesi
- Protezlerin üretilmesi ve ataşmanların protezlere yerleştirilmesi
- Mandibular modellerin test cihazına yerleştirileceği düzeneğin hazırlanması
- Protezlere çekme deneyinin uygulanması
- İstatistiksel analizler.

2.1. Mandibular Mum Modellerin Hazırlanması

Total dişsiz mandibular örnek modelin A tipi silikon ölçü maddesi ile (Mega PINKSIL N22, Megadental GmbH, Germany) (Şekil 2.1a) negatifi elde edilmiştir ve eritilen pembe modelaj mumu (Cavex Set Up Regular, Holland) (Şekil 2.1b) negatife dökülmüştür. Böylece örnek modelin mum duplikatları elde edilmiştir (Şekil 2.2).

(a)



(b)



Şekil 2.1: (a) A tipi silikon ölçü maddesi (Mega PINKSIL N22, Megadental GmbH, Germany), (b) pembe modelaj mumu (Cavex Set Up Regular, Holland)



Şekil 2.2: Örnek modelden mum duplikatların elde edilmesi

Mum model üzerinde analogların yerleri işaretlenmiş ve paralelometre yardımıyla analoglar modele yerleştirilmiştir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3: Paralelometre yardımıyla analogların mum modele açılı ve paralel olarak yerleştirilmesi

İki paralel implantlı modellerde implantlar kanin bölgelerine, aralarında doğal kaninlerde olduğu gibi 22 mm mesafe olacak şekilde, dört implantlı modellerde ise implantların ikisi lateral kanin bölgeleri arasına diğer ikisi ise 1. Premolar bölgelerine paralel yerleştirilmiştir. Açılı planlanan iki implantlı modelde ise; implantların her biri 15° açı ile distale yönelmiş şekilde kanin bölgelerine yerleştirilmiştir (Şekil 2.4). Analoglara ölçü parçaları vidalanmıştır.



Şekil 2.4: 2 paralel implantlı, 2 açılı implantlı ve 4 paralel implantlı mum model

İmplant abutment birleşim hattı tam kret tepesinde bırakılmıştır. Çalışmamızda 3.5 mm çapında implantlarla (BioHorizons Co.) uyumlu 24 analog kullanılmıştır.

2.2. İmplant Tutuculu Akrilik Mandibular Modellerin Elde Edilmesi

Oluşturulan mum modellerin duplikat materyaliyle (Megafeel, Extrahart Blau, Megadental GmbH, Germany) negatifleri elde edilmiştir. Mum uzaklaştırılmış, içinde sadece analogların kaldığı kalıp oluşturulmuştur. Şeffaf akrilik rezin (Mega SIN ORTHO, Megadental GmbH, Germany) hazırlanarak kalıplara dökülmüştür ve düşük ısıda (55 °C), basınçlı (2.5 bar) pişirme fırınında (Vertex Poly Cure 25) (Şekil 2.5) polimerize edilmiştir.



Şekil 2.5: Vertex Poly Cure 25 polimerizasyon cihazı

3 farklı şekilde toplam 9 adet mandibular akrilik model üretilmiştir. Çalışmamızda üretilen model tipleri Çizelge 2.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 2.2: Çalışmada üretilen model tipleri

1. Model (L1), (O1), (R1)	2 adet implant; aralarında 22 mm mesafe olacak şekilde birbirlerine ve vertikal eksene paralel olarak modele yerleştirilmiştir
2. Model (L2), (O2), (R2)	2 adet implant; aralarında 22 mm mesafe olacak şekilde ve vertikal eksenle 15° distale eğimli olarak modele yerleştirilmiştir
3. Model (L3), (O3), (R3)	4 implantlı modellerde implantların ikisi lateral kanin bölgeleri arasına diğer ikisi ise 1. Premolar bölgelerine paralel olarak yerleştirilmiştir

Her bir model için diş eti yüksekliği 3 mm olan Locator (**L**) (Şekil 2.6), Locator R-Tx (**R**) (Şekil 2.7) ve OD-Secure (**O**) (Şekil 2.8) ataşmanları kullanılmıştır. Ataşmanlar 30 N cm tork kuvvetiyle analoglara yerleştirilmiştir.



Şekil 2.6: Locator ataşman sistemi



Şekil 2.7: Locator R-Tx ataşman sistemi



Şekil 2.8: OD-Secure ataşman sistemi



Şekil 2.9: Locator ataşmanın farklı modellerdeki görüntüsü



Şekil 2.10: Locator R-Tx ataşmanın farklı modellerdeki görüntüsü



Şekil 2.11: OD-Secure ataşmanın farklı modellerdeki görüntüsü

2.3. Protezlerin Üretilmesi ve Ataşmanların Protezlere Yerleştirilmesi

Mandibular modellerin alçıdan duplikatları elde edilmiştir ve alçı modeller üzerinde aynı takım diş kullanılarak diş dizimi yapılmıştır. Daha sonra dizim muflaya alınmıştır ve pembe akrilik muflaya yerleştirilip polimerizasyonu sağlanmıştır. Mufla açıldıktan sonra protezler çıkarılmıştır, tesviye ve polisajı tamamlanmıştır. Bitmiş protezlerin tabanına, ataşmanların konumlarına uyacak şekilde yuva ve akril kaçış yolu hazırlanmıştır. Ağız şartlarını taklit ederek direk yöntemle housingler protezlere

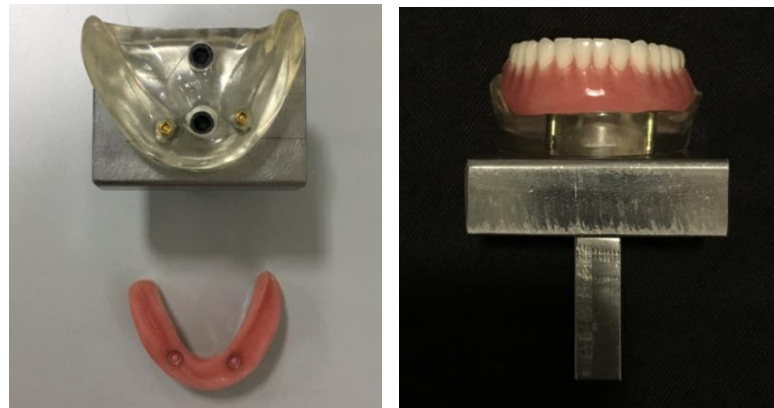
otopolimerizan soğuk akrilikle bağlanmıştır (Şekil 2.12). Bu işlemler esnasında ataşmanların siyah laboratuvar matriksleri kullanılmıştır. Çalışmamızda ataşman gruplarının medium tutuculuk değerindeki matrikslerinin 6 aylık kullanımı boyunca retansiyon değerlerindeki değişim incelenmiştir. Locator grubunda ise distale 15° açıldırılmış implantlarda üretici firmanın önerdiği açılı Locator matriksi kullanılmıştır.



Şekil 2.12: Bitmiş protezin model üzerindeki görüntüsü ve Locator matrikslerin bitmiş protezdeki görüntüleri

2.4. Mandibular Modellerin Test Cihazına Yerleştirileceği Düzeneğin Hazırlanması

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma-Geliştirme Laboratuvarında bulunan Universal Test Cihazına (LRX, Lloyd Instruments LTD., Fareham Hants, England) mandibular modellerin bağlanması için NC kontrollü freze cihazında (SMART, Weihai Huadong Automation Co., LTD., Shandong, China) imalat çeliğinden (1040 çeliği) tablalar üretilmiştir. Mandibular modeller vertikal yönde iki noktadan delinmiş ve tablalara sabitlenmiştir (Şekil 2.13).

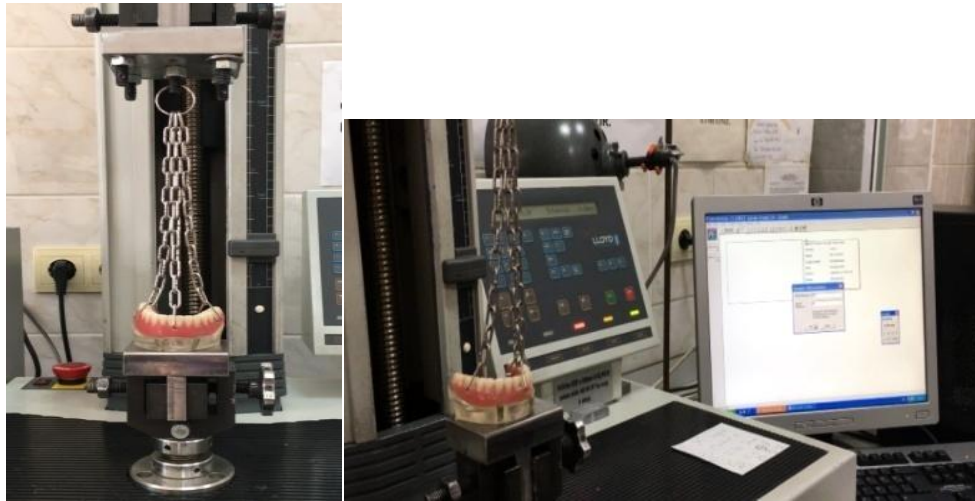


Şekil 2.13: Mandibular modelin tabladaki görüntüleri

Çekme işlemi için üst tablanın protezle bağlantısı ise zincir düzeneğiyle sağlanmıştır. Protezler üzerine sağ-sol 1. büyük azı dişlerinin olduğu bölgelere ve tam orta hatta birer tane olmak üzere freze cihazında (SMART, Weihai Huadong Automation Co., LTD., Shandong, China) toplamda üç adet delik açılmıştır. Bu deliklere eşit uzunlukta 3 adet üçgen çengel yerleştirilmiştir ve çengellere 15 cm uzunluğunda paslanmaz çelik zincirler bağlanmıştır. Zincirler tek bir halkada birleştirilmiş ve tabla aracılığıyla konsola sabitlenmiştir. Bu şekilde protezlerin vertikal yönlü çekilmesi sağlanmıştır.

2.5. Protezlere Çekme Deneyinin Uygulanması

Her bir örnek için çekme işlemi, ağızda uygulanan çıkarma hızına yakın bir değer olduğu kabul edildiğinden 50 mm/dk hızında yapılmıştır. Overdenture hijyen prosedürü için günlük 3 kez takıp çıkarma işlemi esas alındığından, 6 aylık klinik kullanıma eşdeğer olan 540 adet çekme işlemi yapılmıştır. Çekme işlemi Nexygen Plus Material Test and Data Analysis Software (Lloyd Instruments LTD., West Sussex, England) programı ile yapılmış, elde edilen N cinsinden veriler bilgisayara kaydedilmiştir (Şekil 2.14). Veriler Excel tablosuna aktarılarak istatistiksel değerlendirmeye alınmıştır. Başlangıç (t1), 3.ay (t2) ve 6.aydaki (t3) ortalama retansiyon değerleri belirlenmiştir.



Şekil 2.14: Çalışma modelinin universal test cihazındaki görüntüleri

2.6. İstatistiksel Analizler

Veriler IBM SPSS Statistics 23 programına aktarılarak tamamlanmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken ikiden fazla gruba sahip kategorik değişkenler arasındaki farkın incelenmesinde “tek yönlü varyans analizi” (One-way ANOVA) kullanılmıştır. Analiz sonucunda öncelikle varyans homojenliği için Levene testine, ardından farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığı “çoklu karşılaştırma testi” (Bonferonni ya da Tamhane’s T2) ile kontrol edilmiştir. Varyans homojenliğini sağlayan değişkenlerde gruplar arasındaki fark incelemesi için Bonferonni, varyans homojenliğini sağlamayan değişkenlerde gruplar arasında fark incelemesi için Tamhane’s T2 testine bakılmıştır. İkiiden fazla zamandaki ölçümler arasındaki farkın incelenmesinde ise tekrarlı ölçümler varyans analizi (Repeated Measures ANOVA) kullanılmıştır. Analiz sonucunda öncelikle Mauchly’s küresellik testine bakılmış ve küresellik varsayımı sağlamadığı durumlarda Pillai’s Trace test değerleri küresellik varsayımı sağlandığı durumlarda ise Greenhouse-Geissertest değerleri verilmiştir. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

3. BULGULAR

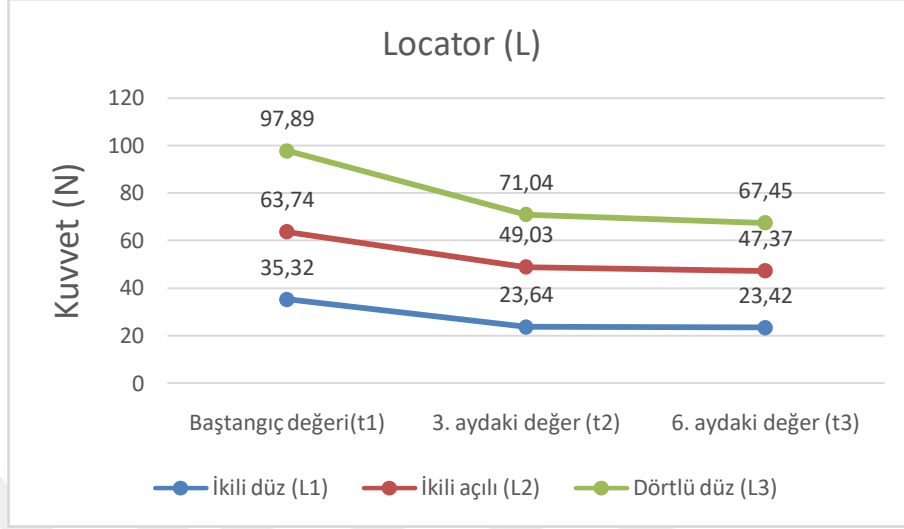
Her bir ataşman için; t1, t2 ve t3 zamanlarında elde edilen ortalama retansiyon kuvveti değerleri N cinsinden tablodaki gibidir (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.1: Retansiyon ortalamaları bakımından ataşmanların incelenmesi

		t1		t2		t3		p	Fark
		Ort.	S.S.	Ort.	S.S.	Ort.	S.S.		
Locator (L)	İkili düz (L1)	35,32	0,78	23,64	0,21	23,42	0,46	0,000^f	t1>t2
	İkili açılı (L2)	63,74	0,68	49,03	1,40	47,37	1,07	0,000^f	t1>t2>3
	Dörtlü düz (L3)	97,89	0,66	71,04	1,67	67,45	0,50	0,000^f	t1>t2>t3
			p= 0,000^f L1<L2<L3		p= 0,000^r L1<L2<L3		p= 0,000^r L1<L2<L3		
OD-Secure (O)	İkili düz (O1)	33,87	0,40	32,90	0,28	32,66	0,62	0,000	t1>t2
	İkili açılı (O2)	30,16	0,64	27,53	0,44	26,99	0,34	0,000^f	t1>t2>t3
	Dörtlü düz (O3)	63,55	1,06	57,91	0,43	56,42	0,19	0,000^f	t1>t2>t3
			p= 0,000^f O2<O1<O3		p= 0,000^r O2<O1<O3		p= 0,000^r O2<O1<O3		
Locator R-Tx (R)	İkili düz (R1)	44,48	1,38	43,73	0,60	41,33	0,21	0,000^f	t2>3
	İkili açılı (R2)	43,47	0,57	40,45	0,21	37,74	0,29	0,000^f	t1>t2>t3
	Dörtlü düz (R3)	90,13	0,57	84,58	0,44	81,32	0,53	0,000^f	t1>t2>t3
			p= 0,000^f R1,R2<R3		p= 0,000^r R1,R2<R3		p= 0,000^r R1,R2<R3		
		p= 0,000^f O<L,R		p= 0,002^r O<R		p= 0,006^r O<R			

