

**T.C.  
RECEP TAYYIP ERDOĞAN  
ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ  
FAKÜLTESİ**

**İMLANT DESTEKLİ HAREKETLİ PROTEZLERDE  
KULLANILAN ÇEŞİTLİ BAĞLANTI  
SİSTEMLERİNE MEKANİK VE TERMAL  
YAŞLANDIRMA İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ**

**Dt. Mustafa Yıldırım**

**Protetik DİŞ Tedavisi Anabilim  
Dalı Uzmanlık Tezi**

**Tez DanıŐmanı  
Dr. Öğr. Üyesi Murat Alkurt**

**RİZE-2018**

T.C.  
RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İMLANT DESTEKLİ HAREKETLİ PROTEZLERDE  
KULLANILAN ÇEŞİTLİ BAĞLANTI SİSTEMLERİNE  
MEKANİK VE TERMAL YAŞLANDIRMA İŞLEMLERİNİN  
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**Dt. Mustafa Yıldırım**

**Tez Savunma Tarihi: 26.04.2018**

**Tez DanıŐmanı : Dr. Öğr. Üyesi Murat ALKURT (Recep Tayyip Erdoğan  
Üniversitesi)**

**Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep Yeşil DUYMUŞ (Recep Tayyip Erdoğan  
Üniversitesi)**

**Jüri üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU (Atatürk  
Üniversitesi)**

**Onay**

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

**Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ**

Fakülte Dekanı

**Uzmanlık Tezi**

**RİZE-2018**

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR .....	IV
ÖZET .....	V
ABSTRACT.....	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XI
TABLolar DİZİNİ.....	XIII
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>5</b>
2.1. Kemğin Yapı ve Özellikleri.....	5
2.2. Kemik Sınıflandırmaları.....	5
2.3. Osseointegrasyon ve Osseointegre İmplantlar .....	8
2.3.1. Dental İmplantların Kullanılan Materyale Göre Sınıflandırılması.....	10
2.3.2. Yerleştirildikleri Yer ve Destek Dokularına Göre İmplantların Sınıflandırılması .....	11
2.4. Dental İmplantlarda Biyouyumluluk.....	12
2.4.1. İmplant Materyallerinde Aranılan Özellikler.....	12
2.4.2. Biyoreaksiyon ve Retansiyon için Kullanılan İmplant Yüzeyleri.....	13
2.5. Oral İmplantolojide Kullanılan İmplantların Endikasyonu ve Tedavi Seçenekleri.....	14
2.5.1. İmplantların Endikasyonları.....	14
2.5.1.1. Tam Dişsiz Arklarda Sınıflandırma ve Tedavi Planlaması.....	15
2.5.1.1.1. Tip 1 Kemik Yapısı.....	16
2.5.1.1.2. Tip 2 Kemik Yapısı.....	17

2.5.1.1.3. Tip 3 Kemik Yapısı .....	18
2.5.2. Total Dişsiz Olgularda Tedavi Seçenekleri.....	19
2.5.2.1. Dişsiz Mandibula.....	19
2.5.2.2. Sabit Protez .....	19
2.5.2.3. Hareketli Protez.....	20
2.6. Mandibular Overdenture Protezlerde Tutucular.....	26
2.6.1. Stud Tutucular .....	27
2.6.2. Küresel Başlı Tutucular.....	27
2.6.3. Lokatör Tutucular.....	28
2.6.4. Bar Tutucular .....	29
2.6.5. ERA Tutucular.....	31
2.6.6. Manyetik Tutucular.....	32
2.6.7. Teleskopik Tutucular .....	32
3. <b>GEREÇ VE YÖNTEM</b> .....	34
3.1. Deneysel Model Elde Edilmesi ve İmplantların Modelle Yerleştirilmesi.....	34
3.2. Tutucu Sistemlerin Yapım Aşamaları. ....	35
3.2.1. Bar Bağlantılı İmplant Destekli Overdenture Protezin Yapım İşlemi .....	35
3.2.2. Küresel Başlıklı İmplant Destekli Overdenture Protez Yapım İşlemi.....	36
3.2.3. Lokatör Bağlayıcı İmplant Destekli Overdenture Protezin Yapım İşlemi.....	37
3.2.4. Teleskop Bağlantılı İmplant Destekli Overdenture Protezin Yapım İşlemi.....	38
3.3. Mekanik Yaşlandırma.....	39
3.4. Termal Siklus.....	43

3.5.	İstatistiksel Analiz. ....	43
<b>4.</b>	<b>BULGULAR</b> .....	<b>44</b>
<b>5.</b>	<b>TARTIŞMA</b> .....	<b>51</b>
<b>6.</b>	<b>SONUÇ VE ÖNERİLER</b> .....	<b>73</b>
	<b>KAYNAKLAR</b> .....	<b>75</b>
	<b>EKLER</b> .....	<b>96</b>
	<b>EK-1. ÖZGEÇMİŞ</b> .....	<b>96</b>



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, deneyimlerini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan ve tezimin hazırlanmasında bana her zaman destek veren tecrübelerini benimle paylaşan deneyimlerini esirgemeyen tez danışmanım ve değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Murat ALKURT'a,

Tezimin hazırlanmasındaki katkılarından dolayı değerli hocam Doç. Dr. Oğuz KÖSE'ye

Hekimlik kabiliyetimi geliştirmemde büyük katkıları bulunan çok değerli hocalarım, Dr. Öğr. Üyesi Sabit Melih ATEŞ ve Dr. Öğr. Üyesi İpek ÇAĞLAR'a,

Tezimin hazırlanmasındaki katkılarından dolayı Dr. Öğr. Üyesi İlhan YANIK' a

Bu çalışmayı 2015.53001.111.08.05 BAP proje kod numarası ile destekleyen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteklerinden dolayı tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Eğitim hayatım boyunca benden desteğini esirgemeyen, beni bugünlere getiren sevgili annem Eşe Yıldırım ve babam Fahri Yıldırım'a çok teşekkür ederim...

## ÖZET

### İMLANT DESTEKLİ HAREKETLİ PROTEZLERDE KULLANILAN ÇEŞİTLİ BAĞLANTI SİSTEMLERİNE MEKANİK VE TERMAL YAŞLANDIRMA İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

**Amaç:** Bu çalışma, implant destekli overdenture protezlerin çeşitli tutucu sistemlerinin retansiyonuna, mekanik yaşlandırma ve termal siklus uygulamalarının etkisini incelemek amacıyla yapıldı.

**Materyal ve Metod:** Çalışmada kullanılan model, dişsiz alt çeneyi simüle eden silikon kalıplara üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanan akışkan haldeki poliüretan reçine dökülerek elde edildi. Dört adet birbirine paralel olacak şekilde, 11.5 mm derinliğinde yuva birbirinden 11 mm uzaklıkta (merkezden merkeze) oluşturuldu.

Çalışmada, anterior bölgeye yerleştirilen aynı boyut ve özellikteki implantlar üzerine farklı tiplerdeki tutucular (distal uzantılı bar bağlantı sistemi, lokatör bağlantı sistemi, küresel bağlantı sistemi ve TC-Snap bağlantı sistemi) uygulanarak overdenture protezler hazırlandı. Hazırlanan modellere önceden belirlenen dört noktadan tek (A, B, C, D) ve çift taraflı (A-B, B-C, C-D) çekme kuvveti uygulandı ve farklı tipteki tutucuların retansiyon değerleri incelendi.

Veriler için tüm istatistik analizlerde SigmaPlot programı kullanıldı. Veri setlerinin dağılımları Shapiro-Wilk Normalite testi ile yapıldı ve  $\alpha=0.05$  düzeyi anlamlı kabul edildi.

**Bulgular:** Çalışmada, 6 ve 12 aylık mekanik yaşlandırma işlemi ve 5000 ile 10000 devir termal siklus sonrası implant destekli overdenture protezlerde görülen retansiyon

kaybının kontrol grubu ile farkının anlamlı olduğu ( $p<0.05$ ) istatistiksel olarak saptandı. En yüksek retansiyon değeri distal uzantılı bar bağlantı sistemli kontrol grubunda (86.45 N), en düşük retansiyon değeri ise TC-Snap bağlantı sistemli 12 aylık mekanik yaşlandırma sonrası (22.24 N) görüldü ( $p<0.05$ ).

**Sonuç:** Çalışmada distal uzantılı bar destekli overdenture protezlerin en yüksek, 12 aylık kullanım süresi ve 10000 termal siklus işlemleri uygulanan tutucuların ise en düşük retantif değerlere sahip olduğu görüldü.

**Anahtar Kelimeler:** Dental İmplant, Overdenture Protez, Termal Siklus, Mekanik Yaşlandırma, Bağlantı Sistemleri



## ABSTRACT

### INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF MECHANICAL AND THERMAL AGING PROCESSES OF VARIOUS CONNECTION SYSTEMS USED IN IMPLANT ASSISTED MOTIVATED PROSTHESES

**Aim:** This study was conducted to investigate the effects of mechanically aging and thermal cycling on the retention of various retention systems of implant supported overdenture prostheses.

**Material and Method:** The model used in the study was obtained by pouring the fluidized polyurethane resin prepared in accordance with the instructions of the silicone mold manufacturer company which simulates the toothless bottom jaw. The four 11-mm-deep slots were arranged 11 mm apart from each other (center to center), parallel to each other.

Overdenture prostheses were prepared by applying different types of holders (distal extension bar connection system, locator connection system, spherical connection system and TC-Snap connection system) on the same size and feature implants placed in the anterior region. Tensile forces were applied to the prepared specimens from four predetermined points (A, B, C, D) and double sided (A-B, B-C, C-D) and retention values of different types of holders were examined.

SigmaPlot program was used for all statistical analyzes for the data. The distributions of the data sets were performed with the Shapiro-Wilk Normality test and the  $\alpha = 0.05$  level was considered significant.

**Results:** The study found statistically significant difference between retention loss of implant-supported overdenture prostheses after mechanical aging at 6 and 12 months

and after thermal cycling between 5000 and 10000 cycles with control group ( $p < 0.05$ ). The highest retention value was observed in the control group (86.45 N) with the distal extension bar connection system and the lowest retention value after 12 months mechanical aging (22.24 N) with the TC-Snap connection system ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** In the study, it was observed that the bar-supported overdenture prosthesis with the distal extension had the highest retention values, the retention values of 12 months and 10000 thermal cycling holders had the lowest retentive values.

**Key Words:** Dental Implant, Overdenture Prosthesis, Thermal Cycle, Mechanical Aging, Attachment System

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Ca	: Kalsiyum
P	: Fosfor
C <sub>6</sub> H <sub>8</sub> O <sub>7</sub>	: Sitrat
CO <sub>3</sub>	: Karbonat
Mg	: Magnezyum
Na	: Sodyum
F	: Flor
H <sub>2</sub> O	: Su
μ	: Mikron
nm	: Nanometre
Ti	: Titanyum
TiO	: Titanyum Oksit
°C	: Santigrat
PO <sub>3</sub>	: Fosfit
TPS	: Titanyum plazma sprej kaplı yüzeyler
SLA	: Kumlanmış, asitlenmiş yüzeyler
TiO <sub>2</sub>	: Titanyum Dioksit
Div	: Divizyon
OD	: Overdenture
mm	: Milimetre
A-P	: Antero-Posterior Mesafe

N.cm	: Newton Santimetre
UTM	: Universal Test Makinesi
cm	: Santimetre
std	: Standart Sapma
K	: Küresel Tutucu
D	: Distal Uzantılı Bar tutucu
L	: Lokatör Bağlantı Sistemi
T	: TC-Snap Bağlantı Sistemi
GPa	: GigaPaskal
OHRQL	: Ağız Sağlığıyla İlgili Yaşam Kalitesi
kg/N	: Kilogram/Newton
IOD	: İmplant Destekli Overdenture
dk	: Dakika

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Kemik sınıflandırması.....	6
Şekil 2.2. Kemik yoğunluğu sınıflaması.....	7
Şekil 2.3. Alveol kemiğinin rezorpsiyon paternine göre sınıflandırılması.....	8
Şekil 2.4. Dişsiz Çenelerin Bölgelere Ayrılması .....	15
Şekil 2.5. Tip 1 Divizyon A.....	16
Şekil 2.6. Tip 1 Divizyon C.....	17
Şekil 2.7. Tip 1 Divizyon D.....	17
Şekil 2.8. Tip 2 .....	18
Şekil 2.9. Tip 3.....	18
Şekil 2.10. Mental foramenler arası implant yerleşim bölgeleri .....	21
Şekil 2.11. Overdenture protez tedavi seçeneği 1.....	21
Şekil 2.12. Overdenture protez tedavi seçeneği 2 .....	23
Şekil 2.13. Overdenture protez tedavi seçeneği 3.....	24
Şekil 2.14. Overdenture protez tedavi seçeneği 4 .....	25
Şekil 2.15. Overdenture protez tedavi seçeneği 5.....	26
Şekil 3.1. Poliüretan model.....	34
Şekil 3.2. İmplantların numaralandırılması.....	35
Şekil 3.3. Distal uzantılı bar bağlantılı implant destekli overdenture protez.....	36
Şekil 3.4. Küresel başlıklı implant destekli overdenture protez.....	37

<b>Şekil 3.5.</b> Lokatör bağlayıcı implant destekli overdenture protez.....	38
<b>Şekil 3.6.</b> Teleskop (TC-Snap) bağlantılı implant destekli overdenture protez.....	39
<b>Şekil 3.7.</b> TC-Snap retansiyon artırıcı elastik materyal.....	39
<b>Şekil 3.8.</b> Parelelometre kullanılarak protezin üst yüzeyine çengelli vidaların yerleştirilmesi.....	40
<b>Şekil 3.9.</b> Universal test makinesi.....	41
<b>Şekil 3.10.</b> Universal test makinesi ile over denture protezin farklı tutucu sistemlerinin retansiyon değerlerinin ölçülmesi.....	42
<b>Şekil 3.11.</b> Termal siklus cihazı.....	43
<b>Şekil 4.1.</b> Tüm retantif sistemlerin dağılımı.....	50

## TABLolar DİZİNİ

<b><u>Tablo No</u></b>	<b><u>Sayfa No</u></b>
<b>Tablo 2.1.</b> Kemik yoğunluklarının alt ve üst ęeneye göre sınıflandırılması.....	8
<b>Tablo 4.1.</b> Farklı bağlantı sistemlerinin mekanik yaşılandırma değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	44
<b>Tablo 4.2.</b> Farklı bağlantı sistemlerinin termal siklus öncesi ve sonrası retansiyon değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları..	46
<b>Tablo 4.3.</b> Farklı bağlantı sistemlerinin implant pozisyonlarına göre retansiyon değerlerinin ortalama ve standart sapma sonuçları.....	48

## 1. GİRİŞ

Genel tıp literatüründe eksik bir organ ya da dokunun yerini alan yapılara protez adı verilirken, diş hekimliğinde de kaybedilen diş veya diş çevresi dokularının yerini alan, sabit veya hareketli protezlere destek sağlamak amacıyla kemik içi veya üzerine yerleştirilen, biyolojik olarak uyumlu biyofonksiyonel apareylere implant denilmektedir. Rekonstrüktif ve protetik amaçlarla, yabancı maddelerin vücuda konulması, çok eskilere dayanmaktadır. Ancak, bugün düşündüğümüz anlamdaki implant çalışmaları, metallerin vücut sıvılarına, kemik fizyolojisine ve dokulara karşı olan reaksiyonlarının anlaşılmasından sonra ortaya çıkmıştır.<sup>1</sup>

Titanyum ile kemik arasındaki bağlantıyı 1960'lı yıllarda gösteren ve çalışmalarının sonuçlarını 1980'li yıllarda açıklayan Branemark'ın osseointegrasyon tanımı günümüzde implantolojide yerini korumaktadır. Osseointegrasyon, implantın kemik ile ilişkisini açıklayan bir kavramdır. Günümüzde implantolojide, nakledilen implantların periodontal dokularla uyumunun çok iyi olmasından dolayı, bu terim 'Doku integrasyonu/Tissue integration' şeklinde kullanılmaya başlanmıştır.<sup>2</sup> Sonrasında pek çok araştırmacı bu konu üzerinde çalışmış ve kemik içi implant/kemik bağlantısının fonksiyonel stabilizasyonunu değerlendirmişlerdir.<sup>3</sup>

Tam veya kısmi dişsiz hastaların kemik içi implantlar ile tedavisi multidisipliner bir ekip çalışması gerektirmektedir. Bu ortak çalışma içinde cerrah, restoratif diş hekimi ve laboratuvar teknisyeni yer alır. Çalışma grubunun her bir üyesi, implantolojinin restoratif diş hekiminin yönlendirdiği bir hizmet olduğunun ve implant tedavisinin başarısının en azından hastalara sunulacak olan estetik ve fonksiyonel sonuçlar ile ölçüleceğinin bilincinde olmalıdır. Uygulanacak protez ister tek bir implant destekli kuron ister tüm arkı kapsayan bir protez olsun, bir protezin tasarımı, özel bir tedavi planı dahilinde



yerleştirilecek olan implantların sayısını, boyutunu ve pozisyonunu önemli ölçüde etkilemektedir. Bu nedenle implantolojide tedavi planlaması, tedavinin cerrahi aşamalarına geçmeden önce protetik kısmın planlanması ile başlamalıdır.<sup>4</sup>

Günümüzde konvansiyonel protetik yaklaşımlarla memnun edilemeyen hastalarda implant destekli protezler kullanılmaktadır. İmplant destekli protezler konvansiyonel protezlere göre retansiyon, stabilite ve fonksiyonel olarak birçok avantaj sağlamaktadır. Diş kaybı oral fonksiyonu, estetik ve fonasyonu bozabildiğinden, protetik diş tedavisi dentisyonun restorasyonu açısından herkes için önemlidir. Önümüzdeki yıllarda yaşam kalitesi yüksek ülkelerde bile yaşlı insanların protetik tedaviye olan ihtiyacı artarak devam edecektir. Bu sebeple; hastalar yaşam kalitelerini arttırmak için implant destekli protezlere yönelmektedirler. Dünya sağlık örgütü tarafından yayınlanan raporlarda 65 yaşın üzerindeki kişilerde dişsizlik insidansının 1993 yılında Kanada'da % 58, 1997 yılında Finlandiya'da %36 ve 1998 yılında Birleşik krallıkta %46 olduğu belirtilmiştir. Birleşik krallıkta 1998 yılında tüm dişsiz yetişkinlerin %13 olduğu ve bu durumun yaş ile bağlantısının çok güçlü olduğu rapor edilmiştir.<sup>5</sup>

Geriatric hastalara uygulanan ve interforaminal bölgeye birkaç tane implant ile desteklenen implant destekli overdenture protezler bir tedavi yöntemidir. Bununla birlikte interforaminal bölgeye yerleştirilen birkaç implant, maliyeti düşürmenin yanı sıra kompleks cerrahi işlemi kaldıramayan veya sabit protez için uygun kemik yapısı olmayan hastalarda uygulama kolaylığı sağlamaktadır.<sup>6,7</sup> Mandibular implant destekli overdenture protezler çeşitli protez sorunlarını azaltmakta ve hastalar tarafından tercih edilmektedir.<sup>8</sup> Diğer bir önemli nokta ise implant destekli overdenture protezlerin hangi bağlantı tipinde daha yüksek retansiyon sağladığıdır. İmplant destekli overdenture protezlerde genellikle bar, mıknatıs tutucu, küresel tutucu ve teleskopik başlıklar kullanılmaktadır.<sup>8-11</sup>

Küresel tutuculu implant destekli overdenture protezler yüksek aşınma direnci göstermekte ve retansiyonu, tutuculuğu ve stabiliteyi arttırmaktadır.<sup>10</sup> Miknatis tutuculu implant destekli overdenture protezler diğer bağlantı tiplerine göre yapılan protezlere göre daha kolay takılıp çıkartılabilmektedir.<sup>11</sup> Bar bağlayıcı implant destekli overdenture protezler ise implantlara özellikle erken yüklemelerde primer splintleme sağlamaktadır.<sup>12</sup> Genellikle interforaminal bölgeye yerleştirilen 4 adet implant kullanılarak bar bağlayıcı destekli implant destekli overdenture protezler yapılmaktadır. Bununla birlikte implantların splintlenmesi düşünülüyorsa, implant yapısına konik abutmentler yardımıyla hazırlanan primer konik kuronlar ve bu konik kuronlar üzerine hazırlanan sekonder kuronlar kullanılarak implant destekli overdenture protezler hazırlanabilmektedir. Yapılan çalışmalarda dört implant üzerine hazırlanan teleskopik yapıların sekonder olarak splintlenmesinin, dört implant üzerine hazırlanan barlı yapılara göre daha iyi kuvvet iletimi sağladığı görülmüştür. Sekonder splint, kuvvetleri daha uniform bir şekilde iletmektedir.<sup>13</sup> Primer barlı sistemler ise tork ve bükülme kuvvetleri karşısında daha fazla gerilmeyi implant desteklere iletmektedirler.<sup>14-17</sup>

Birden fazla abutment kullanılan implant destekli overdenture protez yapılarının döküm sonrası uyumu ile ilgili birçok çalışma bulunmaktadır. Pasif bir şekilde oturmayan implant destekli overdenture protetik yapılar, protezin parçalarında ve implant/kemik ara yüzünde istenmeyen stres oluşturmaktadırlar.<sup>16,18-20</sup> Stresin büyüklüğüne bağlı olarak uyumsuzluk stabilitenin önemli derece azalmasına ve sonrasında vidanın gevşemesine, protez komponentlerinin kırılmasına ve implant etrafında marjinal kemik kayıplarına neden olmaktadır.<sup>19,21-26</sup> Bu yüzden pasif bir şekilde protezin oturması hem kemik/implant ara yüzünün hem de protezin bütünlüğünün korunmasını sağlamaktadır.<sup>27</sup>

İmplant destekli overdenture protezler, implant destekli sabit protezlere göre oklüzal kuvvetlere daha uygun moment sağlamaktadır.<sup>28</sup> Ayrıca ağız boşluğunun arka bölgesinde oklüzal kuvvetler yüksektir ve düşük kemik kalitesi göstermektedir. Bununla birlikte kemik yüksekliğini maksiller sinüs ve mandibular sinir sınırlamaktadır. Bu sebeplerden dolayı genellikle implant destekli overdenture (IOD) protezler tercih edilmektedir.

Bu çalışma, mekanik yaşlandırmanın ve termal siklus uygulamasının farklı tutucu sistemlere sahip implant destekli overdenture protezlerde görülen retansiyon kayıplarına etkisini incelemek amacıyla yapılmıştır.

Araştırmanın hipotezi implant destekli overdenture protezlerde farklı bağlantı sistemlerinin mekanik yaşlandırmanın ve termal siklus uygulamasının retansiyon değerlerini etkileyeceği, değişik bağlantı sistemlerinin retansiyon değerleri açısından karşılaştırıldığında ise birbirleri arasında farklılık göstereceği yönündedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kemiğin Yapı ve Özellikleri

Diş kökleri ve implantlara desteklik sağlayan kemik dokusunun iyi anlaşılması teşhis ve tedavi planlaması açısından önemlidir.<sup>29,30</sup> Kemik, hücreler arası madde üzerine inorganik tuzların çökelerek; sağlamlık, esneklik gibi fiziksel özellikler kazandırdığı bir bağ dokusudur. Kemik dokusu matris denenen hücreler arası madde ile hücrelerden oluşmaktadır. Matris hücrelere göre daha geniş bir alanı kaplamaktadır. Matrisi, kemik ve organik matris oluşturur. Matrisin bu her iki bölümü de kemiğin fiziksel özellikleri üzerinde önemlidir. Kemiğin organik matrisine osteoid madde denir. Osteoid madde kemik ağırlığının %25'ini, kemik hacminin de %38'ini oluşturur; organik matrisin %95'i kollajendir, geriye kalan kısmı esas madde oluşturur. Kemik ağırlığının %65'ini mineral matris kapsar. Yapısında başta kalsiyum (Ca) ve fosfor (P) olmak üzere sitrat ( $C_6H_8O_7$ ), karbonat ( $CO_3$ ), magnezyum (Mg), sodyum (Na), flor (F) ve su ( $H_2O$ ) vardır.<sup>31</sup> Kemik yapı, yoğunluğuna göre kompakt (kortikal) ve trabeküler (spongiyoz) kemik olmak üzere ikiye ayrılır. Kompakt kemiği kaplayan periostta; kollajen lifler, osteoblastlar ve osteoklastlar bulunur. Osteoblast ve osteoklastlar, kemiğin yeniden şekillenmesinde, rezorpsiyon ve apozisyonunda görev alırlar. Kompakt kemik tabakasının altında bulunan trabeküler veya spongiyoz kemik gözenekli sünger görünümlü bir yapıda olup, kompakt kemiğe göre daha az yoğun ve daha az serttir.<sup>29,30</sup>

### 2.2. Kemik Sınıflandırmaları

Misch<sup>30</sup> ile Zarb ve Albrektsson,<sup>32</sup> in sınıflandırması günümüzde en çok kabul gören iki kemik sınıflandırmasıdır.

