



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**UZMANLIK
TEZİ**

**İMLANTÜSTÜ OVERDENTURE PROTEZLERDE
KULLANILAN FARKLI LOCATOR VE TOP BAŞLI
ATAŞMAN LASTİKLERİNİN BAZI FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN TERMAL YAŞLANDIRMA ÖNCESİ
VE SONRASINDA KARŞILAŞTIRMALI ARAŞTIRILMASI**

LAMIA NAJAFOVA

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

EKİM 2018



**İMLANTÜSTÜ OVERDENTURE PROTEZLERDE KULLANILAN
FARKLI LOCATOR VE TOP BAŞLI ATAŞMAN LASTİKLERİNİN BAZI
FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN TERMAL YAŞLANDIRMA ÖNCESİ VE
SONRASINDA KARŞILAŞTIRMALI ARAŞTIRILMASI**

Lamia NAJAFOVA

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

EKİM 2018

Lamia NAJAFOVA tarafından hazırlanan "İMLANTÜSTÜ OVERDENTURE PROTEZLERDE KULLANILAN FARKLI LOCATOR VE TOP BAŞLI ATAŞMAN LASTİKLERİNİN BAZI FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN TERMAL YAŞLANDIRMA ÖNCESİ VE SONRASINDA KARŞILAŞTIRMALI ARAŞTIRILMASI" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Cihan Akçaboy

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

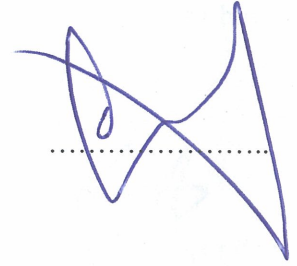
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Başkan : Prof. Dr. Cemal Aydın

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye : Doç. Dr. İlgi Baran

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Kırıkkale Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Tez Savunma Tarihi: 26/10/2018

Jüri üyeleri tarafından UZMANLIK tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Nurdan ÖZMERİÇ KURTULUŞ

Gazi Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi ağız, diş ve çene cerrahisi anabilim dalı Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Lamia NAJAFOVA

26/10/2018

İMLANTÜSTÜ OVERDENTURE PROTEZLERDE KULLANILAN FARKLI
LOCATOR VE TOP BAŞLI ATAŞMAN LASTİKLERİNİN BAZI FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN TERMAL YAŞLANDIRMA ÖNCESİ VE SONRASINDA
KARŞILAŞTIRMALI ARAŞTIRILMASI
(Uzmanlık Tezi)

Lamia NAJAFOVA

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Ekim 2018

ÖZET

İmplant destekli overdenture protezler diş hekimliğinde total protezlere bir alternatif tedavi şekli olarak kullanılmaktadır. İmplant destekli hareketli protezlerde birçok tutucu tipi bulunmaktadır. Splintlenmemiş tutucu tipleri arasında son yıllarda en çok tercih edilen top başlı ve locator sistemleridir. Bu çalışmanın amacı locator ve top başlı ataşman lastiklerin termal siklus öncesi ve sonrası elastisite modülü , yüzey pürüzlülüğü ve microvickers sertlik değerlerinin karşılaştırılmasıdır. Çalışma için her bir ataşman sistemi için farklı sertlik değerine sahip , şeffaf , pembe ve sarı olmak üzere üç farklı renkte ataşman lastikleri seçilmiştir. Araştırmada her grupta 7 örnek olacak şekilde 6 farklı ataşman lastiği grubu kullanılmıştır. Her bir örneğin yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında elastisite modülü , yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü değerleri incelenmiştir. Veri analizi için bağımlı t testi , Student's t testi , Mann Whitney-U ve Wilcoxon testi kullanılmıştır. Testlerin anlamlılık düzeyi için $p<0,05$ ve $p<0,01$ değeri kabul edilmiştir. Termal yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası elde edilen verilere göre; locator ve top başlı ataşman lastiklerinde elastisite modülü değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Yaşlandırma öncesi sarı locator lastik ataşman grubunun yüzey sertliği sarı top başlı ataşman lastiği grubundan istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. Yaşlandırma sonrası şeffaf locator lastik grubunun yüzey sertliği top başlı şeffaf ataşman lastik grubundan istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. Yaşlandırma öncesi ve sonrasında şeffaf ve pembe locator lastik grubunun yüzey pürüzlülüğü değerleri şeffaf ve pembe top başlı ataşman lastiklerinden istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuşken , yaşlandırma öncesi sarı lastiklerde her iki ataşman grubunda istatistiksel olarak herhangi bir fark saptanmamıştır, yaşlandırma sonrası sarı locator lastik grubu istatistiksel olarak daha yüksek değer göstermiştir.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : Locator, top başlı ataşman, lastikler, mekanik testler

Sayfa Adedi : 83

Danışman : Prof. Dr. Cihan AKÇABOY

THE RESEARCH STUDY BASED ON A JUXTAPOSITION OF THE PHYSICAL
CHARACTERISTICS OF DIVERSE LOCATORS AND BALL-ATTACHMENT
MATRICES USED IN IMPLANT OVERDENTURE PROSTHESES BEFORE AND
AFTER THE THERMAL AGING PROCESS

(Speciality Thesis)

Lamia NAJAFOVA

GAZI UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

October 2018

ABSTRACT

Implant-supported overdenture prostheses are used as an alternative treatment to total prostheses in dentistry. Many types of retainers are preferred in implant-supported overdenture prostheses. In recent years, the most preferred ones are ball-and-locator systems of non-splinted retainer types. The aim of this study is to compare the elasticity modulus, surface roughness and microvickers hardness values of locator and ball attachment matrices before and after thermal cycling. In this study, three different colors (transparent, pink and yellow) of matrices, with each owning distinctive hardness values, were used per each attachment system. Six diverse groups with attachment types (n=7) in each were appointed in the study. Elasticity modulus, surface hardness and surface roughness were evaluated before and after the aging process of each type. The data were analyzed with Paired t test, Student's t test, Mann Whitney U test and Wilcoxon test. For the significance level of the tests, $p < 0.05$ and $p < 0.01$ values were admitted. According to the data obtained before and after the thermal aging process, there was no statistically significant difference between the elasticity modulus of the locator and ball attachment matrices. Before aging, the surface hardness of the yellow locator attachment matrices group was statistically higher than that of the yellow ball attachment matrices group. After aging, the surface hardness of the transparent locator matrices group was statistically higher than that of the transparent ball attachment matrices group. Before and after aging, while the surface roughness values of the transparent and pink locator matrices group were statistically higher than the transparent and pink ball attachment matrices, in yellow matrices no statistical difference was found in both attachment groups before aging, the yellow locator matrices group showed the statistically higher value after aging.

Science Code : 1050

Key Words : Locator, ball attachment system, matrices, mechanical tests

Page Number : 83

Advisor : Prof. Dr. Cihan AKÇABOY

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitim boyunca, mesleki ve bilimsel gelişimime katkıda bulunmanın, manevi desteğini her zaman hissettiğim, her zaman doğru yolu gösteren çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Cihan Akçaboy'a,

Uzmanlık eğitimimde emeği geçen Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki hocalarıma,

Mesleki çalışmalarında yardım ve katkılarıyla birlikte manevi desteğini esirgemeyen Uzm. Dr. Senem Ünver, Uzm. Dr. Emre Tokar, Uzm. Dr. Musa Sadikhov, Uzm. Dr. Ruslan Agasiyev, baş asistanımız Sertaç Bayrak, Dt. Metleb Nadirov, Dt. Fidan Hasanzadey'e

Beni daima destekleyen ve sevgilerini her an hissettiğim, kıymetli annem ve aynı zamanda meslektaşım Kemale Najafova, babam Fuad Najafov ve kız kardeşim Nermin Najaflıy'e

En içten teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Protezlerin Sınıflandırılması	3
2.2. Total Protezlerin Dezavantajları.....	4
2.3. İmplant Destekli Overdenture Protezler.....	5
2.4. İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Sınıflandırılması.....	6
2.5. İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Endikasyonu.....	6
2.6. İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Avantajları	7
2.7. İmplant Destekli Overdenture Tutucuların Sınıflandırılması	8
2.7.1. Bar tip tutucular (splintlenmiş tutucular).....	9
2.7.2. Tek tutucular (splintlenmemiş tutucular).....	11
2.8. Materyallerin Mekanik Özellikleri.....	16
2.8.1. Kuvvet.....	16
2.8.2. Gerilim (stress).....	16
2.8.3. Gerinim (strain).....	16
2.8.4. Elastisite modülü (young modülü veya elastik modül).....	17
2.9. Termal Özellikler	17

	Sayfa
2.9.1. Termal siklüs.....	18
2.10. Yüzey P�r�zl�l���.....	19
2.10.1. Optik profilometreler	19
2.10.2. Tarayıcı elektron mikroskobu (scanning electron microscopy).....	20
2.10.3. Atomik kuvvet mikroskobu (atomic force microscopy)	20
2.10.4. Geçirimli elektron mikroskobu (transmission electron microscopy).....	20
2.10.5. Mekanik profilometre	20
2.11. Sertlik Testleri.....	21
2.11.1. Yüzey sertliği	21
2.11.2. Genel olarak yüzey sertliğinin ol��m�	21
2.11.3. Brinell sertlik testi.....	22
2.11.4. Rockwell sertlik testi.....	22
2.11.5. Knoop sertlik testi	23
2.11.6. Microvickers sertlik testi.....	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM	25
3.1. Gruplar	25
3.1.1. Örnekler için tutucu platformun hazırlanması	27
3.1.2. Yüzey pürüzlülüğü ol��mleri.....	28
3.1.3. Mikro vickers sertlik değerinin ol��mleri.....	29
3.1.4. Elastisite modül değerinin ol��mleri	31
3.1.5. Termal yaşlandırma.....	32
3.1.6. Termal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğü ol��mleri	33
3.1.7. Termal yaşlandırma sonrası mikro vickers sertlik değerinin ol��mleri.....	34
3.1.8. Termal yaşlandırma sonrası elastisite modül değerinin ol��mleri.....	34
3.1.9. İstatistik analiz	34
4. BULGULAR	35

	Sayfa
4.1. Termal Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Testi	35
4.1.1. İstatistik analiz	36
4.2. Termal Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Microvickers Sertlik Testi	40
4.2.1. İstatistik analiz	41
4.3. Termal Yaşlandırma Öncesi Ve Sonrası Elastisite Modülü (Young Modülü) Testi	45
4.3.1. İstatistik analiz	46
5. TARTIŞMA	49
6. SONUÇ	65
KAYNAKLAR	67
ÖZGEÇMİŞ	83

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan ataşmanlar ve üretici firma	25
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan lastik tipleri	25
Çizelge 4.1. Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin sonuçları	35
Çizelge 4.2. Tüm gruplar için ortalama yüzey pürüzlülüğünün istatistiksel değerlendirilmesi	37
Çizelge 4.3. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin locator ve top başlı ataşman lastiklerinin ortalamalarının karşılaştırılması	38
Çizelge 4.4. Microvickers sertlik testi sonuçları.....	40
Çizelge 4.5. Tüm gruplar için microvickers sertlik değerlerinin istatistiksel ortalaması	42
Çizelge 4.6. Microvickers sertlik değerlerinin locator ve top başlı ataşman lastiklerinin ortalamalarının karşılaştırılması	43
Çizelge 4.7. Elastisite modülü termal yaşlandırma öncesi ve sonrası	45
Çizelge 4.8. Tüm gruplar için elastisite (young) modülü değerlerinin istatistiksel ortalaması	46
Çizelge 4.9. Elastisite modülü (young modülü) değerlerinin locator ve top başlı ataşman lastiklerinin ortalamalarının karşılaştırılması	47

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin gruplar için ortalamaları ve standart sapmaları	36
Şekil 4.2. Örneklerin microvickers değerlerinin gruplar için ortalamaları ve standart sapmaları.....	41
Şekil 4.3. Örneklerin elastisite modülü değerlerinin gruplar için ortalamaları ve standart sapmaları	45



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Locator şeffaf ataşman lastikleri.....	26
Resim 3.2. Top başlı şeffaf ataşman lastikleri	26
Resim 3.3. Masa tipi saatçi tornası ve hava çeliği kalemi	27
Resim 3.4. Ataşman lastikleri için platform üretimi.....	27
Resim 3.5. Locator ataşman lastikleri için tutucu platform	28
Resim 3.6. Top başlı ataşman lastikleri için tutucu platform	28
Resim 3.7. MarSurf M 300 C profilometre cihazı	29
Resim 3.8. Profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü.....	29
Resim 3.9. HVS-1000 mikrovickers sertlik ölçümü cihazı ve çalışmada kullanılan parametreler.....	30
Resim 3.10. Mikrovickers sertlik değerinin ölçümü.....	30
Resim 3.11. Microvickers testi sonrası oluşan iz.....	31
Resim 3.12. Evrensel test cihazı	31
Resim 3.13. Evrensel test cihazı ile elastisite modülü ölçümü	32
Resim 3.14. SD Mechatronik termal yaşlandırma cihazı	33
Resim 3.15. Örneklerin yaşlandırma işlemi.....	33

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	yüzde
<	küçüktür
>	büyüktür
≤	küçük eşittir
≥	büyük eşittir
°C	derece santigrat
μm	mikrometre
cm	santimetre
d	Microvickers formülünde ortalama köşegen genişliği
dk	dakika
E	Elastisite modülü
F	Kuvvet
GPa	Giga paskal
kg	kilogram
mm	milimetre
mm ²	milimetre kare
MPa	Mega paskal
N	Newton
Ra	ortalama yüzey pürüzlülüğü
ε	Gerinim
S	Gerilim
sn	saniye
θ	Microvickers formülünde piramit tepe açısı
Tg	Camsı geçiş sıcaklığı

Kısaltmalar	Açıklamalar
AFM	Atomik kuvvet mikroskobu

Kısaltmalar**BHN****ISO****KHN****OHİP-14****RHN****SEM****TEM****VHN****VİF****Açıklamalar**

Brinell sertlik numarası

International Organization for Standardisation

Knoop sertlik numarası

Oral Health Impact Profile-14

Rockwell sertlik numarası

Tarayıcı elektron mikroskobu

Geçirimli elektron mikroskobu

Vickers sertlik numarası

Microvickers sertlik testi

1. GİRİŞ

Bütün protezler ağızda çeşitli tutucu elemanlar aracılığıyla dururlar. Çeşitli fiziksel faktörle, yapıştırıcılar, kroşeler, hassas bağlantılar bunlara örnek olarak verilebilir. Günümüzde özellikle implant protez bağlantılarında kullanılanlar locator ve top başlı ataşmanlar gibi bir çok bağlantı tipinde protezle bağlantı arasındaki tutuculuğu elastik bir parça sağlamaktadır.

Locator ve top başlı ataşmanlarda en sık rastlanan komplikasyonlar patriks ve matriks sistemleriyle ilgilidir. Bir çok araştırma bir yıl içerisinde locator ve top başlı ataşmanlarla desteklenen overdenture protezlerde en sık rastlanan komplikasyon lastiklerin aşınması ve bozulmasını ve bu durumun pek çok faktörlerle ilişkili olduğunu belirtmiştir. Bu faktörlerden birisi ise tüketilen yiyecek ve içeceklerin sıcaklık farklılıklarıdır ki bu durum overdenture protez lastiklerinin yapısal bozukluklarına sebep olduğu düşünülmektedir. Tüketilen yiyecek ve içecekler, protez temizliğinde kullanılan temizleyiciler lastiklerin elastisitesini, sertliğini ve yüzey pürüzlüğünü değiştirebildiği düşünülür.

Bu tez çalışmasında locator ve top başlı ataşman lastiklerinde elastisite modülü, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliğine termal yaşlandırma işleminin etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Protezlerin Sınıflandırılması

Tam dişsizlik genel olarak çürük ve periodontal hastalığın sonucu olarak gelişir. Yaygın inanca rağmen tam dişsizlik yaşlanmanın bir parçası değildir, tam dişsizlikte çürük ve periodontal hastalıklar daha büyük rol oynar [1].

Dişsiz hastaların meyve ve sebzeleri tüketim zorluğundan dolayı obezite, diyabet, kardiovasküler ve kronik böbrek hastalıkları riski artmaktadır [2] [3] [4] [5] [6].

Protez sözü genel anlamda canlı vücudunun kayba uğrayan herhangi bir kısmını tamamlayan apareyleri betimler. Diş hekimliğinde protez sözü kaybolan bir veya daha fazla dişin ve ağız yapılarının yapay olarak telafi etmesini ifade eder. Bir başka deyişle fonksiyon, konuşma ve estetiğin iade ve yanı sıra profilaksiyi sağlayan suni apareylerdir.

Diş hekimliğinde uygulama alanlarına göre protez farklılık gösterir. Bu protez çeşitlerinden bazıları aşağıda ifade edilmektedir:

Tam protezler. (total protezler) Alt ve/veya üst çenedeki tüm dişleri ve kaybedilen yapıları içeren protez türüdür.