F: One-way ANOVA testi; r: Repeated Measures ANOVA testi

3.1. Ataşmanların Değerlendirilmesi

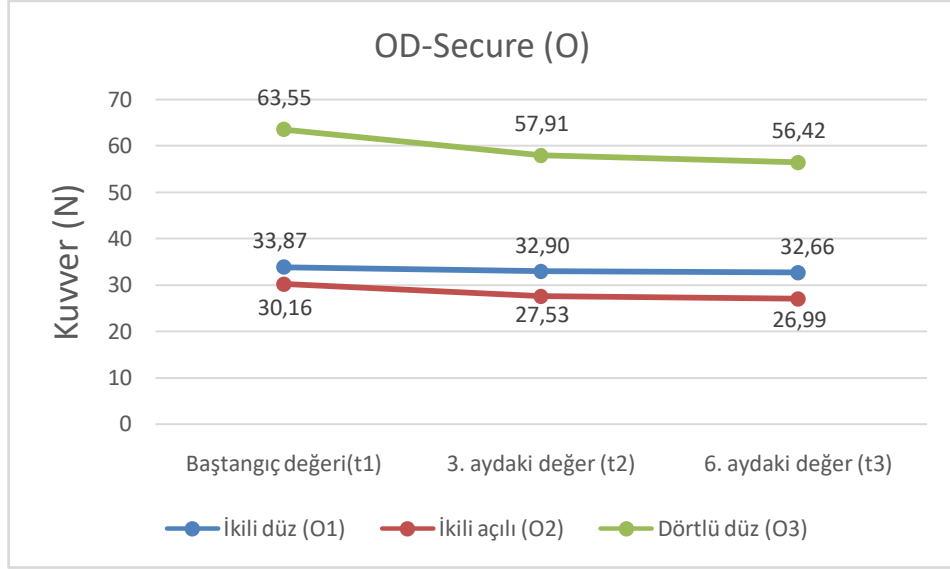


Şekil 3.1: Locator ataşmanın farklı planlamalarda zamana göre retansiyon değerleri

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi (Repeated Measures ANOVA) sonucunda, retansiyon ölçümleri bakımından zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). L2 ve L3 gruplarında retansiyon ölçümü; t1 değeri t2 değerine göre, t2 değeri t3 değerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir. L1 grubunda ise t1 retansiyon değeri t2 değerine göre anlamlı derecede daha yüksektir.

Uygulanan tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) sonucunda L3 grubunda t1, t2 ve t3 retansiyon ölçümleri; L1 ve L2 gruplarına göre anlamlı derecede daha yüksektir. Tüm zaman aralıklarında L2 grubu retansiyon ölçümleri L1'e göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir.

Locator ataşman grubunda t1'den t3'e kadar geçen zamanda retansiyon azalma yüzdeleri; L1: %33.69, L2: %25.68, L3: %31.09 şeklindedir.

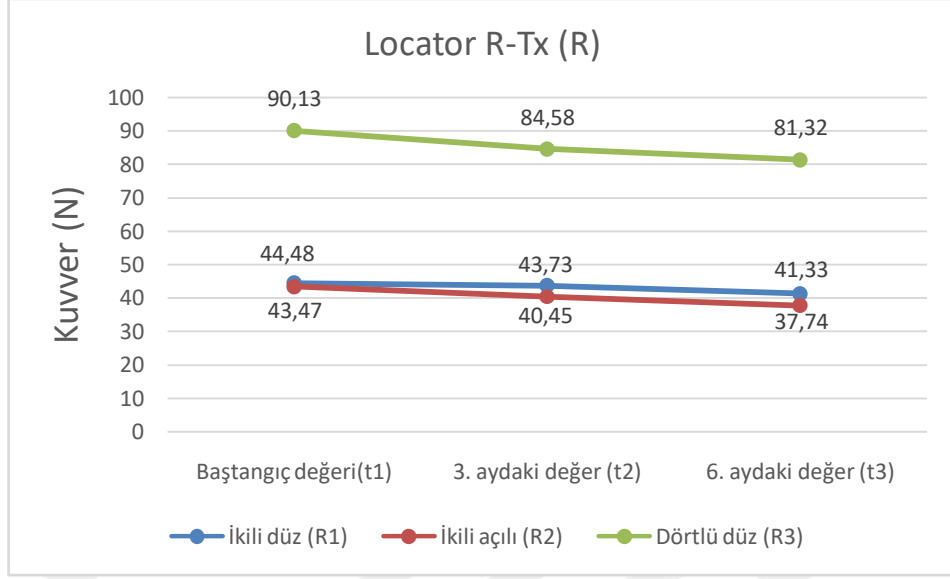


Şekil 3.2: OD-Secure ataşmanın farklı planlamalarda zamana göre retansiyon değerleri

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi (Repeated Measures ANOVA) sonucunda, retansiyon ölçümleri bakımından zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). O3 ve O2 gruplarında retansiyon ölçümü; t1 değeri t2 değerine göre, t2 değeri t3 değerine göre anlamlı derecede daha yüksektir. O1 grubunda ise t1 değeri t2 değerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir.

Uygulanan tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) sonucunda, OD-Secure grubundaki t1, t2 ve t3 retansiyon ölçümleri; O3 grubu O1 ve O2 gruplarına göre, O1 grubu ise O2 grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir.

OD-Secure ataşman grubunda t1'den t3'e kadar geçen zamanda retansiyon azalma yüzdeleri; O1: %3.57, O2: %10.51, O3: %11.21 şeklindedir.



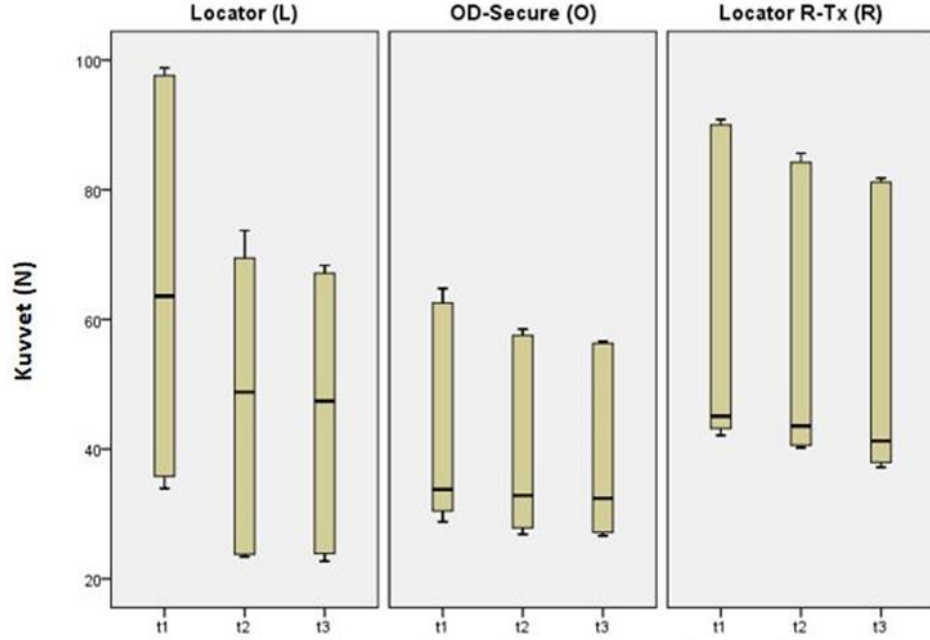
Şekil 3.3: Locator R-Tx ataşmanın farklı planlamalarda zamana göre retansiyon değerleri

Uygulanan tekrarlı ölçümler varyans analizi (Repeated Measures ANOVA) sonucunda, retansiyon ölçümleri bakımından zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). R2 ve R3 gruplarında retansiyon ölçümü; t1 değeri t2 değerine göre, t2 değeri t3 değerine göre ve R1 grubunda ise t2 değeri t3 değerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir.

Uygulanan tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) sonucunda t1, t2 ve t3 retansiyon ölçümleri; R3 grubunda R1 ve R2 gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir.

Locator R-Tx ataşman grubunda t1'den t3'e kadar geçen zamanda retansiyon azalma yüzdeleri; R1: %7.08, R2: %13.18, R3: %9.77 şeklindedir.

Her grup için elde edilen verilerin dağılımını Box-Plot grafiği (Kutu grafiği) ile gösterilmiştir (Şekil 3.4).

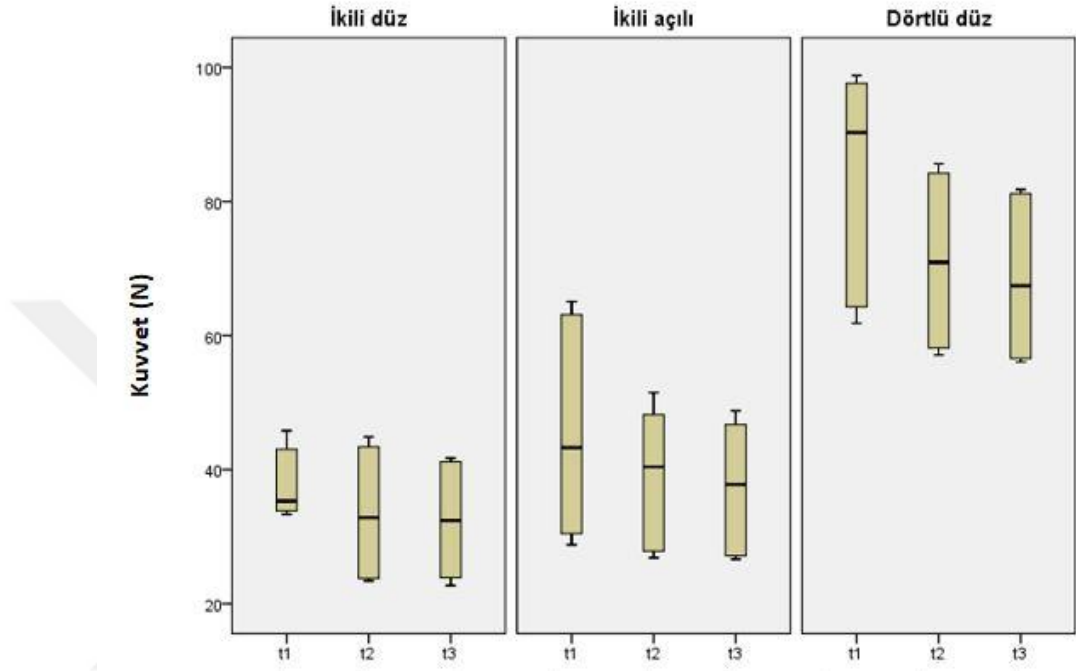


Şekil 3.4: Ataşmanların zamana göre retansiyon kuvveti dağılımını gösteren Box-Plot grafiği (Kutu grafiğinde her bir grup için enine çizgi ortanca değeri ifade etmektedir. Kutuların dışındaki dikey çizgiler, değerlerin minimum ve maksimumlarını temsil eder).

3.2. Farklı planlamaların değerlendirilmesi

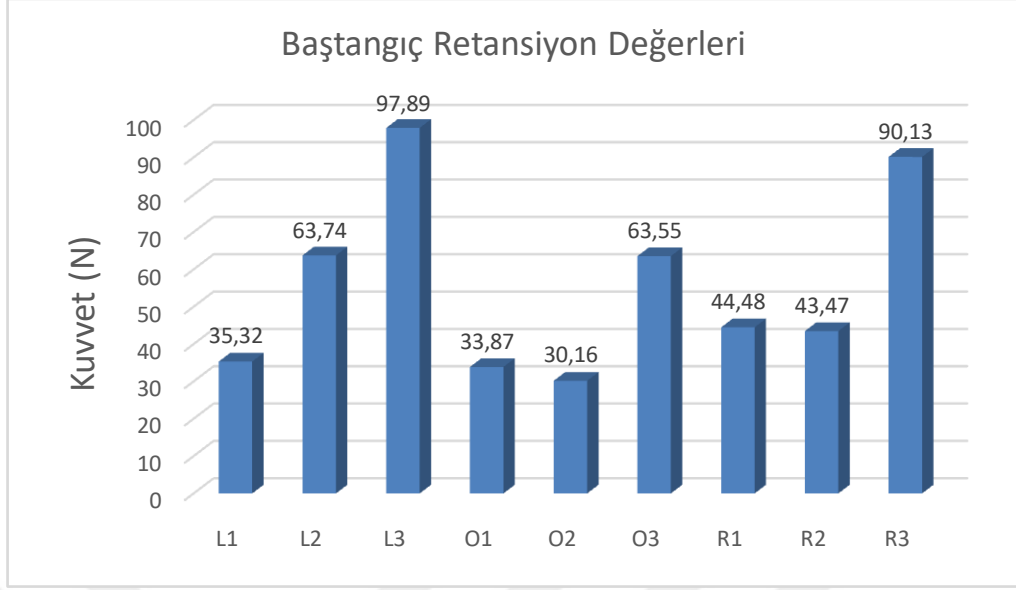
Uygulanan tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) sonucunda, farklı zamanlardaki retansiyon ölçümleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). Buna göre, *ikili düz* planlamada t1 retansiyon ölçümleri R grubunda L ve O gruplarına göre, L grubunda ise O grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir. t2 ve t3 retansiyon ölçümleri R grubunda L ve O gruplarına göre, O grubunda ise L grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir. *İkili açılı* planlamada t1, t2 ve t3 retansiyon ölçümleri L grubunda R ve O gruplarına göre, R grubunda ise O grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir. *Dörtlü düz* planlamada t1

retansiyon ölçümleri L grubunda R ve O gruplarına göre, L grubunda ise O grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir. t2 ve t3 retansiyon ölçümleri R grubunda L ve O gruplarına göre, L grubunda ise O grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir.