Zarb ve Albrektsson<sup>32</sup> sınıflandırmasına göre kemik iki gruptan oluşmaktadır. İlk grupta çene kemiklerinin şekli, ikinci grupta kalitesi temel alınmaktadır. Buna göre:

1. Grup (Kemik şekli)

A: Alveolar kemiğin çoğu mevcuttur.

B: Residüel krette az miktarda rezorpsiyon vardır.

C: Residüel krette rezorpsiyon ilerlemiş düzeydedir ve sadece bazal kemik vardır.

D: Bazal kemikte de bir miktar rezorpsiyon vardır.

E: Bazal kemikte ciddi rezorpsiyon vardır.

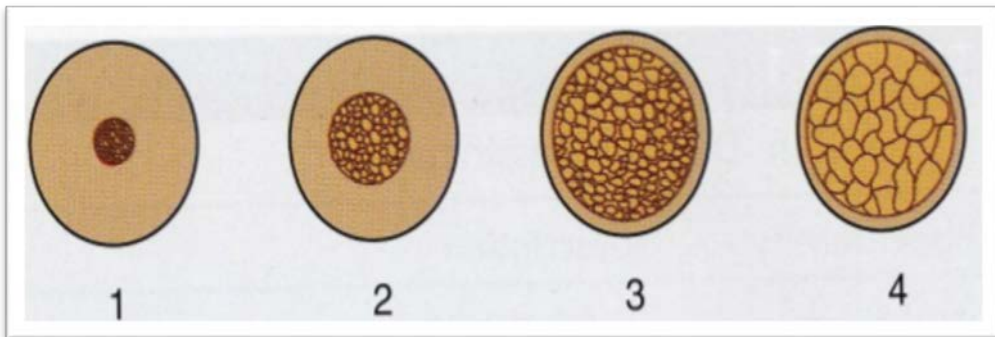
2. Grup (Kemik kalitesi)

Tip I (Q 1) kemik kalitesi: Homojen kompakt kemiği,

Tip II (Q 2) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,

Tip III (Q 3) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,

Tip IV (Q 4) kemik kalitesi: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği ifade eder (Şekil 2.1.).



Şekil 2.1. Kemik kalitesinin sınıflandırması<sup>32</sup>

Misch<sup>30,33</sup> sınıflandırması;

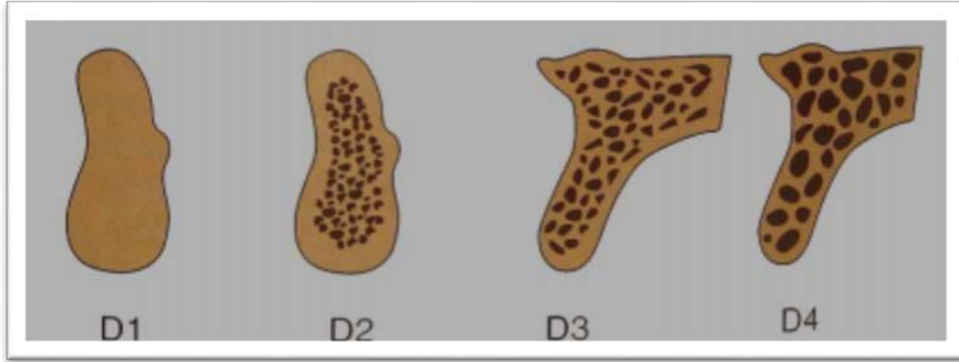
D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dışı anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Kret tepesinde yoğun ve kalın poröz doğru kortikal kemik ve altında kaba dokulu spongiyoz kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3 kemik: Kret tepesinde ince poröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongiyoz kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur kemiğin tamamı ince spongiyoz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur.

D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemik (Şekil 2.2.)



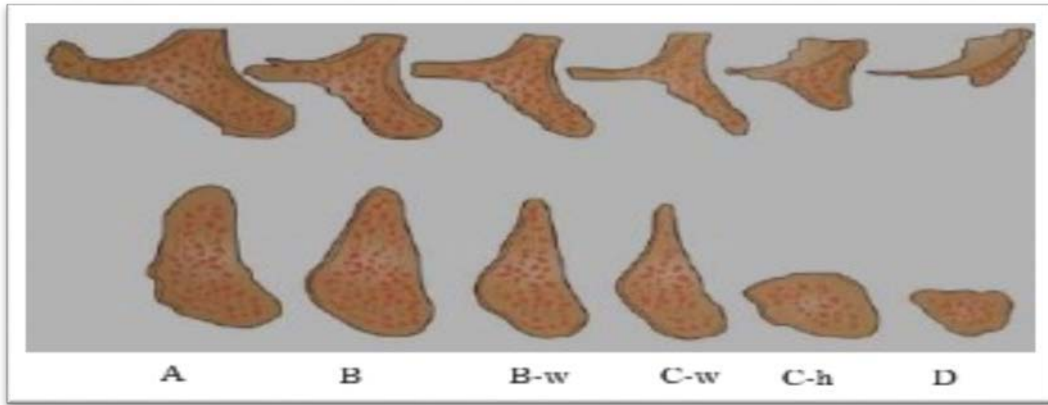
Şekil 2.2. Kemik yoğunluğu sınıflaması.<sup>30,33</sup>

Bu sınıflama kapsamındaki kemik yoğunluklarının alt ve üst çenede genellikle buldukları lokalizasyonlar aşağıda görülmektedir (Tablo 2.1.). İmplantla temas eden kortikal kemik miktarının fazla olması implantın primer stabilizasyonunu sağlarken iyileşme sonrasında da streslerin iletimi yönünden avantaj sağlar.<sup>33</sup>

**Tablo 2.1.** Kemik yoğunluklarının alt ve üst çeneye göre sınıflandırılması

Kemik Yoğunluğu	Tanım	Tipik Anatomik Bölge
D1	Yoğun kortikal	Anterior mandibula
D2	Poröz kortikal/Kaba trabeküler	Anterior mandibula
		Posterior mandibula
		Anterior maksilla
D3	Poröz kortikal (ince) / ince trabeküler	Anterior maksilla
		Posterior maksilla
		Posterior mandibula
D4	İnce trabeküler	Posterior maksilla

Misch<sup>31</sup> alveol kemiğini rezorpsiyon paternine göre A, B, C ve D olarak sınıflamıştır. Bu sınıflamada, 'h' yetersiz yüksekliği, 'w' ise yetersiz genişliği temsil etmektedir (Şekil 2.3.).



**Şekil 2.3.** Alveol kemiğinin rezorpsiyon paternine göre sınıflandırılması<sup>31</sup>

### 2.3. Osseointegrasyon ve Osseointegré İmplantlar

Osseointegré implantlar Bränemark'ın büyük katkısı ile geliştirilmiştir. Diğer araştırmacılar implant etrafında fibröz bir yumuşak doku meydana gelmesinin gerektiğini savunurken, Bränemark fibröz enkapsülasyonun implantın başarısını negatif yönde

etkileyeceğini ve kemik ile implantın sıkıca birleşmesi gerektiğini savunmuş ve bu duruma 'osseointegrasyon' adını vermiştir.<sup>29,33,34</sup> Osseointegrasyon, canlı kemik ile yüklenmiş implant arasındaki yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanmıştır. Osteointegrasyon implant-kemik arasındaki direkt temastır, yani implant ile kemik arasında progresif hareketlilik yoksa implant osseointegre olmuş sayılır. Pratikte osseointegrasyon normal yükleme koşulları altında vital olmayan elemanların güvenilir ve tahmin edilebilir bir şekilde canlı kemikle birleşmesiyle oluşan ankraj mekanizması olarak tanımlanır. Branemark ve ark.<sup>34</sup>, osseointegrasyon kavramını 'yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında, ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas' olarak tanımlanmıştır. Aynı araştırmacılar daha sonra bu olguyu 'canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı' tanımı ile pekiştirmişlerdir.<sup>34</sup> Osseointegrasyon görüşü İsveç Göteburg Üniversitesi, Uygulamalı Biyoteknoloji Profesörü Dr.Per-Ingvar Branemark tarafından geliştirilmiştir.<sup>34</sup> Araştırmacı, kemik onarım mekanizmasında mikrodolaşım incelemesi sırasında titanyum araçlara doğrudan ve güçlü bir bütünleşmesinin olduğunu bulmuştur.<sup>34</sup> Yüksek rezolüsyonlu modifiye intravital mikroskopta görüntüsel olarak incelemek için çok nazık bir cerrahi işlem ile açılan tavşan fibulasının kemik iliğinin vital mikroskop ile incelenmesi esnasında osseointegrasyon rastlantısal olarak keşfedilmiştir. Özel araçlarla örtülü kemik yalnızca 10-20 mikron ( $\mu$ ) kesildikten sonra ilik üç transillüminasyon ile *in vitro* ve *in situ* olarak incelenmiştir. Bu çalışmalar sırasında kemik mikro-dolaşımının patofizyolojisi hakkında önemli bilgiler elde edilmiştir. İlik boşluğuna yerleştirilen ve başlangıçta hiçbir yük uygulanmadan hareketsiz biçimde doku iyileşmesine bırakılan olgularda, implantın kompakt bir kemik katmanı ile çevrildiği bulunmuştur. Deneysel olarak gerçekleştirilen bu çalışmalarda, kemik dokusunun histolojik olarak incelenmesi için hayvan öldürüldüğünde titanyum vidalar



çıkartılmaya çalışılırken çene kemiğinde kırık meydana geldiği görülmüştür. Fakat kırık çizgisinin implant-kemik bağlantısından geçmediği görülmüştür. Yani çene kemiğini kırarak kadar bir kuvvet uygulandığında bile implant-kemik bütünleşmesi bozulmamıştır.<sup>29,34</sup> Günümüzde saf titanyum implantlar ile kemik arasında ultrastrüktürel seviyede glikoproteinlerden oluşan bir amorf tabakanın varlığı kabul edilmektedir.<sup>35</sup>

Dental implantlar farklı şekillerde sınıflandırılmıştır.<sup>34,36,37</sup>

### **2.3.1. Dental İmplantların Kullanılan Materyale Göre Sınıflandırılması.**<sup>34,36</sup>

1. Metal ve alaşımları
  - a. Titanyum ve titanyum 6-alüminyum - 4 vanadyum
  - b. Kobalt-krom-molibden
  - c. Demir-krom-nikel
2. Seramikler
  - a. Alüminyum oksit (alüve safir)
  - b. Hidroksilapatit trikalsiyum fosfat
  - c. Kalsiyum alüminat
3. Karbonlar
  - a. Polikristal (vitröz) cam karbon
  - b. Karbon – silikon
4. Polimerler
  - a. Polimetilmetakrilat
  - b. Politetrafloroetilen
  - c. Polietilen
  - d. Silikon lastik

- e. Polisülfon

### 2.3.2. Yerleştirildikleri Yer ve Destek Dokularına Göre İmplantların

#### Sınıflandırılması.<sup>34,37</sup>

- a. Subperiostal implantlar
- b. Endosseöz implantlar
- c. İntramukozal implantlar
- d. Transosseöz implantlar

Günümüzde endosseöz implantlar en yaygın olarak kullanılan implant türüdür.<sup>29,38,39</sup>

Endosseöz implantlar aşağıdaki gibi alt gruplara ayrılmıştır:

1. Silindirik implantlar
  - a. Solid implantlar
  - b. Press-fit implantlar
  - c. Hollow silindir implantlar
2. Blade implantlar
3. Ramus implantlar
4. Disk implantlar.<sup>40</sup>

Osteointegre implantların taşınması gereken özellikler ise şu şekildedir:<sup>41,42</sup>

1. Biyolojik olarak doku dostu (biyouyumlu), yani inert olmalıdır,
2. Vücut sıvılarında fiziksel ya da kimyasal olarak değişime uğramamalıdır, çözünmemeli, şişmemeli, korozyona ya da absorpsiyona uğramamalıdır,
3. Basınç altında fiziksel değişim göstermemelidir,
4. Toksik, alerjik ve iritan olmamalıdır,
5. Yapımı ve sterilizasyonu kolay olmalıdır,
6. Ekonomik olmalıdır.

## 2.4. Dental İmplantlarda Biyouyumluluk

İmplant yüzey materyalleri yerleştirildikleri doku ve bu dokuyla gösterdikleri uyuma göre değişik gruplara ayrılmaktadır. Yabancı bir materyalin canlı dokuyla gösterdiği uyum ‘biyouyumluluk’ olarak isimlendirilir. Çeşitli materyallerle farklı derecelerde biyouyumluluğa ulaşılabilir. Biyouyumlu materyal, dokuyla olumsuz etkileşimi minimum olan materyal olarak adlandırılmıştır. Biyouyumluluğu etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Araştırmacıya göre yüzeysel, mekanik ve kimyasal faktörler bunların arasında gösterilebilir. Endosteal implant materyalleri için biyouyumluluk kemik dokusunun materyale verdiği reaksiyonla tespit edilir.<sup>43</sup>

### 2.4.1. İmplant Materyallerinde Aranılan Özellikler

İmplantasyon, canlı olmayan dokunun ya da materyalin canlı organizmaya transfer edilmesidir. Oral implantolojide ise genelde alloplastik implant materyalleri kullanılmaktadır. İdeal bir implant yüzey materyalinin sahip olması gereken özellikler ise şunlardır.<sup>44</sup>

#### 1. Biyolojik özellikler:

- a. Allerjik olmamalı,
- b. Yangıya neden olmamalı,
- c. Sitotoksik, iritan, karsinojenik olmamalıdır.

#### 2. Kimyasal özellikler:

- a. İnert olmalı,
- b. Korozyona uğramamalı,
- c. Hafif, dayanıklı, aşınmaya dirençli ve üstün şekillendirilme yeteneğine sahip olmalıdır.

#### 3. Mekanik özellikler:

- a. Sağlam olmalı (elastiklik modülü kemiğe yakın, çekme dayanıklılığı yeterli olmalı),
- b. Biyomekanik olarak dokuların fiziksel özelliklerine uyum gösterebilmelidir,
- c. Mekanik basınçlara fiziksel değişimlere uğramamalıdır.

4. Diğer özellikler:

- a. Ekonomik olmalı,
- b. Kullanımda ve uygulamada kolaylığı olmalı,
- c. Sterilize edilebilmelidir.<sup>44</sup>

#### **2.4.2. Biyoreaksiyon ve Retansiyon İçin Kullanılan İmplant Yüzeyleri**

İmplantın dizaynı kadar mikromorfolojik yüzey yapısının da osseointegrasyon sağlanmasında büyük önemi vardır. Bu amaçla yüzeyler pürüzlü yapıda şekillendirilmektedir.<sup>44</sup>

Pürüzlülük 100  $\mu$ 'dan büyükse makropörözite, 100  $\mu$  ile 100 nm. seviyesi arasındaysa mikropörözite oluşturulmuş olur. Mikropürüzlülük salt mekanik kilitlenme ile açıklanmayacak şekilde implantın kemiğe tutuculuğunu artırır, hücresel fonksiyonları etkileyerek matris deposizyonunu ve mineralizasyonunu indükler. Yani hücreler yüzeyin mikroyapısına duyarlıdır ve bu yapıyı oryantasyon ve migrasyon için kullanırlar. Biyomateryallerin en dışındaki moleküler tabakaları önem arz etmektedir. Zira bunların kimyasal özellikleri doku cevabını yönlendirir. Örneğin titanyumun kendisi değil yüzeyinde spontan oluşan TiO tabakası ona iyi bir biyomateryal özelliği katmaktadır. Bu durumda kemik pasif büyümeyle Ti yüzeyine sıkıca yapışmaktadır (adaptif osseointegrasyon). Oysa implant yüzeyi, kemiğin majör bileşenlerinden olan hidroksilapatit ile kaplandığında bu biyoaktif yüzey yeni kemik oluşumunu stimüle ederek implant ile kemiğin moleküler düzeyde bağ kurmasına neden olmaktadır

(biyointegrasyon). Ancak burada hidroksilapatit kaplamanın kimyasal olarak içerdiği Ca/PO<sub>3</sub> oranı da bağlantıda önemlidir. Ca/PO<sub>3</sub> nükleasyon kapasitesi, mineralize çökeltilerin meydana gelmesini indüklediğinden dolayı, bu nükleasyon kapasitesinin artırılması biyouyumluluğu da pozitif yönde etkiler.<sup>44,45</sup>

İmplant yüzeyleri altı grupta değerlendirilebilir:

1. Titanyum plazma spreycaplı yüzeyler (TPS)
2. Kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyler
  - Sandblasted (kumlanmış) yüzeyler
  - Acid-etched (asitlenmiş) yüzeyler
  - SLA-kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyler
3. Hidroksiapatit caplı yüzeyler
4. TiO<sub>2</sub> püskürtülmüş yüzeyler
5. Electro-polished (okside edilmiş) yüzeyler
6. Makineyle hazırlanmış (machined) yüzeyler.<sup>44,45</sup>

## **2.5. Oral İmplantolojide Kullanılan İmplantların Endikasyonları ve Tedavi**

### **Seçenekleri**

#### **2.5.1. İmplantların Endikasyonları**

1. Total diş eksikliği vakalarında,
  - İmplant destekli sabit, vidalı köprü protezler
  - İmplant destekli overdenture protezler
2. Parsiyel diş eksikliği vakalarında,
  - Sabit, vidalı kuron köprü protezler
  - Simante edilebilen kuron köprü protezler
  - İmplant-diş destekli köprü protezleri.<sup>29</sup>

İmplant destekli protezler sahip oldukları desteklerin tiplerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadırlar:

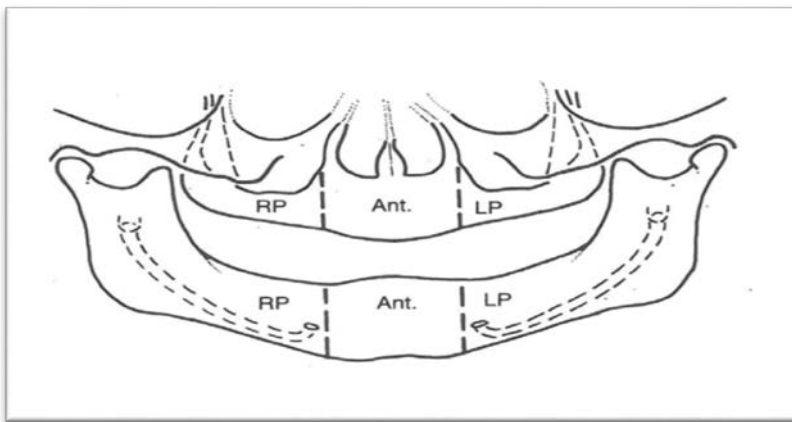
1. Sadece implant destekli üst yapı protezleri
2. İmplant-diş destekli üst yapı protezleri
3. İmplant-doku destekli üst yapı protezleri.<sup>46</sup>

Hasta talebi / hekimin yönlendirmesi ile implant endikasyonu kararı verilmeden önce, hastanın genel sağlık durumu hikayesi (anamnez) alınır. Bazı hastalıklarda implant uygulaması kontrendikedir.<sup>46</sup>

### 2.5.1.1. Tam Dişsiz Arklarda Sınıflandırma ve Tedavi Planlaması

Tedavi planı temel olarak hastanın çenelerinin anatomik durumuna, hastanın isteklerine ve farklı tedavi seçeneklerinin ekonomik durumuna bağlıdır.<sup>47</sup>

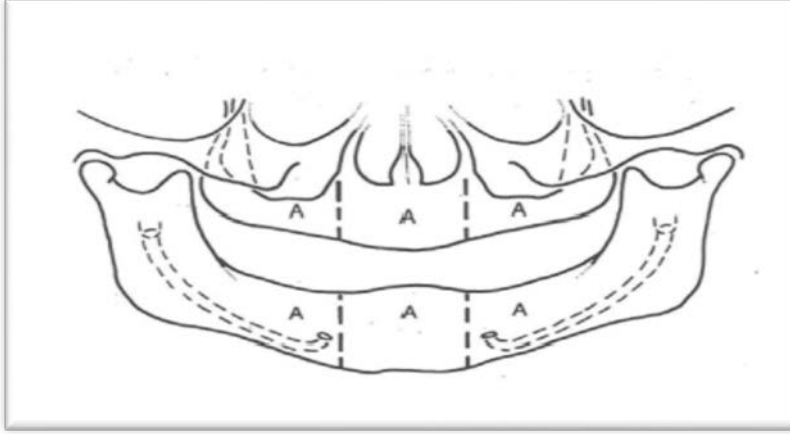
Dişsiz çeneler üç bölgeye ayrılır (Şekil 2.4.). Alt çenede sağ ve sol arka kısımlar mental foramenden retromolar bölgeye kadar, ön kısım ise mental foramenler (birinci premolarlar) arasında yer alır. Üst çenede ise sağ-sol arka kısımlar (sağ arka kısım: RP, sol arka kısım: LP) ikinci premolardan başlar ve sinüs boşluklarının var olan kemik yüksekliğini de içerir. Ön kısım (Ant.) ise birinci premolarlar arasında yer alır. Kemiğin üç bölgesi birbirinden bağımsız değerlendirilir.<sup>33</sup>



Şekil 2.4. Dişsiz Çenelerin Bölgelere Ayrılması<sup>33</sup>

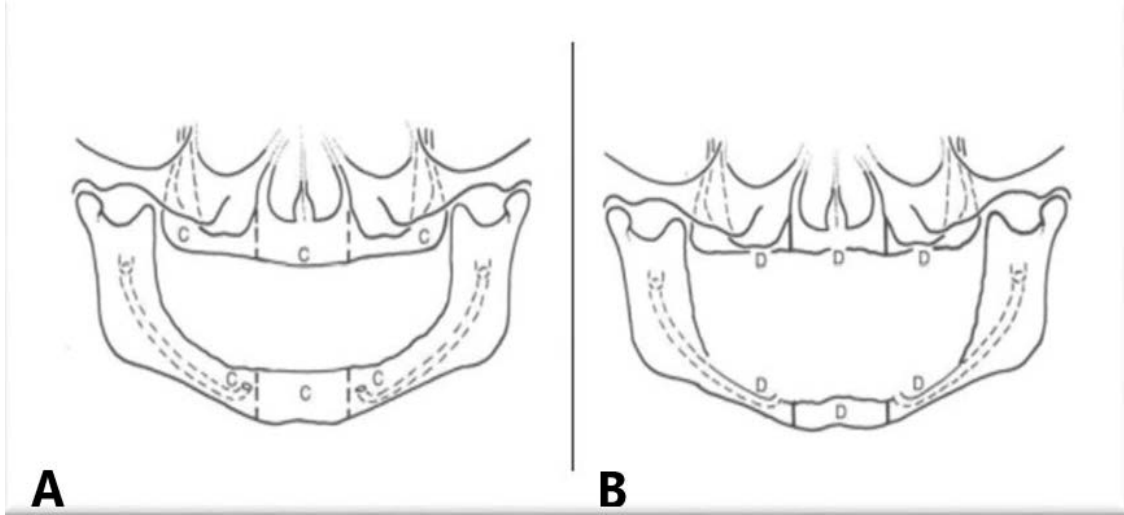
### 2.5.1.1.1. Tip 1 Kemik Yapısı

Tip 1 dişsiz çenede kemiğin yapısı üç anatomik bölgede de aynıdır. Tip 1 divizyon A'da her üç bölgede de kemik miktarı fazladır ve implantlar istenilen bölgeye yerleştirilebilir (Şekil 2.5.). Tip 1 divizyon B'de her üç bölgede de dar çaplı implant yerleştirilebilecek kadar kemik vardır. Genel implant pratiğinde ön bölge osteoplasti ile divizyon A'ya çevrilebilir. Tip 1 divizyon C'de ise sinüs greftleme ve kemik grefti ile istenilen implant yerleştirilebilir (Şekil 2.6.). Tip 1 divizyon D tedavi için en zorlayıcı kemik profilidir (Şekil 2.7.). En iyi çözüm otojen kemik greftlemesi ile sağlanır.<sup>33</sup>



Şekil 2.5. Tip 1 Divizyon A<sup>33</sup>

Tip 1 kemiğe sahip çenelerde önemli bir atrofik anatomik durum yoksa sabit tedavi yeterli olabilir. Bütün tedavi seçenekleri uygulanabilir. Sabit veya hareketli tedavi uygulamasına, hastanın tercihinine, beklenti ve maliyete göre karar verilir.<sup>47</sup>



Şekil 2.6. Tip 1 Divizyon C<sup>33</sup>

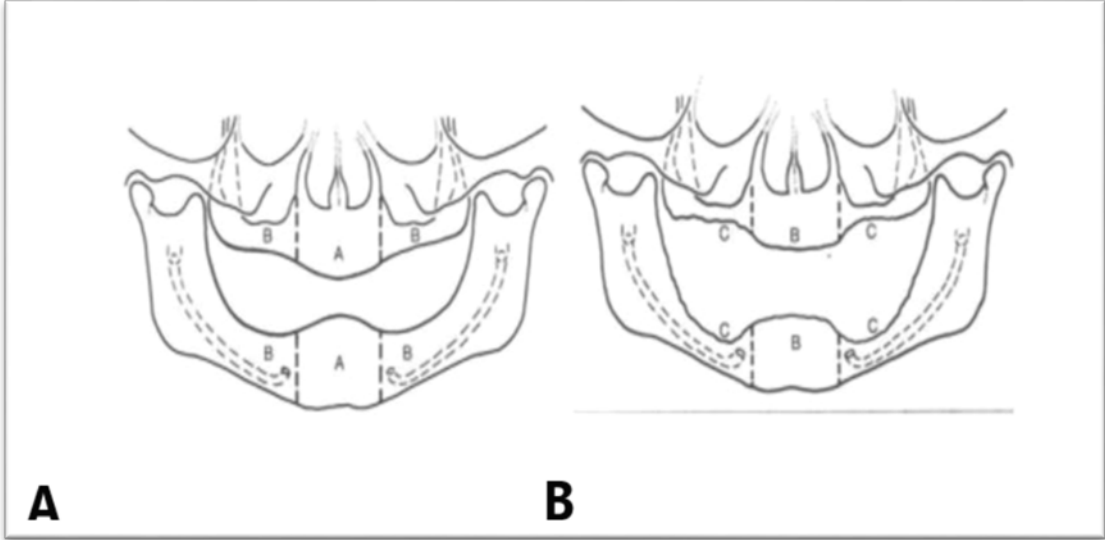
Şekil 2.7. Tip 1 Divizyon D<sup>33</sup>

(A: C tipi kemik kaybı, B: D tipi kemik kaybı.)