Bölümlü (parsiyel) protezler. Bir veya birden çok diş kaybı nedeniyle dişleri ve/veya ağız yapılarını restore eden, doğal dişler ve mukozadan destek alan sabit veya hareketli aygıtlardır. Parsiyel protezler iki sınıfa bölünmektedir:

- a) Sabit bölümlü protez. Doğal diş , kök veya implantlardan destek alan ve bu desteklere yapıştırılan bölümlü protez türüdür. (kron, köprü)
- b) Hareketli bölümlü protez. Ağız boşluğuna yerleştirilip çıkartılabilen bölümlü protez olup, kaidesi akrilik veya başka türlü kaide materyalinden hazırlanan “bölümlü klasik protez” ve metal –akrilik/başka kaide malzemelerin kombinasyonu kaide ile döküm alaşımından metal alt yapı içeren “bölümlü iskelet protez”olmak üzere iki türüdür.

Geçici (provisional, interim, temporary) protezler. Kalıcı protetik rehabilitasyon öncesi çiğneme, fonksiyon ve estetiği telafi etmek adına kısa bir süre kullanım için yapılan protez türleridir.

Tedavi edici protezler. Protezin tutuculuk ve destekliği için gerekli dokuların tedavisi veya şartlandırılması amacıyla kullanılan protez türüdür. Radyum gibi tedavi edici bazı maddeleri bünyesinde taşıyarak sağlıklı dokulara ionizan ışınların ulaşmasını sağlayan radyoterapi protezleri örnek olarak verilebilir.

Cerrahi protezler. Cerrahi işlemler sırasında kullanılan ve cerrahi işlemi kolaylaştıran protez türleridir.

Maksillofasiyal protezler. Doğumsal defektlerden, hastalıktan, yaralanmalardan, cerrahi işlemlerden dolayı etkilenmiş olan stomatognatik sistemin ve bu sisteme komşu yapıların estetik, çiğneme ve konuşma fonksiyonlarını telafi etmek amacıyla yapılan protezlerdir. Konuşma protezleri, epitezler, obtüratörler ve mandibular rehber düzlemi bu grup içerisinde yer almaktadırlar.

İmplant protezler. Endosteal veya periosteal yerleştirilen bir alt yapıdan (implant) dayanak ve tutuculuğunu sağlayan protezlerdir [7].

2.2. Total Protezlerin Dezavantajları

Tam dişsiz hastaların tedavisi için 100 yıldan uzun bir süredir uygulanan tek tedavi şekli geleneksel tam protez yapımıdır. Geleneksel tam protezler, alt-üst çenede tüm dişlerin eksik olduğu durumlarda hastaların fonksiyon, estetik ve fonasyonunu düzeltmek için uygulanan, tüm dişleri ve doku kayıplarını telafi eden protezlerdir. Endüstrileşmiş ülkelerde, 65 yaş üzerindeki dişsiz insanların yüzdesi önemli ölçüde azalmıştır, 65 yaşın üzerindeki insan sayısının 2030'a kadar iki katına çıkması beklenirken tam protez tedavisine ihtiyaç duyanların gerçek sayısı neredeyse sabit kalacağı beklenmektedir [8, 9].

Dişsiz kretlerden elde edilen tutuculuk ve destek esas alınarak yapılan klasik tam protezler, uzun yıllar tam dişsiz hastalarda uygulanan tek tedavi yöntemiymiş [10, 11]. Ancak yeterli derecede retansiyon ve rezistansın olmadığı durumlarda hastalar, beslenme ve konuşmada zorluk çekmektedir [12]. Total protezleri kullanan hastalarda alveoler kemik rezorbsiyonu

yaşlanmayla beraber devam etmektedir, bu durum tutuculuk ve stabilite kaybını arttırmaktadır. Total protez kullanımında yaşanan zorluklar hastaların yaşam kalitesini önemli derecede etkilemektedir [13]. İlerleyen yaşla beraber hastalardaki neurofizyolojik uyum yetenekleri de azalmakta, böylece total protez kullanım zorlukları artmaktadır.

Üst çenede total protez kullanan hastalar estetik, konuşma ve fonksiyon açısından yeterli derecede memnuniyet göstermekteyken, alt çene total protezleri kullanan hastaların memnuniyet düzeyi düşüktür [14-16].

2.3. İmplant Destekli Overdenture Protezler

Karmaşıklıktan kaçınmak için Protez Terimleri Sözlüğü, aşağıdaki tanımların implant protezlerine uygulanması önermektedir: [17]

1. Tamamen implanttan destek alan ve hasta tarafından çıkarılması mümkün olmayan kısmi veya tam implant destekli sabit protezler.
2. İmplantlardan ya da hem implantlardan hem de mukozadan destek alan ve hasta tarafından çıkarılabilen implant overdenture protezler.

İlk kez 1977’ci yılda Dr Peringvar Branemark, Toronto kongresinde, osseointegrasyon kavramını tanımlamıştır [18]. Bu konseptin klinik olarak kullanılması dişsiz alt çeneye 5 veya 6 implant yerleştirilerek ve üzerine sabit implant destekli köprülerin yapılması ile tedavi şekli sunmuştur [19, 20]. Sabit implant destekli protezler hastaların yaşam kalitesini önemli ölçüde arttırdığı bilinmektedir. Bununla birlikte, böyle bir tedavi seçeneği pahalıdır ve dişsiz hastaların az bir kısmına uygulanabilmektedir. Branemark grubu dişsiz çenelerin rehabilitasyonu için sabit implant destekli protezlerin yapımını desteklerken, Schroeder ve diğerleri [21-23], alternatif bir tedavi şekli olarak ITI (Straumann) implant sistemlerini geliştirip sadece dört implant yerleştirerek üzerine implant destekli overdenture protezlerin yapımını önermiştir.

İlk kez 1985 yılında implant destekli veya implant tutuculu overdenture protezler ” doku-destekli implantlar “ olarak tanımlanmıştır. 1990’lı yıllarda overdenture protezlere karşı ilgi artmıştır ve bu tedavi şekli ile ilgili birçok araştırma yapılmaya başlanmıştır [24, 25]. Sosyal değişiklikler, diş hekimliğinde evrim ve protez yapım tekniklerinde değişikliklerle

beraber dişsiz hastaların tedaviden estetik, konfor ve fonksiyon ile ilgili talepleri artmıştır [26, 27]. İmplantla ilişkili dental protez çözümlerinde implant destekli overdenture protezler önemli ve gittikçe yaygınlaşan bir alternatif haline gelmiştir [19].

2.4. İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Sınıflandırılması

İmplant destekli overdenture protezler tamamen implant ve/veya implant ve mukozadan destek alan, dişleri ve ilişkili dokuları telafi eden hareketli bölümlü protezlerdir [28].

İmplant destekli overdenture restorasyonlar doku, implant ve implant-doku destekli protezler olarak kendi aralarında sınıflandırılabilirler:

- a) Doku destekli implant overdenture protezler. Konvansiyonel protezler gibi tasarlanırlar fakat ek bir tutuculuk sağlamak için iki implant kullanılır, ataşman sistemi olarak da genelde top başlar, locator veya mıknatıslar kullanılmaktadır [29]. Bu tür overdenture protezler standart bir tedavi olarak alt çenede tutuculuğu arttırmak amacıyla kullanılırlar.
- b) İmplant-doku destekli protezler. Mandibula ve/veya maksillanın ön bölgesinde yerleştirilen implantlarla desteklenen protezlerdir [29]. Bu tür protezler tutuculuğu mukoza ve implantlardan almaktadır. Genelde bu tür protezlerde ataşman sistemi olarak bar tercih edilmektedir. Buna bir alternatif olarak splintlenme gereksinimi yoksa splintlenmemiş, örnek olarak locator veya top başlı ataşman sistemleri kullanılabilir [30].
- c) İmplant destekli protezler: bu tür protezlerde tutuculuk sadece implantlarla sağlanmaktadır ve üst yapı olarak rijid bir sistem veya teleskopik ataşmanlar tercih edilmektedir [29, 31, 32]. İmplant sayısı dişsiz arkın genişliği ve oklüzal tabla dikkate alınarak seçilmektedir [30].

2.5. İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Endikasyonu

Overdenture protez ile tedavi şekli üç grup hasta için önerilmektedir: [33]

- 1) Üst çene dişsiz olan ve total protezlerden rahatsızlık hissi duyup daha rahat ve konforlu bir tedavi şekli talep eden hastalar.
- 2) Alt çenede tutuculuğu yetersiz olan yaşlı hastalar.

3) Maksillofasiyal bölgede konjenital veya kazanılmış kayıpları olan hastalar [33].

2.6. İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Avantajları

İmplant destekli overdenture protezler birçok avantajlara sahiptir. Sabit protezler ile kıyaslandığında daha az implant kullanılabilir ve böylece maliyetin azalmasına ve ameliyat süresinin azalmasına olanak sağlamaktadır. Total protezlerle kıyaslandığında geliştirilmiş stabilite ve retansiyona sahiptirler. Protezin retansiyonunun artmasıyla hastaların beslenme rejimi pozitif etkilenebilir [13].

Yapılan araştırmalarda implant yerleştirilmesinden sonra 5 yıl içerisinde kalan alveoler kret miktarı ölçülmüş ve rezorpsiyon miktarı total protez kullanan hastalar ile kıyaslandığında önemli ölçüde azaldığını, posterior bölgede ise kret yüksekliğinin daha iyi korunmasını gösterilmiştir [34].

Williams ve diğerleri, [35] maksillar dört implant destekli overdenture restorasyonların retansiyonu ataşmanların yerleşimi ve stabilitesinden değiştiğini bulmuştur.

Stabilite eksikliği ve mandibular protezlerin retansiyon sıkıntılarından dolayı, anatomik limitasyon ve sosyoekonomik sorunlar nedeniyle, implant sayısı limitli olduğu vakalarda mandibular implantüstü overdenture protezler bir çözüm olarak kullanılmaktadır. Yaşlı bireyler, eğer seçenek verilirse implant destekli bir sabit proteze implant destekli overdenture protezleri tercih etmektedirler [36, 37]. Mandibulada total protez kullanan hastalarda posterior bölgede alveoler rezorpsiyon miktarı 1,63 mm iken, mandibular implantüstü overdenture protezlerde kullanan hastalarda bu miktar 0,69 mm'dir [38].

Mandibular atrofi hastalarda fonksiyon sırasında total protez 10 mm kadar hareket etmektedir [39]. Özellikle fonksiyon sırasında protezin yatay hareketleri mukozal yaralanmalara ve hızlı kemik rezorpsiyonuna neden olmaktadır. Mandibular implantüstü overdenture protezlerin kullanımı ile, hastalar tekrarlanabilir sentrik oklüzyon kazanırlar, lateral kuvvetlerin proteze etkisi azalır [40].

Tam dişsizlik vakalarında mandibular iki implant üzerine overdenture protez ve maksillaya konvansiyonel total protez yapımı standart bir tedavi protokolü olarak uygulanmaktadır [41]. Yapılmış araştırmalar, iki implant yardımı ile overdenture protezin yapımı altın

standart implant tedavisi olmadığını kabul etmektedir; hesap performansını, hasta memnuniyetini, maliyeti ve klinikde harcanan zamanı göz önüne alarak, çoğu insan için yeterli olması gereken minimum standart olarak belirtmiştir [42].

Donatsky ve diğerleri, [43] yaptıkları araştırmaya göre top başlı ataşmanla desteklen overdenture protezlerle ağız boşluğunun rehabilitasyonu linguo-vestibuloplasti yerine kullanılabilen başarılı bir alternatif olduğunu ifade etmiştir.

İmplant destekli overdenture protezlerin total protezlerle kıyaslandığında avantajları olarak şunlar sayılabilir : anterior bölgede kemik kaybının önlenmesi, estetiğin artması, stabilizasyonun artması, yumuşak doku yaralanmalarında azalma, çiğneme performansı ve kuvvetinde belirgin artış, tutuculuğun artması, daha iyi estetik, daha düzgün fonetik, palatinal plağın elimine edilmesi ile protez hacminde azalma [13].

İmplant destekli overdenture protezlerde kullanılan tutucular; karşıt dentisyon durumu, marjinal kemik seviyesi, implant çevresi dokuların sağlığı, mevcut olan interoklüzal mesafe miktarı, tutuculuk kuvveti ve hastanın oral hijyen düzeyi, sosyoekonomik durumu, beklentisi, tedavi maliyeti ve implantlar arası mesafe göz önünü alınarak seçilmektedir [44, 45].

2.7. İmplant Destekli Overdenture Tutucuların Sınıflandırılması

Protez Terimleri Sözlüğüne göre matriks implantla bağlanan ataşman sisteminin bir parçası ve hazne komponenti olarak işlev gören , patriks kısmı ise matrikse tutunan ve sürtünmesel uyumu sağlayan bölüm olarak tanımlanır [46]. Splintlenmiş veya splintlenmemiş tutuculara ve kullanılan malzemelere bakılmaksızın, matriks her zaman ataşman sisteminin “negatif”, patriks ise “pozitif” kısmı olarak kabul edilmektedir [47].

İmpantüstü overdenture protezlerde implant ile protez arasındaki bağlantı, hassas bağlantı yapısındaki bir tutucu sistem aracılığı ile sağlanmaktadır. Bu tutucu sistemler iki ana başlık altında toplanabilir: [48]

Bar tutucular: Bu tip tutucular birden fazla implantın birbirlerine bir bar desteği ile birleştirilmesiyle elde edilir.

Bar tip tutucular (splintlenmiş tutucular):

- Kuvvet kırıcı mekanizmalı:

- ✓ yuvarlak kesitli barlar
- ✓ yumurta kesitli barlar

- Rijit mekanizmalı:

- ✓ U-kesitli barlar

Tek tutucular (splintlenmemiş tutucular): Birbirinden bağımsız olan implantlar üzerindeki tutuculardır:

- Mıknatıs tutucular
- ZAAG tutucular
- ERA tutucular
- Teleskopik tutucular
- Top başlı tutucular
- O-ring tutucular
- Locator tutucular [48]

2.7.1. Bar tip tutucular (splintlenmiş tutucular)

Bar tipi tutucular iki veya daha fazla implantı birbirine bağlayan ataşman sistemleridir. Splintlenmemiş tutucularla kıyaslandığında daha iyi tutuculuk ve stabilite sağlamaktadırlar [49].

Yuvarlak kesitli barlar

Yuvarlak kesitli barların esnek ve rijit tipleri mevcuttur. Avantajları olarak implant dayanaklarına iletilen yatay ve çapraz kuvvetlerin miktarının azaltılması ve protez kaidesinin vertikal yönde hareketine diğer bar tiplerine kıyasla daha çok izin vermesi sayılabilir. Ayrıca U şeklinde kesitli barlara kıyasla implantlar üzerinde daha az tork oluşturmaktadır [50].

Oval kesitli bar

Bu tür tutucu sistemler stres kırıcı tiplerdir ve indirekt tutuculuk özelliğine sahiptirler. Oval kesitli barların esnek veya rijit tipleri mevcuttur. Yarı esnek özelliklere sahip Hader bar tipinde bu bar tipler dışında sıklıkla kullanılmaktadır. Hader barın dokuya uzanan kısmı barın esnekliğini azaltırken aynı zamanda dayanıklılığını artırmaktadır [51].

U şeklinde kesitli barlar

Bu tip barlar her zaman rijittir. U tip barların kullanımı en azı dört implant dayanak varlığında uygundur. Bu ataşman sistemi Kennedy sınıf 3 kısmı dişsiz vakalarında uygulanabilmektedir [52].

Splintlenmemiş ataşman sistemi kullanılarak implantüstü overdenture restorasyonları ile tedavi edilen hastaların şikayetleri genelde yetersiz tutuculuktur. Bar tipi tutucular tek tutucularla kıyaslandığında daha iyi retansiyon sağlarlar. Ayrıca bar tip ataşmanlar farklı uzunlukda ve farklı açılardır sergileyen implantların bu dezavantajlarını telafi etmektedirler. Kısa implantların kullanıldığı vakalarda splintlenmiş tutucuların kullanımı retansiyonu artırır, gelen oklüzal kuvvetlerin implantlara ve kemiğe eşit dağılımını sağlar [53].

Bar tipi tutucularda kullanılan prefabrik retantif klipsler metalden veya plastikden üretilir. Metalik klipsler aşınmaya karşı daha dayanıklı oldukları için kullanım süreleri daha uzundur. Fakat protezlerini dikkatle yerleştirmeyen hastalarda klipslerin ince kenarları çok kolay deforme olabilmektedir, bu durumda ise retantif klipslerin değiştirilmesi oldukça zor bir işlemdir. Metalik klipsler baz veya altın alaşımlardan üretilmektedir. Altın alaşımların rezistans değeri baz alaşımlara kıyasla daha iyidir fakat altın alaşımların kullanım maliyeti arttıkça, baz metal alaşımların kullanımları yaygınlaşmaktadır. Klipsler genellikle standart bir uzunlukta olup kesim işlemi ile gerekli boyutlar sağlanır. İmplantlar arası mesafe yeterli derecede sağlanmış ise tek bir klips, mesafenin yetersiz olduğu durumlarda birkaç tane klips kullanılmalıdır. Klipslerin protez tabanına yerleştirilmesi laboratuvar ortamda veya klinikde otopolimerizan akrilik reçine kullanılarak yapılmaktadır. Yerleştirilmeleri zor ve zaman alıcıdır. Plastik klipsler düşük maliyetlerinden dolayı klinikte tercih edilebilir fakat daha kısa sürede retansiyonu kaybettikleri için daha sık değişim gerektirmektedirler.