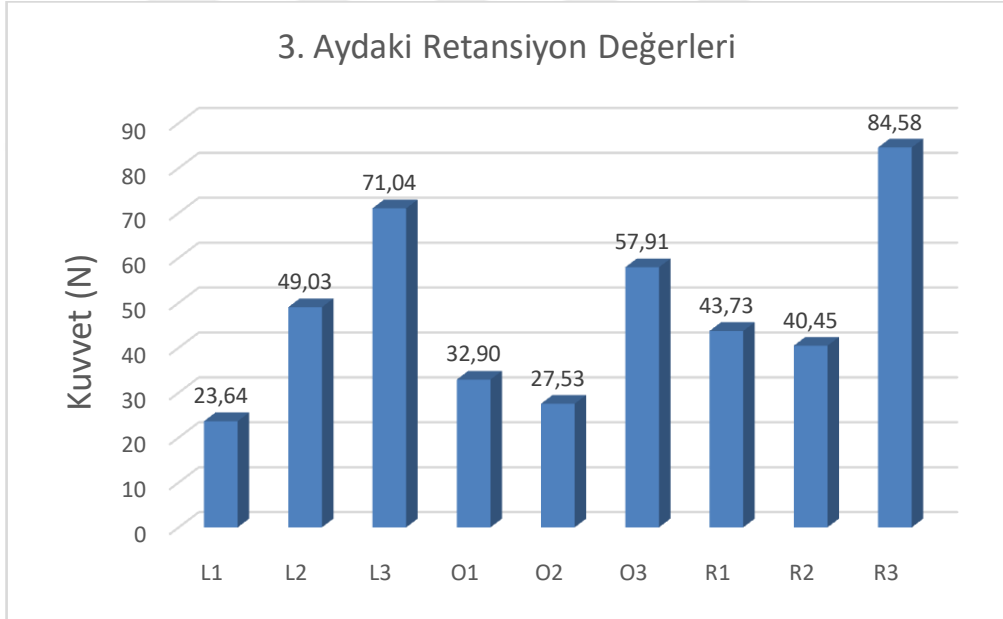


Şekil 3.5: Farklı planlamalarda ve zamanlarda tüm ataşman gruplarının retansiyon kuvveti dağılımını gösteren Box-Plot grafiği

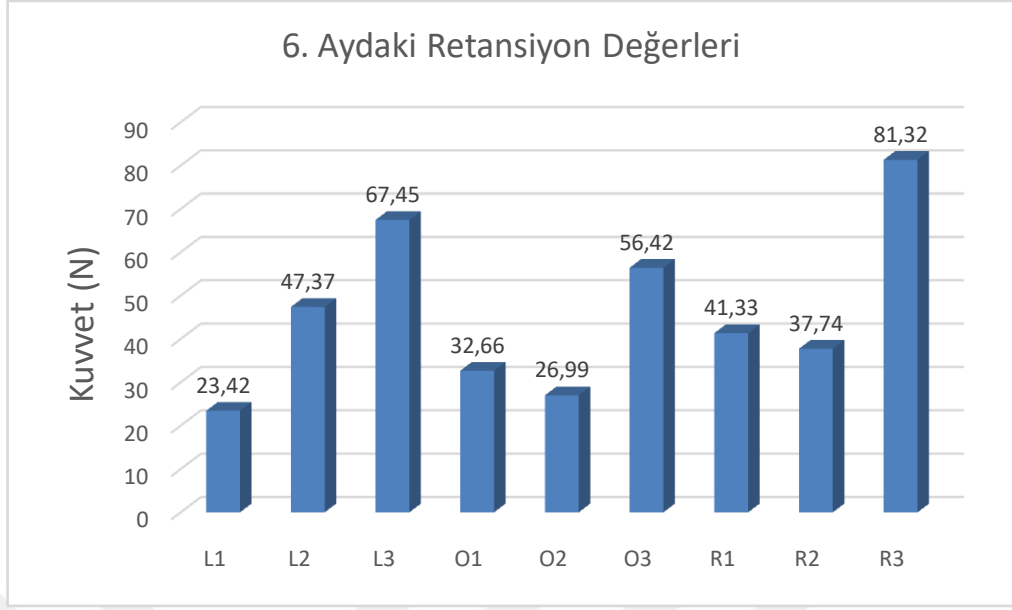
Aşağıdaki grafiklerde tutucuların retansiyon değerleri, zaman içerisindeki değişimleri ve birbirleriyle olan ilişkileri gösterilmektedir. t1 (Şekil 3.6), t2 (Şekil 3.7) ve t3 (Şekil 3.8) dönemlerinde retansiyon değerleri belirlenirken 9 grup için de aynı zamana denk gelen 10 değerın ortalaması alınmıştır.



Şekil 3.6: Ataşmanların t1 retansiyon değerleri



Şekil 3.7: Ataşmanların t2 retansiyon değerleri



Şekil 3.8: Ataşmanların t3 retansiyon değerleri

4. TARTIŞMA VE SONUÇ

İmplant tutuculu overdenture protezler; daha az sayıda implant ile tedavi maliyetini düşüren, protezlerin stabilitesinde artışa bağlı olarak daha fazla hasta memnuniyeti sağlayan total dişsizliğin rehabilitasyonu için uygun bir tedavi seçeneğidir (Leão ve ark. 2018). Protez kullanıcılarının memnuniyetinin, bireyin çiğneme ve konuşma yeteneğine ve ayrıca protezin görünümüne bağlı olduğu belirtilmektedir (Sharma ve ark. 2014). Mandibular geleneksel tam protezlerde sık karşılaşılan sorunlar; stabilite ve retansiyon eksikliği, ağrı ve fonksiyon kaybıdır. İki splintlenmeyen implant tutuculu mandibular overdenture protez, geleneksel tam protezden memnun olmayan dişsiz bireyler için ilk tedavi seçeneği olarak kabul edilir (Kutkut ve ark. 2018). Maksimum ısırma kuvvetleri tam protezlerde 60-80 N, implant tutuculu overdenture protezlerde 150-170 N olarak rapor edilmiştir (Sharma ve ark. 2017).

Protezin retansiyonu, fonksiyon ve hasta memnuniyetindeki önemi nedeniyle dişsiz bireylerin tedavisinde ulaşılması gereken en önemli unsurlardandır (ELsyad ve ark. 2019). Overdenture protezlerin retansiyonu ve stabilizasyonu ataşman sistemi ile ilgilidir (Leão ve ark. 2018). Splintlenmeyen bağlantılar, ataşman için daha az mesafe gereksinimi, temizleme kolaylığı, teknik basitlik ve ekonomik faktörler nedeniyle daha fazla tercih edilen sistemlerdir (Sultana ve ark. 2017). Ball ataşmanlar, basit yapıda olmaları ve düşük maliyetleri nedeniyle implant tutuculu overdenture protezlerde sıklıkla kullanılmaktadır; ancak yüksek dikey profilleri dezavantaj olarak kabul edilir (Elhddad ve ark. 2015). Ataşman seçiminde önemli olan bir faktör, protez içinde housing/matriks için gerekli alanı en aza indirmek (yetersiz akrilik kalınlığından kaynaklanan potansiyel kırılmayı azaltmak için) için ataşmanın yüksekliğinin düşük olmasıdır (Vogel 2008). Günümüzde implant destekli overdenture tasarımında Locator tutucu sistemin daha fazla kullanıldığı ve az sayıda komplikasyon gözlendiği rapor edilmiştir (Daou 2015). Diğer splintlenmeyen ataşmanlarla karşılaştırıldığında, Locator ataşmanlar düşük profile sahiptir ve bu nedenle arklar arası mesafenin sınırlı olduğu vakalarda kullanılabilirler (Elhddad ve

ark. 2015). Locator için toplam ataşman yüksekliği 3.17 mm iken (ZEST Anchors LLC., 2019); OD Secure, toplam 2 mm'lik housing ve matriks yüksekliğiyle en düşük dikey profil özelliğine sahip ataşmanlardan biridir (BioHorizons Co., Prosthetics catalog 2019). Çalışmamızda splintlenmeyen ataşman sistemlerinden Locator, OD Secure ve Locator R-Tx tutuculu mandibular overdenture protezler, farklı implant planlamalarında retansiyon kuvveti açısından kıyaslanmıştır.

2 splintlenmemiş implant arasındaki geniş açılanmaların ataşmanlarda aşınmaya neden olabileceği ve bunun da protez retansiyonunda azalmaya yol açacağı belirtilmiştir. Pek çok klinisyen implant yerleşimi paralel olmadığında ball ataşmanın kullanılmayacağını ve bu durumlarda açığı kompanse etmek için açılı abutmentleri, esnek ataşmanları ve bar/klips ataşman kullanılması gerektiğini vurgulamıştır (Gulizio ve ark. 2005).

Sultana ve ark.'nın (2017) yaptığı *in vitro* çalışmada implantlar arası açının 0° ve 40° olduğu iki implantlı akrilik modellerde; açının Locator ve ball ataşmanların retansiyonu üzerine etkisi incelenmiştir. Örneklere 10.000 yerleştirme ve çıkarma siklusu uygulanmış ve çalışma sonunda Locator sistemi, her iki planlamada da ball ataşmanlarla karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha yüksek bir başlangıç retansiyon değeri göstermiştir. Ball ataşman sistemi için retansiyon değerleri, açılı planlamada paralel planlamaya kıyasla anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Locator ataşmanların implantlar arası 40°'ye kadar olan açı sapmalarında kullanımı tavsiye edilmektedir. OD-Secure ataşman, implantlar arası 30°'ye kadar olan açı sapmalarını düzeltir ve yeni geliştirilen Xtend housing yapısı ise implantlar arası 50°'lik açı farkı olduğunda kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Locator R-Tx sisteminde ise implantlar arası 60°'ye kadar açığı tolere etme özelliği geliştirilmiştir (her bir implant için maksimum 30°) (BioHorizons Co., Prosthetics catalog 2019). Çalışmamızda açığı tolere etme özellikleri göz önünde bulundurularak, implantlar arası açının 30° olduğu planlamada ataşmanların retansiyon özellikleri kıyaslanmıştır.

Ataşman sistemleri için ideal materyal uzun süreli fonksiyonlarda yeterli retansiyon sağlamalıdır. Alaşımların fiziksel özelliklerinin (özellikle elastikiyet

modülü) ataşmanların aşınma davranışını etkilediği ve ataşman sistemlerinin ideal olarak basit bir tasarıma sahip olması; özellikle de retantif elemanların mümkün olduğu kadar az bileşenden yapılması gerektiği önerilmiştir. Böylece tutarlı ve öngörülebilir retansiyonun sağlanabileceği düşünülmektedir (Alsabeeha ve ark. 2009). Çalışmamızda kullanılan ataşmanlar klinikte direkt yöntemle kolaylıkla proteze yerleştirilebilen, karmaşık olmayan sistemlerdir.

Titanyum nitrit kaplamaların patriks yüzeyinin sertliğini ve aşınma direncini arttırdığı ve patriksin metal bileşenleri ile karşılaştırıldığında, kauçuk matriksin daha önemli bir aşınma ve deformasyon sergilediği bildirilmiştir (Choi ve ark. 2017). Çalışmamızda kullanılan Locator ve OD Secure ataşmanlarının patriks yüzeyleri aşınmaya dayanıklı titanyum nitrit kaplama özelliğine sahiptir (BioHorizons Co., Prosthetics catalog 2019). Locator R-Tx, DuraTec Titanyum Karbon Nitrit kaplamasıyla %32 daha sert ve %26 daha fazla aşınma direncine sahip ataşman sistemidir (Shah ve ark. 2017, BioHorizons Co., Prosthetics catalog 2019).

Locator patriksinin iç halkası, gıda ve plak birikimine sebep olarak naylon ataşmanın distorsiyona uğramasına ve hızlı retansiyon kaybına neden olur. Locator R-Tx abutment, gıda/plak birikimini azaltmak için daha az alan kaplayan altıgen yapıda ve 0.050 inç/1.25 mm boyutunda merkez kaviteye sahiptir. Locator R-Tx yerleştirme sırasında hatalı hizalansa bile, naylon matrikste merkezi çıkıntının bulunmamasıyla oluşabilecek potansiyel hasarların azaltılması amaçlanmıştır (Shah ve ark. 2017). Locator R-Tx abutment yapısı çift retantif yüzeye sahiptir ve hastaların overdenture protezi daha kolay yerleştirebilmesi için Locator tutucuya göre daha dar koronal geometri ile tasarlanmıştır. Locator ile karşılaştırıldığında açının düzeltilmesi için dönme kapasitesinde %50 artış göstermektedir. İnce akrilik kaidede estetiğin sağlanması için housing pembe renkte tasarlanmıştır ve ataşmanın proteze fiksasyonunun geliştirilmesi için Locatordan farklı olarak housingde horizontal yivler bulunmaktadır (ZEST Anchors LLC., 2019).

Genel olarak mandibulada iki interforaminal implantın, implant tutuculu overdenture protezde tutuculuk sağlanması için gereken minimum implant sayısı olduğu kabul edilse de protezi desteklemek için orta hatta tek bir implantın başarıyla kullanılabileceği de bildirilmiştir (Liddelow ve Henry 2007, Walton ve ark. 2009).

Visser ve ark.'nın (2005) 5 yıllık takip çalışmasında 2 implant tutuculu mandibular overdenture ile tedavi edilen 30 hasta ve 4 implant tutuculu mandibular overdenture ile tedavi edilen 30 hasta karşılaştırılmıştır. Çalışma sonunda gruplar arasında memnuniyet açısından fark bulunmamıştır; bu da 4 implant kullanımının 2 implant kullanımı ile karşılaştırıldığında hasta memnuniyetini etkilemediğini göstermektedir.

Sadowsky (2001), 2 implant tutuculu mandibular overdenture protezlerin; 3 veya daha fazla implant tutuculu mandibular protezlere oranla uzun süreli bakım açısından karşılaştırıldığında istatistiksel olarak bir fark olmadığını bildirmiştir.