#### 2.5.1.1.2. Tip 2 Kemik Yapısı

Tip 2 kemiğe sahip çenelerde posterior kret divizyonları birbirine benzer ancak anterior kretten farklıdır. Bu kategoride en yaygın çene şekli arka bölgede az kemik içeren, maksiller sinüs altında ve mandibular kanal üzerinde ise ön bölgeden daha az kemik bulunan durumlardır. Tip ifadesinin ardından divizyon kısmı iki harflidir (Şekil 2.8.). Önce ön bölge daha sonra arka bölge listelenir.<sup>33</sup> Vertikal ve horizontal atrofi orta derecedeyse üç farklı tedavi seçeneği uygulanabilir. İmplant destekli overdenture protezler farklı derecede atrofiyi kompanse edebilir. Uzun dişli protezlerle, pembe estetikle atrofi kompanse edilmeye çalışılabilir ya da implant öncesi otojen kemik greftlemesi ile ideal koşullar sağlanmaya çalışılabilir.<sup>47</sup>



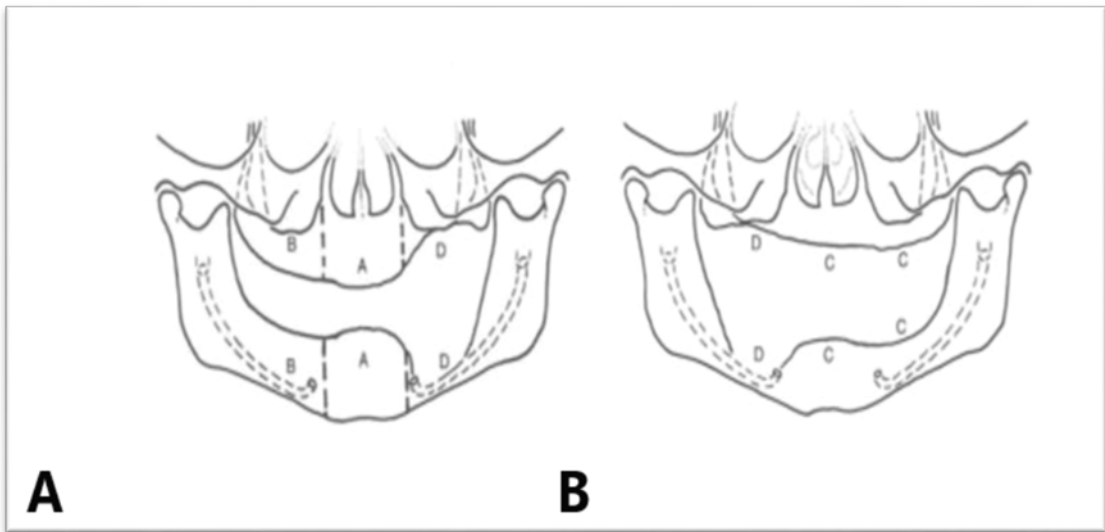


**Şekil 2.8.** Tip 2<sup>33</sup>

(A: A ve B tipi, B: B ve C tipi kemik kaybı.)

### 2.5.1.1.3. Tip 3 Kemik Yapısı

Tip 3 kemikte alt ve üst çenelerin posterior kısımları da birbiri arasında farklılık gösterir. Bu durum diğer iki tipe göre daha az yaygındır ve üst çenede alt çeneye göre daha fazla görülür. Çok atrofik olan vakalardır. İmplant öncesi cerrahi gerektirir ve tedavi planlaması cerrahi öncesi atrofinin iyileştirilme derecesine göre belirlenir.<sup>47</sup> Üç farklı kemik hacminden dolayı üst çenede sinüs greftleme ve subnazal kaldırma gerekebilir. Tedavi planını genellikle ön bölge belirler (Şekil 2.9.).<sup>33</sup>



**Şekil 2.9.** Tip 3<sup>33</sup>

## 2.5.2. Total Dişsiz Olgularda Tedavi Seçenekleri

### 2.5.2.1. Dişsiz Mandibula

#### 2.5.2.1.1. Sabit Protez

Bazı hastalar, daha konforlu olduğu ve overdenture protezlere göre doğal dişlere daha çok benzediğini düşündükleri için sabit protezleri tercih ederler. Sabit protezler çıkarılmayacağı için oral hijyen önemlidir ve dişsiz mandibulaya sahip hastalar oral hijyenle ilgili sorun yaşamışlardır. Oral hijyeni istenen düzeyde tutamamalarına rağmen tam dişsiz olmayan hastalar sabit protezler için uygun adaylardır. Diğer olası kısıtlamalar kemiğin uygunluğu, maddi durum ve karşıt ark ilişkisidir.<sup>47</sup> Sabit protezler ancak yeterli dudak desteği varsa uygulanabilir. Diağnoz ve tedavi planlaması ancak hastanın mandibula ve maksillasının artikülatöre doğru taşınmasıyla yapılabilir. Maksillo-mandibuler ilişki, intermaksiller aralık doğru çeneler arası ilişkide değerlendirilmelidir.<sup>47</sup> Özellikle mandibulanın aşırı rezorbe olduğu ve hastanın sabit restorasyon istediği durumlarda iyi estetik sonuç elde etmek için iyi analiz yapılmalı, dudak desteği değerlendirilmeli ve hasta bilgilendirilmelidir. Hasta uzun dönem dişsiz kaldığında maksilla ve mandibulada rezorpsiyon olur. Protez kalınlığı artırılarak dudak desteği sağlanabilir ama bu her zaman yeterli olmayabilir. Önceden estetik sonucun sağlanıp sağlanamadığı değerlendirilmelidir.<sup>47</sup>

Sağlanamazsa hareketli protez sabit proteze tercih edilmelidir. Kemik rezorpsiyon miktarına göre sabit protezler doğal dişlerden daha fazla hacme sahip olabilmektedir. Kabul edilebilir maksilomandibular ilişki ve dudak desteği için gereklidir. Bu durum artikülatörde çalışıldığında açıkça görülür ve hastaya böyle kısıtlamaların olacağı belirtilmelidir.<sup>47</sup> Sabit protezlerin hareketli protezlere göre daha fazla implant ve daha fazla greft gereksinimi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca laboratuvar masrafları ve maliyetin yüksek olması gibi dezavantajları da

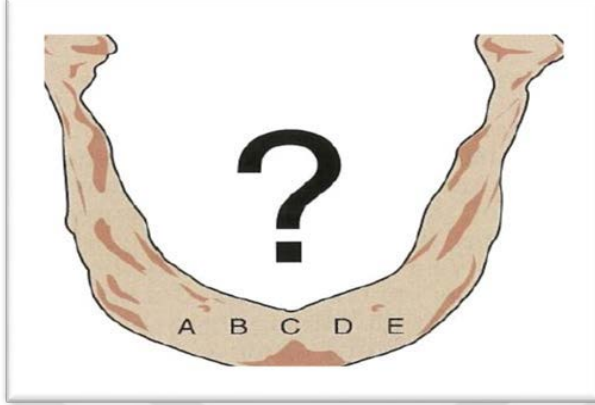
bulunmaktadır. Sabit protezlerde estetiğin yeterince sağlanamaması ve dudak dolgunluğunun elde edilememesi gibi sorunlar olabilir.<sup>33</sup>

#### **2.5.2.1.2. Hareketli Protez**

Overdenture protezler implantlara bağlanan üst yapılardan destek ve retansiyon almaktadır. Protezin karakterinin sağlanmasında bu üst yapılar belirleyicidir. Doku destekli overdenturlarda, mıknatıs tutucu, küresel tutucu, lokatör bağlantı sistemi veya konik kuron retantif mekanizma seçeneği olabilir. Mukozal doku üzerinde olan protezlerde ataşmanlar sadece lateral ve ekstrüviz hareketler sırasında retansiyon sağlamaktadır. Doku-implant destekli overdenture protezler, başlıklarla implantlara splintlenirler ve iki implantı birbirine bağlayan barın üst yapısından destek alırlar. Bar, proteze lateral ve ekstrüviz hareketler sırasında retansiyon sağlayan bir eksendir. İntrüviz hareketler sırasında ön bölgedeki implantlar protezin mukozal yükünü, posterior bölgede ki mukoza ise proteze gelen kuvvetleri taşır. İmplant destekli overdenture protezler öncelikle implantlara bağlı üst yapılardan destek alırlar. Üst yapının implantları birbirine bağlaması için en az dört implant yerleştirilir. Fonksiyon sırasında protezi taşıyan mukozal dokular hemen hemen hiç yük taşımaz.<sup>47</sup>

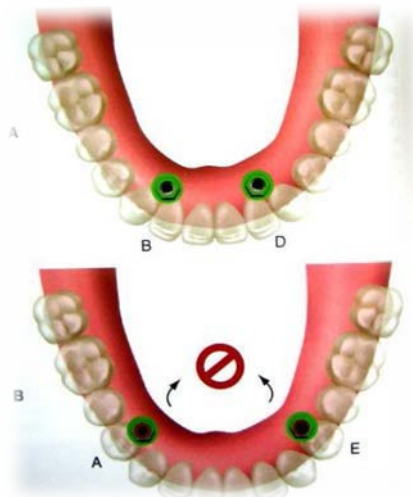
İmplant destekli overdenture protezler anteriorda kemik kaybını önlerken, estetiğin, oklüzal etkinliğin, retansiyonun, stabilizasyonun ve desteğin artışı sağlarlar. Konuşma daha iyi bir şekilde yapılır ve yumuşak dokuda abrazyon azalır. Protezin hacmi azalırken iyi bir oklüzyon elde edilir. Bunların yanında uzun abutment yüksekliğine gereksinim duyulur.<sup>33</sup>

Alt çene ön bölgedeki mevcut kemik, hastanın sağ tarafından başlayarak muhtemel implant bölgeleri olarak A, B, C, D ve E olmak üzere beş eşit bölüme ayrılır (Şekil 2.10.).<sup>30</sup>



**Şekil 2.10.** Mental foramenler arası implant yerleşim bölgeleri.<sup>30</sup> Tam dişsiz hastalarda implant destekli overdenture protez için beş tedavi seçeneği bulunmaktadır.<sup>30,46</sup>

Overdenture protez tedavi seçeneği 1 (OD-1), iki bağımsız implanttan oluşur. B ve D pozisyonu en ideal lokalizasyondur. Fonksiyon esnasında rotasyonu sınırlar. A ve E pozisyonundaki implantlar restorasyonun daha fazla rotasyonuna neden olur (Şekil 2.11.).<sup>33</sup>



**Şekil 2.11.** Overdenture protez tedavi seçeneği 1<sup>33</sup>

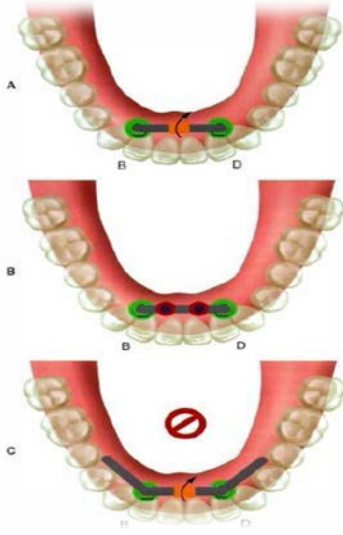
(Şekil 2.11.A: B ve D noktaları birbirinden bağımsız iki implanttır.<sup>33</sup> B: A ve E bölgelerine A-P yönde protezin rotasyonuna engel olamayacağından dolayı yapılmamalıdır.)<sup>33</sup>

OD-1 hasta seçim kriteri:

1. Anatomik koşullar mükemmel uygunlukta olmalıdır.
2. Posterior sırt formu ters U şeklinde olmalıdır.
3. Hastanın istekleri ve gereksinimleri minimal düzeyde olmalıdır.
4. Maliyet primer faktör olmalıdır.
5. Hijyen iyi olmalıdır.
6. Ark formu konik olmalıdır.
7. Ek implantlar üç yıl içerisinde yerleştirilebilmelidir.<sup>33</sup>

Overdenture protez tedavi seçeneği 2 (OD-2) OD-1 den daha sıklıkla tercih edilir. İmplantlar B ve D lokalizasyonlarında pozisyonlandırılır ve distal kantilever olmaksızın üst yapılarla birbirlerine splintlenir. Orta hattın eşit uzaklıkta, birbirine paralel, aynı oklüzal yükseklikte ve benzer angulasyon ve ek retansiyonu sağlayacak şekilde ataşman pozisyonları için bar dizayn edilir.<sup>48-50</sup>

OD-2 de B ve D pozisyonuna implantlar yerleştirilir ve implantlar barla bağlanır. Bara kantilever yapılmaz. Protezin hareketi azalır, bar ve implantlar üzerine daha fazla kuvvet gelir. Ataşmanlar O-ring veya Hader Klip gibi bar üzerine eklenebilir. Ataşmanlar aynı yükseklikte ve orta hatta eşit uzaklıkta yerleştirilmelidir (Şekil 2.12.).<sup>33</sup>

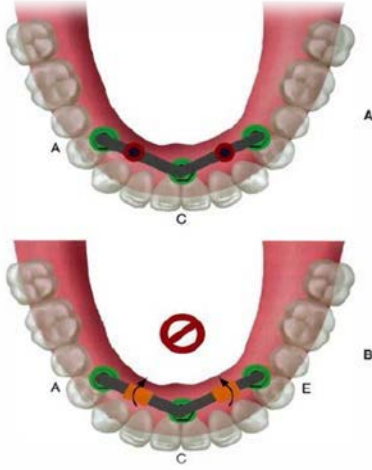


**Şekil 2.12.** Overdenture protez tedavi seçeneği 2<sup>33</sup>

(Şekil 2.12.A: Hader klip, B: O-ring ataşman, C: B ve D pozisyonlarına uygulanan implantlara distal uzantı yapılmamalıdır)<sup>33</sup>

OD-2 tedavisi için hasta seçim kriteri şu şekildedir:

1. Geleneksel protez için anatomik koşullar mükemmel olmalıdır.
2. Posterior sırt şekli ters U şeklinde olmalı ve çok iyi bir destek ve lateral stabilite sağlamalıdır.
3. Hasta şikayetleri minimum olmalı ve bu esas olarak retansiyonla ilgili olmalıdır.
4. Hastaya yeni bir protez gerekir. Hastaya yaklaşık üç yıl gibi kısa bir sürede ek implantlar yerleştirilemediği zaman, OD-2, bağımsız OD-1 implant yaklaşımından daha güvenlidir. OD-2 tedavinin bazı dezavantajları OD-1 ile kıyaslandığında hiperplazi, bar altında daha fazla gıda birikimi ve retantif elemanların (klips gibi) daha pahalı bakımı olmasıdır.<sup>31</sup> Overdenture protez tedavi seçeneği 3 (OD-3)'de A, C, ve E pozisyonundaki implantlar bir barla splintlenir. Ataşmanlar protezin distal bölümünün hareketine izin verecek şekilde pozisyonlandırılır. İki bağlantısız Hader klip harekete izin vermeyecektir (Şekil 2.13.).<sup>33</sup>

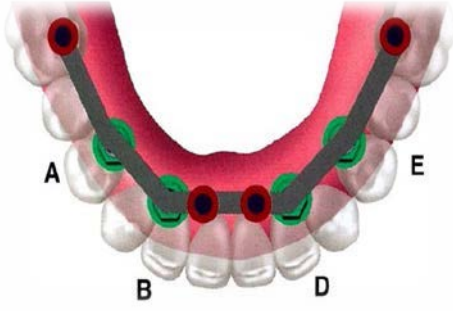


**Şekil 2.13.** Overdenture protez tedavi seçeneği 3<sup>33</sup>

(Şekil 2.13.A: A, C ve E pozisyonundaki implantlar bar ile bağlanmıştır. Ataşmanlar protezin distal kısmının hareketine izin vermemelidir. B: Hader klip protezi üç implant için A-P yönde harekete izin vermeyecektir.)<sup>33</sup>

Hasta seçim kriterleri (OD-3):

1. Hasta gereksinimleri ve istekleri
2. Geliştirilmiş destek, retansiyon ve stabilite
3. Maliyetin orta dereceli bir faktör olması; hasta yeni protezin ve bağlayıcı barın ücretini karşılayabilir, anatomik koşullar mükemmeldir, posterior sırt formu tersine U şeklindedir.<sup>31</sup>Overdenture protez tedavi seçeneği 4 (OD-4) de A, B, D ve E pozisyonlarına dört implant yerleştirilir. İmplantlar 10 mm'ye kadar distal kantilever uygulamasına izin verir (Şekil 2.14.).<sup>33</sup>



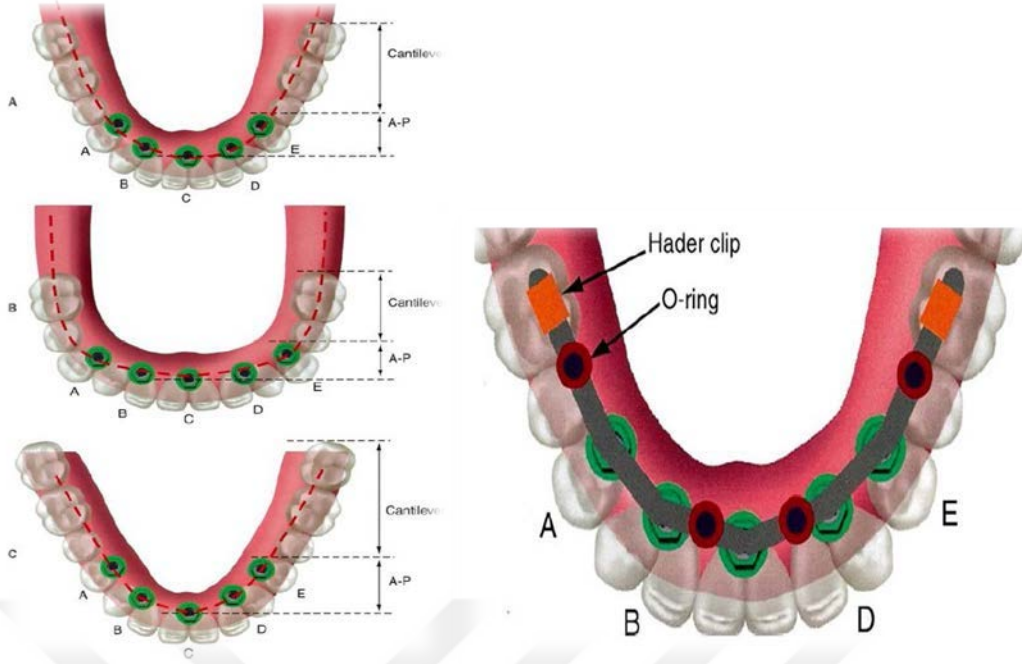
**Şekil 2.14.** Overdenture protez tedavi seçeneği 4<sup>33</sup>

Hasta seçim kriteri (OD-4):

1. Zayıf posterior anatominin giderilmesi,
2. Retansiyon ve stabilitenin olmaması,
3. Yumuşak doku abrazyonu,
4. Konuşmada zorluk olması,
5. Çok ilgi isteyen hasta tipi.<sup>33</sup>

Overdenture protez tedavi seçeneği 5 (OD-5) de, A, B, C, D ve E bölgelerine beş implant yerleştirilir. Üst yapı eğer stres faktörleri azsa ortalama 15 mm uzunluğunda kantilever yapılı ve birinci molar bölgesinin altına yerleştirilir (Şekil 2.15. ve 2.16.). Eğer stres faktörleri istenen durumda değilse, kantilever küçültülür. Stresler kantilever uzunluğuyla artar ve bu uzunluk, kuvvet faktörleri ile mevcut anatomi dikkate alınarak planlanmalıdır.<sup>51,52</sup>





**Şekil 2.15.** Overdenture protez tedavi seçeneği 5<sup>33</sup>

(Şekil 2.15.A: Oval şekilli arklarda, B: Kare şekilli arklarda, C: Üçgen şekilli arklarda)<sup>33</sup>

Hasta seçim kriteri (OD-5):

1. Geleneksel protezleriyle şiddetli problem olması,
2. İstek ve gereksinimlerinde ısrarcı olması,
3. Protezin boyutunda azalmaya gereksinim olması,
4. Geleneksel protez kullanımında başarısız olunması,
5. Posterior kemik kaybının azaltılması,
6. Tam protezler için istenmeyen anatomik yapının olması,
7. Fonksiyon ve stabilite ile ilgili problemlerinin olması,
8. Posteriorda ağırlı bölge olması.<sup>33</sup>

## 2.6. Mandibular Overdenture Protezlerde Tutucu Çeşitleri

Overdenture protezler fonksiyon sırasında, farklı doğrultularda çeşitli kuvvetlere maruz kalırlar. Oklüzal yükler altında farklı tip tutucular, implant çevresinde farklı stres dağılımı yaratırlar ve mesnet hatlarında farklı hareketler sergilerler. İdeal bir tutucu sistemi, yüksek derecede retansiyon sağlamalı, hareket sırasında daha az lateral kuvvet

oluşturmalı, implant ve çevre dokulara uygun şekilde stres iletimi olmalıdır.<sup>53-55</sup>

İmplant destekli overdenture protezlerde kullanılacak olan tutucu türünü; retansiyon ve stabilizasyon ihtiyacı, çene morfolojisi ve kemik miktarı, fonksiyon, implantların sayısı ve açılanması, hastanın uyumu, hijyen düzeyi ve ekonomik durumu belirler.<sup>56-58</sup>

İmplant destekli overdenture protezler de kullanılan tutucu tipleri yediye ayrılır;

- a. Bar tutucular
- b. Stud tutucular
- c. Küresel tutucular
- d. Lokatör tutucular
- e. Era tutucular
- f. Manyetik tutucular
- g. Teleskopik tutucular.<sup>59-62</sup>

### **2.6.1. Stud Tutucular**

Stud tutucular vertikal ve horizontal yönde belirli derecede reziliens sağlayan, yarı esnek tutucu sistemlerdir. Protetik aşamaları kolaydır, tutuculuk derecesi değiştirilebilir, teknik hassasiyetleri bar tutuculardan daha azdır, bar tutuculara göre daha az arklar arası mesafeye ihtiyaç duyarlar, ekonomiktirler ve hijyen iyi bir şekilde sağlanabilir.<sup>59,60</sup>