Tutuculuk kuvvetlerine göre farklı renk kodlamaları mevcuttur. Özel bir alet kullanılarak plastik klipsler protez tabanına kolayca yerleştirilir. Plastik klipslerin değiştirilmesi oldukça kolay ve az zaman alan bir işlemdir [54, 55].

2.7.2. Tek tutucular (splintlenmemiş tutucular)

Mıknatıs tutucular

Mıknatıs malzemeler diş hekimliği pratiğinde son yüzyılda kullanılmaya başlanmıştır. Mıknatıs ataşman sistemlerinin popüler hale gelmesinin sebebi küçük boyutları ve yüksek çekim kuvvetleridir. Çeneler arası interoklüzal mesafenin yetersiz boyutlarda olduğu durumda kolay uygulanabilirler. Bu retantif sistemlerin kullanım sırasında rahat bir şekilde yerine oturması el becerisi kısıtlı olan hastalar için bir avantajdır [56, 57]. Mıknatısların dezavantajları ağız içi sıvılara karşı düşük korozyon direncinden dolayı daha inert maddeler olan paslanmaz çelik ve titanyumla kaplanmaları gerekmektedir [58]. Mıknatıs ataşmanlar iki komponentten oluşur:

1. Protezin içerisine yerleştirilen mıknatıs parça.
2. İmplant veya abutment'in üzerinde olan koruyucu parça (keeper) [59]

ZAAG tutucular

Zest Anchor Advanced Generation Tutucular orijinal Zest ataşmanına benzeyen bir retantif sistemdir ve kısaca ZAAG olarak isimlendirilir. ZAAG tutucular rijit bağlantı istenildiğinde kullanılamamalarına karşın paralel olmayan implantların varlığında kullanılabilirler [60].

ERA tutucular

ERA ataşman sistemleri 1986'cı yılda kullanılmaya başlanmıştır ve retantif özelliklere sahip 6 farklı renkle kodlanmış plastik matriks parçaları vardır. Farklı paralelikte yerleştirilmiş implantlar için 5, 11 ve 17 dereceye sahip açılı abutment çeşitleri de mevcuttur [61].

Teleskopik tutucular

Teleskopik tutucular protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Paralel olmayan implant desteklerinde konturlar modifiye edilerek proteze giriş yolu hazırlanabilmektedir [62, 63]. Teleskopik tutucular primer ve sekonder kopingler arasındaki yaklaşım açısına göre rijit ve rezilient olarak sınıflandırılmaktadır. Rijit olmayan teleskopik sistemler 1989'cu yılında kullanılmaya başlanmıştır ve klinik çalışmalar bu ataşman sistemlerinin başarılı olduğunu kanıtlamıştır. Rijit olmayan teleskopik ataşmanlar ise yumuşak doku reziliensini ve paralel duvarları tolere etmek için primer ve sekonder kuronlar arasındaki oklüzal mesafe ile karakterize olmaktadır [62].

Top başlı tutucular

Top başlı tutucular birbirinden bağımsız destekler kaide içindeki metal bir koping ya da halka şeklinde bir lastik içine bağlanırlar. İçindeki naylon yapı vertikal sıkıştırıcı hareketler karşısında destek olur ve kaide arasında rotasyona izin verir, yani esnek bir düzenektir. Top başlı tutucular implantlarla arasında 28 dereceye kadar olan paralellikten sapma halinde kullanılabilirler. Zamanla gözlenen tutuculuk kaybı; lastiklerin değiştirilmesi veya klipslerin özel anahtarlarla aktifleştirilmesi ile giderilir [64, 65]. Top 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 protezlerde hemen hemen tüm firmalarda yaygın olarak kullanılmakta olan bir sistemdir. Avantajları, düşük maliyet, farklı tutuculuk derecelerine sahip olması ve protezin komplike bir şekilde yapılmasının getireceği zaman kaybı ve maliyetin olmamasıdır [66]. Buna rağmen yüksek profilleri dezavantaj olarak kabul edilmektedir.

Top başlı tutucular, kısmen menteşe ve rotasyon hareketlerine izin verirler. Top başlı tutucular abutment yıpratmasını engellemek için özel olarak dizayn edilmişlerdir. Top başlı abutment çeşitlerin çapları her firma için farklı olup, 2-3 mm arası değişmektedir. Lastiklerin değiştirilmesi çok kolaydır. İnce bir frez yardımıyla lastik gevşetilip çıkarıldıktan sonra tutucu apareyi yeni lastiği yerine yerleştirir. Ayrıca kullanım sonrası olarak retansiyon kaybı olduğunda ataşman lastiklerin retansiyonu aktivasyon apareyi ile arttırılabilir. Retansiyon fazla olduğunda ise deaktivasyon apareyi ile retansiyonun azaltılması da mümkündür. Bu iki aparey metal yuvanın içerisindeki ataşman lastiklerinin

ortasına bastırılmak suretiyle uygulanır. Aktivasyon apareyi, ataşman lastiklerinin uç kısımlarını içeri bükerek retansiyonu arttırmakta; deaktivasyon apareyi ise tutucuların uç kısımlarını dışa doğru ittirerek retansiyonu azaltmaktadır [67].

Zamanla gözlenen tutuculuk kaybı, top başlı tutucuların üst çene implantüstü protezlerde çok fazla tercih edilmemesi ve interokluzal mesafesi kısıtlı olduğu hastalarda protez içerisinde çok fazla yer kaplamaları dezavantajları arasında sayılabilir [67, 68].

O-ring tutucular

Top başlı ataşman tipleri arasında en popüler ve kullanımda en kolay tip O-ring ataşman sistemlerdir. O-ring yuvarlak, ortası delik sentetik elastomerden-genellikle silikondan yapılmış bir esnek tutucu tipidir. Tutuculuk derecelerine göre farklı renkler ve laboratuvar ortamda kullanılan siyah lastikleri vardır. Genellikle O-ring abutment sistemleri titanyum alışımindan yapılmaktadır. Dişeti yüksekliğine göre farklı tasarım ve boyutlarda abutment çeşitleri mevcuttur [69]. O-ring tutucular implantlar arası paralelliğini 10 dereceye kadar sapmasını tolere etmektedirler. Bu ataşmanlar, farklı yönlerde geniş bir hareket yelpazesi, takma-çıkarma kolaylığı, bakım kolaylığı ve düşük maliyet gibi çeşitli avantajlar sunmaktadır [69]. Buna rağmen kademeli olarak O-ring aşınması ile birlikte retansiyon kaybı (özellikle implantlar birbirine paralel yerleştirilmediği vakalarda) ve periodik olarak değişim gereksinimi bu sistemlerin dezavantajlarıdır [70]. O-ring sistemlerde hastaların uyguladığı çiğneme kuvvetine, beslenme alışkanlığına ve protezin kullanma süresine göre lastiklerin 6 ile 9 ay arasında değiştirilmesi gerekmektedir. O-ring lastikleri ağız içi faktörlerden: sürtünme ve ısıdan olumsuz etkilenmektedir. İlaveten O-ring lastikleri yanlış abutment seçiminden, hastanın protezi hatalı yerleştirilmesinden ve kötü ağız hijyeninden bozulmaktadırlar [71]. O-ring tutucu sistemi kullanılıyorsa implantların paralel yerleştirilmesi şarttır. Eğer bu koşul sağlanamıyorsa abutment boyun kırıkları ve/veya lastiklerin kısa bir sürede aşınması oluşmaktadır [70, 72].

Locator tutucu sistemler

Locator ataşman sistemi 2001’ci yılda Zest Anchor firması tarafından üretilmiş ve kullanımları gittikçe popüler hale gelmiştir.

Top başlı tutucu sistemlerin yerleşimine olanak bulunmayan interoklüzal mesafenin az olduğu durumlarda, aşırı konturlu protezlerde, dikey boyutun arttırıldığı, tutuculara komşu yapay dişlerde çatlamlar veya kırılmaların olduğu, tutucuların protezlerden ayrılmalari durumunda, protezde çatlak veya kırılma olduğu durumlarda locator tutucu sistemler düşük profillerinden dolayı top başlı tutucuların yerine tercih edilmektedir. Buna ilaveten, tamir ve değişimi basit ve kolaydır [73, 74]. Locator ataşmanlar, özellikle iki implanttan destek alan implant destekli overdenture restorasyonlarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır [75, 76].

Locator tutuculu sistemler, Zaag, Zest, Preat gibi birçok hassas bağlantı üretici firmalarla işbirliğinde uygun abutment seçenekleriyle beraber hemen hemen tüm implant firmaları tarafından üst yapı ataşman tipi olarak kullanılabilmektedir [77].

Locator Tutuculu Sistemlerde Abutment ve Tutucular

Locator tutucu sistemlerde tüm implant çap ve boylarına uygun 1-6 mm lik pek çok abutment çeşidi mevcuttur. Bu ataşman tipinde laboratuvar işlemlerinde kullanılan siyah lastik parçası bulunmaktadır. Locator ataşman sistemlerde naylon lastikler tutuculuk değerlerine göre farklı renklerde üretilir: şeffaf, pembe ve mavi [78]. İmplantlar arasında açığı düzeltmeyi sağlayan genişletilmiş naylon lastikler serisinde 40 ° dereceyi tolere eden yeşil, turuncu, kırmızı ve gri renklerde lastikler mevcuttur [79].

Locator abutment ve üzerindeki erkek parça toplam 2,5 mm civarında bir uzunluğa sahiptir. Sistemin uygulanması için firmanın sağladığı “Locator Core Tool” adında 3 parçalı bir uygulama apareyi kullanılmaktadır.

Bu apareyin alt parçası olan abutment yerleştiricisi (Locator Abutment Driver), dişeti yüksekliğine uygun olan abutment türünün implantların içerisine vidalanması için; apareyin üst parçası olan lastik çıkarıcı parça (Insert Removal Tool) protezin içerisinde kalan kapakların içindeki siyah naylonların çıkarılması için; apareyin orta parçası (Insert Seating Tool) ise 5 farklı renge sahip lastik tutucu parçalardan hasta için uygun olanının çıkartılan siyah naylonun yerine yerleştirilmesi için kullanılmaktadır [80].

Locator tutucular menteşe ve dikey esneklik sağlamaktadırlar. Diğer tutuculardan farklı olarak, metal tutucunun içerisindeki siyah naylon, locator tutuculardan 0,4 mm daha uzundur. Böylece locator tutucular metal tutucunun içerisine yerleştirildikleri zaman arada 0,4 mm.'lik bir boşluk kalır. Böylece hem menteşe, hem de dikey esneklik sağlanmış olmaktadır. Locator tutucular da tüm tutucu şekillerinde olduğu gibi hem klinikte direk ağız içerisinde, hem de laboratuvarında indirekt olarak proteze yerleştirilebilirler [81].

Locator tutucuların bir dezavantajı protezin ağız içine yerleştirilmesi sırasında yaşanan zorluktur. Protezin farklı pozisyonlarda yerleştirilmesi sonucunda plastik ataşman lastikleri çok çabuk deforme olabilir ve tutuculuk kaybedebilmektedir. Dolayısıyla el-kol motor fonksiyonlarında problem yaşayan veya çok yaşlı bireylerde locator tutuculu protezin kullanılması zor olabilmektedir. Protezin uzun süreli kullanımına bağlı olarak dayanakların içlerinin temizlenmemesi de aynı şekilde ataşman lastiklerinin tam yerine oturamaması ve dolayısıyla tutuculuk miktarlarının azalmasına neden olabilmektedir [82].

Yeni Locator R-Tx, üreticinin, abutment dış yüzeyinde ikili etkileşim sergileyerek potansiyel olarak overdenture retansiyonunu geliştirdiğini ve % 32 daha sert ve % 26 daha fazla aşınma direncine sahip yeni bir DuraTec Titanyum Karbon Nitrür Kaplamasına sahip ve pürüzlülükte % 64'lük bir azalma olduğunu iddia etmektedir [83].

Locator sistemler 40° dereceye kadar implantlar arası açığı tolere etmelerine rağmen, açılı yerleştirilen implantlarda bu ataşmanlarda hızlı bir retansiyon kaybı görülmüştür [76, 84].

Yeni Locator R-Tx sistemlerde implantlar arası paralelliği 60° dereceye kadar sapmaya izin veren tolerans sınırı vardır (maksimum 30° derece her bir implant için) [83].

Tek tutucuların bar ataşmanlar sistemlere kıyasla döküm gibi ek bir laboratuvar işlemin olmamasından ve daha düşük maliyetlerinden dolayı kullanımları daha avantajlıdır. Bu klinik seçenek el becerisi sınırlı olan hastalarda overdenture protezlerin kullanımını kolaylaştırmak için tercih edilebilir [85].

Bar ve klipslerin yerleştirilmesi için yeterli vertikal mesafenin olmadığı durumlarda splintlenmemiş tutucular kullanılmaktadır. Ayrıca implantların birinde osseointegrasyon

sorunu varsa ve gelecekte implant kaybı öngörüldüğü durumlarda bu tip sistemler tercih edilmektedir [86].

2.8. Materyallerin Mekanik Özellikleri

Ağız ortamında diş hekimliğinde kullanılan materyaller kimyasal, termal ve mekanik etkilere maruz kalmaktadır. Bu değişiklikler ise zaman ilerledikçe restorative materyalin bozulmasına neden olabilir. Biyolojik materyallerin etkileşimi ve deformasyonunu inceleyen bilim dalı biyomekaniktir. Oral ortamda diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin özelliklerini anlamak için elastik, plastik, viskoelastik deformasyon, kuvvet, gerilim, gerinim, dayanıklılık, sertlik, aşınma, kırılma gibi terimlere hakim olmak gerekir.

2.8.1. Kuvvet

Fizikte kütlesi olan bir cisme hareket kazandıran bir etkinliktir. Cisim diğer cisimlerle bir etkileşime geçerse bir kuvvet ortaya çıkarır. Translasyon veya deformasyon ise bir cisme uygulandığı kuvvet sonucunda o cismin sert veya esnek olmasına ve direnç gösterip göstermemesine bağlı olarak ortaya çıkar. Kuvvetin uygulama yönü kuvvet tipinin karakteristiğini belirler. Uluslararası Ölçü Birimine (Sİ) göre kuvvetin birimi Newton'dur ve N ile gösterilir [87].

2.8.2. Gerilim (stress)

Kuvvet, dirençli bir materyale etki ettiğinde material kuvvete karşı koyar. Bu internal reaksiyon büyüklük derecesi olarak eşit fakat yön olarak uygulanan kuvvete tam tersidir. İşde buna gerilim denir ve S ile işaretlenir. Etki eden kuvvet ve bunun sonucunda yaratılan internal direncin ikisi de materyalin belirli bir alanına uygulandığı için bir materyalin gerilimi, kuvvetin alana bölünmesiyle hesaplanır [88].

$$S=F(\text{Kuvvet})/A(\text{Alan})=N/m^2$$

2.8.3. Gerinim (strain)

Gerilimin uygulandığı durumda materyalin her bir kısmında oluşan birim uzunluktaki değişim olarak tarif edilir. Atomların aralarında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler

gerilim iken, atomların yer değiştirme direnci gerinimdir. Ölçü birimi diye bir gerinim birimi yoktur, % olarak tanımlanır ve ϵ ile gösterilir. Gerinim sadece bir büyüklük iken, gerilim ise hem büyüklüğü hem yönü olan bir kuvvettir [88].

Gerinim=Uzunluk Değişimi/Orijinal Uzunluk

2.8.4. Elastisite modülü (young modülü veya elastik modül)

Elastisite modülü terimi bir malzemenin elastikiyet ölçüsü ile tanımlanır. E ile gösterilir ve diğer tanımlası ise young modülüdür. Young modülü, elastik aralıktaki bir yapının sertliğini belirler. Elastisite modülü ise bir gerilim/gerinim oranıyla veya doğrusal eğri bölgesinin eğimini hesaplayarak belirlenir [88].

Elastisite modülü=Gerilim/Gerinim

Bu eşitlik Hooke Kanunu olarak da bilinir. Gerinim birimsiz olduğu için modül, gerilimle aynı birimlere sahiptir ve genellikle Mpa veya Gpa cinsinden belirtilir [89].

Restoratif materyalin elastik özellikleri malzemenin esas özelliğini temsil eder. Yapının elastik özelliklerinden sorumlu olan materyalin atomlar arası veya molekül arası kuvvetlerdir. Temel çekim kuvvetlerinin değeri kuvvetli olursa, young modülünün değeri de o kadar büyük olur ve bu da materyalin daha rijit ve sert olması anlamına gelir [90]. Bu özellik malzeme içindeki çekim kuvvetlerine bağlı olduğu için materyal gerilim veya sıkıştırmaya maruz kaldığında elastik modülü değeri genellikle aynı olur.