Eren Türk'ün (2011) yaklaşık 4.5 yıllık klinik kullanıma karşılık gelen 5.000 yerleştirme-ayırma döngüsü sonrasında ball ve Locator ataşmanların tutuculuk özelliklerini karşılaştırdığı çalışmasında; 5.000 döngüden sonra Locator ataşmanların ball ataşmanlardan daha üstün retantif özellikler sergilediği bildirilmiştir.

Uludağ ve Polat'ın (2012) 2 veya 3 implant tarafından desteklenen mandibular overdenture protezler üzerindeki beş farklı protez ataşman tasarımının 540 yerleştirme ayırma döngüsünde retantif kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmasında; 3 implantlı modeldeki şeffaf Locator ataşmanın retansiyon değerlerinin diğer ataşmanlara göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda 2 veya 4 implant tutuculu mandibular overdenture protezlerin 6 aylık klinik kullanıma eşdeğer 540 yerleştirme ayırma döngüsü sonrası retansiyondaki değişiklikleri incelenmiştir.

Mandibular iki implant tutuculu overdenture protezlerde kullanılan çok sayıda ataşman sisteminin retansiyon kuvvetini belirlemek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmaların ortak özellikleri ataşman sistemlerinin her zaman gerçek mandibular iki implant tutuculu overdenture protez senaryolarına benzemesidir (Alsabeeha ve ark. 2009). Çalışmamızda ağız ortamını daha iyi yansıtabilmek için tam dişsiz mandibular model dublike edilmiştir. Bu modeller üzerine protezler yapılarak ataşmanlar proteze yerleştirilmiştir. Ataşmanın proteze yerleştirilmesi, klinikte direkt teknikle veya laboratuvar ortamında indirekt olarak yapılabilir. Klinikte yapılan yerleştirme daha zahmetli olsa da; protezin destek dokular üzerinde tam olarak pasif oturmasının sağlanabilmesi avantajdır. Laboratuvarda bağlama

tekniki daha az karmaşık bir yöntemdir ancak dokular üzerinde tam oturmayı sağlamak için gerekli olan mukozanın esneme seviyesi hesaba katılamaz (Vogel 2008). Çalışmamızda ataşmanlar proteze model üzerinde direkt teknikle yerleştirilmiştir ve protezlere aksiyel yönde kuvvet uygulanarak retansiyon değerleri ölçülmüştür. Çalışmamıza benzer olarak dişsiz modellerin ve protezlerin üretildiği çalışmalar olduğu gibi (Rutkunas ve ark. 2007, Fu ve ark. 2009, Savabi ve ark. 2013, Tabatabaian ve ark. 2014, Shin ve Lee 2017, Choi ve ark. 2018); dişsiz model üretilmeksizin analogların bloklara yerleştirilip sadece tutucuların değerlendirildiği çalışmalar da vardır (Evtimovska ve ark. 2009, Branchi ve ark. 2010, Stephens ve ark. 2014, Reda ve ark. 2016, Srinivasan ve ark. 2016, Sia ve ark. 2017, Sultana ve ark. 2017, Memarian ve ark. 2018, Mínguez-Tomás ve ark. 2018, Tehini ve ark. 2018).

Akril kalınlığının yetersiz olduğu durumlarda buna bağlı olarak aşırı oklüzal kuvvetlerin neden olabileceği potansiyel kırıkların önlenmesi için protez metal bir çerçeve ile desteklenebilir. Bu işlem ekstra maliyet ve laboratuvar aşaması gerektirir. Karşit çenede full ark sabit implant protez varlığı gibi oklüzal kuvvetlerin artacağı durumlarda, protezler metal çerçeve ile hazırlanabilir (Vogel 2008). Çalışmamızda protezlere oklüzal yönden kuvvet yüklemesi yapılmadığından metal çerçeve hazırlanmamıştır.

Çalışmamızda Scherer ve ark. (2014), Sia ve ark. (2017), ELSyad ve ark.'nın (2018) çalışmalarında olduğu gibi mandibular modelin yapımında akrilik rezin kullanılmıştır; farklı olarak epoksi rezinden, alçıdan ve alüminyumdan model elde edilerek yapılan çalışmalar da vardır (Chung ve ark. 2004, Ahmadzadeh ve Fereidoonpoor 2012, Rabbani ve ark. 2015, Gürbulak ve Kurtuluş 2018). Çalışmamızda akrilik polimerizasyonu sırasında implant analogları önceden belirlenen konumda sabitlenmiştir. İmplantların modele drillenerek yerleştirildiği çalışmalar da mevcuttur (Amiri ve ark. 2017, Choi ve ark. 2017).

Overdenture protezler yerinden çıkmalara yol açabilecek farklı yönlerde uygulanan çeşitli kuvvetlere maruz kalır (ELSyad ve ark. 2019). Yapılan çalışmalarda ataşman sistemlerinin retansiyon kuvvetleri ilk olarak aksiyel yönlü çekme kuvvetleri ile değerlendirilmiştir (Michelinakis ve ark. 2006, Abi Nader ve

ark. 2011, Elhddad ve ark. 2015, Tehini ve ark. 2018). Ayrıca ataşman sistemlerinin retansiyon kuvvetini paraksiyal yer değiştirme kuvvetleri altında kaydetmek, overdenture protezin stabilitesinin klinik olarak bir ölçütü kabul edilmiştir ve ataşmanlar ağız ortamını taklit etmeye çalışan tasarımlarla paraksiyal kuvvetler altında çekme işlemine de tabi tutulmuştur (Rutkunas ve ark. 2007, Alsabeeha ve ark. 2009, Scherer ve ark. 2014, Tabatabaian ve ark. 2014, ELSyad ve ark. 2019). Çalışmamızda üç noktadan sabitlenerek protezlere aksiyel yönlü çekme işlemi uygulanmıştır. Çalışmamıza benzer şekilde protezlerin üç noktadan sabitlenerek çekme testinin yapıldığı çalışmalar olduğu gibi (Uludağ ve Polat 2012, Scherer ve ark. 2014, Choi ve ark. 2017, Yalikus ve ark. 2018); dört noktadan sabitlenerek çekme testi yapılan çalışmalar da mevcuttur (Aga ve ark. 2014, ELSyad ve ark. 2019).

Araştırmacılar klinik olarak uygulanan protez çıkarma hızını 50 mm/dk kabul ederek *in vitro* çalışmalarda bu değeri esas almışlardır (Chung ve ark. 2004, Doukas ve ark. 2008, Petropoulos ve Mante 2011, Rutkunas ve ark. 2011, Ahmadzadeh ve Fereidoonpoor 2012, Reda ve ark. 2016, Sia ve ark. 2017, Mínguez-Tomás ve ark. 2018, ELSyad ve ark. 2019). Çekme hızınının 2 mm/sn, 240 mm/dk, 1 mm/sn, 60 mm/dk, 84 mm/dk olarak uygulandığı farklı çalışmalar da mevcuttur (Gulizio ve ark. 2005, Fromentin ve ark. 2010, Yang ve ark. 2011, Stephens ve ark. 2014, Gürbulak ve Kurtuluş 2018). Ağızda uygulanan protez çıkarma hızına yakın bir değer olduğu kabul edildiğinden ve sonuçların önceki çalışmalarla karşılaştırılması amacıyla çalışmamızda da çekme işlemleri 50 mm/dk hızında yapılmıştır.

Kullanılan ataşman sistemine bakılmaksızın standart hijyen prosedürleri implant tutuculu overdenture protez kullanıcıları için rutin olarak önerilmektedir (Nguyen ve ark. 2010). Hastanın protezlerini günde 3-4 defa yerleştirip çıkardığını kabul eden ve buna bağlı olarak çekme işlemi sayısının farklı olduğu çalışmalar mevcuttur (Besimo ve Guarneri 2003, Al-Ghafli ve ark. 2009, Pigozzo ve ark. 2009, Kobayashi ve ark. 2014, Elhddad ve ark. 2015, Rabbani ve ark. 2015, Gürbulak ve Kurtuluş 2018). Bu çalışmaların yanı sıra literatürde 3.500, 10.000, 5.400 ve 10 kez çekme yapılan çalışmalar da görülmektedir (Ortegón ve ark. 2009, Bayer ve ark. 2011, Carvalho ve ark. 2014, Scherer ve ark. 2014). Çalışmamızda hastaların hijyen

prosedürleri gereği protezlerini günde 3 defa takıp çıkarması referans alınarak 6 aylık kullanım için 540 adet çekme işlemi yapılmıştır.

In vitro çalışmaların bazı eksik yanları bulunmaktadır. Klinik şartlardaki oral çevre, tükürük kompozisyonu ve sıcaklık gibi faktörlerin sonuçları etkileyeceği; bu faktörlerin çalışma şartlarına yansıtılamaması sebebiyle *in vitro* çalışmalarda eksiklikler olduğu belirtilmiştir (Botega ve ark. 2004). Evtimovska ve ark. (2009) ağız ortamının *in vitro* şartlarda oluşturulamayacağını; tükürük eksikliğinin ve oklüzal kuvvetlerin ataşmanların aşınmasını etkileyebileceğini, yumuşak doku reziliensinin uygulanan yükleri arttırabileceğini ve sonuçta retansiyonun etkilenebileceğini bildirmişlerdir. Doğal tükürük, tükürük akış hızına bağlı olarak karmaşık sistemlerden ve sayısız bileşenden oluşan bir sekresyondur. Bununla birlikte yapay tükürük bileşimi *in vitro* deneyler için henüz standardize edilmemiştir. İnsan tükürüğünün kesin bir şekilde yeniden üretiminin imkansız olduğu bildirilmektedir (Srinivasan ve ark. 2016). Çalışmamız kuru ortam koşullarında yapılmıştır. Kuru ortam koşullarında yapılan benzer çalışmalar olduğu gibi (Chung ve ark. 2004, Scherer ve ark. 2014, Sultana ve ark. 2017); farklı olarak yapay tükürük preparatlarının kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur (Turssi ve ark. 2004, Bayer ve ark. 2011, Silva ve ark. 2015, Srinivasan ve ark. 2016). Chiu ve ark.'nın (2017) çalışmasında 20 °C, 37 °C, 60 °C distile su ve kuru ortam kullanılarak 5500 yerleştirme-çıkarma döngüsünden sonra Locator matriksindeki retantif değişiklikler incelenmiştir. 20 °C ve 37 °C suda kalan Locator ataşmanların retansiyonunda; ortalama başlangıç, sonuç ve yüzde değişimin kuru örneklerden ve birbirlerinden önemli ölçüde farklı olmadığı bulunmuştur.

Protez temizleyicileri overdenture protez üzerinde zararlı etkilere sahip olabilir, ataşmanların aşınmasına sebep olarak retansiyonu etkileyebilir. Nguyen ve ark.'nın (2010) yaptıkları *in vitro* çalışmada farklı protez temizleme solüsyonlarının kullanıldığı Locator naylon ataşmanların, çoklu çekme deneyi sonrası retansiyonundaki değişim incelenmiştir ve NaOCl'nin Locator pembe naylonların retansiyon değerlerinde büyük bir azalmaya neden olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Bayer ve ark.'nın (2011) NaCl çözeltisi ve yapay tükürük preparatının, ataşmandaki alaşımın aşınması ve retansiyonu üzerindeki etkisinin incelendiği çalışmasında; retantif kuvvetlerin iki ortamda farklı sonuç gösterdiği bildirilmiştir.

Kürkcüoğlu ve ark. (2016) yaptıkları *in vitro* çalışmada 6 aylık klinik kullanımı taklit eden bir süre boyunca, 3 farklı protez temizleme çözeltilerinde bekletildikten sonra farklı tutuculuktaki Locator matrislerinin retansiyonunu değerlendirmişlerdir. Matrislerin retansiyonunun, temizleme çözeltilerinden farklı şekilde etkilendiği sonucuna varılmıştır. Çalışmamız kuru ortamda yürütüldüğünden; belirtilen bu durum çalışmamızın sınırlılığı olarak kabul edilebilir.

Çiğneme etkinliği, ataşman sistemlerinin farklı aşınma şekillerine ve deformasyonuna neden olabilir; çünkü oklüzal yükler protez kaidesini ataşmanlar etrafında dönmeye zorlayarak mukozanın yer değiştirmesini kolaylaştırır. Parafonksiyonel alışkanlıklar gibi diğer faktörler de ataşman sistemlerinin klinik performansını etkileyebilir. Abi Nader ve ark.'nın (2011) *in vitro* çalışmasında, çiğneme simülasyonu uygulanmış 2 implant tutuculu overdenture protezde ball ve Locator ataşman sistemlerinin retansiyon kuvvetleri değerlendirilmiştir. Retansiyon kuvvetleri özelleştirilmiş bir cihazda 400.000 çiğneme yükünden önce ve sonra ölçülmüştür. Çiğneme simülasyonunun test edilen ball ataşmanın retansiyonunda küçük değişikliklere neden olduğu; bununla birlikte Locator ataşmanın retansiyonunun başlangıç değerlerinin %40'ına düştüğü ve bu sonucun çiğneme kuvvetlerinin Locator sistemlerinin matris değişim ihtiyaçlarıyla ilişkili ana faktör olduğu görülmüştür. Klinik durumda çiğneme yükleri ve sürekli yerleştirme-çıkarma döngüleri ile ataşmanlarda daha karmaşık bir aşınma paterni görülebileceği belirtilmiştir.

Setz ve ark. (1998) *in vitro* yapılan yorgunluk çalışmalarının klinik sonuçları yansıtmadığını belirtmişlerdir. Klinik kullanımda gözlenen retansiyon kaybının *in vitro* cihazlarda gözlenemediğini; daha gerçekçi kuvvet uygulayabilecek cihazların geliştirilmesine ihtiyaç duyulduğunu vurgulamışlardır. Çalışmamızda 6 aylık kullanım süresine karşılık gelen aksiyel yönlü çekme testi yapılmıştır. Fakat protezin takılıp çıkarılması gibi vertikal hareketlerin tutuculuk kaybının ana sebebi olmadığını, çiğneme fonksiyonu ve parafonksiyonel aktiviteler gibi horizontal kuvvetlerin tutucuların aşınmasında daha etkili olduğunu savunan araştırmacılar da vardır (Botega ve ark. 2004, Fromentin ve ark. 2010). Yapılan *in vitro* çalışmaların

kısıtlılığı bu sebebe dayanmaktadır. Çalışmamızda çiğneme kuvvetlerinin etkinliği göz ardı edildiğinden, belirtilen bu durum çalışmamızdaki sınırlamalardandır.