### **2.6.2. Küresel Başlı Tutucular (Ball Tutucular)**

Küresel başlı tutucu sistemi esas olarak simit şeklinde bir lastik, lastiğin içinde bulunduğu metal parça ve bu lastiğin oturduğu belirli andırkata sahip metal posttan oluşur. İmplant destekli hareketli protezler de hemen hemen tüm sistemlerde yaygın olarak kullanılmakta olan bir sistemdir. Avantajları; düşük maliyet, farklı tutuculuk derecelerine sahip olması ve protezin komplike bir şekilde yapılmasının getireceği

zaman kaybı ve diğer bağlantı sistemlerine nazaran maliyetin daha az olmasıdır.<sup>63</sup> Küresel başlı tutucular, menteşe ve rotasyon esnekliği sağlamaktadırlar. Küresel başlı tutucular abutmenti yıpratmamak için özel olarak dizayn edilmişlerdir. Her firmanın ürettiği farklı olup, küresel başlı abutmentların çapları 2-3 mm arasında değişmektedir. Plastik tutucuların (insert) değiştirilmesi çok kolaydır. İnce bir frez yardımıyla plastik tutucu gevşetilir çıkarıldıktan sonra tutucu apareyiyle yeni tutucu yerine yerleştirilir. Ayrıca uygulamadan sonra retansiyon kaybı olduğunda plastik tutucuların retansiyonu aktivasyon apareyi ile artırılabilir. Retansiyon fazla olduğunda ise deaktivasyon apareyi ile retansiyonun azaltılması da mümkündür. Bu iki aparey metal yuvaranın içerisindeki plastik tutucuların ortasına bastırılmak suretiyle uygulanır. Aktivasyon apareyi, plastik tutucuların uç kısımlarını içeri bükerek retansiyonu arttırmakta; deaktivasyon apareyi ise tutucuların uç kısımlarını dışa doğru itirerek retansiyonu azaltmaktadır.<sup>63</sup> Zamanla gözlenen tutuculuk kaybı, üst çenede implant destekli overdenture protezlerde bağlantı türü olarak çok fazla tercih edilmemesi ve interoklüzal mesafesi kısıtlı olan hastalarda protez içerisinde çok fazla yer kaplama gibi dezavantajları bulunmaktadır.<sup>63-65</sup>

### **2.6.3. Lokatör Bağlantı Sistemleri**

Lokatör tutucular, implantlar arası splintlenmeyen tutucu sistemleridir. Bu tutucu self-align (kendi kendine ayarlanır) ve dual retansiyon sağlar. Rezilient bir tutucu tipidir. Bu tasarım sayesinde minimal mesafeye ihtiyaç duyulur. Açılı yerleştirilmiş implantların restorasyonu için uygun bir tutucu çeşididir. Lokatör matriksleri her biri farklı derecede retansiyon sağlayacak şekilde farklı renklerde üretilmiştir.<sup>66,67</sup> Küresel başlı tutucu sistemlerin yerleştirilemediği interoklüzal mesafenin az olması nedeniyle lokatör tutuculu sistemler düşük profillerinden dolayı tercih edilebilir.<sup>68,69</sup>

Lokatör tutuculu sistemler, Zaag, Zest, Preat gibi birçok hassas bağlantı üretici firmalarla işbirliğinde uygun abutment seçenekleriyle beraber hemen hemen tüm implant firmaları tarafından üretilmektedir. Lokatör tutucu sistemi, tüm implant çap ve boylarına uygun Lokatör abutmentlar, içerisinde siyah plastik bulunan metal tutucu (Locator Processing Cap), şeffaf, pembe, mavi, yeşil ve kırmızı renklerde ve farklı retansiyon kuvvetine sahip lokatör tutuculardan (Locator Insert) oluşmaktadır.<sup>65</sup> Lokatör abutment ve üzerindeki erkek parça dahil toplam 2.5 mm civarında bir uzunluğa sahiptir. Sistemin uygulanması için firmanın sağladığı “Locator Core Tool” adında 3 parçalı bir uygulama aпараты kullanılmaktadır. Bu aпаратыn alt parçası olan abutment yerleştiricisi (Locator Abutment Driver), dişeti yüksekliğine uygun olan abutmentların implantların içerisine vidalanması için; aпаратыn üst parçası olan lastik çıkarıcı parça (Insert Removal Tool) protezin içerisinde kalan kapakların içindeki siyah plastik parçaların çıkarılması için; aпаратыn orta parçası (Insert Seating Tool) ise 5 farklı renge sahip plastik tutucu parçalardan hasta için uygun olanının çıkartılan siyah plastik parçaların yerine yerleştirilmesi amacıyla kullanılmaktadır.<sup>65</sup> Lokatör tutucular, menteşe ve dikey esneklik sağlamaktadırlar. Diğer tutuculardan farklı olarak, metal tutucunun içerisindeki siyah plastik parçalar, lokatör tutuculardan 0.4 mm daha uzundur. Böylece lokatör tutucular metal tutucunun içerisine yerleştirildikleri zaman arada 0.4 mm lik bir boşluk kalır. Böylece hem menteşe, hem de dikey esneklik sağlanmış olmaktadır. Lokatör tutucular da tüm tutucu şekillerinde olduğu gibi hem klinikte direk ağız içerisinde, hem de laboratuvarında endirekt olarak proteze yerleştirilebilirler.<sup>63</sup>

#### **2.6.4. Bar Tutucular**

Bar tutucuların implant destekli overdenture protezlerde kullanımına 1980 yılında başlanılmıştır.<sup>70</sup> Bar tutucular iki veya daha fazla desteği birbirine bağlayarak

retansiyon ve stabilite sağlayan unsurlardır. Destekleri birbirine bağlayarak, fonksiyonel kuvvetleri implantlar arasında paylaştırır ve desteklerin korunmasına yardım ederler. İyi bir retansiyon ve stabilizasyon sağlarlar. Ancak bu avantajlarının yanısıra, plak birikimine neden olma, yapım, yenileme ve tamir işlemlerinin zorluğu, hijyen kontrolünün güç olması gibi dezavantajları bulunmaktadır.<sup>56,70,71</sup>

Bar tutucular kemik miktarı ve kalitesi gözönünde bulundurularak iki, üç ve/ veya dört implant üzerine yapılabilirler. Visser ve ark.<sup>72</sup>, iki ve dört implant destekli bar tutuculu protez üzerine yaptıkları çalışmada, beş yıllık gözlem periyodunda protez stabilizasyonu, çevre dokuların cevabı ve hasta memnuniyeti açısından fark görememişlerdir. Bu çalışmayı destekleyen başka araştırmalar da mevcuttur.<sup>62,73,74</sup> Ancak kemik rezorpsiyonu ileri boyutta olduğuunda, dört implant üzerine yapılan bar tutucular ile daha rijit bir protez yapılarak, rotasyonun önlenmesi ve desteğin artırılmasının gerektiği birçok araştırmacı tarafından kabul edilmektedir.<sup>75-77</sup>

Bar tutucuların overdenture protez desteği olarak uygulanabilmesi için; yeterli interoklüzal mesafenin olması, implantların birbirine ve orta hatta uygun mesafede yer alması gerekmektedir. Bar tutuculara, retansiyon eksikliği, çene morfolojisi, ekonomik problemler nedeniyle az sayıda implant desteği kullanılması gibi sebeplerle kantilever yapılabilir.<sup>78</sup> Yapılacak kantilever uzunluğu implant sayısına göre değişmektedir. Bazı araştırmacılar üç adet implant kullanımında ortalama 7 mm uzunluğuunda kantilever kullanılabileceğini belirtirken<sup>78,79</sup>, Misch<sup>33</sup> dört adet implant kullanımında en fazla 10 mm uzunluğuunda kantilever yapılması gerektiğini ifade etmiştir. Shafie<sup>80</sup> tarafından dört ve daha fazla implant destekli bar sistemlerinde 8-12 mm uzunluğuunda kantilever kullanılabileceği belirtilmektedir. Ayrıca, genel bir görüş olarak arkın her iki tarafında yer alan en son implantların merkezinden geçecek şekilde bir çizgi (hat), diğer bir çizgi de arkın her iki tarafında bulunan en öndeki implantların merkezinden geçecek şekilde

çizilir. Bu iki hat arasındaki mesafe bize ön-arka ‘Anterio-Posterior’ açıklığı (A-P mesafesi) verir. Genellikle distal kanat uzantısı (kantilever), ön-arka açıklığın yarısından daha uzun olmamalıdır.<sup>80</sup>

Bar tutucular kesitlerine göre sınıflandırılmaktadırlar;

- **U Şeklinde Barlar:**

Rijittirler ve dört destekle kullanılırlar.<sup>81</sup>

- **Yuvarlak Kesitli Barlar:**

Rezilienttirler, implantlara gelen yatay ve çapraz kuvvetleri azaltırlar.<sup>81</sup>

- **Yumurta Kesitli Barlar (Dolder):**

Şekli ovaldır. Rezilienttir, aynı zamanda stres kırıcı olarak görev yaparak indirekt tutuculuk sağlar.<sup>81</sup>

- **Hader Barlar:**

Yarı rezilienttir. Şekil itibariyle farklıdır. Kret bölgesine etek olarak nitelendirilen bir uzantıya sahiptir. Menteşe hareketine izin verir ve diğer tutuculara göre daha az mesafeye ihtiyaç duyulur. Paralel olmayan durumları az miktarda tolere edebilir.<sup>81</sup>

### 2.6.5. ERA Tutucular

ERA tutucular, rezilient tutucular olarak sınıflandırılan ve hemen hemen tüm implant sistemlerine uygulanabilen tutucu sistemlerdir. En önemli kullanım nedenleri, ekonomik olmalarıdır.<sup>82</sup> Gerekli ayarlamalar ile farklı retansiyon özelliklerine sahip olan plastik dişi parçaları vardır.<sup>82-84</sup> Ayrıca ERA tutucu sistemlerinde, açılı abutment seçenekleri de mevcuttur. Landa ve ark.<sup>82</sup> yaptıkları iki senelik klinik çalışmanın sonucunda ERA tutucuların, hasta memnuniyetini olumlu yönde arttırdığını, implantların çevresindeki yumuşak doku ve kemiğin sağlığı açısından diğer ataşman türlerinden farklarının olmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca yapılan bir başka çalışmada, ERA tutucuların implant çevresindeki kemiğe en uygun yük transferini sağladığı belirtilmiştir.<sup>83</sup>

ERA sisteminde açılı abutmentler, interoklüzal mesafe problemi olan hastalarda sorun yaratabilmektedir.<sup>82</sup> Ayrıca açılı abutmentlerin ayarlanmaları ve tutucuların protez içerisine bağlanması sırasında da problemlerle karşılaşılabilceği belirtilmiştir. Bu nedenle ERA tutucular birbirine paralel olan implantlarda kullanımı önerilmektedir.<sup>82</sup>

#### **2.6.6. Manyetik Tutucular**

İmplantların paralel yerleştirilmediği vakalarda kullanılabilir. Serbest olarak kayma hareketi yaptıklarından, destekler üzerinde lateral gerilmeleri azaltması ve hijyen kontrolünün kolay olması olumlu özelliklerindedir. Zaman içerisinde tutuculukları azalır ve korozyona uğrayabilirler. Manyetik tutucularda implantların paralel olma özelliği aranmamasıyla birlikte, birçok klinisyen açılı destekler ile paralelliği sağlayarak küresel veya bar tutucuları kullanmayı tercih etmektedirler.<sup>85</sup> Bar ve küresel tutucuların uzun dönemde manyetik tutuculardan daha iyi sonuçlar vermesine karşın implant çevresi parametreleri aynıdır.<sup>86,87</sup>

#### **2.6.7. Teleskopik Tutucular**

Çift kuron tasarımına sahip olan teleskop tutucular ile stabilite sağlanır ve lateral stresler azaltılır. Tek taraflı dişsizliklerde kullanılabilirler.<sup>88</sup> Teleskopik tutuculu restorasyonlar çok yönlülüğü ve uzun dönem başarısından dolayı protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Destek dişlerin düşük miktardaki eğim farklılıkları teleskop tutucuların primer yapısının konturları ile giderilmekte, sekonder yapı ise protezin içinde yer almaktadır.<sup>89</sup> Teleskopik yaklaşım günümüzde implant destekli hareketli protezlerde de önem kazanmıştır. İmplant destekli protezlerde teleskop kullanımına 1989 yılında başlanılmıştır. İmplant abutmentleri primer olarak kullanılır ve paralel olmayan implantlarda konturlar modifiye edilerek proteze uygun bir giriş yolu sağlanır. Ayrıca teleskop tutuculu protezlerde abutmentin vida boşlukları sadece

primerler üzerinde bulunduğu için dış yapı üzerinde vida boşluklarının oluşmasını da önlemektedir.<sup>89,90</sup> Heckmann ve ark.<sup>90</sup>, iki implant destekli teleskopik tutuculu protez kullanan 23 hastanın klinik ve radyografik bulgularının 10 yıl sonra olumlu olduğunu bildirmişlerdir.





### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı ve Füzyon Dental (Ordu/Türkiye) Laboratuvarında yapıldı.

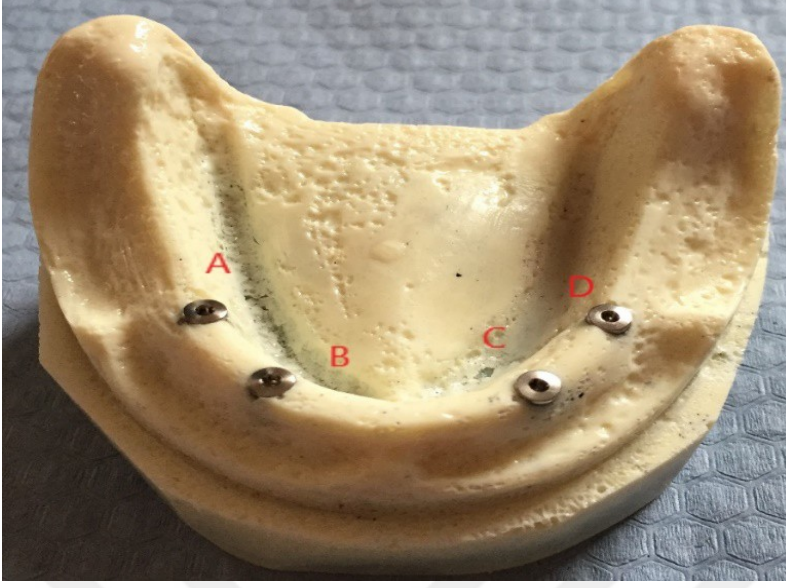
#### 3.1. Deneysel Model Elde Edilmesi ve İmplantların Modele Yerleştirilmesi

Tam dişsizlik durumunu yansıtmak amacıyla poliüretan modeller hazırlandı (Şekil 3.1.).



**Şekil 3.1.** Poliüretan Model

Deneysel model, dişsiz alt çeneyi simüle eden silikon kalıplara üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanan akışkan haldeki poliüretan (PU F16; Axson, Cergy, Fransa) reçinenin kalıba dökülmesiyle imal edildi. Dört adet birbirine paralel, 11.5 mm derinliğinde yuvalar birbirinden 11 mm uzaklıkta (merkezden merkeze) oluşturuldu. Bu yuvalar, 4 adet 3.5 mm çapında altıgen konik-silindirik implantların klinik kullanımı için (Master Vidalı 3.5×11.5; Bredent-Medikal; Witzighausen, Almanya) aseptik bakım hariç cerrahi protokole uygun olarak hazırlandı. İmplantlar saat yönü tersinde A'dan D'ye kadar numaralandırıldı (Şekil 3.2.).



**Şekil 3.2.** İmplantların numaralandırılması

Poliüretan modele implantlar (Micro Unit; Bredent-Medical) bağlandı (Şekil 3.2.) ve implantın kapak vidaları (mekanik bir tork anahtarı) 20 N.cm lik bir torkla (Bredent-Medical) sıkıldı.

### **3.2. Tutucu Sistemlerin Yapım Aşamaları**

#### **3.2.1. Bar Bağlantılı İmplant Destekli Overdenture Protezin Yapım İşlemi**

Bar bağlantılı implant destekli overdenture protezin yapım işleminde; distal uzantılı bar bağlantı sistemi üç boyutlu lazer sistemiyle elde edildi ve bar bağlayıcı metal alt yapı implant yapısına sabitlendi. Akrilik rezinin polimerizasyonu sırasında pozisyon değişimini engellemek için bar yapısının üzerine yeşil plastik spacer yerleştirildi. Spacer bağlanmış barlı metal alt yapıların spacer dışında kalan bölümleri ve retantif alanları mumla kapatıldı ve kaide yapısını simüle eden mum model hazırlandı. Mum eliminasyonu yapıldıktan sonra akrilik rezin (IMICRYL, IQ-15, Konya) yerleştirilerek kısa kaynatma

yöntemi (20 dk. 100°C kaynatma) ile polimerizasyon işlemi tamamlandı ve spacer uzaklaştırıldı. Hazırlanan akrilik rezin modele turuncu renkte olan hader tutucu lastikleri yerleştirildi ve implant destekli akrilik rezin overdenture protez, poliüretan blok üzerindeki distal uzantılı bar bağlantı sistemine oturtuldu (Şekil 3.3.).



**Şekil 3.3.** Distal uzantılı bar bağlantılı implant destekli overdenture protez

### **3.2.2. Küresel Başlıklı İmplant Destekli Overdenture Protez Yapım İşlemi**

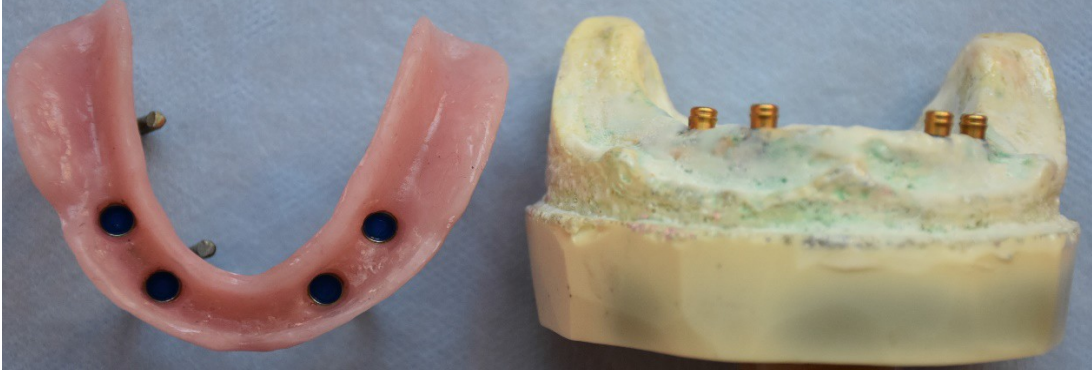
İmplant yapılarına küresel başlıklı bağlayıcılar yerleştirildi. Küresel başlıklara yumuşak dokunun rezilient yapısını yansıtmak amacıyla O-ring halka (Bredent-Medikal; Witzighausen, Almanya) takıldı. Küresel başlıkların üzerine implant destekli overdenture protezin içinde kalacak olan dişi parça (Bredent-Medikal; Witzighausen, Almanya) yerleştirildi. Dişi parçanın yerleştirilmesinden sonra kaide yapısını simüle eden mum model hazırlandı. Hazırlanan mum model elimine edildikten sonra ısı ile polimerize olan akrilik rezin yerleştirilerek (IMICRYL, IQ-15, Konya) kısa kaynatma yöntemi (20 dk. 100°C kaynatma) ile polimerizasyon işlemi tamamlandı. Polimerizasyon işleminden sonra dişi parçanın çevresindeki akrilik rezin fazlalıkları temizlendi (Şekil 3.4.). Daha sonra implant destekli akrilik rezin overdenture protez, küresel başlıklı bağlantı sistemine sahip yapıya oturtuldu (Şekil 3.4.).



Şekil 3.4. Küresel başlıklı implant destekli overdenture protez

### 3.2.3. Lokatör Bağlayıcı İmplant Destekli Overdenture Protezin Yapım İşlemi

İmplant yapılarına lokatör bağlayıcılar yerleştirildi. Model üzerine kaide yapısını simüle eden mum model hazırlandı. Hazırlanan mum model elimine edildikten sonra ısı ile polimerize olan akrilik resin (IMICRYL, IQ-15, Konya) yerleştirildi ve kısa kaynatma yöntemi (20 dk. 100°C kaynatma) ile polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi. Polimerizasyon işleminden sonra lokatör parçanın (Zest Anchors LLC., Locator RT-X, Carlsbad, ABD) çevresindeki fazla akrilik rezinler temizlendi (Şekil 3.5.). Elde edilen overdenture protezin tesviye ve cila işlemi yapıldıktan sonra lokatör bağlantı sisteminde bulunan siyah tutucu lastikler çıkartıldı ve mavi renkli lastikler yerleştirildi. İmplant destekli akrilik resin overdenture protez, lokatör bağlantı sistemine sahip yapı üzerine oturtuldu (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. Lokatör bağlayıcı implant destekli overdenture protez

### 3.2.4. Teleskop Bağlantılı İmplant Destekli Overdenture Protezin Yapım İşlemi

İmplant yapısının üzerine primer kuron üst yapı olarak bağlandı. Primer kuron yapısının üzerine teleskop yapının (TC-Snap-in part (Bredent-Medikal; Witzighausen, Almanya)) sekonder kuronu lazer sinterleme yöntemiyle hazırlandı ve implantın üzerine uygulandı (Şekil 3.6.). Model üzerine kaide yapısını simüle eden mum model hazırlandı. Hazırlanan mum model elimine edildikten sonra ısı ile polimerize olan akrilik rezin yerleştirildi ve (IMICRYL, IQ-15, Konya) kısa kaynatma yöntemi (20 dk. 100°C kaynatma) ile polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi. Polimerizasyon işleminden sonra, seconder kuronlar akrilik rezin proteze bağlandı. Elde edilen overdenture protezin tesviye ve cila işlemi yapıldıktan sonra üretici firmanın tavsiyesi üzerine retansiyonu arttırıcı ajan (Retention.sil, Bredent-Medikal; Witzighausen, Almanya) uygulandı (Şekil 3.7.).



Şekil 3.6. Teleskop (TC-Snap) bağlantılı implant destekli overdenture protez

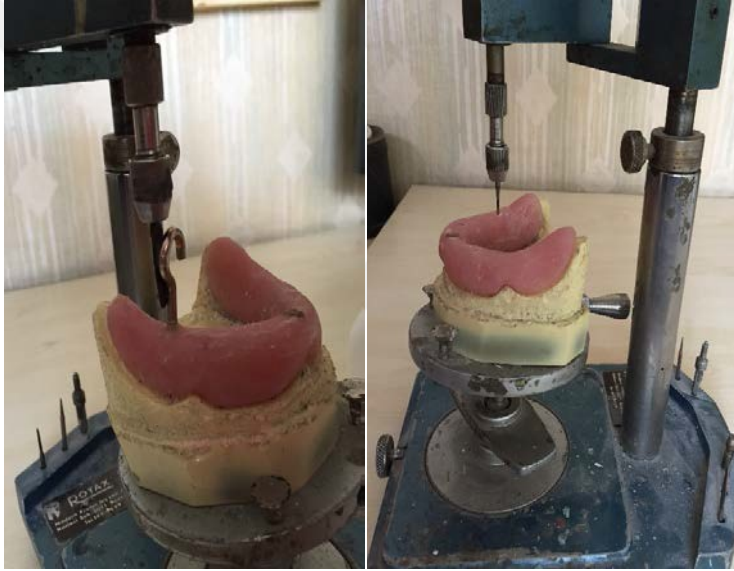


Şekil 3.7. TC-Snap retansiyon artırıcı elastik materyal.

### 3.3. Mekanik Yaşlandırma

Birbirlerine eşit mesafede ve aynı boyutta 4 adet çengelli vida paralelometre yardımıyla protezin dış yüzeyinde birbirlerine paralel olarak yerleştirildi (Şekil 3.8.). Protezin dış yüzeyinden 15 cm uzaklıkta, 5×5 cm<sup>2</sup>'lik bir tablaya bağlanan dört adet zincirden oluşan düzenek hazırlandı ve UTM (Instron, 3344, Metalinspec, Canton, ABD) cihazına bağlandı (Şekil 3.9.,3.10.). Hazırlanan zincirli düzenek yardımıyla overdenture protezlerin modelden ayrılma değerleri UTM cihazında çekme deneyi testi ile belirlendi. Her bağlantı tipi 10'ar kez çekme işlemine tabi tutuldu. Her bir çekme işleminde implant destekli overdenture protezin bağlantılardan ayrıldığı en yüksek retansiyon kuvvet (N) değerleri kaydedildi. Kaldırma kuvveti, protez kaidesinin üst yüzeyinde bulunan dört adet metalik kelepçe, çapraz yönde zincirli düzenek yardımıyla uygulandı. UTM cihazının hızı 2 mm/dk olacak şekilde ayarlandı.