Young modülü malzemenin yapısına oldukça bağımlıdır ancak bir metal ya da alaşıma maruz bırakılan mekanik veya ısı işlemlerden bağımsızdır. Birçok metal ve seramik yüksek elastisite modülüne sahipken, elastomerler ve diğer polimerler gibi malzemeler düşük değerlere sahiptir. Düşük bir elastisite modülüne sahip malzemeler materyalin kullanımında çekme ve basma kuvvetleri altında bozulabileceği ifade edilmiştir [89].

2.9. Termal Özellikler

Son birkaç on yılda dental materyallerde önemli gelişmeler gerçekleşmiştir. Modern restoratif diş hekimliğinde diş restorasyonu için geniş ve güvenilebilir bir malzeme

yelpazesi ortaya çıkmıştır. Laboratuvar değerlendirmeler, oral ortamda dişleri ve restoratif malzemelerin olduğu koşulları (klinik ortamı), nemi ve stresi tam taklit etmeseler bile, dişlerin ve restorasyonların yaşlandırmalarını belirli bir ölçüde simüle edebilirler. Bu tür çalışmaların sonucu klinik şartlar altında alınan sonuçlara benzerdir [91].

Laboratuvar araştırmalar alanında dinamik gerilmeleri üretebilen sistemler sırasında termal siklus sistemi en yaygın olarak kullanılan prosedürlerden biridir ve uluslararası literatürde yaygın olarak kullanılmaktadır.

2.9.1. Termal siklus

Ağız boşluğundan sıcaklık ölçümü yüzyıldan fazla bir zaman evvel yapılmıştır. Dil altı sıcaklığı rutin olarak oral bir gösterge olarak kullanılır ve belirli koşullar altında ölçüldüğünde çoğu kişi için 37°C'ye yaklaşır. Ancak bu parametre ağız kavitesi içerisindeki her bir bölge için geçerli değildir [92]. Ağız boşluğunda sıcaklık değişimlerinin doğası dinamiktir, bu yüzden ağzın fizyolojisine en yakın sıcaklık aralığını tanımlamak çok zordur. Dişlerin sıcaklığını etkileyebilen çok değişken göz önünde bulundurmak gerekir. Oral kavitede ısıyı dengeleyen ana kaynaklar: yanaklar, dil ve periodontal dokulardır. Bunlar birlikte sıcaklık dağılımını düzenler ve fiziksel bariyer olarak görev görürler [93]. Bir diğer önemli faktör ise nefes alımıdır. Çoğu yazar havanın sıcaklığı, nemi ve nefes alma hızı ağız içi sıcaklığını değiştirebildiğini fakat bu değişimin çok etkili olmadığını ve daha çok üst ön dişler bölgesini etkileyeceğini öne sürmektedir [94]. Sıcaklık değişimine yol açan en önemli faktör ise farklı sıcaklıklarda yiyecek ve içeceklerin tüketimidir. Birçok yazarın düşüncesine göre yiyecek tüketimi sırasında sıcaklık dalgalanmaları sık ve değişken olmaktadır ve sıcaklık değişimleri hızlı bir şekilde oluşur ancak başlangıç sıcaklığına dönüşüm çok daha yavaş olmaktadır [95].

Sıcaklık değişimleri ve bunların in vivo toleransındaki büyük değişikliklere rağmen, raporlar arasında materyallerin ve prosedürlerin karşılaştırılmasına izin vermek için standart bir termal döngü simülasyonu gereklidir.

Gözden geçirilen literatüre dayanarak, termal siklus rejiminin kesin ifadesi yapılamaz ve her halükarda, geniş varyasyon nedeniyle seçimin daha büyük ya da daha az bir ölçüde keyfi olması gerekir. Bununla birlikte, mevcut verilerden, aşırı sıcaklıkların makul bir

şekilde karşılanabileceği, ancak bunların tipik veya temsili olarak alınabileceği sonucuna varılmıştır. Bu nedenle 15°C ve 45°C sıcaklıklar tercih edilmektedir. Benzer şekilde, mevcut kanıtlar üzerinde, 35°C referans istirahat sıcaklığı olarak seçilir. Buna ek olarak, bir taraftan diğer tarafa etkili bir geçişten kaçınılması gereken, yaşamda olası ancak nadir bir olayın ortaya çıkması durumunda, bir referans noktasından sonra, referans dinlenme sıcaklığına geri dönüş için yeterli zamana izin verilmelidir [94].

2.10. Yüzey Pürüzlülüğü

Ağız içinde kullanılan materyallerin yüzey bitirme ve polisaj işlemleri, materyalin mekanik ve estetik özellikleri açısından önemlidir. Dişeti ile temasa geçen materyallerin pürüzsüz olması gerekir. Pürüzlü yüzeyler plak birikimine sebep olabilir. Buna ilaveten pürüzlü yüzeyli malzemelerde sürtünme katsayında ve buna bağlı olarak aşınmada artış görülür. Bu yüzden cilalı ve pürüzsüz yüzeylerin kullanılması önemlidir [96-98].

Yüzey pürüzlülüğü değerinin ölçümünde değişik cihazlar kullanılır. Malzemelerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla optik veya mekanik sensörlere sahip cihazlar kullanılır. Yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi ya tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) gibi kalitatif yada yüzey profili analizi gibi kantitatif metotları kullanılarak yapılabilir. Son senelerde Atomik Kuvvet Mikroskobu yardımıyla yüzey pürüzlülüğün üç boyutlu ölçümü yapılabilmektedir [99, 100].

2.10.1. Optik profilometreler

Optik profilometre yönteminde İnterferometre, Odak tespiti ve Işığın saçılımı prensipi kullanılarak yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmektedir [101]. Bu yöntemde 3-boyutlu ölçüm elde etmek mümkündür. Test edilen malzemenin yüzeyi ile herhangi bir mekanik temas yoktur ve optik ışınla yüzeyde belirlenen referans noktalar arasındaki mesafede tarama yapılır [99, 101, 102].

2.10.2. Tarayıcı elektron mikroskobu (scanning electron microscopy)

Bu cihazın çalışma prensipi malzemenin taranan yüzeyi boyunca çok ince (10 μm) bir elektron demetinin bitim yüzey taramasıdır. Bu yöntemle üç boyutlu yüzey topografisi elde edilemez [99].

2.10.3. Atomik kuvvet mikroskobu (atomic force microscopy)

Son yıllarda diş hekimliğinde kullanılmaya başlayan bu yöntemde , örnek yüzeyi çok ince sivri bir uç ile taranarak analiz edilmektedir [103]. Bu yöntemle üç boyutlu tarama yapılabilir, kullanılan test malzemelerinin yüzeyine özel bir işlem yapılması gerekmez ancak dezavantajları olarak düşük hızda taraması, andırkatları belirleyememesi sayılabilir [103, 104].

2.10.4. Geçirimli elektron mikroskobu (transmission electron microscopy)

Bu makinenin çalışma prensipi optik bir yöntemi baz almaktadır. TEM mikroskop kullanılarak, test edilen materyalin içinden elektronlar geçirilir, toplanan elektronlar işlenerek değerlendirilir. Bu cihazı kullanarak malzeme yüzeyinin mikroyapısal incelemesini ve kristal yapılarının belirlenmesini sağlamak mümkündür, bu yöntemle çok özel bir malzeme karakterizasyonu yapılabilir [105].

2.10.5. Mekanik profilometre

Mekanik profilometreler diş hekimliğinde malzemelerin yüzey pürüzlülüğünün tespitinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Mekanik profilometrelerin çalışma prensipi boyutları belli elmas bir ucun test edilen örnek yüzeyine temas edilmesi ile ve bu yüzeylerin taranması yoluyla iki boyutlu ölçüm elde etmesine dayanır. Bu cihazın mekanik bir sensörü X-ekseni boyunca ilerler, malzeme yüzeyinde 20-50 μm çözünürlükte tarama yapar ve dikey eksenindeki yükseklik farklarını makinenin dönüştürüm sistemini referans olarak ölçüm yapar. Bu yöntemde doğru bir ölçüm elde edebilmek için test edilen yüzeyin paralel olması gerekmektedir. Farklı açılardan ölçümlerin yapılması test edilen malzemenin yüzeydeki olukların elde edilecek değerleri etkilememesi için şarttır [101, 102]. Genel olarak belirli bir ölçüm mesafesinde materyalin tüm yüzey düzensizliklerinin (yükseklik ve derinliklerinin) mutlak toplamalarının aritmetik ortalamasıyla örneğin yüzey

pürüzlülüğü değeri elde edilmektedir. Aritmetik ortalama pürüzlülük olarak (Ra) kaydedilir [106].

Profilometre ile yapılan ölçümlerde kullanılan parametreler;

Ra: Belirli bir ölçüm mesafesinde tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamalarının aritmetik ortalamasını;

Rmax: Belirli mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arası mesafeyi;

Rz: Belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını gösterir.

2.11. Sertlik Testleri

Ağız ortamında kullanılan tüm materyaller çiğneme etkinliğinden dolayı strese maruz kalmaktadırlar. Çiğneme etkinliğinden dolayı oluşan kuvvetler ise malzemenin uzun dönem başarısını belirlerler. Protetik diş tedavisinde kullanılan restoratif materyallerin özelliklerini ve klinik performanslarını değerlendirmek amaçlı bazı mekanik test yöntemleri kullanılır [96-98]. Bu testler arasında yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği malzemenin kullanım alanı ve uzun dönem başarısı hakkında diş hekimliğinde kullanılan önemli testlerindendir.

2.11.1. Yüzey sertliği

Malzemenin sertliği, genel anlamda yüzeyinde çizik oluşturmak, yüzeyini delmek yada çentik açmak gibi sürekli değişikliğe karşı gösterdiği dirençtir [107]. Diş hekimliğinde kullanılan bazı restoratif materyaller yüksek sertlik değerlerine sahip olmalıdırlar. Restoratif materyallerin klinik başarısını değerlendirmesinde yüzey sertliği testi etkili ve geçerli bir değerlendirme kriteridir [108].

2.11.2. Genel olarak yüzey sertliğinin ölçümü

Ölçümler genellikle konik veya küresel standart bir ucun materyal yüzeyine bastırılması karşısında malzemenin bunun karşılığında sergilediği direncin ölçümü ile ölçülür. Bu

direnç belirli bir kütle bastırılan ucun materyalde bıraktığı iz ile ilgilidir. Yapının sertlik değeri izin büyüklüğü ile ters orantılıdır [108].

Yüzey sertliğinin belirlenmesinde Brinell, Barcol, Shore, Rockwell, Knoop, Vickers gibi çeşitli testler uygulanır [107, 109]. Çalışmak istenilen materyale bağlı olarak test yöntemi tercih edilmektedir. Bütün bu testlerde simetrik bir işaretleyici ucun test edilen yapıya penetrasyon miktarı ölçülür. Ancak testler arasında işaretleyici ucun imal edildiği maddenin cinsi, geometrisi ve yüklenen ağırlık bakımından farklar bulunmaktadır. Çelik, tungsten karbit veya elmas gibi farklı maddelerden elde edilebilen işaretleyici uçlar, küre, konik veya piramit şeklindeki farklı geometrilere sahip olabilir. Yüklenen ağırlık ise 50-100 gr'dan 3000 kg'a kadar çıkabilmektedir [110, 111]. Yüzey sertliğinin saptanmasında en sık kullanılan 3 metod aşağıda belirtilmiştir:

2.11.3. Brinell sertlik testi

Metallerin sertliğinin tespitinde kullanılan en eski yöntemdir. Brinell testinde bir çelik bilya belli bir yük altında malzemenin parlatılmış yüzeyine bastırılır. Çökme ne kadar küçükse, sertlik numarası, dolayısıyla metalin sertliği de o kadar fazladır. Bu numara Brinell sertlik numarası (BHN) (Brinell Hardness Number) olarak bilinir. Brinell testinin dental restorasyonlara uygulanması sınırlıdır, dolayısıyla bu yöntem diş dokusu, siman gibi kırılğan veya dental plastikler gibi elastik malzemelerin sertliğinin tayininde kullanılamaz [112, 113].

2.11.4. Rockwell sertlik testi

Bu test yönteminde de Brinell testine benzer şekilde çelik bir bilye veya bazen elmas bir uç kullanılır. Bu yöntemde çökme çapı ölçümü yerine, aletin üzerindeki ölçekten olarak derinlik ölçülür [112, 113]. Rockwell sertlik numarası (RHN) da kullanılan çöktürücü ve kullanılan yüke bağlı olarak belirtilir. Bu test yöntemi endüstride yaygın olarak kullanılmaktadır. Kırılğan bir malzemeler için uygun değildir, elastik malzemeler için ise bu test yönteminin modifiye edilmesi gerekir [112, 114].

2.11.5. Knoop sertlik testi

Bu test yönteminde geometrik şekilde test örneğinde kesim yapan elmas bir delgi aleti kullanılır. Yüzeydeki çökme elmas veya rombik şekildedir [114]. Bu yöntemde gerçek çökme alanı yerine, en derin çökme miktarı uygulanan yüke bölünerek Knoop sertlik numarası elde edilir (KHN) [114].

2.11.6. Microvickers sertlik testi

Vickers sertlik testi yıllar önce Evens ve Charles tarafından seramiklerin kırılma tokluğunu araştırmak üzere tanıtılmıştır [115]. Bu test yönteminde ölçülen alanda deformasyon ve çatlakları ölçerek belirlenmekteydi [116-118]. Evans ve Charles'ın ölçümleri çok kapsamlı değildir fakat bunların yardımıyla malzemeye yük uygulandığı halde köşede oluşan çatlakların boyutunu ölçerek kırılma malzemelerin microvickers sertlik ölçümü için bir zemin hazırlanmıştır. Bu araştırmacılar birçok farklı malzemeye genelleştirilmiş denklem ve normalleştirilmiş bir kalibrasyon eğrisi sunmuştur. Bu test yönteminin evrensel bir kırılma tokluğu ve kesinlikle çok uygun tekniği olduğu ortaya çıkmıştır. Microvickers sertlik testi tekniğinin uygulanması için test numunelerinin yüksek kaliteli düzgün cilalı bir yüzeylere sahip olması gerekmektedir. Bundan emin olduktan sonra cilalı numune yüzeylerine microvickers sertlik piramidal uç uygulanır. Genellikle makine yükü yavaş yavaş uygular, belirlenen bir süre boyunca yük sabit tutulur ve sonra uyguladığı kuvvet ortadan kalkar. Yük altında numune yüzeyinde dört köşeli izler oluşmaktadır. İzlerin uzunluklarıyla birlikte girinti yükü, ölçü boyutu, malzemenin sertlik ve elastisite modülü, ve ampirik bir kalibrasyon sabiti malzemenin kırılma dayanıklılığını hesaplamak için kullanılır [119, 120].

Standart testlerde var olan tek iyi tanımlanmış bir ize sahip örnekler ölçüm için kullanılır. Microvickers sertlik testinde ise çoklu izler oluşur. Standart testlerde, yük bir universal test makinesi yardımı ile uygulanır, ancak microvickers sertlik testi tekniğinde örnek bir sertlik indikatörü ile yüklenir. Microvickers sertlik testi yönteminde ise deformasyon-çatlaklar identörün altında oluşup yayılır ve ondan sonra ise yüzeyde kesilir. Girintiye uzak bölgelerde çatlaklar bir duraklama durumuna ulaşır yavaşlamaktadır. Microvickers sertlik testi yöntemi yüzeyde çoklu bir çatlak bırakır. Microvickers sertlik değeri, kg olarak ifade edilen yükün mm^2 olarak ifade edilen izin alanına bölümüdür;

$$HV = \frac{2.F \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)}{d^2}$$

Burada F uygulanan yük (kg), d ortalama köşegen genişliği (mm) ve θ piramit tepe açısıdır. Sonuç olarak;

$$HV = 1,8544 \frac{F}{d^2}$$

denklemini elde edilir [121].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarı, Gazi Üniversitesi İmalat Fakültesi Laboratuvarı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarında yürütülmüştür.

İmplantüstü overdenture protezlerde kullanılan locator ve top başlı ataşman lastiklerinin termal yaşlandırma öncesi ve sonrası elastisite modülü, microvickers sertlik değeri ve yüzey pürüzlülüğü incelenmiştir. Çalışmada kullanılan ataşmanlar Çizelge 3.1.'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan ataşmanlar ve üretici firma

Ataşman tipi	Marka	Üretici firma
Locator	Rhein-83	Eleksan , Bologna, İtaly
Top başlı	Rhein-83	Eleksan , Bologna, İtaly

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan lastik tipleri

	Lastik Tipi		
	Şeffaf	Pembe	Sarı
Locator	7	7	7
Top Başlı	7	7	7

3.1. Gruplar

Grup 1'de locator şeffaf ataşman lastikleri bulunmaktadır. Grup 2'de locator pembe ataşman lastikleri bulunmaktadır. Grup 3'de locator sarı ataşman lastikleri bulunmaktadır. Grup 4'de şeffaf top başlı ataşman lastikleri bulunmaktadır. Grup 5'de pembe top başlı ataşman lastikleri bulunmaktadır. Grup 6'da sarı top başlı ataşman lastikleri bulunmaktadır.