Bir ataşman sisteminin 10 yıllık kullanım süresi boyunca retansiyon kuvvetini koruyabilmesi gerektiği öne sürülmüştür. Bununla birlikte bazı *in vitro* çalışmalar, ataşman sistemlerinin kaçınılmaz olarak aşınmaya bağlı yapısal değişikliklere uğradıklarını ve bu durumun retansiyon kuvvetinin azalmasına neden olduğunu göstermiştir (Daou 2013, Shastry ve ark. 2016).

Literatürde yerleştirme ayırma döngüleri sonrasında bazı ataşmanlarda retansiyonun arttığı görülmüştür (Setz ve ark. 1998). Uygulanan kuvvetlerin yönü, test düzeneğinin hızı, iki ataşman arası mesafe ve ataşman düzeneğinin implantlarla arasındaki açı ile ilgili yapılan çalışmaların yöntemleri arasında değişkenlikler mevcuttur. Bu değişkenler göz önüne alındığında, bulguların benzer ataşman sistemleri için bile çoğu zaman farklı olması şaşırtıcı değildir (Alsabeeha ve ark. 2009). Çalışmamızda değerlendirilen 3 farklı ataşmanın hepsinde başlangıç ortalama retansiyon değerleri 3. aydaki retansiyon değerlerinden fazladır; 3. ay ve 6. aydaki retansiyon değerleri arasında retansiyon değerleri azalan veya değişmeyen ataşmanlar da mevcuttur.

Overdenture protez ataşmanlarındaki malzemelerin kombinasyonu; yüzey aşınması ile ilgili farklılıklar gösterebilecek ve tekrarlanan çıkarma ve yerleştirme döngülerine direnç gösterebilecek metal-metal veya metal-plastik/naylon teması içerir. Çiğneme hareketleri ve protezin yerleştirilmesi ve çıkarılması sırasında ataşmanın retantif yüzeylerindeki mikro ve makro hareketler, zaman içinde tutucu kuvvetlerin azalmasına yol açacaktır (Shastry ve ark. 2016).

Locator ataşman, tasarımına bağlı olarak çift retantif kuvvet özelliği gösterir; bu kuvvet mekanik ve sürtünme kuvvetleri ile sağlanır. Sürtünme retansiyonu naylon matriksten, mekanik retansiyon metal patriks üzerindeki sığ andırkattan sağlanır. Matriks patrikse tamamen oturduğunda; patriksin iç ve dış kısımlarına tutunur, çift retansiyon gerçekleşir. Matriksin farklı renkleri (değiştirilebilir naylon) retansiyon değerlerini gösterir. İmplant açısını düzeltmek için bu matriksler, iç tutucu özelliği olmadan tasarlanmıştır (Daou 2015). Locator ataşmanda plastik matriksin çapı,

patriksin iç halkasının çapından daha büyüktür ve bu boyutsal farklılık sürtünmeye neden olmaktadır (Alsabeeha ve ark. 2010). Çalışmamızda kullanılan ataşman matriksleri polimer yapıdadır ve retansiyonun zamanla azalmasının matrikslerin sürtünmeye bağlı deformasyonundan kaynaklandığı sonucu çıkarılabilir.

Locator ataşmanların bir dezavantajı protezin ağız içine yerleştirilmesi sırasında yaşanan zorluktur. Protezin farklı pozisyonlarda yerleştirilmesi sonucunda plastik tutucu kısımlar çok çabuk deforme olabilir ve protez tutuculuğunu kaybedebilir. Dolayısıyla el-kol motor fonksiyonlarında problem yaşayan veya çok yaşlı bireylerde Locator tutuculu protezin kullanılması zor olabilmektedir. Protezin uzun süreli kullanımına bağlı olarak dayanakların içlerinin temizlenmemesi ve plastik parçaların tam yerine oturamaması sonucu tutuculuk miktarı azalabilir (Aktaş ve Canay 2015). Çalışmamızda Locator ataşmandaki retansiyon kaybının protezlerin yerleştirilmesi sırasındaki hizalamadaki etkisi minimaldir. Ancak *in vivo* şartlarda Locator ataşmanda meydana gelen retansiyon kaybının gerek hastaların protezi hizalamadaki zorlukları; gerekse yetersiz ağız hijyeni sonucu ataşmanda meydana gelen deformasyon sebebiyle daha yüksek olduğu düşünülmektedir.

Tehini ve ark.'nın (2018) yaptığı *in vitro* çalışmada, çiğneme simülasyonunun Locator ataşmanın boyutları ve retansiyon özellikleri üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Overdenture ünitelerine 68.6 N'luk iki eksenli çiğneme yükü uygulanmıştır ve ataşman retansiyonları; başlangıç, 100.000 ve 200.000 çiğneme döngüsünün ardından yer değiştirme kuvvetleri uygulanarak değerlendirilmiştir. Locator mavi matrikslerin retansiyon değeri, başlangıç değerlerinin yaklaşık %37'si kadar azalma göstermiştir. Çalışmanın bulguları neticesinde, boyutsal değişimler ve retansiyon kaybı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon olmamasıyla birlikte, simüle edilen fonksiyonun minimal de olsa matriks malzeme kaybı ile ilişkili olduğu görülmektedir. Bu çalışmada gözlemlenen naylon ataşmanların boyutsal değişimlerinin yorulma ve plastik deformasyondan kaynaklandığı iddia edilebilir. Boyutsal varyasyonların, üç farklı Locator matriks tipi arasındaki retantif farklılıkları yalnızca kısmen açıklayabileceği belirtilmiştir.

Ataşman sistemlerinin retantif kuvvetlerini ve aşınma özelliklerini etkileyen çeşitli faktörler mevcuttur. Yapılan çalışmalarda incelenen faktörlerden bazıları;

implantlar arası açığı (Yang ve ark. 2011, Aroso ve ark. 2016), implant sayısı (Uludağ ve Polat 2012), implantlar arası mesafe (Tabatabaian ve ark. 2014, Amiri ve ark. 2017), çiğneme etkinliği (Abi Nader ve ark. 2011, Tehini ve ark. 2018), tükürük bileşenleri (Bayer ve ark. 2011, Srinivasan ve ark. 2016), sıcaklık (Chiu ve ark. 2017), kullanılan protez temizleyicileri (Varghese ve ark. 2007, Kürkcüoğlu ve ark. 2016) ve uygulanan yer değiştirme kuvvetlerinin yönüdür (Scherer ve ark. 2014, ELSyad ve ark. 2019). Ayrıca ataşman sistemleri materyal (Schweyen ve ark. 2014, Choi ve ark. 2018) ve boyut (Sia ve ark. 2017) açısından da araştırılmıştır.

Yapılan tutuculuk ölçümleri çalışmalarında splintlenmemiş ataşman tipleri tekli olarak (Rutkunas ve ark. 2007, Wolf ve ark. 2009, Branchi ve ark. 2010, Mínguez-Tomás ve ark. 2018) ya da çift olarak (Botega ve ark. 2004, Evtimovska ve ark. 2009, Rodrigues ve ark. 2009, Abi Nader ve ark. 2011) test edilmiştir. Çalışmamızda Locator, OD-Secure ve Locator R-Tx ataşmanlar, iki paralel implant tutuculu mandibular overdenture protez dizaynında 6 aylık klinik kullanıma eşdeğer olarak retansiyon özellikleri açısından kıyaslanmıştır. Pembe Locator ataşmanlar, diş hekimleri tarafından yaygın olarak kullanıldığı için bu çalışmada test edilmiştir (Sia ve ark. 2017).

İmplant tutuculu overdenture protez tedavisinde bazı durumlarda, alveolar kemiğin anatomisindeki kısıtlamalar nedeniyle implantlar farklı dikey yüksekliklerde yerleştirilir. Farklı yükseklikteki abutmentler, farklı implant seviyelerini kompanse edebilir. Yükseklik farkının olduğu durumda; protezin çıkarılması sırasında yüzey alanının fazla olduğu uzun ataşmanın daha sonra ayrıldığı ve implant çevresindeki kemiğe istenmeyen stres iletildiği belirtilmiştir. Sia ve ark.'nın (2017) yaptığı çalışmada dört farklı mandibular akrilik modelde 2 implant analogu kanin bölgelerine, birbirlerine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir; abutment yükseklikleri farkının pembe Locator ataşmandaki retansiyon kuvvetlerine etkisi incelenmiştir. Sağdaki Locator abutment 0 mm yüksekliğinde, soldaki abutment yükseklikleri; 0, 2, 4, 6 mm olacak şekilde modeller hazırlanmıştır. Her model vertikal ve lateral komponenti olan 6 aylık çiğneme simülörüne yerleştirilmiştir ve daha sonra protezlere 10 kez çekme deneyi uygulanmıştır. Bu çalışmadaki retansiyon kuvveti değerleri 32.3 N ile 53.6 N arasında değişmiştir. Çalışmanın sonuçlarında en

yüksek retantif kuvvet, abutmentlar arasında 6 mm'lik yükseklik farkı olan modelde ölçülmüştür. Abutment yüksekliğinin eşit olduğu grupta retansiyon 32.3 N bulunmuştur ve bu sonuç çalışmamızdaki başlangıç retansiyon bulgularıyla uyum içindedir. Çalışmamızda kullanılan her bir ataşmanın abutment yükseklikleri eşit ve 3 mm'dir. Sia ve ark.'nın çalışmasında her ne kadar gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunsa da; 20 N'u aşan kuvvetlerde bu farkın klinik olarak anlamlı olmayacağını belirtmişlerdir.

Literatürde paralel iki implant üzerinde pembe Locator matrislerinin retansiyon kuvvetinin araştırıldığı çalışmalarda, çalışmamızdan farklı olarak retansiyon kuvveti değerlerinin düşük bulunduğu çalışmalar mevcuttur (Chung ve ark. 2004, Ahmadzadeh ve Fereidoonpoor 2012, Scherer ve ark. 2014). Bu çalışmalarda ortak olarak protez dizaynında krom kobalt döküm iskelet tasarımı mevcuttur ve çekme testi doğrudan bu metal iskelet üzerinde bulunan halkalar aracılığıyla yapılmıştır. Sonuçlardaki bu farkın test yöntemindeki tasarım farklılığından olduğu düşünülmektedir.

Literatürde paralel iki implant üzerinde pembe Locator matrislerinin retansiyon kuvvetinin araştırıldığı çalışmalarda, çalışmamızdan farklı olarak retansiyon kuvveti değerlerinin yüksek bulunduğu çalışmalar da mevcuttur. Sultana ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada iki implant analogunu akrilik blok içine yerleştirerek pembe Locator ataşmanların retansiyon kuvvetini yerleştirme ayırma siklusu yaparak incelemişlerdir. Locator ataşmanın başlangıç retansiyonunu 108 N olarak bulmuşlardır ve bu yüksek retansiyon kuvvetinin overdenture protezin klinik uygulamaları için gerekli olmayabileceğini belirtmişlerdir. Bu değer çalışmamızla kıyaslandığında oldukça yüksektir. Bu farklılığın gerçek mandibular model oluşturulmadan retansiyonun sadece ataşmanlar üzerinde değerlendirilmiş olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Benzer şekilde bloklar üzerinde yapılan çalışmalarda retansiyon kuvvetleri çalışmamıza göre yüksek bulunmuştur (Carvalho ve ark. 2014, Gürbulak ve Kurtuluş 2018). Ataşmanların rezin bloklara sabitlenerek yapıldığı yerleştirme ayırma işlemleri, tamamen cihaz aracılığıyla yürütülen testlerdir. Oysaki klinik olarak overdenture protezin yerleştirilmesi tamamen kişinin el-kol motor fonksiyonuna bağlıdır. Çalışmamızda protezler, klinik

durumların daha iyi yansıtılması için bu şekilde el ile yerleştirilmiştir. Ayrıca retansiyon çalışmaları ile ilgili literatürde protezin el ile takıldığı ve çıkarıldığı çalışma da mevcuttur (Doukas ve ark. 2008).

Paralel iki implantlı Locator ataşmanın retansiyonunun incelendiği benzer çalışmalarda, çalışmamızdakinden daha yüksek bulunan retansiyon değerleri incelendiğinde; (Evtimovska ve ark. 2009, Abi Nader ve ark. 2011, Uludağ ve Polat 2012, Reda ve ark. 2016) bu çalışmaların ortak özelliğinin testlerde şeffaf Locator matriksi kullanmış olmaları gösterilebilir. Üretici firma verilerine göre şeffaf Locator matriksi pembe matriksten daha yüksek tutuculuk kuvvetine sahiptir. Dolayısıyla bu çalışma bulgularındaki kuvvet değerlerinin bizim çalışmamızdan yüksek bulunması beklenen bir sonuçtur.

Çalışmaların çoğunda mandibuladaki kaninler arası mesafeyi temsil etmek için iki implant birbirlerine 22 - 23 mm'lik mesafede yerleştirilmiştir (Setz ve ark. 1998, Al-Ghafli ve ark. 2009, Ortegón ve ark. 2009, Rabbani ve ark. 2015). Çalışmamızda da paralel planlamada iki implant arası mesafe mandibular ark üzerinde 22 mm olacak şekilde implantlar yerleştirilmiştir. Amiri ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada implantlar arası mesafenin mandibular overdenture protezin retansiyonu üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. İki implant arası mesafe 19 mm, 23 mm ve 29 mm olacak şekilde analoglar akrilik bloklara yerleştirilmiştir; ball ve Locator ataşman sistemleri kıyaslanmıştır. 1440 kez yerleştirme-çıkarma döngülerinde maksimum yerinden çıkarma kuvvetleri ölçülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre implantlar arası mesafenin ataşmanların retansiyonu üzerindeki etkisi anlamlı bulunmamıştır.