Mekanik yaşlandırma işlemi; tek (A,B,C,D) ve çift (A-B,B-C,C-D) taraflı kuvvet, kademeli artacak şekilde overdenture protezlere uygulandı. Kuvvet uygulama işlemine belirlenen bölgelerdeki tutucu parçalardan overdenture protezler ayrılıncaya kadar devam edildi ve en yüksek retansiyon değeri saptandı. Bu işlem herbir implant destekli overdenture protezin farklı bölgelerinde tek (A,B,C,D) ve çift (A-B,B-C,C-D) taraflı olacak şekilde 10'ar kez tekrarlandı (Şekil 3.10.). Bu şekilde her bir bağlantı sistemine, 6 ve 12 aylık overdenture protezin hasta tarafından kullanım süresini taklit edecek şekilde 540 ve 1080 kez takıp-çıkarma işlemi yapıldı.<sup>91</sup>



**Şekil 3.8.** Parelometre kullanılarak protezin üst yüzeyine çengelli vidaların yerleştirilmesi.



Şekil 3.9. Universal test makinesi





**Şekil 3.10.** Universal test makinesi ile overdenture protezin farklı tutucu sistemlerinin retansiyon değerlerinin ölçülmesi

### 3.4. Termal Siklus

Örnek dişsiz modele yerleştirilen dört farklı tip bağlantılı overdenture protezler, termal siklus cihazı (Gökçeler Makina, Sivas, Türkiye) kullanılarak el ile ayarlanabilen ısıl dönüştürme işlemine tabi tutuldu. Soğuk banyonun sıcaklık değerleri  $5\pm 1^{\circ}\text{C}$  ve sıcak banyonun sıcaklık değeri  $55\pm 1^{\circ}\text{C}$  olarak belirlendi (Şekil 3.11.). Test numuneleri, sıcak-soğuk banyo içinde 30 saniye bekletme süresi ve her bir döngüde 5 saniyelik bir transfer süresiyle toplam 5000 döngüye tabi tutuldu. Oral kavitede 6 aylık kullanım 5000 termal devire eşdeğerdir.<sup>92</sup>



Şekil 3.11. Termal siklus cihazı (Gökçeler)

### 3.5. İstatistiksel Analiz:

Tüm istatistik analizlerde SigmaPlot (SigmaPlot 12.3, Systat Software Inc., San Jose, CA, ABD) programı kullanıldı. Veri setlerinin dağılımları Shapiro-Wilk Normalite testi ile yapıldı. Tekrarlı anova için Bonferroni, two-way anova testi için Holm-Sidak metodu uygulandı ve  $\alpha=0.05$  istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

#### 4. BULGULAR

Farklı bağlantılı implant destekli overdenture sistemlerin, implant pozisyonlarına göre belirli sürelerde mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra retansiyon değerlerinin dağılımı Tablo 4.1.'de gösterildi.

Tablo 4.1. Farklı bağlantı sistemlerinin mekanik yaşlandırma değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

Tutucu tipleri	Pozisyon	Kontrol Grubu		6 aylık kullanım		12 aylık kullanım	
		Ortalama retansiyon (N)	Std sapma	Ortalama retansiyon (N)	Std sapma	Ortalama retansiyon (N)	Std sapma
Küresel Tutucu	A	28,84 <sup>x1.Y1</sup>	(.80)	27,23 <sup>x1.Y2</sup>	(.48)	24,64 <sup>x1.Y3</sup>	(.69)
	B	30,69 <sup>x2.Y1</sup>	(.97)	29,45 <sup>x2.Y2</sup>	(.66)	27,12 <sup>x2.Y3</sup>	(.64)
	C	33,12 <sup>x3.Y1</sup>	(1.33)	31,29 <sup>x3.Y2</sup>	(.44)	27,65 <sup>x3.Y3</sup>	(.53)
	D	32,05 <sup>x4.Y1</sup>	(.18)	29,41 <sup>x4.Y2</sup>	(.36)	26,24 <sup>x4.Y3</sup>	(.60)
	A-B	33,13 <sup>x5.Y1</sup>	(.49)	29,59 <sup>x5.Y2</sup>	(.48)	26,16 <sup>x5.Y3</sup>	(.50)
	B-C	36,35 <sup>x6.Y1</sup>	(.50)	32,23 <sup>x6.Y2</sup>	(.51)	30,03 <sup>x6.Y3</sup>	(.53)
	C-D	35,15 <sup>x7.Y1</sup>	(.65)	31,33 <sup>x7.Y2</sup>	(.33)	28,09 <sup>x7.Y3</sup>	(.56)
Bar Tutucu	A	55,29 <sup>x1.Y1</sup>	(1.00)	54,32 <sup>x1.Y2</sup>	(1.96)	35,84 <sup>x1.Y3</sup>	(.65)
	B	77,05 <sup>x2.Y1</sup>	(1.68)	72,98 <sup>x2.Y2</sup>	(.85)	55,30 <sup>x2.Y3</sup>	(.50)
	C	86,45 <sup>x3.Y1</sup>	(1.79)	72,47 <sup>x3.Y2</sup>	(.64)	56,39 <sup>x3.Y3</sup>	(.66)
	D	55,40 <sup>x4.Y1</sup>	(1.03)	53,14 <sup>x4.Y2</sup>	(1.00)	36,51 <sup>x4.Y3</sup>	(.59)
	A-B	60,72 <sup>x5.Y1</sup>	(.45)	55,31 <sup>x5.Y2</sup>	(.88)	42,64 <sup>x5.Y3</sup>	(.28)
	B-C	80,89 <sup>x6.Y1</sup>	(.65)	77,82 <sup>x6.Y2</sup>	(1.46)	48,83 <sup>x6.Y3</sup>	(.38)
	C-D	58,61 <sup>x7.Y1</sup>	(.88)	56,65 <sup>x7.Y2</sup>	(1.80)	44,72 <sup>x7.Y3</sup>	(.60)
Lokatör Tutucu	A	31,72 <sup>x1.Y1</sup>	(1.20)	30,78 <sup>x1.Y2</sup>	(.62)	26,72 <sup>x1.Y3</sup>	(.40)
	B	32,33 <sup>x2.Y1</sup>	(.64)	31,86 <sup>x2.Y2</sup>	(.58)	29,03 <sup>x2.Y3</sup>	(.55)
	C	36,18 <sup>x3.Y1</sup>	(.27)	33,45 <sup>x3.Y2</sup>	(.34)	29,63 <sup>x3.Y3</sup>	(.52)
	D	32,92 <sup>x4.Y1</sup>	(.33)	31,37 <sup>x4.Y2</sup>	(.47)	27,86 <sup>x4.Y3</sup>	(.63)
	A-B	35,15 <sup>x5.Y1</sup>	(.43)	34,52 <sup>x5.Y2</sup>	(.30)	31,19 <sup>x5.Y3</sup>	(.38)
	B-C	42,62 <sup>x6.Y1</sup>	(.99)	38,49 <sup>x6.Y2</sup>	(.18)	34,97 <sup>x6.Y3</sup>	(.56)
	C-D	42,65 <sup>x7.Y1</sup>	(.59)	36,64 <sup>x7.Y2</sup>	(.23)	33,44 <sup>x7.Y3</sup>	(.50)
T-C Snap Tutucu	A	26,94 <sup>x1.Y1</sup>	(1.22)	24,53 <sup>x1.Y2</sup>	(.48)	22,24 <sup>x1.Y3</sup>	(.43)
	B	29,34 <sup>x2.Y1</sup>	(.68)	26,61 <sup>x2.Y2</sup>	(.35)	24,39 <sup>x2.Y3</sup>	(1.27)
	C	28,49 <sup>x3.Y1</sup>	(1.08)	27,36 <sup>x3.Y2</sup>	(.43)	25,11 <sup>x3.Y3</sup>	(.64)
	D	27,23 <sup>x4.Y1</sup>	(.49)	25,21 <sup>x4.Y2</sup>	(.38)	22,79 <sup>x4.Y3</sup>	(.50)
	A-B	28,65 <sup>x5.Y1</sup>	(.82)	26,11 <sup>x5.Y2</sup>	(.55)	24,23 <sup>x5.Y3</sup>	(.58)
	B-C	32,07 <sup>x6.Y1</sup>	(.50)	26,87 <sup>x6.Y2</sup>	(.22)	25,27 <sup>x6.Y3</sup>	(.54)
	C-D	29,93 <sup>x7.Y1</sup>	(.27)	26,11 <sup>x7.Y2</sup>	(.56)	24,36 <sup>x7.Y3</sup>	(.38)

$\alpha=0.05$  istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. x retansiyon değerlerinin dikey, Y ise yatay yönde birbirlerinden istatistiksel olarak farklılıklar gösterdiğini belirtmektedir.

Bağlantı sistemlerine göre tüm implant pozisyonlarının değerlerildiği iki yönlü varyans analizi sonucuna göre; kontrol grubunda elde edilen retansiyon değerlerinin, 6 ve 12 ay mekanik yaşılandırmaadan sonra azaldığı, 6 aylık mekanik yaşılandırmaada elde edilen farkların anlamlı olmadığı ( $p>0.05$ ), 12 aylık yaşılandırmaada saptanan farkların ise anlamlı ( $p<0.05$ ) olduğu istatistiksel olarak tespit edildi.

Yapılan çoklu karşılaştırma testi sonucunda;

- Tutucu sistemlerin ve implant pozisyonlarının retansiyon değerlerinin farklı olduğu ( $p<0.05$ ),

- En yüksek retansiyon değerinin kontrol grubuna ait bar tutucu sistemlerinin C pozisyonunda (86.45 N), en düşük retansiyon değerinin ise TC-Snap tutucu sistemlerin A pozisyonunda 12 aylık mekanik yaşılandırma (22.25 N) sonrasında olduğu belirlendi (Tablo 4.1.).

İmplant destekli overdenture protez sistemlerinin, implant pozisyonlarına göre tutucu lastiklerinin 5000 ve 10000 devir termal siklus sonrası retansiyon değerleri Tablo 4.2. de gösterildi.

Tablo 4.2. Farklı bağlantı sistemlerinin termal siklus öncesi ve sonrası retansiyon değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

Tutucu tipleri	Pozisyon	Kontrol Grubu		5000 Devir Termal Siklus		10000 Devir Termal Siklus	
		Ortalama retansiyon (N)	Std sapma	Ortalama retansiyon (N)	Std sapma	Ortalama retansiyon (N)	Std sapma
Küresel Tutucu	A	28.84 <sup>x1.Y1</sup>	(.80)	25.99 <sup>x1.Y2</sup>	(.42)	19.60 <sup>x1.Y3</sup>	(.42)
	B	30.69 <sup>x2.Y1</sup>	(.97)	27.76 <sup>x2.Y2</sup>	(.35)	24.26 <sup>x2.Y3</sup>	(.35)
	C	33.12 <sup>x3.Y1</sup>	(1.33)	27.76 <sup>x3.Y2</sup>	(.29)	24.43 <sup>x3.Y3</sup>	(.29)
	D	32.05 <sup>x4.Y1</sup>	(.18)	27.46 <sup>x4.Y2</sup>	(.32)	20.78 <sup>x4.Y3</sup>	(.32)
	A-B	33.13 <sup>x5.Y1</sup>	(.49)	26.65 <sup>x5.Y2</sup>	(.30)	23.13 <sup>x5.Y3</sup>	(.30)
	B-C	36.35 <sup>x6.Y1</sup>	(.50)	30.21 <sup>x6.Y2</sup>	(.32)	25.31 <sup>x6.Y3</sup>	(.32)
	C-D	35.15 <sup>x7.Y1</sup>	(.65)	28.38 <sup>x7.Y2</sup>	(.41)	22.77 <sup>x7.Y3</sup>	(.41)
Bar Tutucu	A	55.29 <sup>x1.Y1</sup>	(1.00)	37.64 <sup>x1.Y2</sup>	(.42)	28.88 <sup>x1.Y3</sup>	(.42)
	B	77.05 <sup>x2.Y1</sup>	(1.68)	59.24 <sup>x2.Y2</sup>	(.35)	41.50 <sup>x2.Y3</sup>	(.35)
	C	86.45 <sup>x3.Y1</sup>	(1.79)	60.46 <sup>x3.Y2</sup>	(.29)	40.51 <sup>x3.Y3</sup>	(.29)
	D	55.40 <sup>x4.Y1</sup>	(1.03)	38.43 <sup>x4.Y2</sup>	(.32)	31.08 <sup>x4.Y3</sup>	(.32)
	A-B	60.72 <sup>x5.Y1</sup>	(.45)	43.10 <sup>x5.Y2</sup>	(.30)	34.01 <sup>x5.Y3</sup>	(.30)
	B-C	80.89 <sup>x6.Y1</sup>	(.65)	49.43 <sup>x6.Y2</sup>	(.32)	39.39 <sup>x6.Y3</sup>	(.32)
	C-D	58.61 <sup>x7.Y1</sup>	(.88)	45.89 <sup>x7.Y2</sup>	(.41)	34.06 <sup>x7.Y3</sup>	(.41)
Lokatör Tutucu	A	31.72 <sup>x1.Y1</sup>	(1.20)	27.65 <sup>x1.Y2</sup>	(.42)	22.62 <sup>x1.Y3</sup>	(.42)
	B	32.33 <sup>x2.Y1</sup>	(.64)	29.35 <sup>x2.Y2</sup>	(.35)	25.62 <sup>x2.Y3</sup>	(.35)
	C	36.18 <sup>x3.Y1</sup>	(.27)	29.86 <sup>x3.Y2</sup>	(.29)	25.57 <sup>x3.Y3</sup>	(.29)
	D	32.92 <sup>x4.Y1</sup>	(.33)	28.53 <sup>x4.Y2</sup>	(.32)	23.47 <sup>x4.Y3</sup>	(.32)
	A-B	35.15 <sup>x5.Y1</sup>	(.43)	32.54 <sup>x5.Y2</sup>	(.30)	25.14 <sup>x5.Y3</sup>	(.30)
	B-C	42.62 <sup>x6.Y1</sup>	(.99)	35.93 <sup>x6.Y2</sup>	(.32)	28.60 <sup>x6.Y3</sup>	(.32)
	C-D	42.65 <sup>x7.Y1</sup>	(.59)	35.13 <sup>x7.Y2</sup>	(.41)	24.49 <sup>x7.Y3</sup>	(.41)
T-C Snap Tutucu	A	26.94 <sup>x1.Y1</sup>	(1.22)	23.21 <sup>x1.Y2</sup>	(.42)	18.63 <sup>x1.Y3</sup>	(.42)
	B	29.34 <sup>x2.Y1</sup>	(.68)	27.22 <sup>x2.Y2</sup>	(.35)	21.76 <sup>x2.Y3</sup>	(.35)
	C	28.49 <sup>x3.Y1</sup>	(1.08)	26.58 <sup>x3.Y2</sup>	(.29)	22.16 <sup>x3.Y3</sup>	(.29)
	D	27.23 <sup>x4.Y1</sup>	(.49)	23.45 <sup>x4.Y2</sup>	(.32)	18.80 <sup>x4.Y3</sup>	(.32)
	A-B	28.65 <sup>x5.Y1</sup>	(.82)	25.46 <sup>x5.Y2</sup>	(.30)	21.27 <sup>x5.Y3</sup>	(.30)
	B-C	32.07 <sup>x6.Y1</sup>	(.50)	25.75 <sup>x6.Y2</sup>	(.32)	21.83 <sup>x6.Y3</sup>	(.32)
	C-D	29.93 <sup>x7.Y1</sup>	(.27)	24.82 <sup>x7.Y2</sup>	(.41)	21.41 <sup>x7.Y3</sup>	(.41)

$\alpha=0.05$  istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. x retansiyon değerlerinin dikey, Y ise yatay yönde birbirlerinden istatistiksel olarak farklılıklar gösterdiğini belirtmektedir.

Bağlantı sistemlerine göre tüm implant pozisyonlarının değerlendirildiği iki yönlü varyans analizi sonucuna göre; kontrol grubunda elde edilen retansiyon değerlerinin, 5000 ve 10000 termal siklus uygulamasından sonra azaldığı ve saptanan farkların anlamlı ( $p<0.05$ ) olduğu istatistiksel olarak tespit edildi.

Yapılan çoklu karşılaştırma testi sonucunda;

- Termal siklus sayısı arttıkça retansiyon değerinin azaldığı,
- İmplant pozisyonlarında retansiyon değerinin farklı olduğu,
- Tutucu sistemlerin retansiyon değerinin farklı olduğu,

En yüksek retansiyon değerinin kontrol grubuna ait bar tutucu sistemlerinin C pozisyonunda (86.45 N), en düşük retansiyon değerinin ise TC-Snap tutucu sistemlerin A pozisyonunda 10000 termal siklus uygulandıktan (18.63 N) sonra olduğu belirlendi.

İmplant pozisyonlarının, tutucu sistemlere göre retansiyon değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.3. ve Şekil 4.1. de gösterildi.

Tablo 4.3. Farklı bağlantı sistemlerinin implant pozisyonlarına göre retansiyon değerlerinin ortalama ve standart sapma sonuçları.

POZİSYON	TUTUCU ÇEŞİTLERİ			
	K	D	L	T
A	24.34 <sup>x1.Y1</sup> (.21)	39.07 <sup>x1.Y2</sup> (.21)	26.95 <sup>x1.Y3</sup> (.21)	22.14 <sup>x1.Y4</sup> (.21)
B	26.89 <sup>x2.Y1</sup> (.17)	57.19 <sup>x2.Y2</sup> (.17)	28.69 <sup>x2.Y3</sup> (.17)	25.04 <sup>x2.Y4</sup> (.17)
C	27.64 <sup>x3.Y1</sup> (.14)	57.41 <sup>x3.Y2</sup> (.14)	29.29 <sup>x3.Y3</sup> (.14)	25.26 <sup>x3.Y4</sup> (.14)
D	25.93 <sup>x4.Y1</sup> (.16)	39.63 <sup>x4.Y2</sup> (.16)	27.56 <sup>x4.Y3</sup> (.16)	22.55 <sup>x4.Y4</sup> (.16)
A-B	26.35 <sup>x5.Y1</sup> (.15)	43.18 <sup>x5.Y2</sup> (.15)	30.10 <sup>x5.Y3</sup> (.15)	24.25 <sup>x5.Y4</sup> (.15)
B-C	29.42 <sup>x6.Y1</sup> (.16)	53.21 <sup>x6.Y2</sup> (.16)	34.50 <sup>x6.Y3</sup> (.16)	24.91 <sup>x6.Y4</sup> (.16)
C-D	27.38 <sup>x7.Y1</sup> (.20)	43.65 <sup>x7.Y2</sup> (.20)	32.42 <sup>x7.Y3</sup> (.20)	24.16 <sup>x7.Y4</sup> (.20)

$\alpha=0.05$  istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. x retansiyon değerlerinin dikey, Y ise yatay yönde birbirlerinden istatistiksel olarak farklılıklar gösterdiğini belirtmektedir. K (Küresel ataşman sistemi), D (Distal uzantılı bar bağlantı sistemi), L (Lokatör ataşman sistemi), T (TC-Snap ataşman sistemi). Tek yönlü (A, B, C, D) ve Çift yönlü çekme testi (A-B, B-C, C-D).

Yapılan çoklu karşılaştırma testi sonucunda;

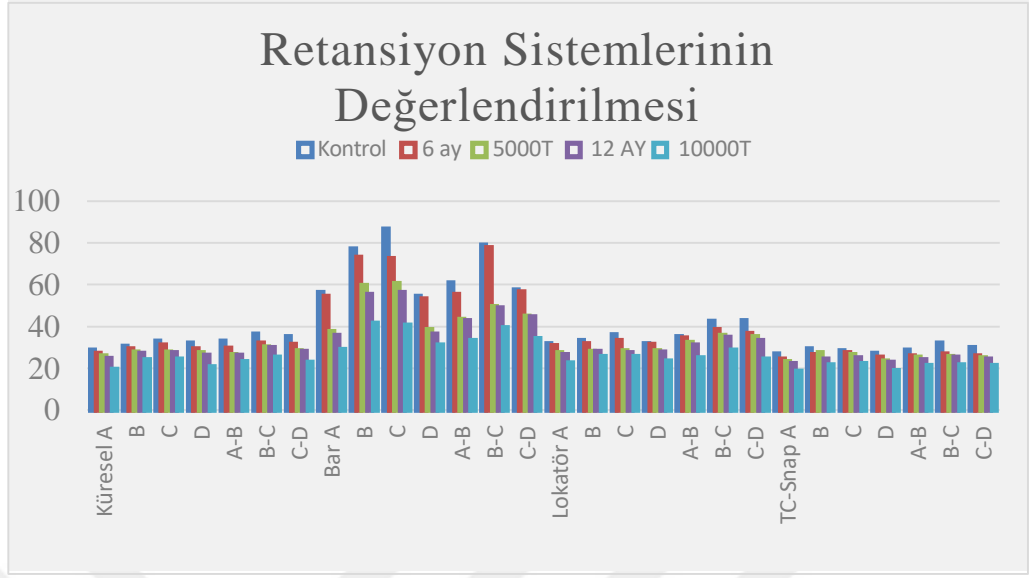
Küresel ataşman, distal uzantılı bar tutuculu, lokatör ataşman ve TC-Snap tutucu sistemler (K, D, L, T ) retansiyon değerleri açısından karşılaştırıldığında, distal uzantılı bar destekli tutucu sistemlerinin retansiyon değerlerinin diğer gruplara göre anlamlı şekilde daha yüksek ( $p<0.05$ ), TC-Snap tutucu sistemlerinin retansiyon değerlerinin ise diğer gruplara göre anlamlı şekilde daha düşük ( $p<0.05$ ) olduğu gözlemlendi.

Küresel ataşman, distal uzantılı bar tutuculu, lokatör ataşman ve TC-Snap ataşmanlar implant pozisyonlarına göre retansiyon açısından değerlendirildiğinde; tek yönlü çekme testinde C pozisyonundaki implantta, çift yönlü çekme testinde ise B-C pozisyonlarındaki implantlarda retansiyon değeri istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek ( $p<0.05$ ) olarak belirlendi.

Çalışmada, elde edilen sonuçların birbirleri ile istatistiksel olarak farklılıkları dikey olarak x (x1-x7), yatay olarak Y (Y1-Y4) ile numaralandırılarak Tablo 4.1- 4.3. te gösterildi.



Elde edilen tüm veriler Şekil 4.1.' de grafiksel olarak gösterildi.



Şekil 4.1. Tüm retantif sistemlerin dağılımı

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın sonucunda; implant destekli overdenture protezlerde farklı bağlantı sistemlerinin, mekanik ve termal yaşlandırma işlemlerinin retansiyon değerlerini etkileyeceği ve bağlantı sistemlerinin retansiyon değerleri açısından farklılık göstereceği yönündeki hipotezler kabul edilmiştir.

Son yıllarda; implant tedavisi tam ve kısmi dişsizlik durumunda, maksillofasial protezlerde ve ortodontik tedavide alternatif bir tedavi yöntemi olarak kabul görmektedir.<sup>93,94</sup> Klinik diş hekimliğinin diğer alanlarında olduğu gibi implant uygulamasında en önemli aşamayı teşhis ve tedavi planlaması oluşturmaktadır. İmplantın uzun süreli başarısı için anatomik, protetik ve mekanik etkenlerin dikkate alınması gerekmektedir.<sup>94,95</sup>

Tamamen dişsizlik durumundan sonra klasik tam protez kullanmaya başlayan hastalar, alveol kret yüksekliği imkan verdiği sürece protezlerini rahatlıkla kullanabilmektedirler. Ancak bir süre sonra, özellikle alt çene kemiğinin rezorbe olmasına bağlı olarak protezin stabilizasyonunda büyük problemler yaşanmaktadır. Bu durumda iki veya dört adet implant kullanılarak yapılan implant destekli overdenture protezler hastalar açısından ekonomik ve kolay bir çözüm olarak görülmektedir.<sup>6</sup>

Retansiyonun yetersizliği klinisyenlerin karşılaştığı en büyük problemlerden biridir. İmplant uygulaması protez retansiyonunu arttırmakta ve tedaviye yardımcı olmaktadır.<sup>96,97</sup> İmplant çalışmaları genellikle *in vitro* koşullarda, alt-üst çeneyi simüle eden sıgır kemiği<sup>98</sup> ve insan kemiği<sup>99</sup> gibi deneysel modeller üzerinde yapılmıştır.

Alt ve üst çene kemiklerinin farklı anatomi ve yoğunluklara sahip olmalarıyla birlikte, kortikal ve medullar kemiğin kalınlığında farklılıklar da gösterebilmektedir ki bu durum deneysel modelin standardize edilmesini zorlaştırmaktadır.

Deneysel modelinin hazırlanmasını ve üretimini kolaylaştırmak için, bazı *in vitro* çalışmalarda,<sup>100-102</sup> homojen ve izotropik olarak kabul gören maddeler kullanılmıştır. Son çalışmalarda, implantın biyomekanik yüklerinin analizi için poliüretan reçinenin kullanımı önerilmektedir.<sup>103-105</sup> Alt çeneyi simüle eden poliüretan reçine içerisine yerleştirilen dört adet implantın, implant destekli olarak yapılan overdenture protezleri güvenli bir şekilde destekleyebileceği gösterilmiştir.<sup>6,72</sup> Çalışmamızda, deneysel modeli üretmek için poliüretan reçineden yararlanılmıştır. Bu malzeme, insan medüller kemiğine (poliüretan 3.6 GPa; insan kemik iliği 4.0-4.5 GPa) benzer bir esneklik modülü göstermektedir.