Resim 3.1. Locator şeffaf ataşman lastikleri



Resim 3.2. Top başlı şeffaf ataşman lastikleri

Çalışmada implantüstü overdenture protezlerde kullanılan locator (Rhein-83, Eleksan, Bologna, İtaly) ve top başlı ataşman lastikleri (Rhein-83, Eleksan, Bologna, İtaly) kullanıldı. Toplam 42 adet örnek ataşmandan tipine ve ataşman lastiklerinin rengine göre 6 grup oluşturuldu . Her grupta 7 adet lastik bulunmaktadır. Lastikler tutuculuk değerlerine göre her bir ataşman için şeffaf, pembe ve sarı olarak bölündü. Locator ataşman lastiklerin çapı 3,86 mm, top başlı ataşman lastiklerin çapı 2,5 mm'dir.

3.1.1. Örnekler için tutucu platformun hazırlanması

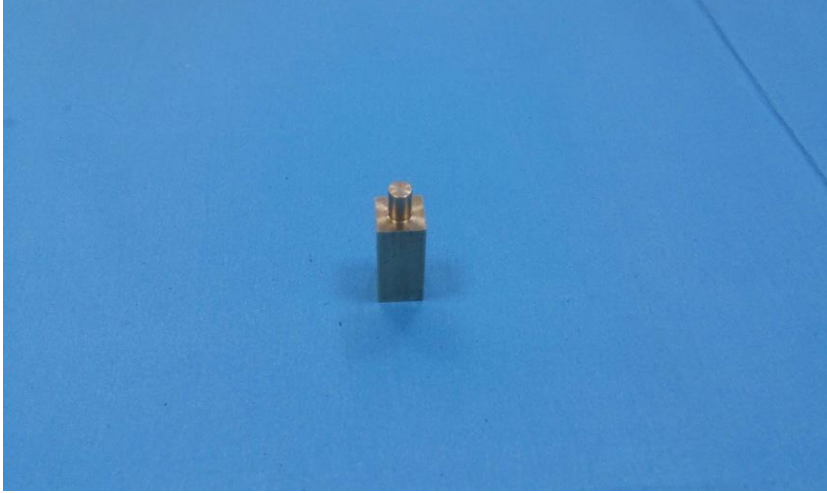
Ataşman lastiklerin sabitlenmesi için Gazi Üniversitesi İmalat Mühendisliği Fakültesi Laboratuvarında özel iki adet platform hazırlanmıştır. İşlem masa tipi saatçi tornasında (Db 1353, Çekya) 10/10 çapında 100 mm uzunluğunda hava çeliği kalemi ile yapılmıştır. Pirinç bloktan ataşman lastikleri için 2 platform imal edilmiştir. Locator ataşman için üretilen tutucu platformun toplam uzunluğu 16,19 mm, boyun uzunluğu 7,94 mm, sapın uzunluğu 4,79 mm, çapı 3,84 mm'dir. Top başlı ataşman için kullanılan platformun toplam uzunluğu 16,19 mm, boyun uzunluğu 7,94 mm, sapın uzunluğu 4,79 mm, çapı 2,34 mm'dir.



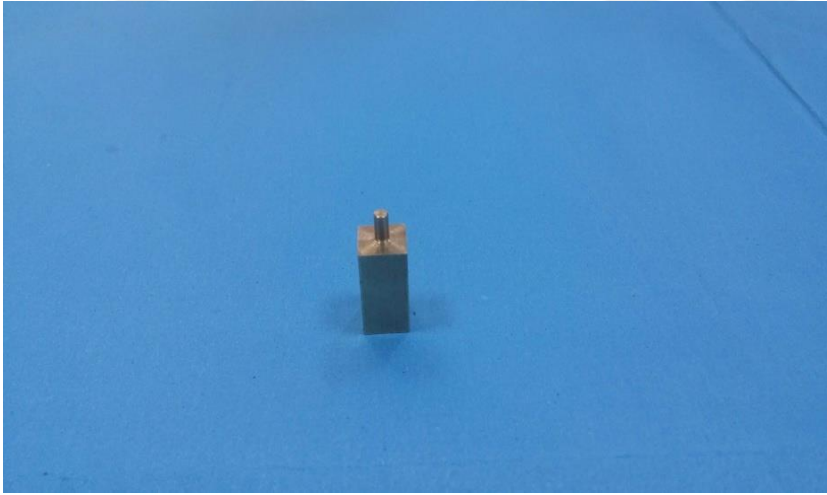
Resim 3.3. Masa tipi saatçi tornası ve hava çeliği kalemi



Resim 3.4. Ataşman lastikleri için platform üretimi



Resim 3.5. Locator ataşman lastikleri için tutucu platform



Resim 3.6. Top başlı ataşman lastikleri için tutucu platform

3.1.2. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri

Tüm örneklerin yüzey pürüzlülükleri (R_a) profilometre cihazı (MarSurfM 300C, Mahr, Göttingen, Almanya) ile ölçüldü. Her bir grup öncesinde profilometre cihazı kalibre edildi. Her bir örneğin yüzey pürüzlülüğünü saptamak için örnek yüzeyinden 3 farklı noktadan ölçüm yapılarak ortalamaları alındı.



Resim 3.7. MarSurf M 300 C profilometre cihazı



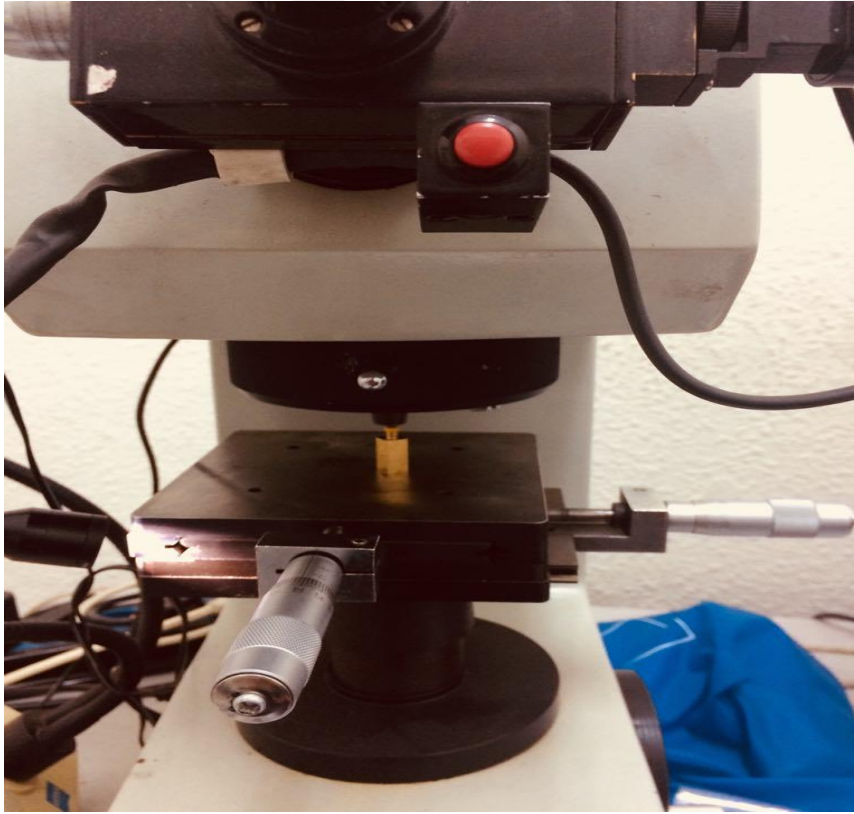
Resim 3.8. Profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü

3.1.3. Mikrovickers sertlik değerinin ölçümleri

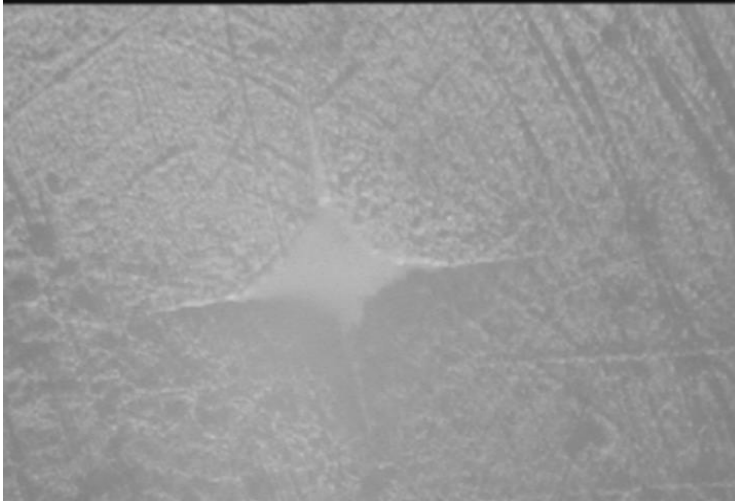
Mikrovickers sertlik testi HVS-1000 (Digital Display Microhardness Tester, Avustraliya) cihazı kullanılarak ölçüldü. Her bir gruptaki örnekler ataşmal lastikleri için üretilen tutucu platforma sabitlendi. Cihazın ucu lastiklerin üst kısmına dikey gelecek şekilde ayarlandı. Her bir grup öncesinde Mikrovickers sertlik cihazı kalibre edildi. Makinenin ucu 200 N kuvvet ile 30 sn. uygulanarak lastiklerin mikrovickers sertlik değerleri ölçüldü.



Resim 3.9. HVS-1000 mikrovickers sertlik ölçümü cihazı ve çalışmada kullanılan parametreler



Resim 3.10. Mikrovickers sertlik değerin ölçümü



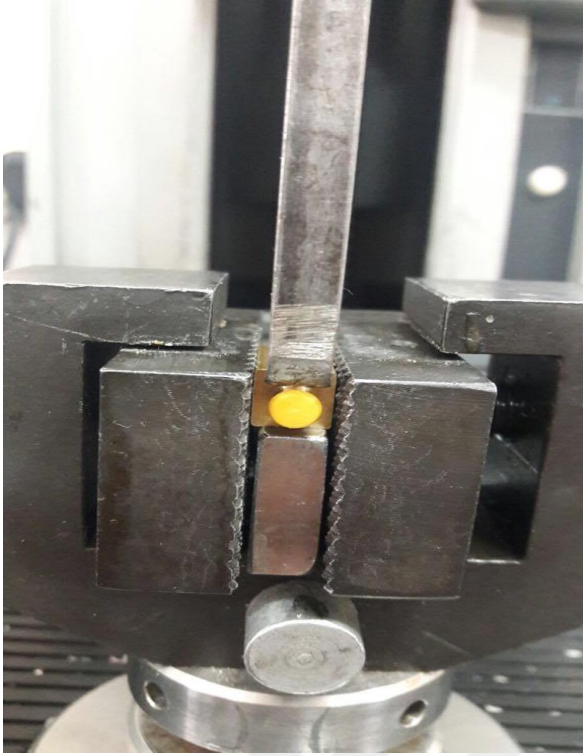
Resim 3.11. Microvickers testi sonrası oluşan iz

3.1.4. Elastisite modül değerinin ölçümleri

Elastisite (young) modülü evrensel test cihazı (İnstron, LLOYD, Almanya) ile ölçüldü. Lastikler platforma sabitlendikten sonra iki tutucu yardımıyla yatay bir şekilde yerleştirildi. Her bir grup öncesinde evrensel test cihazı kalibre edildi. Ölçüm için kullanılan uç 2,23 mm, ilerleme hızı 5 sn., uygulandığı kuvvet 100 N olarak elastisite (young) modül ölçümü yapıldı.



Resim 3.12. Evrensel test cihazı



Resim 3.13. Evrensel test cihazı ile elastisite modülü ölçümü

3.1.5. Termal yaşlandırma

Yaşlandırma ISO 11405 standardına (Uluslararası Standartlar Organizasyon, 1994) göre yaşlandırma cihazında (SD Mechanotronik, THERMOCYCLER, Almanya) yapıldı.

Yaşlandırma için örneklere 5-55 °C sıcaklık aralığında banyo bekleme süresi 33 saniye ve banyolar arası geçiş süresi 2 saniye olacak şekilde 6000 siklus uygulandı.



Resim 3.14. SD Mechatronik termal yaşlandırma cihazı



Resim 3.15. Örneklerin yaşlandırma işlemi

3.1.6. Termal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğü ölçümleri

Termal yaşlandırmayı takiben yüzey pürüzlülüğü ölçümleri tekrar yapıldı. Tüm örneklerin yüzey pürüzlülükleri (R_a) profilometre cihazı (MarSurfM 300C, Mahr, Göttingen, Almanya) ile ölçüldü. Her bir grup öncesinde profilometre cihazı kalibre edildi. Her bir örneğin yüzey pürüzlülüğünü saptamak için örnek yüzeyinden 3 farklı noktadan ölçüm yapılarak ortalamaları alındı.

3.1.7. Termal yaşlandırma sonrası mikrovickers sertlik değerinin ölçümleri

Termal yaşlandırmayı takiben örneklerden mikrovickers sertlik değeri ölçümleri tekrar yapıldı. Mikrovickers sertlik testi HVS-1000 (Digital Display Microhardness Tester, Avstraliya) cihazı kullanılarak ölçüldü. Her örnek tutucu platforma yerleştirildi. Cihazın ucu lastiklerin üst kısmına dikey gelecek şekilde ayarlandı. Her bir grup öncesinde mikrovickers sertlik cihazı kalibre edildi. Makinen ucu 200 N kuvvet ile 30 sn. uygulanarak lastiklerin microvickers sertlik değerleri ölçüldü.

3.1.8. Termal yaşlandırma sonrası elastisite modül değerinin ölçümleri

Termal yaşlandırmayı takiben örneklerden elastisite modülü ölçümü tekrar yapıldı. Elastisite modülü evrensel test cihazı (İnstron, LLOYD, Almanya) ile ölçüldü. Lastikler tutucu platforma yerleştirildikten sonra iki tutucu yardımıyla yatay bir şekilde yerleştirildi. Her bir örnek öncesinde evrensel test cihazı kalibre edildi. Ölçüm için kullanılan uç 2,23 mm'dir. İlerleme hızı 5 sn., uyguladığı kuvvet 100 N olarak ayarlanıp elastisite modül ölçümü yapıldı.

3.1.9. İstatistik analiz

Çalışmada implantüstü overdenture protezlerin locator ve top başlı ataşman lastiklerinin termal yaşlandırma öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü , microvickers sertliği ve elastisite modülü ölçüldü. Yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası elde edilen veriler değerlendirildi.

Verilerin değerlendirilmesinde SPSS 20 (IBM Corp. Released 2011. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0. Armonk, NY: IBM Corp.) istatistik paket programı kullanılmıştır. Değişkenler ortalama $\pm$ standart sapma ile yüzde ve frekans değerleri kullanılmıştır. Değişkenler normallik, varyansların homojenliği ön şartlarının kontrolü yapıldıktan sonra (Shapiro Wilk ve Levene Testi) değerlendirilmiştir. Veri analizi yapılırken, bağımlı iki grup karşılaştırması için Bağımlı 2 grup t testi (paired t test), önşartlar sağlanmadığında ise Wilcoxon testi kullanılmıştır. Ayrıca locator ve top başlı ataşman lastiklerinin karşılaştırmaları parametrik test önşartları sağlandığında Student's test, sağlanmadığında ise Mann Whitney-U testi ile değerlendirilmiştir. Testlerin anlamlılık düzeyi için $p < 0,05$ ve $p < 0,01$ değeri kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

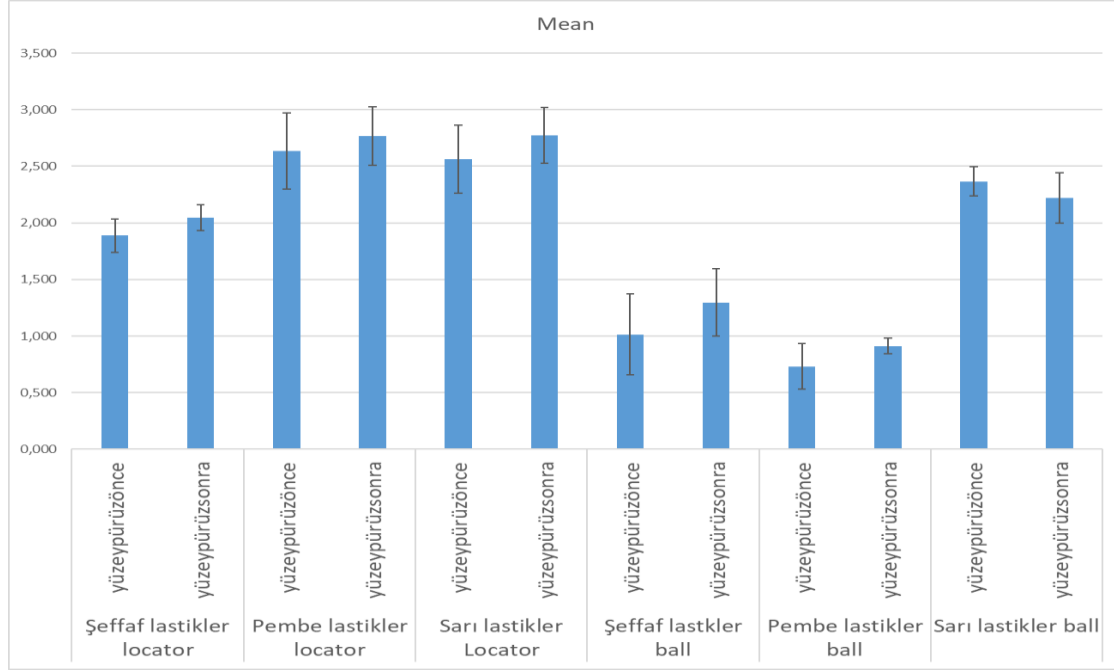
Araştırmada implantüstü overdenture protezlerde kullanılan locator ve top başlı ataşman lastiklerine tutucu platformlar hazırlandı, lastiklere termal yaşlandırma işlemi uygulandı. Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü, elastisite modülü ve microvickers sertlik değerleri ölçüldü. Testler sonucu elde edilen veriler değerlendirilerek termal yaşlandırma işleminin ataşman lastiklerinin yüzey pürüzlülüğü, elastisite modülü ve microvickers sertlik değerleri üzerine etkileri değerlendirildi.