Evtimovska ve ark.'nın (2009) çalışmasında iki implantın her biri 20° açılı konumlandırılmış ve yeşil Locator matriksin başlangıçtaki retansiyon kuvveti 82.5 N; 20 yerleştirme-ayırma testi sonunda 60.8 N bulunmuştur. Al-Ghafli ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada implantlar arası açığa bağlı olarak yeşil Locator ataşmanın retantif kuvvetini yerleştirme-ayırma döngüsü uygulayarak değerlendirmişlerdir. İmplantlar arası açı 30° olduğunda başlangıç retansiyonunu 84.86 N bulmuşlardır. 371 döngü sonra bu değer 63.65 N'a düşmüştür. ELSyad ve ark.'nın (2018) çalışmasında implantlar arası farklı açılara bağlı olarak 540 yerleştirme ayırma

döngüsünde farklı tutuculuktaki Locator ataşmanların retansiyon değerleri incelenmiştir. Mandibular modelde kaninler bölgesine her bir implant mesiale 20° eğimli yerleştirilmiş ve pembe matriks kullanılmıştır. Başlangıçta retansiyon değeri 56.18 N olarak bulunmuş ve 540 döngüden sonra retansiyon değeri 36.45 N'a düşmüştür. Gürbulak ve Kurtuluş'un (2018) çalışmasında iki implant aralarındaki açı 40° olacak şekilde bloklara yerleştirilmiş ve yeşil Locator matriksin retansiyonu 1440 yerleştirme-ayırma döngüsü sonrası değerlendirilmiştir. Başlangıç retansiyon değeri 30.41 N, sonuç retansiyon değeri 5.9 N bulunmuştur. Srinivasan ve ark. (2016) farklı implantlar arası açılarda Locator ataşmanın retansiyonunu yapay tükrük solüsyonu kullanarak 10.000 siklus yerleştirme-ayırma döngüsünde araştırmışlardır. Turuncu matriksin kullanıldığı bu çalışmada implantlar arası açının 30° olduğu durumda başlangıç retansiyon kuvveti 53.31 N, sonuç retansiyon kuvveti 40.15 N olarak bulunmuştur. Çalışmamızda standardizasyonun sağlanabilmesi için tüm ataşmanların medium tutuculuk özelliğindeki matriksleri kullanılmıştır. Locator ataşmanın implantlar arası açının maksimum 40° olduğu durumlar için kullanımı önerilen kırmızı ve yeşil matriksleri mevcuttur. Çalışmamızdaki implantlar arası açının 30° olduğu açılı planlamada, standart medium tutuculuğa en yakın tutuculuk değerine sahip olduğu için yeşil matriksler kullanılmıştır. OD-Secure ve Locator R-Tx ataşmanlarının açılı durumlar için özel olarak üretilmiş matriksleri bulunmamaktadır. Çalışmamızdaki implantlar arası açının 30° olduğu ve yeşil Locator matrikslerinin kullanıldığı planlamada retansiyon değeri başlangıçta 63.74 N olarak bulunmuş ve 540 yerleştirme ayırma döngüsünden sonra 47.37 N'a düşmüştür. Sonuçlardaki bu farklılığın; implantların yerleştirildiği model, implantların yerleştirilme açısı, implantlar arası mesafe, çalışmada yapay tükrük kullanılması, çalışmada kullanılan cihaz hızı ve test edilen matriks çeşidinden dolayı olduğu düşünülmektedir.

Mandibular overdenture protez için gereken implant sayısı, protez kaidesini destekleyen mevcut kemik miktarına, kullanılacak implantların genişliğine ve uzunluğuna bağlı olarak değişir (Vahidi ve Pinto-Sinai 2014). Mandibulada ilerlemiş atrofi nedeniyle implant uzunluğu 8 mm'den kısa olacaksa, ince kretler için daha dar implant çapı gerekiyorsa ve kronik ağırlı mukoza durumu varlığında 3 veya 4 implant kullanılması önerilir (Mericske-Stern ve ark. 2000, Vogel 2008). Standart bir prosedür olarak mandibulada overdenture protez için 4 interforaminal implant

kullanılması gerekli görülmemektedir (Mericske-Stern ve ark. 2000). Minimum sayıda implantın yerleştirilmesi planlandığında; ataşmanların tasarımı, yumuşak dokunun protez taşıma kapasitesine bakılarak seçilmelidir. Bu gibi durumlarda ataşmanlar artan fonksiyonel strese maruz kalır ve nihayetinde yumuşak doku desteğine daha fazla bağımlı oldukları için aşınırlar. 2'den fazla implant interforaminal bölgeye yerleştirildiğinde; implantlar düzlemsel şekilde olmaktan ziyade eğimli bir şekilde konumlandırılmış olur. Bu yerleşim retansiyon oranını artırır ve dönme düzlemlerinin sayısını azaltır (Uludağ ve Polat 2012).

Mandibular overdenture protezi desteklemek için 4 interforaminal implant kullanılması, tüm bileşenler boyunca stres dağılımını optimize eder ve protez stabilitesini ve retansiyonunu artırır (ElKerdawy ve Radi 2011). Ayrıca overdenture protezi desteklemek için implant sayısının artırılmasının, ataşmanların aşınmasını ve protetik komplikasyonları azalttığı belirtilmiştir (Troeltzsch ve ark. 2013). Dantas ve ark. (2014) yayınladıkları derlemede 4 implantlı mandibular overdenture protezlerin, özellikle bar bağlantısı olanlarda, kullanım süresi ve başarı oranları açısından 2 implant tutuculu overdenture protezlere göre daha iyi sonuçlar verdiğini belirtmiştir.

Cordaro ve ark.'nın (2012) çalışmasında klinisyenlerin ve mandibular 4 implant tutuculu overdenture protez kullanıcılarının bar ve Locator ataşmanları ile ilgili memnuniyeti değerlendirilmiştir. Hastaların memnuniyeti her iki grupta da benzer olmasına rağmen, Locator ataşman sistemi yumuşak doku skorları bakımından daha olumlu sonuç göstermiştir çünkü hijyenik bakım açısından bar tutucular daha karmaşık bulunmuştur. Bu çalışmanın bulguları, diş hekimlerinin daha az hijyen problemi, daha iyi yumuşak doku koşulları ve daha iyi retansiyon gözlemlediklerinden Locator ataşmanı tercih ettiklerini göstermektedir. Ayrıca hijyene erişimin kolay olmasının yanında; düşük maliyet ve protez için mesafe gereksiniminin az olması da splintlenmeyen ataşmanların lehinedir (Vogel 2008).

Mandibular implant tutuculu overdenture protezlerde implant sayısının; implant ve kemik kaybını veya komplikasyon oranını önemli ölçüde etkilemediğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (Wismeijer ve ark. 1997, Meijer ve ark. 2009, Alqutaibi ve Aboalrejal 2016).

Overdenture protez için optimal implant sayısı hala değerlendirme aşamasındadır (Alqutaibi ve Aboalrejal 2016). Yerleştirilen implant sayısının overdenture protez üzerindeki etkilerine dair daha fazla klinik kanıtlara ihtiyaç vardır ve klinisyenin tercihinden ziyade hastanın ihtiyacına dayanarak, implant sayısının belirlenmesi gerekmektedir (Lee 2013). Literatürde 4 implant tutuculu mandibular overdenture protezin retansiyon kuvvetlerini inceleyen *in vitro* çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda kullanılan Locator ataşmanla ilgili çok sayıda çalışma mevcutken; OD-Secure ve Locator R-Tx ataşmanlarıyla ilgili literatürde henüz yayınlanmış bilimsel bir çalışma bulunmamıştır. Bu sebeple çalışmamız kendi içinde değerlendirilmiştir. Buna göre; tüm planlamalarda retansiyon değerleri, başlangıçtan 6. ay sonuna kadar azalma göstermiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre başlangıç retansiyon değerleri; 30.16 N ile 97.89 N arasındadır. 5 ila 10 N arasındaki retansiyon kuvvetinin, uzun süreli fonksiyon sırasında hasta memnuniyetini elde etmede implant tutuculu overdenture protezler için yeterli olabileceği bildirilmiştir (ELsyad ve ark. 2018). Çalışmamızda kullanılan ataşmanlar; 6 aylık aşınma testlerinde, bu kuvvet aralığının üstünde retansiyon göstererek hasta memnuniyeti sağlaması açısından yeterli görünmektedir.

Locator ataşmanların paralel implantlardaki retansiyonunun açılı implantlardaki retansiyon değerlerinden düşük olması dikkat çekicidir. Bunun nedeni açılı implantlarda kullanılan yeşil matriksin retansiyon değerinin paralel implantlarda kullanılan medium tutuculukta matriksten yüksek olması olabilir. Üretici firma bilgilerine göre; yeşil matriksin retansiyon değeri 4 lbs, medium matriksin retansiyon değeri 3 lbs'dir.

OD-Secure ataşmanın açılı implantlı planlamadaki retansiyon değerleri, paralel implantlı planlamaya göre düşük bulunmuştur. Bu bulguya göre OD-Secure ataşmanın kullanılacağı durumda implantların paralelliğinin öncelikli olması gerekeceği sonucu çıkarılabilir. Bu bulguya göre OD-Secure ataşmanın implantların paralel yerleştirildiği durumlarda kullanılması önerilebilir. Aynı durum Locator R-Tx için söylenemez çünkü tüm zamanlarda ikili paralel ve ikili açılı planlama arasında retansiyon kuvveti bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bu da ataşmanın açığı tolere etme özelliğinin bir göstergesi olabilir.

Açılı planlamada Locator ataşmanın retansiyon kaybı oranı Locator R-Tx'e göre daha yüksektir. Locator R-Tx ataşmanındaki bu üstünlük, tüm eksenlerde harekete izin verecek şekilde tasarlanmış matriks yapısı ve açığı daha iyi tolere etme özelliğine bağlanabilir. Ayrıca ikili paralel implantlı planlamada da Locator R-Tx, Locatora göre retansiyon bakımından üstünlük göstermektedir. Buna ilaveten en yüksek retansiyon kaybı oranı tüm planlamalarda Locator ataşmanda görülmüştür. Bu retansiyon kaybı protezin yerleştirilmesi sırasında naylon matriksin iç dizaynı nedeniyle daha fazla deforme olmasından kaynaklanabilir.

Çalışmamızdaki bulgulara göre tüm ataşmanlarda implant sayısı 2'den 4'e çıktığında retansiyon kuvveti artmıştır ve bu beklenen bir sonuçtur fakat ataşmanlar arası farklılıklar bulunmaktadır. 4 implant tutuculu planlamada ortalama başlangıç retansiyon kuvveti en yüksek Locator ataşmanda olmasına rağmen; yerleştirme çıkarma döngülerinden sonra Locator R-Tx'in daha az retansiyon kaybettiği ve 6 ay sonunda Locatordan yüksek retansiyon kuvveti sergilediği görülmüştür. Üretici firma bilgilerine göre Locator R-Tx'in geliştirilen abutment yüzey yapısı (DuraTec Titanyum Karbon Nitrit kaplama) sayesinde bu üstünlüğü göstermiş olabileceği düşünülmektedir.

Başlangıç, 3. ay ve 6. ay ortalama retansiyon kuvveti ölçümlerinde 2 açılı implantlı ve 4 implantlı planlamada en düşük retansiyon kuvveti OD-Secure ataşman sisteminde bulunmuştur. Fakat OD-Secure ataşmanın başlangıçtan 6. ay sonuna kadar retansiyon kaybı oranlarının diğer ataşmanlara göre düşük olmasıyla daha stabil bir sistem olarak değerlendirilebilir.

Çalışmamızda mandibular overdenture protezde Locator, OD-Secure ve Locator R-Tx ataşman sistemlerinin 6 aylık klinik kullanım süresine eşdeğer olacak şekilde; implant sayısı ve implantlar arası açı değişimine bağlı olarak protez retansiyonuna etkileri değerlendirilmiştir. Tüm ataşman gruplarında implant sayısındaki artışın overdenture protez retansiyonunu arttırdığı görülmüştür. Bu nedenle boş hipotezimizin 1. maddesi reddedilmiştir. Kullanılan ataşman tipine bağlı olarak implantlar arası açılma sonucu overdenture protez retansiyonunun azaldığı, değişmediği veya arttığı görüldüğünden; boş hipotezimizin 2. maddesi kısmen reddedilmiştir. Farklı planlamalarda, farklı zaman aralıklarındaki retansiyon

ölçümleri bakımından ataşman tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Kullanılan ataşman türünün mandibular overdenture protez retansiyonuna etkisi olduğu görülmektedir, bu nedenle boş hipotezimizin son maddesi reddedilmiştir.

İmplant tutuculu overdenture protez kullanan bireylerde protez memnuniyetini belirleyen en önemli faktörler protezin retansiyonu ve stabilizasyonudur. Tedavi planlamasında hasta için en uygun ataşman sistemi seçiminde değerlendirilmesi gereken faktörler; rezidüel kretin niceliği ve niteliği, dental arkın şekli, istenilen retansiyon miktarı, restoratif alan, implantlar arası açığı ve mesafe, maliyet ve hastanın beklentileridir.

Bu *in vitro* çalışmanın sınırlamaları dâhilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- Bütün ataşman tiplerinde başlangıç retansiyonu zamanla azalmaktadır.
- 2 paralel implantlı planlamada başlangıç, 3. ay ve 6. ay ortalama retansiyon kuvveti ölçümlerinde en yüksek kuvvet Locator R-Tx ataşmanda görülmüştür. Fakat bu planlamada en az retansiyon kaybı oranı ise OD-Secure ataşmandadır. Çalışmanın sonunda bu planlamada en düşük ortalama retansiyon kuvveti Locator grubunda görülmüştür.
- 2 açılı implantlı planlamada en yüksek başlangıç ortalama retansiyon kuvveti Locator ataşmanda görülmüştür ve çalışma sonunda en fazla retansiyon kaybeden ataşman sistemi de Locator olmuştur. Bu planlamada en az retansiyon kaybı oranı yine OD-Secure ataşmandadır ve çalışmanın sonunda en düşük ortalama retansiyon kuvveti OD-Secure grubunda görülmüştür.
- 4 paralel implantlı planlamada ortalama başlangıç retansiyon kuvveti en yüksek Locator ataşmanda olmasına rağmen; yerleştirme çıkarma döngülerinden sonra Locator R-Tx'in daha az retansiyon kaybettiği ve 6 ay sonunda Locator'dan daha yüksek retansiyon kuvveti sergilediği görülmüştür. Çalışmanın sonunda bu planlamada en düşük ortalama retansiyon kuvveti OD-Secure grubundadır.