Cordaro ve ark.<sup>106</sup> implantların sağ kalım oranları, implantın çevresindeki kemik rezorpsiyonu, protez sonrası bakım ve hasta memnuniyeti açısından iki veya dört adet implant desteği kullanılarak yapılan overdenture protezler arasında fark olmadığını ifade etmişlerdir.

Bununla birlikte dört adet implantın kullanımı, implant desteğinin artmasına ve mukozal desteğin azalmasına neden olmaktadır. Bu tasarım, mandibular protezin stabilizasyonunun geliştirilmesini sağlar ve posterior mandibular kemikteki rezorpsiyonunu azaltır. Ayrıca, implant desteğinin artması posterior bölgelerdeki protezlerin hareketlerini de ortadan kaldırır.<sup>58</sup>

Cordaro ve ark.<sup>106</sup> yapmış oldukları bir çalışmada; implant destekli overdenture protezlerde dört ve iki adet implant desteği kullanımını karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının klinik parametrelerinin sonuçlarına göre implant sağkalım oranları açısından, dört adet implant desteği kullanımıyla mükemmel sonuçlar elde edilebileceğini belirtmişlerdir. Kemik kalitesi ve miktarı için implant yerleşiminin en iyi olduğu bölgelerden biri alt çenenin ön bölgesidir.<sup>106</sup> Literatürde alt çenede implant destekli overdenture protezlerde sadece orta

hat üzerine bir adet implantın yerleştirildiği çalışmalar mevcut olsa da, klinikte genellikle interforaminal bölgeye iki ile dört adet implant yerleştirilmektedir. Alt çeneye yerleştirilen iki ile dört adet implantın başarı oranının fazla olduğu görülmüştür.<sup>106,107</sup> Buna ek olarak, retansiyonun arttırılmasının gerektiği klinik durumlarda, alt çenede implant destekli overdenture protezlerde fazla sayıda implant kullanımı önerilmektedir. Bu nedenle, bazı klinik vakalarda dört adet implant tercih edilmektedir.<sup>107</sup> Celik ve Uludag<sup>107</sup> yaptıkları çalışmada, stres yoğunluğu ve büyüklüğü ile değişen implant sayısı arasında herhangi bir fark gözlemlenmemişlerdir. Bununla birlikte, klinik olarak kas bağlantılarının yüksek, mylohyoid sırtların belirgin ve atrofik sırtlara sahip olan hastalarda mandibular overdenture protezlerin fazla sayıda implantlarla desteklenmesi önerilmektedir.<sup>108</sup> Çeşitli sebeplerle alt çenesinde ağrı olan hastalarda da fazla sayıda implant kullanılması overdenture protezlerin implantlar tarafından desteklenmesi ve mukozanın proteze olan desteğinin azaltılması açısından önerilmektedir.<sup>107</sup> Bu çalışmada; dört adet implanttan destek alınarak overdenture protezler hazırlanmıştır.

Geleneksel protezlere uyum sağlama esnasında ciddi problemler yaşayan hastalara, implant destekli overdenture protezler uygulandığında yaşam kaliteleri artmıştır (OHRQL).<sup>53</sup> Tam dişsiz hastalarda, implant destekli overdenture protez uygulandıktan sonra hastaların memnuniyetlerinde artış gözlenmiştir.<sup>109</sup> Hasta memnuniyetinin geleneksel protezler ile karşılaştırıldığında<sup>77,109</sup> implant destekli overdenture protez ile tedavi edilen hastalarda yükseldiği belirlenmiştir. Özellikle, protezlerin stabilitesinin implantlar yardımı ile iyileştiği belirtilmiştir.<sup>109</sup>

Cordaro ve ark.<sup>106</sup> yapmış oldukları çalışmada; ortalama peri-implant, problemlerinlik değerlerini bar grubunda daha yüksek bulmuşlar ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtmişlerdir. Plak birikiminin bar grubunda daha fazla olduğu

tespit edilmiş ve Modifiye Plak Endeksi kayıtları dağılımının, barları destekleyen implantların etrafında önemli miktarda arttığı görülmüştür. Cordaro ve ark.<sup>106</sup> ve Naert ve ark.<sup>86</sup>, Romeo ve ark.<sup>110</sup> yapmış oldukları çalışmalar sonucunda hijyenik bakımın barlar çevresinde daha karmaşık olduğunu belirtmişlerdir.

Dental implant ile kaybedilmiş bir dişin tedavisi doğal bir dişe ya da bir köprü protezine göre oldukça zordur. Kaybedilmiş bir diş boşluğuna yerleştirilen bir implant yumuşak ve sert doku yetersizliklerine bağlı olarak doğal dişin kök formunu tamamı ile taklit edememektedir. Bu durumun bir implant üzerine yapılacak protetik restorasyonlarda birtakım fonksiyonel ve estetik düzensizlikleri beraberinde getirebildiği belirtilmiştir. Doğru konumlandırılmamış ya da desteği az bir implant üzerinde yapılacak bir kron restorasyonun kısa dönemde başlayacak problemleri, uzun dönemde restorasyonun kaybına neden olabilmektedir. Tüm bu durumlar değerlendirildiğinde bir implant tedavisinde başarıyı getiren en önemli nokta tedavi planlamasıdır. Konvansiyonel diş hekimliğinde tedavi planlama konseptleri geleneksel hale gelmiş olmasına rağmen, dental implant tedavisinde belirgin bir planlama kriteri bulunmadığı belirtilmektedir.<sup>111</sup>

Mandibular implant destekli overdenture protezler tipik olarak altı farklı yönde (oklüzal, gingival, mezial, distal, fasiyal ve lingual) karmaşık yollarla hareket etme eğilimi gösterirler. Gerçek tek yönlü çekme kuvvetleri klinik senaryolarda nadiren ortaya çıkmasına rağmen çekme testi, *in vitro* çalışmalarda bir protezin retansiyon ve stabilitesini ölçmenin etkili bir yoludur.<sup>112,113</sup>

Vertikal ve horizontal düzlemde boyut kaybına uğramış üst çenede iyi bir estetik ve fonksiyon sağlayabilmek açısından hareketli protez uygulanması daha doğru bir yaklaşımdır. Yapılan implant destekli overdenture protezlerin, implantla olan bağlantılarında barlı bağlantı, küresel tutucu, magnet tutucular, lokatör gibi sistemler kullanılmakla birlikte, genellikle klinik olarak yoğun bir şekilde distal uzantılı bar

tutucu ve küresel tutucular uygulanmaktadır. Bar sistemleri, retansiyon değerleri daha yüksek olduğu için tercih edilen bağlantı türleridir. Küresel bağlantı sistemlerinin ise, uygulanması daha kolaydır. Ayrıca, plak tutulumu ve yüzey alanı daha az olduğundan küresel bağlantı sistemlerinin temizlik ve bakımı, barlı bağlantılara göre daha kolaydır.<sup>114</sup>

Misch<sup>33</sup>'e göre üçü sabit protez ve ikisi hareketli protez olmak üzere dental implantolojide beş farklı implant tedavi seçeneği bulunmaktadır. Hareketli protezler olarak implant destekli overdenture protezler tercih edilen protez türüdür. İmplant destekli mandibular overdenture protezlerde implantlar planlanan spesifik bölgelere yerleştirilir ve implant sayısı hekim tarafından belirlenir.<sup>81</sup>

İmplantların sayısı, uzunluğu, çapı ve pozisyonu implantın etrafındaki stres dağılımını ve kuvvet transferini etkileyecektir. İmplant sayısı, uzunluğu ve çapında ki artış, özellikle kuvvet ile karşılaştığı zaman implantın biyomekanik davranışını geliştirecektir.<sup>115,116</sup>

Protezin retansiyonunun az olduğu vakalarda alt ve üst çeneye yerleştirilen implant destekli overdenture proteze destek sağlayan iki veya daha fazla implant ile hasta memnuniyeti ve fonksiyon açısından ideal sonuçlara ulaşılabilir.<sup>72</sup> Dişsiz mandibulada overdenture proteze destek olarak genellikle iki veya dört implant yerleştirilmektedir.<sup>117</sup> Sadowsky<sup>118</sup> yaptığı çalışmada, mandibulada iki implant tarafından desteklenen overdenture protezin, ilk tedavi seçeneği olarak düşünülmesi gerektiğini belirtmiştir.

Yüksek kas bağlantıları, belirgin mylohyoid sırt gibi daha fazla tutuculuğa ihtiyaç duyulan vakalarda veya aşırı kusma refleksi olan hastalarda, iki implanttan daha fazla sayıda implant kullanımı önerilmiştir.<sup>6</sup>

Celik ve Uludag<sup>107</sup> yaptıkları çalışmada, implantlara tek taraflı olacak şekilde kuvvet uygulamışlardır. Araştırmacılar, posterior yük uygulamasının, protez kaidesinde yük dağılımının artmasına ve implanttaki gerilmelerin azalmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Celik ve Uludag<sup>94</sup> bir başka çalışmalarında, kuvvetin daha posteriora uygulanması durumunda, retansiyon sağlayan tutucu tasarımları, arasındaki retantif farklılıkların azaldığını belirtmişlerdir.

Bu çalışmada, alt total dişsiz modele dört adet implant aynı seviyelerde (kemik seviyesinde) olacak şekilde yerleştirildikten sonra dört farklı üst yapı (lokatör, bar tutucu, küresel tutucu ve TC-Snap tutucu) hazırlanmıştır. Alt çenede implant destekli overdenture protez uygulanabilmesi için iki implant düşünülen vakalarda 8.5 mm uzunluğunda implant kullanımından kaçınılması en az 10 mm uzunluğunda implantların kullanılmasının daha doğru olacağı belirtilmiştir.<sup>78</sup> Çalışmada 11.5 mm uzunluğunda konik-silindirik çift yivli implantlar kullanılmıştır.

Hsu ve ark.<sup>119</sup> yaptıkları bir çalışmada, 5 mm çapındaki bir implantı çevreleyen kemikte oluşan gerilmelerin, 3.75 mm çapında olan bir implantın çevresindeki kemikte oluşan gerilmelerden daha az olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan bu çalışmada, hazırlanan modelin boyutlarından dolayı 3.5 mm çapında implantlar kullanılamamıştır.

Holmgren ve ark.,<sup>120</sup> Himmlöva ve ark.<sup>121</sup> ve Huang ve ark.<sup>122</sup> yaptıkları çalışmalarda, implant çapının artırılmasının, kemik ve implant arasındaki temas yüzeyinin artırılması için etkili bir yöntem olduğunu vurgulamışlardır. Temas eden yüzey arttıkça implantın kemik içindeki stabilitesi artar ve gelen kuvvetler daha iyi tolere edilir. Gerilim daha çok implantın boyun bölgesinde toplandığından geniş çaplı implantların kullanılması, gelen kuvvetlerin daha iyi dağıtılmasını sağlamaktadır. İmplant boynu etrafındaki kortikal kemikte gerilimin daha az oluşmasının kortikal

kemikteki rezorpsiyonu önleyerek implantların başarı oranını arttırdığı belirtilmiştir.<sup>120-122</sup>

Bu çalışmada, 11.5 mm uzunluğunda ve 3.5 mm çapında, SLA (kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyler) kaplı konik-silindirik çift yivli vida tipli implantlar kullanılmıştır.

Overdenture protez desteği olarak kullanılacak implantların, belirli mesafeler ile yerleştirilmesi gerektiği bilinmektedir. İmplantların arasındaki mesafenin uzunluğu ile ilgili kesin bir bilgi olmamakla birlikte bazı çalışmalar yapılmıştır.<sup>79,80</sup> Yapılan bir çalışmada, üç adet implant kullanılmış ve implantlar arası mesafe 13 mm olarak belirlenmiştir.<sup>79</sup> Shafie<sup>80</sup> ise yaptığı çalışmada, yerleştirilen her implant arasında merkezden merkeze en az 6 mm mesafe olması gerektiğini belirtmiştir. Ayrıca, aynı araştırmacı implant aralıklarının iki mental foramen arasındaki boşluğun üç veya daha fazla implant için kullanılmak üzere implant sayısına eşit olacak şekilde bölerek elde edilebileceğini ifade etmiştir.<sup>80</sup> Bu çalışmada, izafi olarak iki mental foramen arasındaki boşluk, dört eşit parçaya ayrılacak şekilde işaretlenmiş ve implantların merkezleri arasında ortalama 11 mm olacak şekilde implantlar modele yerleştirilmiştir.

İmplant destekli protezlerde, implantların en uygun şekilde yerleştirilmesi önemli bir başarı faktörüdür.<sup>123</sup> İmplantın hassas bağlantı parçalarının prematür aşınma ve yorulmalarını önlemek için overdenture protez ile kullanılması, ayrıca planlanan implantların birbirine paralel olması gerektiği belirtilmiştir.<sup>124-126</sup>

İmplantlar arasındaki paralelliği sağlamak için araştırmacılar tarafından farklı çalışmalar yapılmıştır.<sup>127,128</sup> Meriscke-Stern,<sup>127</sup> sefalometrik radyografi ile alt çenedeki implantların pozisyonu ve overdenture protezlerin oklüzal düzlemiyle ilişkisini incelemek için implant eksen eğimlerini ölçmüştür. İncelenen 44 hastanın toplam 88 adet implantının, %19'unda implant ekseni ve oklüzal düzlem arasındaki açı 90



derece, %11'inde implant ekseninin linguale, %70'inde ise bukkale eğimli olduğu bulunmuştur. Walton ve ark.,<sup>128</sup> iki implant arasındaki açıyı ölçmek için bir teknik geliştirerek implantların açısı ile cerrahın deneyimi ve implant açısı ile protezin bakımı arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Çalışmada, implantlar birbirlerine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir.

Doğal dişli bireylerde maksimum ısırma kuvvetinin, çenenin farklı bölgelerinde ve bireyden bireye farklılık gösterdiği belirtilmiş ve en büyük ısırma kuvveti 443 N olarak ölçülmüştür.<sup>129</sup> Doğal dişli bireylerdeki ısırma kuvvetlerinin total protez taşıyan hastalara göre 5-6 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir.<sup>130</sup>

İmplant destekli overdenture protezlerin hem aksiyel hem de transversal kuvvetlere maruz kaldığı bilinmektedir. Transversal kuvvetlerin zayıf olmasına karşın daha zararlı olduğu ve kemik kaybının implantın uzun eksenini boyunca iletilmeyen, transversal kuvvetlerin yön ve/veya şiddeti sonucunda oluştuğu ifade edilmiştir.<sup>131,132</sup>

Overdenture veya vida retansiyonlu sabit protezlerin, bükme kuvvetinde önemli bir artışa neden olan transversal yüklere maruz kaldığı saptanmıştır.<sup>133</sup> Jemt ve ark.<sup>134</sup> vida retansiyonlu sabit protez ve bir overdenture protezde aksiyel ve bükme kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Bu *in vivo* çalışmanın sonucunda, fonksiyon esnasında overdenture protezler üzerine kuvvet uyguladıklarında düşük basma kuvveti ve yüksek bükme kuvveti saptamışlardır.<sup>134</sup>

İmplantların üzerine gelen kuvvetler implantların dental arktaki lokalizasyonuna bağlıdır.<sup>133</sup> Mericske-Stern ve Zarb<sup>135</sup> implant destekli sabit parsiyel protez ile tedavi ettikleri bir grup parsiyel dişsiz hastada oklüzal kuvvetleri incelemişler ve maksimum oklüzal kuvveti birinci premolar ve molarlar için 200 N, ikinci premolarlar için ise 300 N değerinde bulmuşlardır.

Haraldson ve ark.<sup>130</sup> 42 aylık takip çalışmasında implant kullanan 19 hastada, normal ısırma kuvvetini 15.7 N, çiğneme esnasındaki ısırma kuvvetini 50.1 N ve maksimum ısırma kuvvetini ise 144.4 N olarak tespit etmişlerdir.

Overdenture protezlere etki eden, yerinden çıkarıcı kuvvetler protez tedavisinde hasta memnuniyetini etkilemektedir.<sup>136</sup> Bir overdenture protezin ön-arka yöndeki yerinden çıkarıcı kuvvetlere karşı gösterdiği dirençteki artışın, hasta memnuniyetini olumlu yönde etkilediği belirtilmiştir.<sup>86,126</sup>

Bu çalışmada, antero-posterior yönde UTM cihazı ile farklı noktalardan ve bölgelerden çekme kuvvetleri uygulanmıştır. Bu yöntem ile implant destekli overdenture proteze uygulanan çekme kuvvetleri, implant lokasyonunun farklı bölgelerindeki çekme kuvvetlerini değerlendirmek için kullanılan dolaylı bir yöntem olup daha önce yapılan çalışmalarda da kullanılmıştır.<sup>112, 113, 137</sup>

Scherer ve ark.<sup>138</sup> yapmış oldukları çalışmada, alt çeneye uygulanan implant destekli overdenture protezin yanal veya yatay stabilitesini değerlendirmek için uygulanan lateral çekme testini, iki adet zincir yardımıyla simüle etmişlerdir. Posterior bölgeden uygulanan testlerin, alt çeneye uygulanan overdenture protezlerin distal uzantı tabanının dokulardan kaldırılmasını taklit ettiği ifade edilmiştir.<sup>113</sup> Bu kaldırma kuvvetinin aynı zamanda alt çeneye uygulanan overdenture protezde ki kesici dişlerin fonksiyonunun dolaylı bir ölçümü olduğu bildirilmiştir.<sup>113</sup>

İmplant-protez bağlantısında bar, stud, küresel, lokatör, magnet ve teleskop koping gibi farklı tutucular kullanılmakla birlikte<sup>59</sup> en fazla stud, bar, küresel ve lokatör tutucuların tercih edildiği, TC-snap tutucu ile yapılan çalışma sayısının ise oldukça az olduğu görülmüştür. Bu nedenle çalışmada bar, küresel tutucu, lokatör tutucu ve bunlara ek olarak TC-Snap tutucu kullanılmıştır. Dört implantla desteklenen alt çeneye uygulanan overdenture protezlerde kullanılan bar, TC-Snap, O-ring veya lokatör

ataşmanlarının retansiyon değerlerindeki farklılıklar daha önce araştırılmamış olduğundan, sonuçlar daha önceki yapılan çalışmaların bulguları ile doğrudan karşılaştırılmamıştır.

Başlangıç retansiyon değerleri, klinik öngörülebilirliği ve performansı gösterebilir ve bir protezin hasta tarafından kabulünü kolaylaştırabilir.<sup>92</sup> Çalışmalarda 5 ila 10 N arasında olan retansiyon değerinin, uzun süreli fonksiyon sırasında implant destekli overdenture protezler için iyi bir hasta memnuniyeti sağlayabileceği bildirilmiştir.<sup>139</sup>

Scherer ve ark.<sup>138</sup>, Botega ve ark.<sup>140</sup> Rodrigues ve ark.<sup>141</sup> yapmış oldukları çalışmalar sonucunda, O-ringlerin dikey olarak yerinden çıkması için gerekli olan ilk retansiyon değerinin, iki implant destekli overdenture protezin 6 ay kullanımından sonra yerinden çıkması için gerekli olan retansiyon değerinden daha yüksek olduğunu ifade etmişlerdir.

Bidez ve ark.,<sup>81</sup> implantları birbirine paralel yerleştirerek 6 aylık implant destekli overdenture protez kullanımını simüle ettikleri çalışmalarında O-ring bağlantılarında % 16.6 oranında bir retansiyon kaybını, 24 aylık overdenture protez kullanımının simülasyonundan sonra ise retansiyon kaybında %57.1'lik bir artış olduğunu saptamışlardır. O-ring bağlantılarının retansiyon kayıplarının, genellikle metal muhafazanın iç boşluğundan daha büyük çapta olan silikondan üretilen O-ring matriks lastiklerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca, O-ring tutucu lastiklerin metal muhafazaya ilk yerleştirilmeleri sırasında silikon halkaya hasar gelebildiği bu durumun tutuculuk kaybına sebep olduğu ve tutucu lastiklerin kullanım süresini kısalttığı belirtilmiştir.<sup>81</sup> Rodrigues ve ark.<sup>141</sup> O-ringlerin boynunda sürtünme nedeniyle oluşan deformasyon ve dejenerasyonun silikon lastiklerin sertliğini ve çapını arttırdığını belirtmişlerdir. Bu nedenle bazı araştırmacılar tarafından, 5-6 aylık klinik kullanımdan

sonra O-ring halkaların değiştirilmesi gerektiği ifade edilmiştir.<sup>142,143</sup> Bu bulguların aksine, Botega ve ark.<sup>140</sup> yapmış oldukları çalışma sonucunda tekrarlanan çıkarma ve yerleştirme işlemlirinin O-ring tutucuların retansiyonunda artışa sebep olduğunu saptamışlardır. Artan retansiyon değerinin O-ring tutucuların kullanımdan sonraki yüzey pürüzlülüğünün artmasından kaynaklandığı düşünülmüştür. Botega ve ark.<sup>140</sup> tarafından kullanılan küresel tutucu abutment çaplarının (2.15 ve 2 mm), Rodrigues ve ark.<sup>141</sup> nın kullandığı küresel tutucu abutment çaplarından (1.8 mm) daha büyük olması, sürtünme yoluyla daha fazla retatif yüzeyler meydana getirmiş olabilir. Yaptığımız çalışmada 2 mm çapında küresel tutucu abutment kullanılmış, 6 aylık kullanım sonrası retansiyon değerlerinin ilk retansiyon değerlerinden göre daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

Sadig<sup>113</sup> yapmış olduğu çalışmada, O-ring ataşmanların posterior bölgede yerinden çıkarıcı en yüksek retansiyon değeri ile anterior bölgede oluşan en düşük retansiyon değerlerini kaydetmiştir. Sadig,<sup>113</sup> posteriordan uygulanan dikey ve eğik kuvvetlerle elde edilen retansiyon değerlerinin, dört implant içeren bir model üzerinde anteriordan uygulanan dikey ve eğik kuvvetler ile elde edilen retansiyon değerlerinden daha yüksek olduğunu bildirmiştir. Sadig<sup>113</sup> in bulguları, devrilme hareketine dolaylı direnç gösteren anteriorda kanin bölgelerine yerleştirilmiş implantlara atfedilmiştir. Buna karşılık, Ohya ve ark.,<sup>142</sup> küresel silikon tutucu lastiklere sahip olan ve iki implant üzerine yerleştirilen maksiller implant destekli overdenture protezlerin, dikey yöndeki yerinden çıkarma sırasında göstermiş oldukları retansiyon değerinin, oblik (posterior, rotasyonel kuvvetler) yönde yerinden çıkarılması sırasında göstermiş oldukları retansiyon değerinden daha yüksek olduğunu bulmuşlardır.

Cakarer ve ark.<sup>144</sup> yapmış oldukları çalışmada, lokatör tipi bağlantı türünü, implant destekli protezlerde restoratif işlemleri basitleştirmek için bir konsept olarak tanıtmışlardır. Bu sistemin, yapım aşamasında nispeten diğer sistemlerden daha kolay olduğunu, protetik komplikasyonlar ve temizlik bakımından küresel-bar ataşmanlardan klinik olarak daha üstün sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir.<sup>144</sup> Kleis ve ark.<sup>145</sup> yapmış oldukları çalışma sonucunda, hasta memnuniyet düzeyini lokatör bağlantı sisteminde % 84, standart (2.25 mm) küresel ataşmanlarda ise %83 olarak tespit etmişlerdir. Kleis ve ark.<sup>145</sup> yapmış oldukları çalışmada, lokatör tutucu ile dişi abutmentin girintisi içindeki gıda artığının ve plak birikimine eğilimin büyük bir 'rahatsızlık' oluşturduğunu gözlemlemişlerdir. Lokatör sisteminde, ağızda bulunan dişi parçada biriken plak ve yiyecek artıklarının temizlenmesinde ki zorluk, el becerisi azalan yaşlı bireylerde büyük bir sorun oluşturmaktadır.<sup>146</sup>

Uludag ve ark.<sup>92</sup> yapmış oldukları *in vitro* çalışmada, yerinden çıkarma işlemi sırasında lokatör tutucu lastiklerinde ortalama retansiyon kuvvetini değerlendirmişlerdir. Alt çenedeki implant destekli overdenture protezlerde farklı lokatör ataşman tiplerinde elde edilen retantif kuvvetlerin birbiriyle benzer olduğunu belirtmişlerdir. Maksiller ve mandibular overdenture protezler için tasarım gereksinimleri, anatomik farklılıklar nedeniyle değişiklik gösterebileceğinden birbirleri arasındaki karşılaştırmalar dikkatli bir şekilde yapılmalıdır.<sup>147</sup> Williams ve ark.<sup>147</sup> yapmış oldukları çalışmada, maksiller implant destekli overdenture protezlerin dikey yönde yerinden çıkması sırasında başlangıçtaki retansiyonun iki ve dört klipsli hader bar çubuğu tasarımlarında en düşük, ERA/Hader tasarımından ise en yüksek olduğunu tespit etmişlerdir. Bununla birlikte, Uludag ve ark.<sup>92</sup> çalışmalarında elde edilen retansiyon değerleriyle Williams ve ark.<sup>147</sup> çalışmalarında elde edilen retansiyon değerlerinin doğrudan karşılaştırılması,

retansiyon sistemlerinin ve ölçü tekniklerinin farklı olması nedeniyle mümkün değildir.