4.1. Termal Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Testi

Örneklerin her birinin yüzeylerinde termal yaşlandırma öncesi ve sonrası profilometre cihazı ile yapılan ölçümler sonucu elde edilen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri Çizelge 4.1.'de gösterildi. Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin gruplar için ortalamaları ve standart sapmaları Şekil 4.1.'de verildi.

Çizelge 4.1. Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin sonuçları

Yüzey pürüzlülüğü değeri	Önce							Sonra						
	1	2	3	4	5	6	7	1	2	3	4	5	6	7
Şeffaf locator	1,94	1,9	1,97	1,92	1,56	2	1,91	1,84	2,01	2,18	2,01	2,12	2,01	2,14
Pembe locator	1,97	2,81	2,72	2,94	2,7	2,42	2,87	2,37	2,57	2,88	3,01	2,89	2,58	3,05
Sarı locator	2,79	2,21	2,59	2,55	2,38	2,33	3,1	3	2,54	2,74	3,03	2,54	2,52	3,05
Şeffaf top başlı	1,13	1,07	1,67	0,72	0,68	0,68	1,15	1,5	1,12	1,88	1,13	1,28	1,08	1,09
Pembe top başlı	1,04	0,59	0,89	0,51	0,69	0,55	0,85	1,03	0,95	0,89	0,82	0,84	0,93	0,92
Sarı top başlı	2,41	2,34	2,13	2,5	2,41	2,41	2,28	2,19	2,11	2,15	1,94	2,59	2,33	2,33



Şekil 4.1. Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin gruplar için ortalamaları ve standart sapmaları

4.1.1. İstatistik analiz

Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası locator ve top başlı ataşman lastiklerinin ortalama yüzey pürüzlülükleri değerleri hakkında tanıtıcı istatistikler Çizelge 4.2’de gösterildi. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin locator ve top başlı ataşman lastiklerinin ortalamalarının karşılaştırılması Çizelge 4.3.’de verildi. Locator ve top başlı ataşman lastiklerinin yaşlandırma işlemi uygulamadan önce ve sonra elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin belirlenmesinde bağımlı iki grup karşılaştırması için Bağımlı 2 grup testi (paired t test), önşartlar sağlanmadığında ise Wilcoxon testi kullanılmıştır. Ayrıca locator v top başlı ataşman lastiklerinin karşılaştırmaları parametrik test önşartları sağlandığında Student’s t test, sağlanmadığında ise Mann Whitney-U testi ile değerlendirilmiştir. Testlerin anlamlılık düzeyi için $p < 0,05$ ve $p < 0,01$ değeri kabul edilmiştir.

Çizelge 4.2. Tüm gruplar için ortalama yüzey pürüzlülüğünün istatistiksel değerlendirilmesi

Grup	Yüzey pürüzlülüğü	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	p
Şeffaf lastikler locator	önce	1,887	0,15	0,057	0,097 [£]
	sonra	2,044	0,116	0,044	
Pembe lastikler locator	önce	2,633	0,336	0,127	0,115 [£]
	sonra	2,766	0,258	0,097	
Sarı lastikler locator	önce	2,564	0,302	0,114	0,015 ^{£*}
	sonra	2,773	0,247	0,093	
Şeffaf lastikler top başlı	önce	1,014	0,359	0,136	0,018 ^{£*}
	sonra	1,295	0,297	0,112	
Pembe lastikler top başlı	önce	0,732	0,2	0,076	0,032 ^{£*}
	sonra	0,912	0,069	0,026	
Sarı lastikler top başlı	önce	2,56	0,3	0,052	0,011 ^{£*}
	sonra	2,23	0,21	0,091	

*p<0,05

**p<0,01

£ Bağımlı iki grup t test (Eşleştirme t test)

Ψ Wilcoxon testi

Çizelge 4.3. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin locator ve top başlı ataşman lastiklerinin ortalamalarının karşılaştırılması

	Yüzey pürüz önce	Yüzey pürüz sonra
	n=7	n=7
Şeffaf locator	1,89±0,15	2,04±0,12
Şeffaf top başlı	1,01±0,36	1,3±0,3
p	0,001** ^ψ	0,001** ^ψ
Pembe locator	2,63±0,34	2,77±0,26
Pembe top başlı	0,73±0,2	0,91±0,07
p	0,001** [£]	0,001** [£]
Sarı locator	2,56±0,3	2,77±0,25
Sarı top başlı	2,36±0,12	2,23±0,21
p	0,120 [£]	0,001** [£]

[£] Bağımsız iki grup t test (Student's t test)

^ψ Mann Whitney-U testi

Yüzey pürüzlülüğü değerlerinde termal yaşlandırma öncesi (1,89±0,15) ve sonrası (2,04±0,12) şeffaf lastikler locator grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,097).

Yüzey pürüzlülüğü değerlerinde termal yaşlandırma öncesi (2,63±0,34) ve sonrası (2,77±0,26) pembe lastikler locator grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,115).

Yüzey pürüzlülüğü değerlerinde sarı lastikler locator grubunda yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen veriler, (2,77±0,25) yaşlandırma işlemi öncesi değerlerinden (2,56±0,3) istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur (p=0,015).

Yüzey pürüzlülüğü değerlerinde şeffaf lastikler top başlı ataşman grubunda yaşlandırma sonrası elde edilen veriler, $(1,3\pm0,3)$ yaşlandırma öncesi değerlerinden istatistiksel olarak $(1,01\pm0,36)$ daha yüksek bulunmuştur. ($p=0,018$)

Yüzey pürüzlülüğü değerlerinde pembe lastikler top başlı ataşman grubunda yaşlandırma sonrası elde edilen veriler, $(0,91\pm0,07)$ yaşlandırma işlemi öncesi değerlerinden $(0,73\pm0,2)$ istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur ($p=0,032$).

Yüzey pürüzlülüğü değerlerinde sarı lastikler top başlı ataşman grubunda yaşlandırma sonrası elde edilen veriler, $(2,23\pm0,21)$ yaşlandırma işlemi öncesi değerlerinden $(2,56\pm0,3)$ istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur ($p=0,011$).

Yüzey pürüzlülüğü değerlerinde termal yaşlandırma öncesi değerleri için şeffaf lastikler locator $(1,89\pm0,15)$ grubu ile şeffaf lastikler top başlı ataşman $(1,01\pm0,36)$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır, şeffaf lastikler locator grubu daha yüksektir ($p=0,001$). Yüzey pürüzlülüğü değerinde termal yaşlandırma sonrası verileri için şeffaf lastikler locator $(2,04\pm0,12)$ grubu ile şeffaf lastikler top başlı ataşman $(1,3\pm0,3)$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır, şeffaf lastikler locator grubu daha yüksektir ($p=0,001$).

Yüzey pürüzlülüğü değerlerinde termal yaşlandırma öncesi değerleri için pembe lastikler locator $(2,63\pm0,34)$ grubu ile pembe lastikler top başlı ataşman $(0,73\pm0,2)$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır, pembe lastikler locator grubu daha yüksektir ($p=0,001$). Yüzey pürüzlülüğü değerinde termal yaşlandırma sonrası verileri için pembe lastikler locator $(2,77\pm0,26)$ grubu ile pembe lastikler top başlı ataşman $(0,91\pm0,07)$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır, pembe lastikler locator grubu daha yüksektir ($p=0,001$).

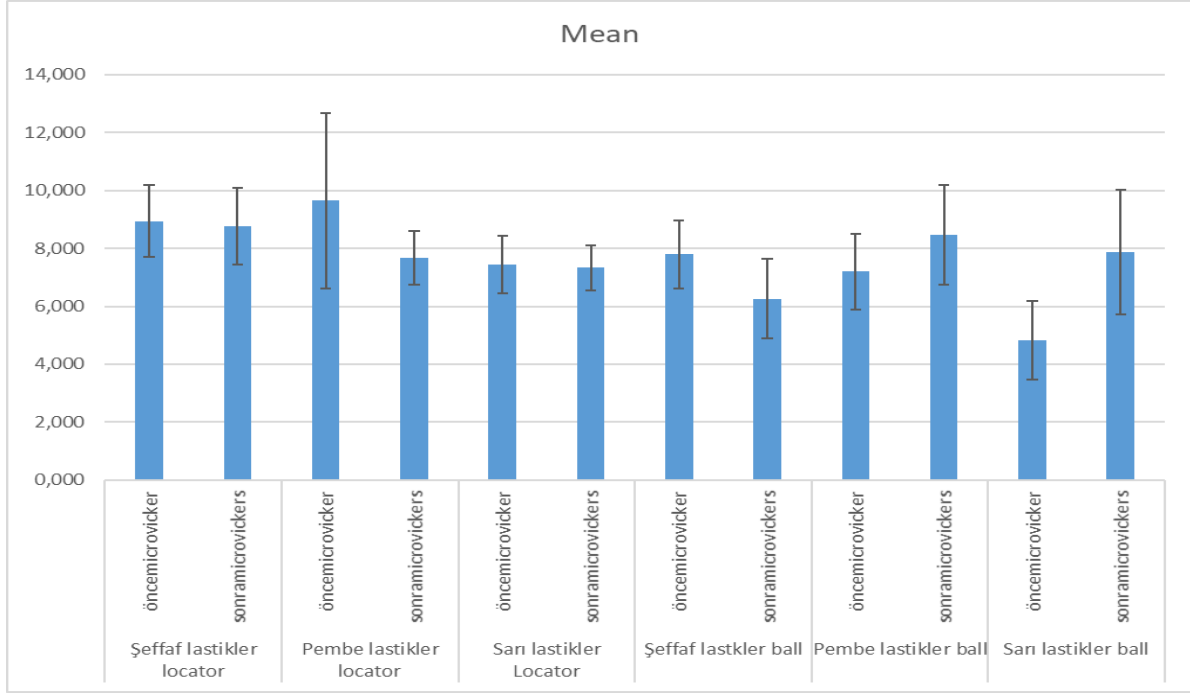
Yüzey pürüzlülüğü değerlerinde termal yaşlandırma öncesi verileri için sarı lastikler locator $(2,56\pm0,3)$ grubu ile sarı lastikler top başlı ataşman $(2,36\pm0,12)$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p=0,120$). Yüzey pürüzlülüğü değerinde termal yaşlandırma sonrası verileri için sarı lastikler locator $(2,77\pm0,25)$ grubu ile sarı lastikler top başlı ataşman $(2,23\pm0,21)$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır, sarı lastikler locator grubu daha yüksektir ($p=0,001$).

4.2. Termal Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Microvickers Sertlik Testi

Örneklerin her birinin termal yaşlandırma öncesi ve sonrası microvickers sertlik cihazı ile ölçülen microvickers sertlik değerleri Çizelge 4.4.'de gösterildi. Örneklerin microvickers değerlerinin gruplar için ortalamaları ve standart sapmaları Şekil 4.2.'de verildi.

Çizelge 4.4. Microvickers sertlik testi sonuçları

Microvickers testi	Önce							Sonra						
	1	2	3	4	5	6	7	1	2	3	4	5	6	7
Şeffaf locator	8,55	9,69	9,13	10,26	6,80	8,01	10,09	8,44	8,95	8,86	11,05	6,69	7,99	9,31
Pembe locator	4,91	7,09	12,69	8,79	13,48	10,88	9,67	6,82	6,87	8,39	6,90	9,29	7,89	7,52
Sarı locator	8,45	7,02	6,52	7,14	7,57	9,04	6,38	8,06	7,18	6,61	7,51	7,56	8,30	6,09
Şeffaf top başlı	9,73	8,35	6,06	8,50	7,49	7,12	7,35	8,03	6,91	4,17	7,20	6,52	4,67	6,33
Pembe top başlı	7,06	7,77	9,43	5,39	7,66	6,12	6,93	8,71	9,51	11,25	6,23	9,21	6,90	7,54
Sarı top başlı	4,53	3,69	4,92	3,74	4,65	7,70	4,59	6,80	5,46	10,33	6,23	7,72	11,31	7,31



Şekil 4.2. Örneklerin microvickers değerlerinin gruplar için ortalamaları ve standart sapmaları

4.2.1. İstatistik analiz

Microvickers sertlik testi değerlerinin ortalaması tüm gruplar için Çizelge 4.5.'te gösterildi. Microvickers sertlik değerlerinin locator ve top başlı ataşman lastiklerinin ortalamalarının karşılaştırılması karşılaştırılması Çizelge 4.6.'da verildi.

Çizelge 4.5. Tüm gruplar için microvickers sertlik değerlerinin istatistiksel ortalaması

Grup	Microvickers	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	p
Şeffaf locator	önce	8,933	1,242	0,47	0,407 [£]
	sonra	8,756	1,327	0,502	
Pembe locator	önce	9,644	3,033	1,146	0,057 [£]
	sonra	7,669	0,928	0,351	
Sarı locator	önce	7,446	0,986	0,373	0,45 [£]
	sonra	7,33	0,779	0,294	
Şeffaf top başlı	önce	7,8	1,177	0,445	0,001 ^{£***}
	sonra	6,261	1,379	0,521	
Pembe top başlı	önce	7,194	1,294	0,489	0,001 ^{£***}
	sonra	8,479	1,72	0,65	
Sarı top başlı	önce	4,831	1,349	0,51	0,001 ^{ψ***}
	sonra	7,88	2,155	0,814	

*p<0,05

**p<0,01

£ Bağımlı iki grup t test (Eşleştirme t test)

ψ Wilcoxon testi

Çizelge 4.6. Microvickers sertlik değerlerinin locator ve top başlı ataşman lastiklerinin ortalamalarının karşılaştırılması

	Önce microvickers	Sonra microvickers
	n=7	n=7
Şeffaf locator	8,93±1,24	8,76±1,33
Şeffaf top başlı	7,8±1,18	6,26±1,38
p	0,110 [£]	0,001** [£]
Pembe locator	9,64±3,03	7,67±0,93
Pembe top başlı	7,19±1,29	8,48±1,72
p	0,070 [£]	0,290 ^ψ
Sarı locator	7,45±0,99	7,33±0,78
Sarı top başlı	4,83±1,35	7,88±2,15
p	0,001** [£]	0,540 ^ψ

[£] Bağımsız iki grup t test (Student's t test)

^ψ Mann Whitney-U testi

Microvickers sertik testinde termal yaşlandırma öncesi (8,93±1,24) ve sonrası (8,76±1,33) şeffaf lastikler locator grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,407).

Microvickers sertlik testinde termal yaşlandırma öncesi (9,64±3,03) ve sonrası pembe lastikler locator grubunda (7,67±0,93) istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,057).

Microvickers sertlik testinde termal yaşlandırma öncesi (7,45±0,99) ve sonrası (7,33±0,78) sarı lastikler locator grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,45).

Microvickers sertlik testinde şeffaf lastikler top başlı ataşman grubunda yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen veriler, $(6,26 \pm 1,38)$ yaşlandırma işlemi öncesi değerlerinden $(7,8 \pm 1,18)$ istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur ($p=0,001$).

Microvickers sertlik testinde pembe lastikler top başlı ataşman grubunda yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen veriler, $(8,48 \pm 1,72)$ yaşlandırma işlemi öncesi değerlerinden $(7,19 \pm 1,29)$ istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur ($p=0,001$).