- Çalışmamızda kullanılan ataşman matriksleri polimer yapıdadır ve retansiyonun zamanla azalması matrikslerin sürtünmeye bağlı deformasyonundan kaynaklandığı düşünülmektedir.
- Klinik koşullarda ataşman sistemlerin aşınması; protezi takıp çıkarmanın yanısıra tükürük kalitesi ve miktarı, oral ve protetik hijyen, ısasal değişiklikler, hastanın beslenme alışkanlıkları, çiğneme fonksiyonu ve parafonksiyonel aktiviteler gibi birçok faktörün etkisi altında olduğu için ataşmanların kullanım süresi in vitro deneylere göre daha kısa olabilir.
- Yapılan çalışmalara göre 10 N'luk retansiyon kuvveti hasta memnuniyeti için referans alındığında; çalışmamızdaki ataşmanlar 6 aylık aşınma testlerinde bu kuvvetin üstünde retansiyon gösterdiğinden hasta memnuniyeti sağlaması açısından yeterlidir.
- Bu çalışmada test edilen yeni ataşmanlar için daha farklı in vitro çalışmalara ve uzun süreli klinik takip sonuçlarına ihtiyaç duyulduğu düşünülmektedir.

5. KAYNAKÇA

ABI NADER S, DE SOUZA RF, FORTIN D, DE KONINCK L, FROMENTIN O, JUNIOR RFA (2011) Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *J Oral Rehabil*, 38, 157-164.

AGA NN, ELSYAD MA, HABIB AA (2014) Retention of locator and resilient telescopic attachment for implant retained mandibular overdentures. An in vitro study. *Mansoura Journal of Dentistry*, 1, 130-136.

AHMADZADEH A, FERREIDONPOOR N (2012) Comparison of retentive force in four attachment systems in implant supported overdenture of the lower arch. *J Dent Shiraz Univ Med Scien*, 13, 54-58.

AKTAŞ G, CANAY Ş (2015) İmplant üstü overdenture protezlerde tutucu alternatifleri. *Acta Odontol Turc*, 32, 158-164.

AKTAŞ G, GÜNCÜ BM, CANAY Ş (2015) Two patients using implant-retained dentures locator: one-year clinical follow-up. *Cumhuriyet Dent J*, 18, 351-358.

AL-GHAFLI SA, MICHALAKIS KX, HIRAYAMA H, KANG K (2009) The in vitro effect of different implant angulations and cyclic dislodgement on the retentive properties of an overdenture attachment system. *J Prosthet Dent*, 102, 140-147.

AL-HARBI FA (2018) Mandibular implant-supported overdentures: prosthetic overview. *Saudi J Med Med Sci*, 6, 2-7.

- AL-MAGALEH WR, SWELEM AA, RADI IAW (2017) The effect of 2 versus 4 implants on implant stability in mandibular overdentures: A randomized controlled trial. *J Prosthet Dent*, 118, 725-731.
- ALSABEEHA NHM, PAYNE AGT, SWAIN MV (2009) Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont*, 22, 429-440.
- ALSABEEHA N, ATIEH M, PAYNE AG (2010) Loading protocols for mandibular implant overdentures: a systematic review with meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*, 12, 28-38.
- ALQUTAIBI AY, ABOALREJAL A (2016) There is no evidence that recommends a specific optimum number of implants for an overdenture. *J Evid Base Dent Pract*, 16, 184-186.
- AMIRI EM, ATRI F, KHALILPOUR M, BEHRAD S, ALHAVAZ A (2017) Comparing the effect of different inter-implant distances on the retention of locator and ball attachments. *International Journal of Advanced Biotechnology and Research*, 8, 46-58.
- ARAT BİLHAN S, BAYKASOĞLU C, BİLHAN H, KUTAY Ö, MUGAN A (2015) Effect of attachment types and number of implants supporting mandibular overdentures on stress distribution: a computed tomography-based 3D finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 48, 130-137.
- AROSO C, SILVA AS, USTRELL R, MENDES JM, BRAGA AC, BERASTEGUI E, ESCUIN T (2016) Effect of abutment angulation in the retention and durability of three overdenture attachment systems: an in vitro study. *J Adv Prosthodont*, 8, 21-29.

BAYER S, KEILIG L, KRAUS D, GRUNER M, STARK H, MEUS S, ENKLING N (2011) Influence of the lubricant and the alloy on the wear behaviour of attachments. *The Gerodontology Society and John Wiley & Sons A/S, Gerodontology*, 28, 221–226.

BESIMO CE, GUARNERI A (2003) In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30, 671–678.

BEUMER J, HAMADA MO, LEWIS S (1993) A prosthodontic overview. *Int Prosthodont*, 6, 126-130.

BioHorizons Co. (2019) Prosthetics catalog. Erişim:

[<https://vsr.biohorizons.com/GetDocument?DocumentID=10719>], Erişim tarihi: 29.06.2019.

BOTEGA DM, MESQUITA MF, HENRIQUES GEP, VAZ LG (2004) Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31, 884–889.

BRANCHI R, VANGI D, VIRGA A, GUERTIN G, FAZI G (2010) Resistance to wear of four matrices with ball attachments for implant overdentures: a fatigue study. *Journal of Prosthodontics*, 19, 614–619.

BRYANT SR, WALTON JN, MACENTEE MI (2015) A 5-year randomized trial to compare 1 or 2 implants for implant overdentures. *Journal of Dental Research*, 94, 36–43.

BUENO-SAMPER A, HERNADEZ-ALIAGA M, CALVO-GUIRADO JL (2010) The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 1; 15, 375-378.

CARVALHO ER, FIGUEIRALA MH, FONSECAA P, VAZB MA, BRANCO FM (2014) In vitro study of the insertion and disinsertion effect on retention of two attachment systems of an overdenture on two implants. *Rev Odonto Cienc*, 29, 1-5.

ČELEBIĆ A, KNEZOVIC-ZLATARIĆ D (2003) A comparison of patient's satisfaction between complete and partial removable denture wearers. *Journal of Dentistry*, 31, 445-451.

CHEN IC, BRUDVIK JS, MANCL LA, RUBENSTEIN JE, CHITSWE K, RAIGRODSKI AJ (2011) Freedom of rotation of selected overdenture attachments: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 106, 78-86.

CHIU LPY, VITALE ND, PETRIDIS H, MCDONALD A (2017) The Effect of Different Water Temperatures on Retention Loss and Material Degradation of Locator Attachments. *Journal of Prosthodontics*, 26, 537-544.

CHOI JW, BAE JH, JEONG CM, HUH JB (2017) Retention and wear behaviors of two implant overdenture stud-type attachments at different implant angulations. *J Prosthet Dent*, 117, 628-635.

CHOI JW, YUN BH, JEONG CM, HUH JB (2018) Retentive properties of two stud attachments with polyetherketoneketone or nylon insert in mandibular implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33, 1079-1088.

CHUNG KH, CHUNG CY, CAGNA DR, CRONIN RJ (2004) Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont*, 13, 221-226.

CORDARO L, DI TORRESANTO VM, PETRICEVIC N, JORNET PR, TORSELLO F (2012) Single unit attachments improve peri-implant soft tissue conditions in mandibular overdentures supported by four implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 0, 1–7.

ÇALIKKOC AOĞLU S (2010) Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi, 5. Baskı, Quintessence Yayıncılık, İstanbul, Bölüm 1.

DA FONTOURA FRASCA LC, MATTIA PRC, BOTEĞA DM, RIVALDO EG (2014) Evaluation of retention forces and resistance to fatigue of attachment systems for overdentures: plastic and metal components. *Implant Dent*, 23, 451–455.

DANTAS IS, DE SOUZA MBC, MORAIS MHST, CARREIRO AFP, BARBOSA GAS (2014) Success and survival rates of mandibular overdentures supported by two or four implants: a systematic review. *Braz Oral Res.* 28, 1-7.

DAOU EE (2013) Stud attachments for the mandibular implant retained overdentures: prosthetic complications. A literature review. *The Saudi Dental Journal*, 25, 53–60.

DAOU EE (2015) Biomaterial aspects: a key factor in the longevity of implant overdenture attachment systems. *J Int Soc Prev Community Dent*, 5, 255-262.

DE KOK I, CHANG K, LU T, COOPER LF (2011) Comparison of three-implant-supported fixed dentures and two-implant-retained overdentures in the edentulous mandible: a pilot study of treatment efficacy and patient satisfaction. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 26, 415-426.

- DE SIQUEIRA GP, DOS SANTOS MBF, DOS SANTOS JFF, MARCHINI L (2013) Patients' expectation and satisfaction with removable dental prosthesis therapy and correlation with patients' evaluation of the dentists. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71, 210–214.
- DOUKAS D, MICHELINAKIS G, SMITH PW, BARCLAY CW (2008) The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *Int J Prosthodont*, 21, 152–154.
- DOUNDOULAKIS JH, ECKERT SE, LINDQUIST CC, JEFFCOAT MK (2003) The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *JADA*, 134, 1455-1458.
- EL-ANWAR MI, MOHAMMED MS (2014) Comparison between two low profile attachments for implant mandibular overdentures. *Journal of Genetic Engineering and Biotechnology*, 12, 45–53.
- ELHDDAD AIM, ELSYAD MA, KHAIRALLAH AS (2015) Retention of locator and O/ring attachments for implant supported maxillary overdentures. An invitro study. *Mansoura Journal of Dentistry*, 2, 32-36.
- ELKERDAWY MW, RADI IAW (2011) Effect of dislodging forces on mandibular implant attachment-retained overdenture. *Implant Dent*, 20, 246 –254.
- ELSYAD MA, ELHADDAD AA, KHIRALLAH AS (2018) Retentive properties of o-ring and locator attachments for implant-retained maxillary overdentures: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 27, 568–576.

ELSYAD MA, HATEM OEA, SHAWKY AF, EMERA RMK (2018) Effect of different degrees of mesial implant inclination on the retention and stability of two-implant mandibular overdentures retained with stud attachments: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33, 259-268.

ELSYAD MA, DAYEKH MA, KHALIFA AK (2019) Locator versus bar attachment effect on the retention and stability of implant-retained maxillary overdenture: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 28, 627–636.

EREN TÜRK PÇ (2011) 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.

EVTIMOVSKA E, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E (2009) The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *Journal of Prosthodontics*, 18, 479–483.

FAKHRY A, TAN SC, HEINER AD, DEHKORDI-VAKIL FH, DIRCKS HW (2010) Methodology for measuring the in vitro seating and unseating forces of prefabricated attachment systems used to retain implant overdentures. *Journal of Prosthodontics*, 19, 87–94.

FAJARDO RS, PRUITT LA, FINZEN FC, MARSHALL GW, SINGH S, CURTIS DA (2011) The effect of E-glass fibers and acrylic resin thickness on fracture load in a simulated implant-supported overdenture prosthesis. *J Prosthet Dent*, 106, 373-377.

FEINE JS, CARLSSON GE, AWAD MA et al. (2002) The McGill Consensus Statement On Overdentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88, 123-124.

FROMENTIN O, LASSAUZAY C, ABI NADER S, FEINE J, DE ALBUQUERQUE JUNIOR RF (2010) Testing the retention of attachments for implant overdentures – validation of an original force measurement system. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37, 54–62.

FU CC, HSU YT (2009) A comparison of retention characteristics in prefabricated and custom-cast dental attachments. *Journal of Prosthodontics*, 18, 388–392.

GEÇKİLİ O, BURAL C, BİLMENOĞLU Ç (2010) İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemler. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 31, 9-18.

GONDA T, MAEDA Y, WALTON JN, MACENTEE MI (2010) Fracture incidence in mandibular overdentures retained by one or two implants. *J Prosthet Dent*, 103, 178-181.

GÖNÜLDAŞ F, ÖZTÜRK C, ÖZTAŞ DD, ATALAY P (2018) İmplant destekli bar tutucuların ideal pozisyonlarının belirlenmesi ve teknik komplikasyonların çözümü: vaka raporu. *A.Ü. DişHek. Fak. Derg*, 45, 43-48.

GULIZIO MP, AGAR JR, KELLY JR, TAYLOR TD (2005) Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont*, 14, 3-11.

GURBULAK AG, KURTULUS IL (2018) The in vitro comparison of the retention of an implant-supported stud attachment locator and straumann ball attachment at different angulations. *J Clin Pract*, 21, 639-44.

HARLE TJ, ANDERSON JD (1993) Patient satisfaction with implant supported prostheses. *Int J Prosthodont*, 6, 153-162.

HECKMANN SM, HECKMANN JG, WEBER HP (2000) Clinical outcomes of three parkinson's disease patients treated with mandibular implant overdentures. *Clin Oral Implants Res.*, 11, 566-571.

HECKMANN SM, WINTER W, MEYER M, WEBER HP, WICHMANN MG (2001) Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. *Clin Oral Implants Res.*, 12, 617-623.

JONES JA, ORNER MB, SPIRO A, KRESSIN NR (2003) Tooth loss and dentures: patients' perspectives. *Int Dent J*, 53, 327-334.

KARAKOCA S, BOYNUEĞRİ D, YALIM M (2010) Dişsiz alt çenede implant destekli hareketli protez uygulamaları. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*, 16, 274-281.

KOBAYASHI M, SRINIVASAN M, AMMANN P, PERRIARD J, OHKUBO C, MULLER F, BELSER UC, SCHIMMEL M (2014) Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clin. Oral Impl. Res.*, 25, 426-434.

KORKMAZ C, ATAY A (2014) Maksiller overdenturelerde kullanılan iki farklı bağlantı sisteminin değerlendirilmesi: iki olgu sunumu. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*, 9, 33-37.

KURKCUOĞLU I, OZKIR SE, KOROĞLU A, SAHİN O, YILMAZ B (2016) Effect of denture cleansing solutions on different retentive attachments. *J Prosthet Dent*, 115, 606-610.

KUTKUT A, BERTOLI E, FRAZER R, PINTO-SINAI G, HIDALGO RF, STUJTS J (2018) A systematic review of studies comparing conventional complete denture and implant retained overdenture. *Journal of prosthodontic research*, 62, 1–9.

LEÃO RS, MORAES SLD, VASCONCELOS BCE, LEMOS CAA, PELLIZZER EP (2018) Splinted and unsplinted overdenture attachment systems: a systematic review and meta –analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 45, 647-656.

LEE DJ (2013) Performance of attachments used in implantsupported overdentures: review of trends in the literature. *J Periodontal Implant Sci*, 43, 12-17.

LIDDELOW GJ, HENRY PJ (2007) A prospective study of immediately loaded single implant-retained mandibular overdentures: preliminary one-year results. *J Prosthet Dent*, 97, 126–137.

LIDDELOW GJ, HENRY PJ (2010) The immediately loaded single implant–retained mandibular overdenture: a 36-month prospective study. *Int J Prosthodont*, 23, 13–21.

MEIJER HJA, RAGHOEBAR GM, BATENBURG RHK, VISSER A, VISSINK A (2009) Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial. *Clin. Oral Impl. Res*, 20, 722–728.