Kleis ve ark.<sup>145</sup> yaptıkları çalışma sonucunda, lokatör ataşmanlarda, tekrarlanan çıkarma ve yerleştirme işlemlerinden sonra retantif kuvvetlerde (%3.5 ila %64.3) belirgin bir azalma saptamışlardır. Türk ve ark.<sup>148</sup> da yaptıkları çalışmada, lokatör ataşmanlarının tutucu kısmındaki lastiklerde 100, 200, 300, 500 ve 3000 defa takıp-çıkarma işleminden sonra önemli bir retansiyon kaybının oluştuğunu göstermişlerdir. Uludag ve ark.<sup>92</sup> yaptıkları çalışmada, üç adet implant destekli lokatör bağlantılı ve orta sertlikte silikon tutucu lastiklere sahip overdenture protezde 6 aylık kullanımı simüle etmişlerdir. Lokatör ataşman sisteminin 6 aylık zaman periyodunda %19.52 ila %21.66 arasında değişen retansiyon kaybına uğradığını tespit etmişlerdir. Yaptığımız çalışmada da benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Lokatör ataşmanların küresel tutuculara oranla, lateral ve posteriordan uygulanan çekme kuvvetlerine karşı daha etkili bir retansiyon (dikey olarak yönlendirilmiş kaldırma kuvvetlerine karşı) gösterdiği düşünülmektedir. Lokatör ataşmanların düşük dikey yüksekliği (2.5 mm), lateral ve posteriordan uygulanan çekme kuvvetlerine karşı maksimum retansiyon oluşturmaktadır.<sup>67</sup> Scherer ve ark.<sup>138</sup> tarafından dört adet geniş aralık bırakılarak yerleştirilen implantlar üzerine uygulanan lokatör bağlantı sistemi ve dar aralık bırakılarak yerleştirilen implantlara uygulanan lokatör bağlantı sistemi karşılaştırılmıştır. Geniş aralıklı yerleştirilen implantlar üzerine uygulanan lokatör bağlantı sistemli overdenture protezlerin lateral yönde yerinden çıkarma kuvvetlerine karşı daha az direnç gösterdikleri saptanmıştır.

Alsabeeha ve ark.,<sup>149</sup> Chikunov ve ark.<sup>150</sup> yapmış oldukları çalışmalarda implant destekli overdenture protezlere uygulanan protezi yerinden çıkarıcı kuvvetleri karşılamışlardır. Lateral ve anterior bölgede en yüksek retansiyon değerlerinin lokatör sisteminde, en düşük değerlerin ise O-ring bağlantısına sahip implant destekli overdenture protezlerde olduğunu gözlemlemişlerdir.<sup>149,150</sup> Anterior bölgeden uygulanan ve zincirli sistem düzenekleri ile yerinden çıkarıcı kuvvetlerin uygulandığı çalışmalarda, kanin dişi bölgesindeki bağlantıların premolar bölgesindeki bağlantılardan daha hızlı bir şekilde abutmentlerden ayrıldığını saptamışlardır. Lokatör abutmentler iç ve dış yüzey sürtünmesi yoluyla oluşturulan çift retansiyon özelliğinden dolayı, O-ring bağlantısından daha yavaş devre dışı kalmaktadır. Bu sürtünmenin, büyük boyutlu tutucu lastikleri ile lokatör abutmentlerinin küçük çaptaki iç halkasının arasındaki boyut uyumsuzluğundan kaynaklandığı düşünülmektedir.<sup>149,150</sup> Bununla birlikte, O-ring bağlantısı, doğal silikon yapısından dolayı yerinden çıkarma kuvvetlerine karşı daha az direnç göstermektedir. Lateral kuvvetlerin yerinden çıkarma sırasında O-ringler ile karşılaştırıldığında lokatör tutuculara daha fazla retansiyon göstermesi Sadig<sup>113</sup> in bulguları ile uyumludur. Sadig,<sup>113</sup> lokatörlerin küresel tutuculara oranla implant destekli protezlerin dengesi ve retansiyonu açısından daha avantajlı olduğu sonucuna varmıştır. Bu çalışmada, lokatör sistemiyle elde edilen retansiyon değerlerinin küresel bağlantı sisteminden daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

Kleis ve ark.<sup>145</sup> yapmış oldukları 1 yıllık klinik çalışma sonucunda, lokatör grubunda erkek parçaların aşınmasına bağlı olarak %75.5 oranında bir retansiyon kaybı saptamışlardır. Meydana gelen retansiyon kaybından dolayı silikon tutucu lastiklerin değiştirilmesi gerekmiştir. Tüm vakalarda, her iki implant üzerine yerleştirilen silikon tutucu lastiklerin erkek parçaları etkilenmiştir. Bir çok hasta tarafından, klinisyenlerin gözlemlemiş olduğu lokatör sisteminin retansiyonundaki azalma fark edilmemiştir.

Lokatör sisteminin tutucu lastiklerinde meydana gelen retansiyon kayıpları, O-ring sistemlerinde de görülmektedir. O- Ring sisteminin tutucu lastiklerinde görülen aşınma en sık karşılaşılan problemlerden bir tanesidir. Yapmış olduğumuz 6 ve 12 aylık simülasyonlar sonucunda Kleis ve ark.,<sup>145</sup> in bulgularına benzer şekilde retansiyon değerlerinde azalma saptanmıştır.

Kleis ve ark.<sup>145</sup> lokatör sisteminde ki retansiyon değerlerinin, O-Ring sistemindeki retansiyon değerlerinden daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir. Aynı şekilde yapmış olduğumuz çalışmada da lokatör bağlantı tipinde küresel bağlantı tipine göre daha yüksek retansiyon değerleri saptanmıştır.

Son zamanlarda yapılan çalışmalarda, esnek teleskopik kuronların, overdenture protezler için alternatif bir tedavi modeli olarak da kullanılabileceği gösterilmiştir. Teleskopik kuronların masraflı olduğu bilinmekle birlikte hasta klinisyenin önerdiği şekilde protezini kullandığı takdirde başarılı bir tedavi yöntemi olabilmektedir. Yapılan çalışmalar sonucunda, teleskopik kuronlar ile yapılan overdenture protezlerde yeterli retansiyonun sağlandığı tespit edilmiştir.<sup>90, 151, 152</sup>

Petropoulos ve ark.<sup>137</sup> yapmış oldukları çalışmada, silikon yapıda olan küresel tutucu bağlantısını ve daha rijit yapıda olan teleskopik tutucuları karşılaştırmışlardır. Küresel tutuculu implantların çevresinde daha yüksek mikro gerilme değerlerinin oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Küresel tutucuların retansiyon değerlerinin, teleskop tutucuların retansiyon değerlerinden daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir.<sup>137</sup> Elkerdawy ve ark.<sup>153</sup> yapmış oldukları çalışmada, overdenture protezlerin yer değiştirmesine karşı direnç ve mikro gerilim değerlerinde artış olduğunu saptamışlardır. Her iki teleskop ataşman sistemini kendi aralarında karşılaştırdıklarında, 4 derece açı ile hazırlanan primer kuronların retansiyonunun ve implant çevresinde oluşan mikro gerilim



değerlerinin 6 derece açı ile hazırlanan primer kuronlardan daha fazla olduğunu gözlemlemişlerdir. Bir bağlantının potansiyel retansiyonu arttıkça, implanta iletilen kuvvetin arttığı belirtilmektedir.<sup>153</sup> Yaptığımız çalışmada küresel tutucu bağlantı tipinin retansiyon değerlerinin teleskop kuronlara göre daha yüksek olduğu tespit edilmiş olup bu bulgu Elkerdawy ve ark.<sup>153</sup> sonuçlarıyla uyum göstermektedir.

İmplant destekli overdenture protezlerde, implant abutmentlerinin splintlenerek kullanılması da mümkündür. Bu tip yapılar bar destekli overdenture protezler olarak adlandırılmaktadır. Bar destekli protezlerde bar çubuğuna belirli ölçütlerde ve şartlarda kantilever yapılabilir. Distal uzantılı implant destekli bar bağlantılı overdenture protezlerde, kantilever uzunluğu konusunda literatürde görüş birliği bulunmamaktadır. Yapılan çalışmalarda kemik kalitesinin, kantilever uzunluğunun belirlenmesinde en önemli faktör olduğu vurgulanmıştır.<sup>154</sup> Sadowsky ve Caputo<sup>78</sup> kantilever dizaynı ile ilgili yaptığı çalışmada iki ile üç implant desteği üzerine 7 mm'lik distal uzantısı olan bar destekli overdenture protezlere fotoelastik stres analizi uygulamışlardır. Üç implant bağlı distal uzantılı bar destekli overdenture protezlerde implantların çevresinde daha az stres oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Ayrıca, Misch<sup>33</sup> dört ve daha fazla implant kullanıldığında distal uzantının 10 mm olabileceğini belirtmiştir. Bu çalışmada dört adet implant kullanılmış ve kantilever uzunluğu 10 mm olarak belirlenmiştir.

Tanoue ve ark.<sup>155</sup> yapmış oldukları çalışmada bar tutucuda bulunan lastik klipsin polimetilmetakrilat yüzeyi ile temas bölgesinde en fazla stres birikimi olduğunu gözlemlemişlerdir. Polimetilmetakrilat'ın elastik modülü, metalin elastik modülünden daha düşüktür.<sup>156-158</sup> Bu özelliğinden dolayı, metal astarlı polimetilmetakrilat reçine stabil olma eğilimi gösterirken, metal astar içermeyen polimetilmetakrilat reçine deforme olma eğilimindedir. Bu nedenle, klipsin etrafındaki akrilik reçine, gerilimin yoğunlaştığı fleksiyon noktası olarak işlev görmektedir.<sup>155</sup> Yapmış olduğumuz

çalışmada metal astar içermeyen plastik klips bağlantılı polimetilmetakrilat protez kullanılmıştır.

Tanoue ve ark.<sup>155</sup> tüm klips materyalinde medial klipsin karşı karşıya kaldığı gerilme kuvvetinin, lateral bölgelerde bulunan diğer iki klipsten önemli ölçüde daha büyük olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuçlar doğrultusunda, bir klipsin kullanılması durumunda implant destekli overdenture protezlerin merkez bar çubuğunun etrafında dönmesine izin verdiğini ve mukoza dokusunun yüklemeye kuvvetini absorbe etmiş olabileceğini göstermektedir. Bu nedenle, bir klips kullanıldığında destek alınan mukozal dokuda daha fazla stres meydana geldiği gözlemlenmiştir.<sup>155</sup> Overdenture proteze uygulanan tüm klipsler değerlendirildiğinde, palatal yöndeki klipslerde oluşan stresin bukkal yöndeki klipslerde oluşan stresten daha büyük olduğu görülmüştür. Üst çeneye uygulanan kuvveti, bukkal alveolar kemik palatal kemiğe oranla çok daha çabuk absorbe etmektedir. Bu nedenle implantların palatal bölgeye yakın yerleştirilmesi daha uygundur.<sup>159</sup>

Yapılan bir model çalışmasında, metal klipslerin üzerinde oluşan streslerin, plastik klipslerde oluşan stresin boyutundan belirgin olarak daha büyük olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca, üç metal klipste oluşan stresler karşılaştırıldığında ön bölgede bulunan klipste oluşan stresin, arka bölgedeki klipslerde meydana gelen stres boyutundan önemli derecede büyük olduğu tespit edilmiştir. Plastik klips, esnekliğinden dolayı etrafını çevreleyen akrilik reçine plakasındaki yüklemeye kuvvetini absorbe edebilir. Bu nedenle, plastik klipslere göre daha düşük esnekliğe sahip olan metal klipsler, yüklemeye kuvvetini protezin bukkal kısmına daha çok iletirler. Buna göre, metal klipslerin uygulandığı maksiller implant destekli overdenture protezlerde protez kaidesinde kırılmalara, plastik klips uygulanan overdenture protezlere göre daha fazla rastlanıldığı tespit edilmiştir.<sup>155</sup>

Tanoue ve ark.<sup>155</sup> yapmış oldukları çalışmada, dört implant destekli overdenture protezde implantlarda oluşan stresleri analiz etmişler ve plastik klipslerin, metal klipslerden protez tabanında daha az stres oluşturduğunu saptamışlardır. Bu çalışmada stres, sadece oklüzal kuvvet olarak kabul edilen dikey yük altında değerlendirilmiştir. Üst çenedeki implant destekli overdenture protezlerdeki (IOD) kırıkların; oklüzal kuvvet, protez kalınlığı, protez malzemelerinin yorulması ve belirgin kemik rezorpsiyonu gibi kompleks durumlarda meydana geldiği bilinmektedir. Gerinim ölçerler ile yapılan model çalışmasında bar ataşmanlı üst çene IOD'ler için, plastik klipslerin etrafındaki stresin metal klipslerden daha düşük olduğu saptanmıştır.<sup>155</sup> Bu çalışma ile uyumlu olarak yapılan çalışmada 4 adet plastik klips kullanılmıştır.

Litaratürde farklı bağlantı tiplerinin tutuculuk ve retansiyonunun değerlendirildiği *in vitro* çalışmalar bulunmaktadır. Cordaro ve ark.<sup>106</sup> yapmış oldukları çalışmada, çekme testi sonrasında lokatör ataşman sistemlerinin hader bar çubuğuna oranla daha fazla retansiyon kaybına uğradığını gözlemlemişlerdir.<sup>66</sup> Yapılan çalışmada, Cordaro ve ark.<sup>106</sup> yapmış oldukları çalışma ile benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Shastry ve ark.<sup>160</sup> yaptıkları çalışmada, splint edilmiş geleneksel bar sistemlerinin, splintlenmemiş sistemlerden daha fazla retansiyon değerleri gösterdiğini saptamışlardır. Bununla birlikte bar sisteminin özellikle yaşlı bireylerde ağız hijyeninin kolay sağlanamaması, daha pahalı ve onarımının güç olması gibi dezavantajları olduğunu ifade etmişlerdir.<sup>160</sup> Cordaro ve ark.<sup>106</sup> küresel tutucuların bar destekli tutuculara göre, ağız hijyeni bakımında hastalara kolaylık sağladığı belirtmişlerdir. Bar ataşman sisteminin boyutundan dolayı, hastaların ağız hijyeninin korumasında zorluklar yaşadıkları görülmüştür. Lokatör bağlantısının bar sistemine göre çok daha küçük ve pürüzsüz

olmasından dolayı çevresinin temizlenmesinin, bar sistemlerine göre çok daha kolay olduğunu ifade etmişlerdir. Bu çalışmanın bulguları diş hekimlerinin daha iyi ağız hijyeni ve daha iyi yumuşak doku koşulları gözlemledikleri için lokatör sistemini bir bağlantı seçeneği olarak tercih ettiğini göstermektedir. Ayrıca, lokatör konnektörler ile implant destekli overdenture protezlerde daha yüksek retansiyon ve stabilite sağlanabilmesi tercih edilmelerine neden olmuştur.<sup>106</sup>

Timmerman ve ark.<sup>161</sup> bar sistemleri ile küresel tutucu ataşmanları 8 yıllık takip çalışması ile karşılaştırdıklarında daha yüksek bir hasta memnuniyeti saptamışlardır. Naert ve ark.,<sup>86</sup> tarafından 10 yıllık randomize bir çalışma sonucunda, bar sistemi uygulanan overdenture protezlerden hastaların küresel tutucu sistemlerin kullanıldığı overdenture protezlere göre daha fazla memnun oldukları belirlenmiştir.

Sadig<sup>113</sup> yapmış olduğu çalışma sonucunda posterior bölgede overdenture protezin modelden ayrılması için gereken kuvvetin, O-ring tutucularda en yüksek, lokatör ekstra yumuşak tutucularda ise en düşük olduğunu saptamıştır. Ayrıca, tüm bağlantı sistemlerinde tutucu lastiklerde yüksek gerilme ve deformasyon meydana gelmiştir.<sup>113</sup> Retansiyon sağlayan tutucu elemanlarının yüksek distorsiyona uğramasının nedeninin, yerinden çıkma sırasında maruz kaldığı fazla kuvvet olduğu düşünülmektedir.<sup>113</sup> Klinik olarak bağlantı sistemlerinde kullanılan tutucu lastiklerin 6-12 aylık süre sonunda değiştirilmesi gerektiği ifade edilmiştir.<sup>60</sup>

Tokuhisa ve ark.<sup>54</sup> tarafından küresel tutuculara etki eden yüklerin iletiminin optimize edilmesinde, hader bar tutuculara oranla avantajlı olabileceği belirtilmiştir. Ayrıca araştırmacılar implantlar arasındaki mesafenin ve yük dağılımının dikkate alındığı daha ileri düzeyde çalışmalar yapılmasını önermişlerdir.

Evtimovska ve ark.<sup>66</sup> yaptıkları çalışmada, sarı hader bar klipslerin ve beyaz ile yeşil renkte lokatör sisteminin retansiyon değerlerini, universal bir test makinesinde en az 10'ar kez çekme kuvveti ile test etmişlerdir. Üç bağlantı tipinin protezden ayrılması için gereken en büyük retansiyon kuvvetleri arasında farklılıklar olduğunu saptamışlardır.<sup>147</sup> Yaptığımız çalışmada universal test makinesiyle dikey yönde 10'ar kez çekme kuvveti uygulanan, değişik bağlantı türleri arasında yerinden çıkma için gereken retansiyon değerleri arasında farklılıklar olduğu görülmüştür. Bu sonuç Evtimovska ve ark.<sup>66</sup> nın bulguları ile uyum göstermektedir.

Evtimovska ve ark.<sup>66</sup> yapmış olduğu çalışmada, sadece bir hader klips kullanılmış ve ilk gerilme değerlerini, Breeding ve ark.<sup>162</sup> bildirdiği değere göre daha düşük bulmuşlardır. Williams ve ark.,<sup>147</sup> iki hader klipsin ortalama retansiyon değerini  $2.30 \pm 0.30$  N olarak saptamışlardır. Kullanılan klips sayısı ve deney tasarımındaki farklılıklar nedeniyle, bu çalışmanın sonuçları yapmış olduğumuz çalışmanın sonuçlarıyla karşılaştırılamamıştır.

Breeding ve ark.<sup>162</sup> hader bar tutucu sisteminden tek bir klipsin çıkarılmasından sonra, retansiyonda belirgin bir düşüş olduğunu göstermişlerdir. Evtimovska ve ark.<sup>66</sup> tarafından yapılan çalışmada ise, tek bir hader klips çıkarıldığında tutucu lastiklerin retansiyonunda daha az oranda düşüş saptanmıştır ( $6.5 \pm 3.59$ ). Deney tasarımında ki farklılıklar nedeniyle bu çalışmanın sonuçları ile yaptığımız çalışmanın sonuçları mukayese edilmemiştir.

Breeding ve ark.<sup>16</sup> sarı hader klipslerin takıp-çıkarma (15. kez) işleminden sonra overdenture protezin yerinden çıkması için gerekli olan kuvvetin değerinde azalmaya sebep olduğunu belirtmişlerdir. Birçok araştırmacı tarafından ataşmanların retansiyonunun klinik olarak değerlendirilebilmesi için klinisyenin protezi hastaya

teslim etmeden önce hader klips bulunan overdenture protezleri 12-15 kez çıkarıp takması önerilmiştir.<sup>162</sup> Evtimovska ve ark.<sup>66</sup> yapmış oldukları çalışmanın sonuçları bu öneriyi destekler niteliktedir.

Cordaro ve ark.,<sup>106</sup> yapmış oldukları çalışmada implant destekli overdenture protez tasarımından bağımsız olarak hastaların geleneksel hareketli ve implant destekli protezlerden memnuniyetlerini değerlendirmişlerdir. Geleneksel hareketli protezlere göre implant destekli overdenture protez kullanan hastaların memnuniyetinde artış olduğunu görmüşlerdir. Benzer sonuçlar, bar ve küresel tutucu sistemleri ile ilgili olarak Feine ve ark.<sup>163</sup> tarafından saptanmış iken manyetik tutucu sistemi için memnuniyet skorunun diğer tutuculardan daha düşük olduğu ifade edilmiştir.

Ağız ortamında protezler farklı sıcaklıklara maruz kalmaktadırlar. Sıcaklık değişiklikleri malzemelerin mekanik özelliklerini etkileyebilmektedir. Bu nedenle, termal siklus işlemi, overdenture protezlerin test edildiği çalışmalarda uygulanmalıdır.<sup>164</sup> Bazı çalışmalarda termal siklus işlemi sonrası oluşan mikro çatlaklar ile ilgili komplikasyonlar bildirilmiştir. Bu mikro çatlaklar küresel tutucularda diğer tutuculara nazaran daha fazla görülmüştür.<sup>48,49,160</sup> Yaptığımız çalışmada, diğer çalışmalardan farklı olarak TC-Snap tutucu sisteminde daha fazla retansiyon kaybı görülmüştür. TC-Snap sistemini küresel bağlantılı tutucu sistem takip etmiştir. Bu çalışmada 5000 ve 10000 devir termal siklus uygulamalarından sonra, tutucu lastiklerin retantif değerlerinde bir azalma tespit edilmiştir. Ağız boşluğunda, overdenture protezlerin temas ettiği yumuşak dokular esnektir. Yumuşak dokunun esnekliği, ataşmanların üzerindeki yükü arttırabilir ve bu durum tutucu lastiklerin retantif değerlerini etkileyebilir.<sup>66</sup>

Yaptığımız çalışmada; tutucuların aşınma miktarı üzerinde ilave etkisi olabilen tükürüğün olmaması, yumuşak dokuların esnekliklerinin yansıtılmaması ve sürekli oklüzal yük gibi in vivo koşulların simülasyonu yapılmadan sınırlı mekanik koşullar altında testlerin gerçekleştirilmesi gibi sınırlamalar bulunmaktadır.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tam dişsiz alt çeneyi simüle eden poliüretan modelde dört implant üzerine yapılan dört değişik protez tasarımına farklı bölgelerden çekme testleri ve termal siklus uygulamasının retansiyona etkisinin değerlendirildiği çalışma sonucunda:

1. Tüm tutucu tiplerinde birbirlerinden farklı retantif değerler elde edilmiştir.
2. Anteriorda bulunan implantlarda (B ve C) posteriorda ki implantlardan (A ve D) daha yüksek retantif değerler saptanmıştır.
3. Çift taraflı çekme testlerinde anteriorda (B-C), lateral (A-B, C-D) de bulunan implantlardan daha fazla retansiyon değerleri elde edilmiştir.
4. Distal uzantılı bar destekli protezlerde elde edilen retantif değerlerin, diğer tutucu tiplerinden daha fazla olduğu görülmüştür.
5. Lokatör sistemi kullanılan overdenture protezlerde distal uzantılı bar destekli protezlerden daha az, küresel tutucu ve TC-Snap tutuculardan ise daha yüksek retantif değerler saptanmıştır.
6. Küresel tutucu sisteminde distal uzantılı bar destekli overdenture protezlerden ve lokatör sisteminden daha düşük, TC-Snap sisteminden ise daha yüksek retantif değerler elde edilmiştir.



7. TC-Snap sisteminde diğer tım bağlantı sistemlerinden daha dışuk retantif değerler saptanmıştır.

8. Tım overdenture sistemlerine uygulanan, termal siklus uygulamaları değerlendirildiğinde;

- 5000 ve 10000 devir termal siklus uygulamalarından sonra, tutucu lastiklerin retantif değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı dızeyde bir azalma tespit edilmiştir.

Çalışmada distal uzantılı bar destekli overdenture protezlerde diğer tım bağlantı tipleriyle hazırlanan overdenture protezlerden daha ylıksek retantif değerler elde edilmiş olup bulguların klinik uygulamalara ılık tutacağı dışunılmekle birlikte sonuçların uzun dönem in vivo çalışmalarda desteklenmesi gerektiği kanaatine varılmıştır.