Microvickers sertlik testinde sarı lastikler top başlı ataşman grubunda yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen veriler, $(7,88 \pm 2,15)$ yaşlandırma işlemi öncesi elde edilen değerlerden $(4,83 \pm 1,35)$ istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur ($p=0,001$).

Microvickers sertlik testi değerlerinde termal yaşlandırma öncesi için şeffaf lastikler locator $(8,93 \pm 1,24)$ grubu ile şeffaf lastikler top başlı ataşman $(7,8 \pm 1,18)$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p=0,110$). Termal yaşlandırma sonrası microvickers sertlik testi değerlerinde şeffaf lastikler locator $(8,76 \pm 1,33)$ grubu ile şeffaf lastikler top başlı ataşman $(6,26 \pm 1,38)$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır, şeffaf lastikler locator grubu daha yüksektir ($p=0,001$).

Microvickers sertlik testi değerlerinde termal yaşlandırma öncesi için pembe lastikler locator $(9,64 \pm 3,03)$ grubu ile pembe lastikler top başlı ataşman $(7,19 \pm 1,29)$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p=0,070$). Termal yaşlandırma sonrası microvickers sertlik testi değerlerinde pembe lastikler locator $(7,67 \pm 0,93)$ grubu ile pembe lastikler top başlı ataşman $(8,48 \pm 1,72)$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p=0,290$).

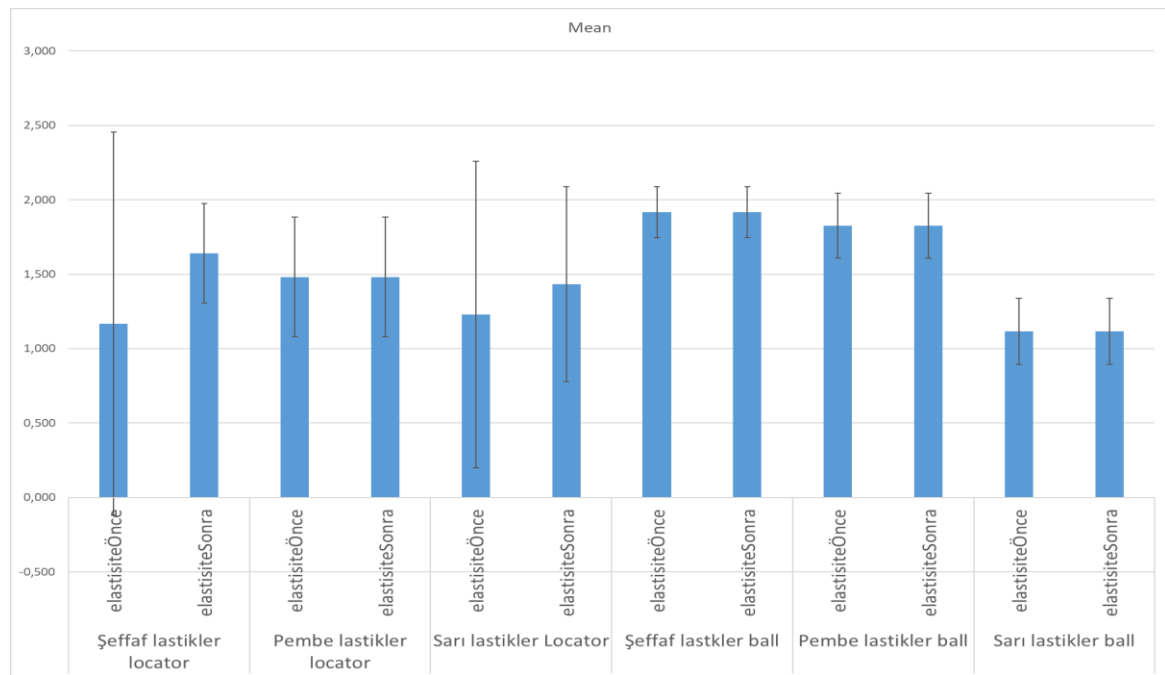
Microvicker sertlik değerlerinde termal yaşlandırma öncesi için sarı lastikler locator $(7,45 \pm 0,99)$ grubu ile sarı lastikler top başlı ataşman $(4,83 \pm 1,35)$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır, sarı lastikler locator grubu daha yüksektir ($p=0,001$). Termal yaşlandırma sonrası microvickers sertlik testi değerlerinde sarı lastikler locator $(7,33 \pm 0,78)$ grubu ile sarı lastikler top başlı ataşman $(7,88 \pm 2,15)$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p=0,540$).

4.3. Termal Yaşlandırma Öncesi Ve Sonrası Elastisite Modülü (Young Modülü) Testi

Örneklerin her birinin termal yaşlandırma öncesi ve sonrası evrensel test cihazı ile elastisite modülü (young modülü) değerleri ölçülerek Çizelge 4.7.'de gösterildi. Örneklerin elastisite modülü değerlerinin gruplar için ortalamaları ve standart sapmaları Şekil 4.3.'de verildi.

Çizelge 4.7. Elastisite modülü termal yaşlandırma öncesi ve sonrası

Elastisite modülü	Önce							Sonra						
	1	2	3	4	5	6	7	1	2	3	4	5	6	7
Şeffaf locator	1,6478	1,7666	1,7508	2,0243	1,0264	1,3864	1,8729	1,6478	1,7666	1,7508	2,0243	1,0264	1,3864	1,8729
Pembe locator	0,9510	1,0885	1,8126	1,3957	2,1125	1,5931	1,4194	0,9511	1,0885	1,8126	1,3957	2,1125	1,5931	1,4194
Sarı locator	2,0271	1,1568	-0,7128	1,2902	1,9802	2,2367	0,6191	2,0271	1,1568	0,7128	1,2902	1,9802	2,2367	0,6191
Şeffaf top başlı	2,0800	1,9937	1,5762	2,0678	1,9443	1,8728	1,8768	2,0800	1,9937	1,5762	2,0678	1,9443	1,8728	1,8768
Pembe top başlı	1,8002	2,1046	2,1071	1,6066	1,9016	1,6273	1,6320	1,8002	2,1046	2,1071	1,6066	1,9016	1,6273	1,6320
Sarı top başlı	0,9821	0,8748	1,2546	0,9072	1,1579	1,5080	1,1223	0,9821	0,8748	1,2546	0,9072	1,1579	1,5080	1,1223



Şekil 4.3. Örneklerin elastisite modülü değerlerinin gruplar için ortalamaları ve standart sapmaları

4.3.1. İstatistik analiz

Örneklerin ortalama elastisite (young modülü) modülü değerlerinin gruplar için ortalamaları ve standart sapmaları 4.8.'de verildi. Elastisite modülü (young modülü) değerlerinin locator ve top başlı ataşman lastiklerinin ortalamalarının karşılaştırılması Çizelge 4.9.'da verildi.

Çizelge 4.8. Tüm gruplar için elastisite (young) modülü değerlerinin istatistiksel ortalaması

Grup	Elastisite modülü	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	p
Şeffaf locator	önce	1,169	1,286	0,486	0,356 [£]
	sonra	1,639	0,334	0,126	
Pembe locator	önce	1,482	0,402	0,152	0,357 [£]
	sonra	1,482	0,402	0,152	
Sarı locator	önce	1,228	1,03	0,389	0,356 [£]
	sonra	1,432	0,655	0,248	
Şeffaf top başlı	önce	1,916	0,171	0,065	0,561 [£]
	sonra	1,916	0,171	0,065	
Pembe top başlı	önce	1,826	0,219	0,083	0,673 [£]
	sonra	1,826	0,219	0,083	
Sarı top başlı	önce	1,115	0,222	0,084	0,805 [£]
	sonra	1,115	0,222	0,084	

*p<0,05

**p<0,01

£ Bağımlı iki grup t test (Eşleştirme t test)

Ψ Wilcoxon testi

Çizelge 4.9. Elastisite modülü (young modülü) değerlerinin locator ve top başlı ataşman lastiklerinin ortalamalarının karşılaştırılması

	Elastisite Önce	Elastisite Sonra
	n=7	n=7
Şeffaf locator	1,17±1,29	1,64±0,33
Şeffaf top başlı	1,92±0,17	1,92±0,17
p	0,150 ^ψ	0,080 ^ψ
Pembe locator	1,48±0,4	1,48±0,41
Pembe top başlı	1,83±0,22	1,83±0,22
p	0,071 [£]	0,077 [£]
Sarı locator	1,23±1,03	1,43±0,66
Sarı top başlı	1,12±0,22	1,12±0,22
p	0,790 ^ψ	0,260 [£]

[£] Bağımsız iki grup t test (Student's t test)

^ψ Mann Whitney-U testi

Şeffaf lastikler locator grubunda elastisite modülü testi sonuçlarında termal yaşlandırma öncesi (1,17±1,29) ve sonrası (1,64±0,3) için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,356).

Pembe lastikler locator grubunda elastisite modülü testi sonuçlarında termal yaşlandırma öncesi (1,48±0,4) ve sonrası (1,48±0,41) için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,357).

Sarı lastikler locator grubunda elastisite modülü testi sonuçlarında termal yaşlandırma öncesi (1,23±1,03) ve sonrası (1,43±0,66) için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,356).

Şeffaf lastikler top başlı ataşman grubunda elastisite modülü testi sonuçlarında termal yaşlandırma öncesi ($1,92 \pm 0,17$) ve sonrası ($1,92 \pm 0,17$) için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,561$).

Pembe lastikler top başlı ataşman grubunda elastisite modülü testi sonuçlarında termal yaşlandırma öncesi ($1,83 \pm 0,22$) ve sonrası ($1,83 \pm 0,22$) için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,673$).

Sarı lastikler top başlı ataşman grubunda elastisite modülü testi sonuçlarında termal yaşlandırma öncesi ($1,12 \pm 0,22$) ve sonrası ($1,12 \pm 0,22$) için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,805$).

Elastisite modülü test değerlerinde termal yaşlandırma öncesi için şeffaf lastikler locator ($1,17 \pm 1,29$) grubu ile şeffaf lastikler top başlı ataşman ($1,92 \pm 0,17$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p=0,150$). Elastisite modülü testinde termal yaşlandırma sonrası değerleri için şeffaf lastikler locator ($1,64 \pm 0,33$) grubu ile şeffaf lastikler top başlı ataşman ($1,92 \pm 0,17$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p=0,080$).

Elastisite modülü test değerlerinde termal yaşlandırma öncesi için pembe lastikler locator ($1,48 \pm 0,4$) grubu ile pembe lastikler top başlı ataşman ($1,83 \pm 0,22$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p=0,071$). Elastisite modülü testinde termal yaşlandırma sonrası değerleri için pembe lastikler locator ($1,48 \pm 0,41$) grubu ile pembe lastikler top başlı ataşman ($1,83 \pm 0,22$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p=0,077$).

Elastisite modülü test değerlerinde termal yaşlandırma öncesi sarı lastikler locator ($1,23 \pm 1,03$) grubu ile sarı lastikler top başlı ataşman ($1,12 \pm 0,22$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p=0,790$). Elastisite modülü testinde termal yaşlandırma sonrası değerleri için sarı lastikler locator ($1,43 \pm 0,66$) grubu ile sarı lastikler top başlı ataşman ($1,12 \pm 0,22$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p=0,260$).

5. TARTIŞMA

65 yaş üstü hastalarda tam dişsizlik insidansı yaklaşık maksillada % 40, mandibulada % 27 oranıdır [122, 123]. Dişsiz hastaların çoğu total protez kullanmaktan memnun olduklarını ifade etmektedirler, içlerinde küçük bir bölümü implant tedavisini tercih etmişlerdir [124]. Sistematik bir derlemede tam protezler ve maksiller implant destekli overdenture restorasyonlarla tedavi edilen hastaların yaşam kalitesinin sonuçları karşılaştırılırken, anlamlı bir fark bulunmamıştır [125]. Bu bulgulara karşın; anatomik yetersizlik, retansiyon azlığı, ana bağlayıcının palatinal bölgeyi örtmesinden doğan rahatsızlıklar gibi nedenlerle hastalar maksiller implantüstü protezleri tercih edebilmektedir [126].

Mandibular implantüstü overdenture protezler için anterior alanda iki implantın yerleştirilmesi standart bir tedavi protokolü olarak birçok araştırmacı tarafından kabul edilmiştir [41-42].

Maksiller implantüstü overdenture protezlerde çeşitli öneriler olmakla beraber genel kabul gören bakış 4 veya 6 implant kullanılmasıdır [127, 128].

Takahashi ve diğerleri [128] yaptığı çalışmaya göre, maksiller implant destekli overdenture protezlerde ataşman tipinin implant gerginliğinin yönü üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığına sonucuna varmıştır.

Cehreli ve diğerleri [129], ataşman dizaynının mandibular implant destekli overdenture protezlerin implant çevresindeki marjinal kemik kaybına herhangi bir etkisi olmadığını bulmuşken, maksiller implant destekli overdenture protezler için bu verilerin analiz edilemediğinin bildirmişlerdir.

Zou ve diğerleri [130], dört implant üzerinde yerleştirilmiş maksiller implant destekli overdenture protezleri üç farklı ankraj sistemleri kullanarak değerlendirmiştir. 10 hasta teleskop kron, bar sistemi ve locator ataşman sistemleriyle tedavi edilmiştir. İmplantların başarı oranı 3 yıl takiplerden sonra her üç sistem için 100% olarak tespit edilmiştir. Bu araştırmada locator sistem hastalarda tedaviden sonra en az sorun yaratan sistem olduğu tespit edilmiştir. Hasta memnuniyetinde gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Al-Zubeidi ve diğerleri [131], 40 hastayı üç implant üzerine yerleştirilmiş ve palatal kısmı da kapsayan ve buna karşılık mandibulada iki implant üzerinde yerleşen implant destekli overdenture restorasyonları üç farklı ataşman dizaynı kullanarak tedavi etmiştir. Hastalar randomize seçilerek bar ve top başlı ataşman sistemleriyle tedavi edilen iki gruba ayrılmıştır ve tedaviden 2 yıl sonra hasta memnuniyeti değerlendirilmiştir. Bu gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Narhi ve diğerleri [132] retrospektif olarak 16 hastada splintlenmiş ve splintlenmemiş maksiller implant destekli overdenture restorasyonları karşılaştırmıştır. 11 hastaya bar dizaynı (3-6 implant içeren) ve 5 hastaya top başlı ataşman sistemi kullanılarak (3-6 top başlı ataşman sistemi içeren) tedavi gerçekleştirilmiştir. Örnek sayısının azlığına ve implant numarası standardizasyon eksikliğine rağmen, gruplar arasında marjinal kemik kaybında herhangi bir fark kaydedilmemiştir. Hasta memnuniyeti, estetik, konfor ve fonetik değerleri karşılaştırılmış ve benzer bir sonuçlar elde edilmiştir. Bar grubu hijyen sağlama açısından daha zor bulunmuştur.

Kuoppala ve diğerleri [133] yaptığı araştırmada 1992-2013 yıllarda 26 hastaya yapılan maksiller implant destekli overdenture restorasyonları değerlendirmiştir. Tedavide 2-6 implant sayısı kullanılmıştır. Takip süresi 6,6 yıl olmuş ve değerlendirme Oral Health Impact Profile-14 (OHİP-14) kullanılarak yapılmıştır. Klinik muayenede protezler: retansiyon, stabilite, oklüzyon, kullanılan konstrüksiyonun yapım bütünlüğü ve periimplant mukozal değişiklikler açısından değerlendirilmiştir. Retansiyon ve stabilite iyi, orta ve kötü olarak nitelendirilmiştir. Stabilite ve retansiyon çoğu hastada iyi olarak kaydedilmiştir. İmplant çevresindeki mukozal hiperplazi oranı 10 hastada orta derecede, 2 hastada şiddetli olarak gözlemlenmiştir. Plak birikimi ve kanama indeksi farklı implant yüzeyleri arasında hemen hemen aynı olduğu tespit edilmiştir. Oral Health Impact Profile (OHİP-14) referans alınarak 2, 3, 5 ve 6 implant sayısı ile tedavi edilen hastalarda ve tüm palatal mukozayı örten veya at nalı şeklindeki protez dizaynları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır [133].

Bergendal ve diğerleri [44] 43 hastada 50 implantüstü overdenture (18 maksiller, 32 mandibular) restorasyonların prospektif çalışmasını yapmış, bar ile top başlı ataşmanları karşılaştırmış ve implant sağkalım oranında splintlenmiş ve splintlenmemiş sistemler arasında herhangi bir fark olmadığını tespit etmiştir.

Literatür tarama sonucunlarına göre splintlenmemiş ataşmanlar arasında klinikte sık karşılaşılan sorunlar: retantif klipsler/O-ring lastiklerinin değişimi veya aktivasyonu, magnetlerin değişimi, abutment gevşemesi ve tekrar torklama ihtiyacı gereksinimi olarak belirlenmiştir [134].