MEMARIAN M, ZARRATI S, KARIMI S, BAHRAMI M (2018) Comparative evaluation of retentive properties of two compatible ball attachments in mandibular implant-retained overdentures: an in vitro study. *Journal of Dentistry*, 15, 106-115.

MERICSKES-STERNE RD, TAYLOR TD, BELSER U (2000) Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res*, 11, 108-125.

MERICSKES-STERNE R (2003) Prosthodontic management of maxillary and mandibular overdentures. In: Feine JS, Carlsson GE. (Eds.), *Implant Overdentures as the Standard of Care for Edentulous Patients*. Quintessence, Chicago, 83–96.

MICHELINAKIS G, BARCLAY CW, SMITH PW (2006) 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, 507–512.

MILER AMQP, CORREIA ARM, ROCHA JMC, CAMPOS JCR, SILVA MHGF (2017) Locator attachment system for implant overdentures: a systematic review. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 19, 124-129.

MÍNGUEZ-TOMÁS N, ALONSO-PÉREZ-BARQUERO J, FERNÁNDEZ-ESTEVAN L, VICENTE-ESCUADER A, SELVA-OTAOLAURRUCHI EJ (2018) In vitro retention capacity of two overdenture attachment systems: Locator® and Equator®. *J Clin Exp Dent*, 10, 681-686.

MISCH CE (2005) *Dental Implant Prosthetics*. *Dental İmplant Protezler*. 1th ed. Çeviren: Kutay Ö, Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti., İstanbul, s: 1, 43, 210-223, 233, 291-292.

NALÇACI R, ERDEMİR EO, BARAN İ (2007) 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 Geriatri*, 45, 55-64.

NGUYEN CT, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E (2010) The effect of denture cleansing solutions on the retention of pink locator attachments: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 19, 226–230.

NICKENIG HJ, WICHMANN M, ANDREAS SK, EITNER S (2008) Oral health related quality of life in partially edentulous patients: assessments before and after implant therapy. *J Craniomaxillofac Surg*, 36, 477-480.

ORTEGÓN SM, THOMPSON GA, AGAR JR, TAYLOR TD, PERDIKIS D (2009) Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 101, 231-238.

OZAN O, RAMOĞLU S, ŞEKER E, BAYINDIR H (2015) Kombinasyon sendromu olabilecek bir olgunun diş-implant destekli maksiller “overdenture” ile protetik rehabilitasyonu. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci*, 21, 156-162.

ÖZDOĞAN A, İNCESU E (2016) Implant supported hybrid prosthesis. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*, 26, 366-369.

ÖZTÜRK G, DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU M, ÇÖMLEKOĞLU E, SONUGELEN M (2013) İmplant destekli hareketli protezlerde tutucu mekanizmaların klinik başarıya etkisi: derleme *EÜ Dişhek Fak Derg*, 34, 11-16.

PETROPOULOS VC, MANTE FK (2011) Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures. *Journal of Prosthodontics*, 20, 286–293.

- PIGOZZO MN, MESQUITA MF, HENRIQUES GEP, VAZ LG (2009) The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent*, 102, 74-80.
- RABBANI S, JUSZCZYK AS, CLARK RKF, RADFORD DR (2015) Investigation of retentive force reduction and wear of locator attachment system with different implant angulations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30, 556-563.
- RAGHOEBAR MG, MEIJER JAH, SLOT W, HUDDLESTON SLATER JJR, VISSINK A (2014) A systematic review of implant-supported overdentures in the edentulous maxilla, compared to the mandible: how many implants? *Eur J Oral Implantol*, 7(2), 191-201.
- REAL-OSUNA J, ALMENDROS-MARQUES N, GAY-ESCODA C (2012) Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 17, 116-121.
- REDA KM, EL-TORKY IR, EL-GENDY MN (2016) In vitro retention force measurement for three different attachment systems for implant-retained overdenture. *J Indian Prosthodont Soc*, 16, 380-385.
- REDFORD M, DRURY TF, KINGMAN A, BROWN LJ (1996) Denture use and the technical quality of dental prostheses among persons 18–74 years of age: United States, 1988–1991. *Journal of Dental Research*, 75, 714-725.
- RODRIGUES RCS, FARIA ACL, MACEDO AP, SARTORI IAM, MATTOS MGC, RIBEIRO RF (2009) An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. *Clin. Oral Impl. Res*, 20, 1314–1319.
- RUTKUNAS V, MIZUTANI H, TAKAHASHI H (2007) Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34, 41–51.

- RUTKUNAS V, MIZUTANI H, TAKAHASHI H, IWASAK N (2011) Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dental Materials Journal*, 30, 845–853.
- SADOWSKY SJ, CAPUTO AA (2000) Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdenture. *J Prosthet Dent*, 84, 327-334.
- SADOWSKY SJ (2001) Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent*, 86, 468-73.
- SADOWSKY SJ, CAPUTO AA (2004) Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J. Prosthet. Dent*, 92, 328-337.
- SAVABI O, NEJATIDANESH F, YORDSHAHIAN F (2013) Retention of implant-supported overdenture with bar/clip and stud attachment designs. *Journal of Oral Implantology*, 39, 140-147.
- SCHERER MD, MCGLUMPHY EA, SEGHI RR, CAMPAGNI WV (2014) Comparison of retention and stability of two implant-retained overdentures based on implant location. *J Prosthet Dent*, 112, 515-521.
- SCHWEYEN R, BEUER F, ARNOLD C, HEY J (2014) Retentive characteristics of a vinylpolysiloxane overdenture attachment system. *Clin Oral Invest* DOI 10.1007/s00784-014-1307-1.
- SEO YH, BAE EB, KIM JW, LEE SH, YUN MJ, JEONG CM, JEON YC, HUH JB (2016) Clinical evaluation of mandibular implant overdentures via Locator implant attachment and Locator bar attachment. *J Adv Prosthodont*, 8, 313-320.

SETZ J, LEE SH, ENGEL E (1998) Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 80, 323-329.

SHAFIE HR (2007) Clinical & Laboratory Manual of IMPLANT OVERDENTURES. İMPLANT DESTEKLİ OVERDENTURE Klinik ve Laboratuvar Uygulama El Kitabı. 1th ed. Çeviren: Kılıçarslan MA, Palme Yayıncılık, Ankara, s: 3-5, 31-32, 69-73.

SHAH K, YILMAZ B, MCGLUMPHY E (2017) Fabrication of a mandibular implant-supported overdenture with a new attachment system: a review of current attachment systems. *Int J Prosthodont*, 30, 245–247.

SHARMA R, KUMAR A, CHOPRA D, TEWARI D (2014) Implant-supported overdenture. *J Dent Sci Oral Rehab*, 5, 139-141.

SHARMA AJ, NAGRATH R, LAHORI M (2017) A comparative evaluation of chewing efficiency, masticatory bite force, and patient satisfaction between conventional denture and implant-supported mandibular overdenture: An in vivo study. *J Indian Prosthodont Soc*, 17,361-372.

SHASTRY T, ANUPAMA NM, SHETTY S, NALINAKSHAMMA M (2016) An in vitro comparative study to evaluate the retention of different attachment systems used in implant-retained overdentures. *J Indian Prosthodont Soc*, 16, 159-66.

SHIN SY, LEE E (2017) The influence of the number and the type of magnetic attachment on the retention of mandibular mini implant overdenture. *J Adv Prosthodont*, 9, 14-21.

- SIA PKS, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E (2017) Effect of locator abutment height on the retentive values of pink locator attachments: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 117, 283-288.
- SILVA AS, AROSO C, USTRELL R, BRAGA AC, MENDES JM, ESCUIN T (2015) The influence of saliva pH value on the retention and durability of bar-clip attachments. *J Adv Prosthodont*, 7, 32-38.
- SPIEKERMANN H, JANSEN VK, RICHTER EJ (1995) A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implant in the edentulous mandible using bar- retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10, 185-207.
- SRINIVASAN M, SCHIMMEL M, KOBAYASHI M, BADOUD I, AMMANN P, HERRMANN FR, MULLER F (2016) Influence of different lubricants on the retentive force of LOCATOR attachments – an in vitro pilot study. *Clin. Oral Impl. Res.* 27, 771–775.
- STEPHENS GJ, DI VITALE N, O’SULLIVAN E, MCDONALD A (2014) The influence of interimplant divergence on the retention characteristics of locator attachments, a laboratory study. *Journal of Prosthodontics*, 23, 467–475.
- SULTANA N, BARTLETT DV, SULEIMAN M (2017) Retention of implant-supported overdentures at different implant angulations: comparing Locator and ball attachments. *Clin Oral Impl Res*, 28, 1406–1410.
- TABATABAIAN F, SABOURY A, SOBHANI ZS, PETROPOULOS VC (2014) The effect of inter-implant distance on retention and resistance to dislodging forces for mandibular implant-tissue-supported overdentures. *Journal of Dentistry*, 11, 506-515.

TAEHYUN K, PAUL AB, LIRAN L (2014) Systematic review of short (5-10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants. *Journal of Dentistry*, 42, 1228-1241.

TEHINI G, BABA NZ, MAJZOUB Z, NAHAS P, BERBERI A, RIFAI K (2018) In vitro effect of mastication on the retention and wear of locator attachments in a flat mandibular ridge model. *Journal of Prosthodontics*, 0, 1–8.

THALJI G, MCGRAW K, COOPER LF (2016) Maxillary complete denture outcomes: a systematic review of patient-based outcomes. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31, 169-181.

The Glossory of Prosthodontic Terms, Ninth Edition (2017) *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117: 29-75.

TRAKAS T, MICHALAKIS K, KANG K, HIRAYAMA H (2006) Attachments systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent*, 15, 24-34.

TROELTZSCH M, TROELTZSCH V, BRODINE AH, FRANKENBERGER R, MESSLINGER K, TROELTZSCH M (2013) clinical performance and peri-implant parameters of 132 implants supporting locator- retained overdentures: a case series of 33 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28, 1132-1139.

TÜRKYILMAZ İ, COMPANY AM, MCGLUMPHY EA (2010) Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *The Gerodontology Association and Blackwell Munksgaard Ltd, Gerodontology*, 27, 3–10.

- ULUDAG B, POLAT S (2012) Retention characteristics of different attachment systems of mandibular overdentures retained by two or three implants. *Oral Maxillofac Implants*, 27, 1509–1513.
- VAHIDI F, PINTO-SINAI G (2014) Complications associated with implant-retained removable prostheses. *Dent Clin N Am*, 59, 215-226.
- VARGHESE RM, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E (2007) The effect of denture cleansing solutions on the retention of yellow hader clips: an in vitro study. *J Prosthodont*, 16, 165-171.
- VERE J, BHAKTA S, PATEL R (2012) Implant-retained overdentures: a review. *Dent Update*, 39, 370-375.
- VISSER A, RAGHOEBAR GM, MEIJER HJA, BATENBURG RHK, VISSINK A (2005) Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants A 5-year prospective study. *Clin. Oral Impl. Res.* 16, 19–25.
- VOGEL RC (2008) Implant overdentures: a new standard of care for edentulous patients—current concepts and techniques. *Compendium- Continuing Education* 2; 29, 270-277.
- WALTON JN, GLICK N, MACENTEE MI (2009) A randomized clinical trial comparing patient satisfaction and prosthetic outcomes with mandibular overdentures retained by one or two implants. *International Journal of Prosthodontics*, 22, 331-339.
- WARRETH A, ALKADHIMI AF, SULTAN A, BYRNE C, WOODS E (2015) Mandibular implant-supported overdentures: attachment systems, and number and locations of implants Part I-II. *J Ir Dent Assoc*, 61, 93-97,144-148.

WISMEIJER D, VAN WCIAS MAJ, VERMEEREN JIJF, MULDERF J, KALK W (1997) Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 26, 263-267.

WOLF K, LUDWIG K, HARTFIL H, KERN M (2009) Analysis of retention and wear of ball attachments. *Quintessence Int*, 40, 405-412.

YALIKUN K, KANAZAWA M, TANOUE M, MINAKUCHI S (2018) In vitro variation measurement of mandibular denture displacement resistance involving 1 to 3 implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 0, 1-6.

YANG TC, MAEDA Y, GONDA T, KOTECHA S (2011) Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clin Oral Impl Res*, 22, 1315–1319.

ZEST Anchors LLC. (2019) Locator Implant Attachment System. Erişim: [<https://www.zestdent.com/index.php/locator-implant-attachment-system.html>], Erişim tarihi: 29.06.2019

ZEST Anchors LLC. (2019) Locator R-Tx Removable Attachment System Erişim:[<https://www.zestdent.com/index.php/locator-r-tx-removable-attachment-system.html>], Erişim tarihi: 29.06.2019

ZITZMANN NU, MARINELLO CP (1999) Treatment plan for restoring the edentulous maxilla with implant-supported restorations: removable overdenture versus fixed partial denture design. *J Prosthet Dent*, 82, 188-196.

6. ÖZGEÇMİŞ

I. Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı: TAŞKIN GEDİK, Duygu

Uyruğu: T.C.

Doğum Tarihi ve Yeri: 15.08.1990, ANKARA

Medeni Hali: Evli

Telefon: 0318 224 49 27

e-mail: duyugu1990@hotmail.com

II. Eğitim Bilgileri

2016-2019 Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı/ Uzmanlık Programı

2009-2014 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2005-2008 Selçuk Anadolu Lisesi, SİVAS

2004-2005 Süleyman Demirel Anadolu Lisesi, ANKARA

III. Diğer Eğitim Bilgileri

IV. Kongreler ve Kurslar

1. 22. TDB Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi- 2016

2. Dentsem- Porselen Laminate Veneer Eğitimi- 2017

3. 24. TDB Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi-2018
4. Dentimplant 15.Yıl Büyük Buluşması Bilimsel Toplantı-2018
5. Nobel Biocare Türkiye Sempozyumu-2018

V. Bildiriler

1. Modifiye İmplant Destekli Overdenture İle Estetiğin Sağlanması (TDB 2016, Poster sunumu)
2. Maksiller Santral Dişlerdeki Diastemanın Protetik Tedavisi: Bir Olgu Sunumu (TDB 2016, Poster sunumu)
3. Hassas Tutucu ve Asetal Rezın Kroşe ile Estetik Tasarım: Vaka Sunumu (TDB 2018, Poster sunumu)

VI. Diğer Akademik Faaliyetler

2018/053 proje numaralı BAP uzmanlık tezi projesi devam etmektedir.