## KAYNAKÇA

1. Ersoy AE. *Diş hekimliğinde sabit protezler*. 1. Baskı. Ankara, Akademisyen Kitabevi, 2015: 57-74.
2. Brånemark P-I, Hansson B, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period*. Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery. Supplementum, 1977, 16: 1-4.
3. Davis DM, Zarb GA, Chao Y-L. *Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part I. The effect of varying the number of supporting abutments*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1988, 3: 275-280.
4. Drago C. *Implant restorations a step by step*. 3<sup>rd</sup> ed. İstanbul, Nobel Tıp, 2012, 3 : 126-128.
5. Bilhan H, Geckili O, Ergin S, Erdogan O, Ates G. *Evaluation of satisfaction and complications in patients with existing complete dentures*. Journal of Oral Science, 2013, 55: 29-37.
6. D Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U. *Management of the edentulous patient*. Clinical Oral Implants Research, 2000, 11: 108-125.
7. Hobkirk J, Watson RM, Searson L. *Introducing dental implants*, Churchill Livingstone, 2003: 22-25.
8. MacEntee MI, Walton JN, Glick N. *A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: Three-year results*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2005, 93: 28-37.

9. Pae A, Kim J-W, Kwon K-R. *Immediate loading of two implants supporting a magnet attachment-retained overdenture: One-year clinical study*. *Implant Dentistry*, 2010, 19: 428-436.
10. Petropoulos VC., Smith W. *Attachments IOS. Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments*, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2002, 17: 526-535.
11. Van Kampen F, Cune M, Van Der Bilt A, Bosman F. *Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: An in vivo comparison after 3 months of function*. *Clinical Oral Implants Research*, 2003, 14: 720-726.
12. Ledermann P. *Stegprothetische versorgung des zahnlosen unterkiefers mit hilfe von plasmabeschichteten titanschraubenimplantaten*. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 1979, 34: 907-911.
13. Meijer H, Starmans F, Bosman F, Steen W. *A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants*. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1993, 20: 147-157.
14. Blickle W, Niederdellmann H, Schwarzer J. *Stabilität enossaler implantate bei primärer und sekundärer verblockung*. *Zeitschrift für zahnärztliche Implantologie*, 1991, 7: 116-120.
15. Besimo C, Jaquier C, Rohner H. *Implant-borne perioprosthetic suprastructures. The gerontological prosthetic-implantological treatment concept with tapered crowns and shell-pin anchorages on Ha-Ti implants*. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue Mensuelle Suisse D'odonto- Stomatologie= Rivista Mensile Svizzera di Odontologia e Stomatologia/SSO*, 1993, 103: 580-595.

16. Skalak R. *Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1983, 49: 843-848.
17. William K, Watson C, Murphy W, Scottt J, Gregory M, Sinobad D. *Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants*. Quintessence International, 1990, 21: 563-570.
18. Goll G. *Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I- clinical procedures*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1991, 66: 377-384.
19. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. *Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1994, 71: 592-599.
20. Hurson S. *In practical clinical guidelines to prevent screw loosening*. International Journal of Dental Symposia, 1994, 3: 22-25.
21. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw*. International Journal of Oral Surgery, 1981, 10: 387-416.
22. Kallus T, Bessing C. *Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1994, 9: 169-178.
23. Jemt T, Book K. *Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1996, 11: 620-625.
24. Michaels GC, Carr AB, Larsen PE. *Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osteointegrated implant bone interface*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology, 1997, 83: 198-205.

25. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. *Passivity of fit and marginal opening in screw-or cement-retained implant fixed partial denture designs.* International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2000, 15: 239-246.
26. Ricci G, Aimetti M, Stablum W, Guasti A. *Crestal bone resorption 5 years after implant loading: Clinical and radiologic results with a 2-stage implant system.* International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2004, 19: 597-602.
27. Sahin S, Çehreli MC. *The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: Current status.* Implant Dentistry, 2001, 10: 85-92.
28. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. *Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment.* International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1997, 12: 360-370.
29. Hobo S, Ichida E, Garcia L. *Osseointegration and occlusal rehabilitation.* Quintessence Publishing Corporation, 1990: 3-4.
30. Misch CE. *Prosthetic options in implant dentistry.* Contemporary Implant Dentistry. 3.<sup>nd</sup>ed. 2008, 3: 105-126
31. Soydan N. *Genel Histoloji.* 1. Baskı. İstanbul Üniversitesi. Yayın no: 3349, D.F. Taş Matbaası, İstanbul, 1985: 64.
32. Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry.* Quintessence Publishing Corporation, 1985, 77: 496-497
33. Misch CE. *Dental implant prosthetics.* Elsevier Health Sciences, 2014, 2: 193-205.
34. Hakkı S, Ertuğrul AS. *Dental implantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyondaki önemi.* Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2009,18: 336-341.

35. Eriksson R, Adell R. *Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1986, 44: 4-7.
36. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. *Dental implants: A review*. Journal of Periodontology, 1992, 63: 859-870.
37. Neville AM. *Properties of concrete*. Pitman, 1995: 512.
38. Knapp JG, Small IA. *Fixed mandibular complete denture prostheses supported by mandibular staple bone plate implant*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1990, 63: 73-76.
39. Maxson BB, Powers MP, Scott RF. *Prosthodontic considerations for the transmandibular implant*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1990, 63: 554-558.
40. Babbush C. *Dental Implants: Principles and practice*. The Intra Mobile Cylinder. Two Stage Osseointegrated Implant System. Philadelphia, Penn: Saunders Corporation, 1991, 8: 245-253.
41. Lemons J, Natiella J. *Biomaterials, biocompatibility and peri-implant considerations*. Dental Clinics of North America, 1986, 30: 3-23.
42. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. 1. Baskı. Ankara, Ankara Őniversitesi Basımevi, 1993: 305-354.
43. Buser D, Schenk R, Steinemann S, Fiorellini J, Fox C, Stich H. *Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants*. A histomorphometric study in miniature pigs. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 1991, 25: 889-902.
44. Gőlay U, Filiz K. *İmplanların yőzey özellikleri ve osteointegrasyon*. Atatőrک Őniversitesi Diş Hekimliği Fakőltesi Dergisi, 2007, 2: 43-50.

45. Mendonça G, Mendonça DB, Aragao FJ, Cooper LF. *Advancing dental implant surface technology-from micron-to nanotopography*. *Biomaterials*, 2008, 29: 3822-3835
46. Misch C. *Occlusal considerations for implant supported prostheses*. *Contemporary Implant Dentistry*. 1<sup>st</sup> ed. 1993, 8: 705-733.
47. Buser D, Belser U, Wismeijer D. *ITI treatment guide*. Quintessence Publishing Co., 2007, 1: 106-113.
48. Payne AG, Solomons YF. *Mandibular implant-supported overdentures: A prospective evaluation of the burden of prosthodontic maintenance with 3 different attachment systems*. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13: 246-253.
49. Cehreli MC, Karasoy D, Kökat AM, Akca K, Eckert SE. *Systematic review of prosthetic maintenance requirements for implant-supported overdentures*. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2010, 25: 163-180.
50. Naert I, Quirynen M, Hooghe M, van Steenberghe D. *A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy: A preliminary report*. *Implant Dentistry*, 1995, 71: 486-492.
51. English C. *The mandibular overdenture supported by implants in the anterior symphysis: A prescription for implant placement and bar-prosthesis design*. *Dental Implantology Update*, 1993, 4: 9-14.
52. McAlarney ME, Stavropoulos DN. *Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint*. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1996, 11: 331-339.
53. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. *Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems*. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 1998, 13: 369-376.
54. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. *In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet or bar attachments: Comparison of load*

- transfer and denture stability*. International Journal of Prosthodontics, 2003, 16: 128-134.
55. Akça K, Çehreli MC. *Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures*. Quintessence International, 2007, 38: 291-297.
56. Davodi A, Nishimura R, Beumer J. *An implant-supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1997, 78: 212-217.
57. Sadowsky SJ, Caputo AA. *Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2000, 84: 327-334.
58. De Jong MH, Wright PS, Meijer HJ, Tymstra N. *Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with overdentures supported by two or four endosseous implants in a 10-year prospective comparative study*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010, 25: 1168-1174.
59. Heckmann SM, Wichmann MG, Winter W, Meyer M, Weber HP. *Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part II: A methodical study using five types of attachment*. Clinical Oral Implants Research, 2001, 12: 640-647.
60. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ. *Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures*. Journal of Prosthodontics, 2004, 13: 221-226.
61. Sadowsky SJ. *Treatment considerations for maxillary implant overdentures: A systematic review*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2007, 97: 340-348.



62. Weinländer M, Piehslinger E, Krennmair G. *Removable implant-prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible: Five-year results of different prosthetic anchorage concepts*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010, 25: 589-597.
63. Shafie H. *Principles of attachment selection. Clinical and laboratory manual of implant overdentures*. 1.<sup>nd</sup> ed. Ames, Iowa: Blackwell, 2007: 31-36.
64. Geçkili O, Sönmez E, Bural C, Yıldız İ. *Parsiyel dişsizliğin dental implantlar ve teleskop tutuculu protezler ile tedavisi: Bir olgu sunumu*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2012, 3: 298-305.
65. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. *Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures*. Journal of the Canadian Dental Association, 2007, 73: 691-694.
66. Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. *The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time*. Journal of Prosthodontics, 2009, 18: 479-483.
67. Nguyen CT, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. *The effect of denture cleansing solutions on the retention of pink locator attachments: An in vitro study*. Journal of Prosthodontics, 2010, 19: 226-230.
68. Lee CK, Agar JR. *Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2006, 95: 102-105.
69. Alsiyabi AS, Felton DA, Cooper LF. *The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: A clinical report*. Journal of Prosthodontics, 2005, 14: 184-190.

70. Waddell JN, Payne AG, Swain MV. *Physical and metallurgical considerations of failures of soldered bars in bar attachment systems for implant overdentures: A review of the literature.* The Journal of Prosthetic Dentistry, 2006, 96: 283-288.
71. Naert I, Hooghe M, Quirynen M, van Steenberghe D. *The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible an up to 9-year longitudinal study.* Clinical Oral Investigations, 1997, 1: 119-124.
72. Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJ, Batenburg RH, Vissink A. *Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants.* Clinical Oral Implants Research, 2005, 16: 19-25.
73. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. *Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: A literature review.* International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 1998, 13: 539-545.
74. Gotfredsen K, Holm B. *Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: A randomized prospective 5-year study.* International Journal of Prosthodontics, 2000, 13: 125-130.
75. Galindo DF. *The implant-supported milled-bar mandibular overdenture.* Journal of Prosthodontics, 2001, 10: 46-51.
76. Wright PS, Glantz PO, Randow K, Watson RM. *The effects of fixed and removable implant-stabilised prostheses on posterior mandibular residual ridge resorption.* Clinical Oral Implants Research, 2002, 13: 169-174.
77. Stellingsma K, Bouma J, Stegenga B, Meijer HJ, Raghoobar GM. *Satisfaction and psychosocial aspects of patients with an extremely resorbed mandible treated with implant-retained overdentures.* Clinical Oral Implants Research, 2003, 14: 166-172

78. Sadowsky SJ, Caputo AA. *Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2004, 92: 328-336.
79. Sancaklı E, Mumcu E, Geçkili O, Azak AN. *The effect of cantilevers on the stress distribution of three implants supporting mandibular overdentures*. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2011, 45: 9-17.
80. Shafie HR. *Clinical and laboratory manual of implant overdentures*. 2.<sup>nd</sup> ed. John Wiley & Sons, 2013: 32-33.
81. Bidez MW, Misch CE, Misch C. *Clinical biomechanics in implant dentistry*. Dental Implant Prosthetics, 2005, 2: 338-339.
82. Landa L, Cho S, Froum S, Elian N, Tarnow D. *A prospective 2-year clinical evaluation of overdentures attached to nonsplinted implants utilizing ERA attachments*. Practical Procedures & Aesthetic Dentistry: PPAD, 2001, 13: 151-156
83. Federick DR, Caputo AA. *Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1996, 76: 624-632.
84. Uludağ B., Polat S. *İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular*. Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics Implantoloji, 2010, 1: 80-86.
85. Solomons YF. *The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa-and implant-supported overdentures: A review of the literature*. The International Journal of Prosthodontics, 2000, 13: 238-245.
86. Naert I, Alsaadi G, van Steenberghe D, Quirynen M. *A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining*

- mandibular overdentures: Peri-implant outcome.* International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2004, 19: 695-702.
87. Vercruyssen M, Marcelis K, Coucke W, Naert I, Quirynen M. *Long-term, retrospective evaluation (implant and patient-centred outcome) of the two-implants-supported overdenture in the mandible. Part I: Survival rate.* Clinical Oral Implants Research, 2010, 21: 357-365.
88. Breitman JB, Nakamura S, Freedman AL, Yalisove IL. *Telescopic retainers: An old or new solution? A second chance to have normal dental function.* Journal of Prosthodontics, 2012, 21: 79-83.
89. Preiskel HW, Tsolka P. *Telescopic prostheses for implants.* International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1998, 13: 352-357.
90. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. *Mandibular two-implant telescopic overdentures.* Clinical Oral Implants Research, 2004, 15: 560-569.
91. Uludag B., Polat S., Sahin V., Çomut A. *Effects of implant angulations and attachment configurations on the retentive forces of locator attachment-Retained overdentures.* International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2014, 29: 1053-1057.
92. Yao J, Li J, Wang Y, Huang H. *Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling.* The Journal of Prosthetic Dentistry, 2014, 112: 649-657.
93. Frei C, Buser D, Dula K. *Study on the necessity for cross-section imaging of the posterior mandible for treatment planning of standard cases in implant dentistry.* Clinical Oral Implants Research, 2004, 15: 490-497.

94. Celik G, Uludag B. *Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2007, 97: 229-235.
95. Altay O, Uysal H, Öztunç H, Eryılmaz M. *Comparison of four radiographic imaging techniques for implant diagnosis (on dry mandible topography)*. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 1997, 21: 51.
96. Miller PA. *Complete dentures supported by natural teeth*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1958, 8: 924-928.
97. Schwartz IS, Morrow RM. *Overdentures. Principles and procedures*. Dental Clinics of North America, 1996, 40: 169-194.
98. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. *Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1996, 76: 158-164.
99. Akca K, Kokat AM, Sahin S, Iplikcioglu H, Cehreli MC. *Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load*. Medical Engineering & Physics, 2009, 31: 758-763.
100. Cehreli M, Iplikçioğlu H, Bilir Ö. *The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: In vitro evaluation of axial versus off-set loading*. Journal of Oral Rehabilitation, 2002, 29: 394-400.
101. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. *Cement fixation and screw retention: Parameters of passive fit*. Clinical Oral Implants Research, 2004, 15: 466-473.
102. Karl M, Fischer H, Graef F, Wichmann MG, Taylor TD, Heckmann SM. *Structural changes in ceramic veneered three-unit implant-supported*

- restorations as a consequence of static and dynamic loading.* Dental Materials, 2008, 24: 464-470.
103. Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Bürgin W. *Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants.* International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1995, 10: 345-353.
104. Vasconcellos LGOD, Nishioka RS, Vasconcellos LMRD, Nishioka LNBDM. *Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis.* Journal of Applied Oral Science, 2011, 19: 610-615.
105. Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka GN. *Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration.* Implant Dentistry, 2011, 20: 24-32.
106. Cordaro L, di Torresanto VM, Petricevic N, Jornet PR, Torsello F. *Single unit attachments improve peri-implant soft tissue conditions in mandibular overdentures supported by four implants.* Clinical Oral Implants Research, 2013, 24: 536-542.
107. Celik G, Uludag B. *Effect of the number of supporting implants on mandibular photoelastic models with different implant-retained overdenture designs.* Journal of Prosthodontics, 2014, 23: 374-380.
108. Wismeijer D, van Waas MA, Kalk W. *Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible.* The Journal of Prosthetic Dentistry, 1995, 74: 380-384.
109. Sánchez-Siles M, Ballester-Ferrandis JF, Salazar-Sánchez N, Gómez-García FJ, Moraleja-Ruiz R, Camacho-Alonso F. *Long-term evaluation of quality of life and satisfaction between implant bar overdentures and conventional complete*

- dentures: A 23 years retrospective study. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2017, 23: 1-7.*
110. Romeo E, Chiapasco M, Lazza A, Casentini P, Ghisolfi M, Iorio M, Vogel G. *Implant-retained mandibular overdentures with ITI implants. Clinical Oral Implants Research, 2002, 13: 495-501.*
111. Alnaçık G. *Farklı seviyelerde uygulanmış implantlar üzerine yapılan mandibular overdenture protezlerin oluşturduğu streslerin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2011.*
112. Sarnat AE. *The efficiency of cobalt samarium (Co<sub>5</sub>Sm) magnets as retention units for overdentures. Journal of Dentistry, 1983, 11: 324-333.*
113. Sadig W. *A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. Quintessence International, 2009, 40: 313-390.*
114. Awad MA. *Patient's ratings can be used to measure the satisfaction of different mandibular implant-retained overdentures. Journal of Evidence Based Dental Practice, 2005, 5: 154-155.*
115. Hobkirk JA, Havthoulas TK. *The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1998, 80: 169-174.*
116. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. *Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2000, 15: 405-414.*
117. Setz JM, Wright PS, Ferman AM. *Effects of attachment type on the mobility of implant-stabilized overdentures-an in vitro study. International Journal of Prosthodontics, 2000, 13: 494-499.*

118. Sadowsky SJ. *The implant restoration of the edentulous patient. Perspectives in Prosthodontics*, 2010: 7-14.
119. Hsu J-T, Fuh L-J, Lin D-J, Shen Y-W, Huang H-L. *Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: Experimental and three-dimensional finite element analyses. Journal of Periodontology*, 2009, 80: 1125-1132.
120. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. *Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. Journal of Oral Implantology*, 1998, 24: 80-88.
121. Himmlova L, Dostálová Tj, Kácovský A, Konvičková S. *Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 20-25.
122. Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. *Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: A three-dimensional finite element analysis. Clinical Oral Implants Research*, 2005, 16: 466-472.
123. Asvanund C, Morgano SM. *Restoration of unfavorably positioned implants for a partially edentulous patient by using an overdenture retained with a milled bar and attachments: A clinical report. The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 6-10.
124. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. *The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 1986, 1: 11-25.



125. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. *A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1988, 3: 129-134.
126. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Beck DA. *Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I-Retention, stability, and tissue response*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1995, 73: 354-363.
127. Meriscke-Stern R. *Forces on implants supporting overdentures: A preliminary study of morphologic and cephalometric considerations*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1993, 8: 254-263.
128. Walton JN, Huizinga SC, Peck CC. *Implant angulation: A measurement technique, implant overdenture maintenance and the influence of surgical experience*. International Journal of Prosthodontics, 2001, 14: 523-530.
129. Linderholm H, Wennström A. *Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build*. Acta Odontologica Scandinavica, 1970, 28: 679-689.
130. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. *Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges*. Acta Odontologica Scandinavica, 1979, 37: 195-206.
131. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. *A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses*. Quintessence International, 1996, 27: 11-17.
132. Wiskott H, Belser UC. *Lack of integration of smooth titanium surfaces: A working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone*. Clinical Oral Implants Research, 1999, 10: 429-444.

133. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. *The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. Journal of Dentistry, 2002, 30: 271-282.*
134. Jemt T, Book K, Karlsson S. *Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1992, 8: 301-308.*
135. Mericske-Stern R, Zarb G. *In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. Clinical Oral Implants Research, 1996, 7: 153-161.*
136. Wismeijer D, Van Waas M, Vermeeren J, Muldel J, Kalk W. *Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1997, 26: 263-267.*
137. Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. *Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1997, 12: 176-185.*
138. Scherer MD, McGlumphy EA, Seghi RR, Campagni WV. *Comparison of retention and stability of implant-retained overdentures based upon implant number and distribution. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2013, 28: 1619-1628.*
139. Besimo C, Guarneri A. *In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. Journal of Oral Rehabilitation, 2003, 30: 671-678.*

140. Botega D, Mesquita M, Henriques G, Vaz LG. *Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems*. Journal of Oral Rehabilitation, 2004, 31: 884-889.
141. Rodrigues RCS, Faria ACL, Macedo AP, Sartori IAdM, De Mattos MdGC, Ribeiro RF. *An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O- ring attachment*. Clinical Oral Implants Research, 2009, 20: 1314-1319.
142. Ohya K, Kanazawa M, Minakuchi S. *Retentive force of stress-breaking attachments on maxillary implant overdentures*. Journal of Prosthodontic Research, 2009, 53: 78-82.
143. Cordioli G, Majzoub Z, Castagna S. *Mandibular overdentures anchored to single implants: A five-year prospective study*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1997, 78: 159-165.
144. Cakarer S, Can T, Yaltirik M, Keskin C. *Complications associated with the ball, bar and locator attachments for implant-supported overdentures*. Medica Oral Patologia Oral y cirucia Bucal, 2011, 16: 953-959.
145. Kleis WK, Kämmerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W. *A Comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: One-year report*. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2010, 12: 209-218.
146. Alsabeeha NH, Payne AG, De Silva RK, Thomson WM. *Mandibular single-implant overdentures: Preliminary results of a randomised-control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems*. Clinical Oral Implants Research, 2011, 22: 330-337.

147. Williams BH, Ochiai KT, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. *Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2001, 86: 603-607.
148. Eren Türk P, Geckili O, Türk Y, Günay V, Bilgin T. *In vitro comparison of the retentive properties of ball and locator attachments for implant overdentures*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2014, 29: 1106-1113.
149. Alsabeeha NH, Payne AG, Swain MV. *Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: A review of in vitro investigations on retention and wear features*. International Journal of Prosthodontics, 2009, 22: 429-440.
150. Chikunov I, Doan P, Vahidi F. *Implant-retained partial overdenture with resilient attachments*. Journal of Prosthodontics, 2008, 17: 141-148.
151. Dong J, Ikebe K, Gonda T, Nokubi T. *Influence of abutment height on strain in a mandibular overdenture*. Journal of Oral Rehabilitation, 2006, 33: 594-599.
152. Abraham PA, Koka P, Murugesan K, Vasanthakumar M. *Telescopic overdenture supported by a combination of tooth and an implant: A clinical report*. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 2010, 10: 230-233.
153. Elkerdawy MW, Radi IA. *Effect of dislodging forces on mandibular implant attachment-retained overdenture*. Implant Dentistry, 2011, 20: 246-254.
154. Akça K, Iplikçioğlu H. *Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism*. Journal of Oral Rehabilitation, 2002, 29: 350-356.
155. Tanoue M, Kanazawa M, Takeshita S, Minakuchi S. *Effects of clip materials on stress distribution to maxillary implant overdentures with bar attachments*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2016, 115: 283-289.

156. Osman RB, Elkhadem AH, Ma S, Swain MV. *Titanium versus zirconia implants supporting maxillary overdentures: Three-dimensional finite element analysis*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2013, 28: 592-597.
157. Osman RB, Elkhadem AH, Ma S, Swain MV. *Finite element analysis of a novel implant distribution to support maxillary overdentures*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2013, 28: 1-10.
158. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips science of dental materials*. Elsevier Health Sciences, 2013, 12: 474-498.
159. Pietrokovski J, Massler M. *Alveolar ridge resorption following tooth extraction*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1967, 17: 21-27.
160. Shastry T, Anupama N, Shetty S, Nalinakshamma M. *An in vitro comparative study to evaluate the retention of different attachment systems used in implant-retained overdentures*. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 2016, 16: 159-166.
161. Timmerman R, Stoker G, Wismeijer D, Oosterveld P, Vermeeren J, Van Waas M. *An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant-retained overdentures*. Journal of Dental Research, 2004, 83: 630-633.
162. Breeding LC, Dixon DL, Schmitt S. *The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1996, 75: 570-573.
163. Feine JS, Awad MA, Lund JP. *The impact of patient preference on the design and interpretation of clinical trials*. Community Dentistry and Oral Epidemiology, 1998, 26: 70-74.

164. Silva CdS, Machado AL, Chaves CdAL, Pavarina AC, Vergani CE. *Effect of thermal cycling on denture base and autopolymerizing relined resins*. Journal of Applied Oral Science, 2013, 21: 219-224.



## EKLER

### EK-1. ÖZGEÇMİŞ

#### Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Mustafa Yıldırım  
Doğum Tarihi : 08.02.1989  
Doğum Yeri : Kozan / ADANA  
Uyruğu : TC  
Adres : Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği  
Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı,  
53100, Rize  
Tel : 0464 222 00 00  
E-mail : mustafayldrrmm@hotmail.com

#### Eğitim

İlk Öğrenim : İnkılap İlkokulu (2000)  
Orta Öğrenim : Kozan Ortaokulu (2003)  
Lise : Kozan Lisesi (2006)  
Lisans : İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
(2007-2012)  
Uzmanlık : Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği  
Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
(2014-2018)

#### Yabancı Dil Bilgisi

İngilizce