Tüm implant restorasyonları arasında overdenture protezlerin tutuculuk mekanizmalarının aşınması %33 oranında en yaygın prostodontik komplikasyon olarak tanımlanmıştır [135]. Araştırmacılar, protez retansiyonunun ve hasta memnuniyetinin doğrudan ilişkili olduğunu tespit etmişler [136]. Ataşmanın özel tipi ve dizaynı implantüstü overdenture restorasyonların retansiyon oranını etkileyebilir [137]. İdeal bir ataşman sistemi, tekrarlayan yerinden çıkarma işlemi sırasında implanta azaltılmış lateral kuvvetler ile daha yüksek tutucu bir kuvvet sağlamalıdır [138].

Bu çalışma için splintlenmemiş tutucu ataşman tipleri arasında implant destekli overdenture protezler için locator ve top başlı ataşman sistemleri en uygun ataşman sistemi olarak seçilmiştir.

İmplantlar splintlenmiş veya splintlenmemiş olabilir. Genellikle, ataşman sistemin seçimi klinisyenin deneyim ve tercihindan bağlı olarak değişmektedir [139-141]. Klinisyenlerin, en az onarım gerektiren ve hastanın beklentisini karşılayacak tedaviyi seçmek için her bir ataşman sisteminin kullanımı sırasında bakım gereksinimlerinin sıklığının hastalara bildirilmesi hayati önem taşımaktadır [140].

Ataşman sistemlerinin, özellikle kullanılan matriks tipine bağlı olarak, protetik tedaviyi açık bir şekilde etkilediği de belirtilmelidir [141-143].

Türk E [144] çalışmasında locator ve top başlı ataşmanların tutuculuğunu karşılaştırmış ve 5000 siklüs, yani klinik olarak yaklaşık 3,5 sene kullanıma denk gelen sürenin sonunda top başlı ataşmanların tutuculuk kaybının, locator tutuculardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bildirmiştir. Bu sonucun tutucuların dizaynları arasındaki farktan kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca top başlı ataşmanların tutuculuğu, ilk tutuculuk kuvvet ölçümlerinin de daha düşük olması sebebiyle deney sonunda kabul edilebilir değerin oldukça altına inmiştir. Locator ve top başlı tutucuların endikasyonlarının benzer olduğu düşünüldüğünde uzun dönem tutuculuk için locator tutucuların tercih edilmesi

önerilebilmektedir. Tutucuların ömürleri ve kullanım sayıları (siklus) kullanılan her iki sistemde de görüldüğü gibi lastik malzemelerin titanyum alaşımına göre çok yumuşak ve aşınma direncinin çok daha az olmasından dolayı, tamamen kullanılan ataşman lastiklerinin özelliklerine göre değişmektedir.

Cordaro ve diğerleri [145] yaptığı çalışmada, klinisyenlerin locator grubu kullanan hastalarda daha iyi hijyenik durum ve yumuşak doku sağlığı bulgusunu gözlemlemiştir.

El-Sheikh ve diğerleri [146] locator ataşmanları ile iki narrow bone level implantların kullanımının öngörülebilir bir tedavi seçeneği olduğunu ve mandibular atrofi vakalarında yeterince destek sağlayabileceğini ifade etmiştir.

İmplant destekli protezlerin tedavisinde oluşan komplikasyonlar biyolojik ve teknik olarak iki sınıfa ayrılabilir [134].

Teknik komplikasyon olarak implant, implant parçası ve implant destekli protezlerle ilgili sorunları içermektedir. Bu komplikasyonlar implant kırıkları, ataşman sistemlerinin korozyonu, kırıkları, klips aktivasyonu veya değişimi, magnetlerin değişimi, overdenture protezlerin rebazajı, kırıkları, lastiklerin gevşemesi ve değişimini kapsamaktadır [135].

Berglundh ve diğerleri [134] yaptığı sistemik derleme sonucunda implant destekli overdenture protezleri implant destekli sabit restorasyonlarla kıyasladığında protetik komplikasyon insidansının 4-10 kat fazla olduğunu ifade etmiştir.

Goodacre ve diğerleri [135] implantüstü overdenture protezlerde karşılaşılan komplikasyonlarla ilgili araştırma yapmıştır ve komplikasyon sıklığı ile ilgili overdenture protezlerde aşağıda belirtilen sonuca varmıştır. Karşılaşma sıklığı olarak komplikasyon oranı: tutuculuk kaybı ve tutucu parçasının değiştirilmesi (%30), overdenture protezlerin rebazajı (%19), klipslerin veya ataşmanların kırığı (%17), overdenture protezlerin kırıkları (%12), karşıt çenedeki protezlerin kırıkları (%12), protezlerdeki vida gevşemesi (%7), abutment vida gevşemesi (%4), abutment vida kırıkları (%2) ve implant kırıklarıdır (%1). Sonuçlara göre tutucu parçalarla ilgili sorunların yaklaşık 1/3'ü tutuculuk kaybı ve tutucu parçanın değiştirilmesi oluşturmaktadır.

En sık gözlemlenen komplikasyon matriks ve patriks tamiriyle ilgili olmaktadır. 5 yıllık prospektif bir çalışmada, implantüstü overdenture restorasyonlarla ilgili komplikasyon veya onarım olaylarının %77 oranında protezdeki matriksin aktivasyonu veya değiştirilmesinden ibaret olduğunu bildirilmiştir [147]. Başka bir prospektif çalışmada hastaların %68'i protez kullanımının birinci yılında prostodontik bakıma ihtiyaç duyduğunu belirtilmiştir [142].

Bununla birlikte, matriks replasmanının sıklığı, klinik durumların değişkenliği ve matriks değişimi hakkında kararın hasta ya da protez uzmanı tarafından yapıp yapılmadığına bağlı olarak tahmin edilmesinin zor olduğu rapor edilmiştir [148].

Rubber O-ring lastiklerinin yılda bir kez veya yılda iki kez değiştirilmesi önerilmiştir [148, 149]. Bilinen prefabrike bir ataşman parçası olmasına rağmen, top başlı altın matriks ataşmanlar hakkında çok fazla çalışma yoktur [150]. Aşınma prevalansı, O-ring veya locator naylon lastiği matriks olarak kullanan diğer top başlı ataşmanlarla karşılaştırıldığında daha düşük gözükmetedir [142, 151-153].

Watson ve diğerleri [149] yaptıkları 5 yıllık klinik çalışmanın sonuçlarına göre ilk sene içinde hastaların %50'de O-ring lastiklerinin değiştirilmesinin gereksinimini ifade etmiştir.

Cakarer ve diğerleri [154] yaptığı klinik çalışmasında 36 hastaya implant destekli overdenture protezlerle tedavi uygulamıştır. Bu çalışmada her iki çene restore edilmiştir. Ataşman sistemleri olarak top başlı, locator ve bar sistemi kullanılmıştır. 5 yıllık klinik takip sonucunda hastalar protetik komplikasyon açısından değerlendirilmiştir. Top başlı ataşman grubunda implant kaybı, lastik değiştirilmesi ve mukozal değişiklikler protez kırıklarından ve hijyen sorunlarından daha sık gözlemlenmiştir. Bar grubunda bu komplikasyonlar protez kırığı, bar kırığı, klipslerin aktivasyonu ve klips değişimi olarak ifade edilmiştir. Bu grupta en fazla karşılaşılan komplikasyon klips değişimi olmuştur. Locator grubunda ise hiçbir protetik komplikasyon saptanmamıştır.

Marinis ve diğerleri [155] yaptığı çalışma sonucunda locator ataşman sistemi kullanılarak restore edilen hastaların büyük bir kısmında gıda tüketiminden sonra debrisin olduğunu ve bu debrisin lastiği deforme ettiğini ve protezin takip çıkarılmasını zorlaştırdığını bildirmiştir.

Kleis ve diğerkleri [153], locator ve top başlı ataşmanları karşılaştırdığında naylon lastiğin geniş deformasyonuna ve bozulmasına sebep olduğunu ve daha çok bakıma ihtiyaç olduğunu ifade etmiştir. Kleis ve diğerkleri [153] locator sistemlerin, patriks locator parçasının aşınması nedeniyle zamanla tutuculuk kapasitelerinin %75,5'ini kaybettiğini göstermiştir. Locator tipleri arasında pembe locator tüm çıkarıcı kuvvetlere karşı daha fazla retansiyon kaybı gösterdi ; buna karşılık Uludağ ve diğerkleri [156] yaptığı çalışmada, üç locator kullanarak yapılan implantüstü overdenture restorasyonlarda 6 ay klinik kullanımı laboratuvar ortamda simüle edilmiş bir süre boyunca en yüksek retansiyon kaybı (%66) medium-tip ataşman lastiğinde olduğunu bildirmiştir. Tüm tip locator ataşmanlar için, vertikal kuvvetlere karşı en yüksek direnç, lateral kuvvetlere karşı en düşük direnç tespit edilmiştir. Bu ataşmanlar, daha etkili retansiyon (vertikal kuvvetlere karşı direnç) fakat daha az stabilite (lateral ve posterior kuvvetlere karşı direnç) sağlamaktadır. Düşük vertikal boyutlu locator sistemler (2,5 mm) lateral ve posterior kuvvetlere karşı minimal rezistans göstermektedir [157].

Vertikal, lateral ve anterior kuvvetlere karşı en yüksek retansiyon locator mediyum-tip ataşmanı ve en düşük retansiyon O-ring ataşman sistemi göstermektedir. Locator sistem, iç-dış yüzey arasındaki sürtünmeden kaynaklanan çift bir retansiyon özelliğine sahip olduğundan, O-ring bağlantısından daha yavaş devreye girer. Bu sürtünme, biraz büyük boyutlu naylon lastiği ile matriksin i halkasının daha küçük çapı arasındaki boyut uyumsuzluğuna atfedilir [158, 159].

İmplantüstü overdenture protezlerde, çiğneme sırasında oluşan kuvvetler, protezleri takıp-çıkarma siklsları, ağız boşluğunda tüketecek yiyeceklerin ve sıvıların etkisinden dolayı belli bir hizmet sresinden sonra ataşman sistemlerin tutuculuk kapasitesinin değişmesi beklenmektedir. İmplantüstü overdenture protezlerde protezleri takıp-çıkarma sırasında ve çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle ataşman parçalarının arasındaki mikro ve makro hareketler zamanla lastiklerin aşınmasına ve tutuculuk kuvvetlerinin azalmasına neden olmaktadır [160].

Shastry ve diğerkleri [161], 3 farklı ataşman sistemlerin (locator, O-ring ve Hader bar) takıp-çıkarma siklsn uygulayıp termal yaşlandırma sonrası tutuculuğunu değerlendirmiştir. Onları ısıl döngülere tabi tuttuktan sonra kullandığı tüm ataşman sistemlerinde tutuculuk kuvvetinde azalma olduğunu ve bu azalmanın istatistiksel olarak

anlamli olduğunu bildirmiştir. Hader bar ve O-ring ataşmanlar, locator sistemine kıyasla daha yüksek tutuculuk kuvveti göstermiştir.

Lubrikan maddelerin in vitro testlerin sonucunda implantüstü overdenture ataşmanların tutucu parçalarının retansiyon kapasitesinin üzerindeki rolü araştırılmıştır [162-164].

Bayer ve diğerleri [162], sıvıların metalik ataşman bileşenlerin yıpranması üzerindeki etkisini incelemiş ve yapay tükrük varlığının aşınmayı ve dolayısıyla tutuculuğu önemli derecede etkilediği ifade etmiştir. Deneylerinde NaCl zeltisinin kullanımı ile yapay tükrük kullanımını karşılaştırmış ve retantiv kuvvetin iki ortamda farklı olduğunu bulmuştur. Ayrıca, NaCl zeltisinin bu tür deneyler için çok uygun bir ortam olmadığı tartışılmış ve ileri araştırmalar yapılmasını önermiştir. Demineralize su veya yapay tükrük daha önce in vitro deneyler için kullanılmıştır [84]. Bununla birlikte, in vitro deneyler için yapay tkrğn standart bir bileşimi henüz tanımlanmamıştır.

Bu çalışmada termal yaşlandırma öncesi ve sonrası locator ve top başlı ataşman lastiklerinde elastisite modülü (young modülü) değerinde istatistiksel olarak anlamli bir farklılık bulunmamıştır. Bu sonuca göre, ağız içinde 6 aylık kullanım sonucunda top başlı ve locator ataşman lastiklerinin elastikiyetinde herhangi bir değişiklik olmayacağı öngörülebilir.

Srinivasan ve diğerleri [165] 2 implantı taklit eden analog, üst yapı olarak locator ataşmanlar kullanmış ve 20 tane çeneyi taklit eden model üretmiştir. İn vitro çalışmada evrensel test cihazı kullanılarak her bir model için 10000 takma-çıkarma siklüsü uygulanmıştır. Bu uygulama iki farklı ortamda yapılmıştır-1 grup (10 model) 0,9% NaCl solüsyonunda, 2 grup ise (10 model)-yapay tkrkte. Bu pilot çalışmada iki farklı ortamdaki olan locator ataşmanların tutuculuk kuvvetinin değişimi arasında anlamli derecede bir fark bulunamamıştır .

nceki alışmalar, ataşmanların tutuculuk kuvvetlerinin NaCl çözeltisinde daha yüksek olduğunu bildirmiştir [162, 166]. Bu çalışmalarda, metal matriksli ataşmanlar test edilmiş ve düşük viskoziteli NaCl çözeltisinde yüzeylerin aşınmasının arttığı belirtilmiştir. Aşınma, metal yüzeyler arasındaki sürtünme temasını arttırır ve bu daha yüksek tutuculuğa

neden olabilir [167]. Tutucu kuvvetlerin yapay tükürükte metal bileşenlerinin yüzey aşınması ile birlikte daha düşük olduğu kanıtlanmıştır.

Teorik olarak, locator bağlantısındaki naylon lastik bir metal-metal aşınmasını engeller ve bu nedenle, karmaşık tribolojik etkileşim göstermez. Bununla birlikte, literatürde ve klinik çalışmalarda, locator ataşmanlarının naylon lastiği ve metal parçalarının aşırı yıprandığını göstermiştir [153, 168]. Locator ataşmanlarının taramalı elektron mikroskobu (SEM) değerlendirmelerinde aşınma ve hasar kontrolü belirlenmiştir [84].

Locator ve top başlı sistemleri bir yıllık klinik takip sürecinde karşılaştırılmış ve locator ataşmanlarının daha fazla bakıma ihtiyacı olduğu gözlemlenmiştir [153].

Krennmair ve diğerleri [169] yaptığı çalışmada locator sistemlerinde lastiklerin matris çerçevesine yerleşiminden sonra top başlı ataşmanlardan daha fazla retansiyon aktivasyonuna ihtiyac duyduklarını belirtmiştir.

Goodacre ve diğerleri [135] yaptığı çalışmanın sonucunda yumuşak doku komplikasyonunun en sık sebebi implant çevresindeki dokuların çekilmesi olduğunu belirtmiştir.

İmplant destekli overdenture protezlerde, biyolojik film birikiminin ardından gelen biyolojik komplikasyonları önlemek için hastalar tarafından titiz protez ve oral hijyen bakımı şarttır [170]. Kullanılan ataşman sistemine bakılmaksızın, imalatçı tarafından tavsiye edildiği gibi, implantüstü protezler için evde hijyen bakımı, parsiyel protezlerde, özellikle mekanik etkili bir aşındırıcı olmayan protez temizleyicisi ile fırçalama ve protezde biyofilmleri ve potansiyel olarak zararlı bakteri ve mantarların seviyelerini düşürmek için kimyasal olarak protez diş temizleyicilerin günlük olarak kullanılması gerekmektedir [171].

Nguyen ve diğerleri [157], piyasada çeşitli protez temizleme solüsyonlarının içerisinde bulunan kimyasalların pembe locator ataşman lastiğine etkisini araştırmıştır. Çalışmada protez temizleme çözeltileri, özellikle seyreltilmiş sodyum hipoklorit, locator ataşmanlarının önemli ölçüde tutuculuğunu azaltmış ancak sonuçlarda, oda sıcaklığında musluk suyu kullanarak 1440 saat boyunca analkalen peroksit tipi protez temizleyicileri

için herhangi bir deterjan etkisi gösterilmemiştir. Düşük cam geçiş sıcaklığı ve değiştirilebilir matriks kısmında kullanılan parça naylon lastiği olmasından dolayı suyun sıcaklığı aşınmada önemli bir faktör olabilir [152]. Bir anket çalışması sonucunda hastaların günde 90 °C ila 100 °C arasında değişen yüksek sıcaklıklarda su ile alkalın peroksit tipi protez temizleyicilerini protez temizleme prosedüründe kullandığı tespit edilmiştir [172].

Bu çalışmada protez temizleme ürünleri kullanılmamış, pembe locator ve top başlı ataşman lastiklerine 6 aylık klinik kullanıma eşdeğer olacak şekilde termal siklüs ile yapay yaşlandırma işlemi yapılmıştır. Yapay yaşlandırma sonrası her iki ataşman sisteminde yüzey pürüzlülüğü değerlerinin değiştiği ve pembe lastikler locator ataşman grubunun daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri gösterdiği saptanmıştır.

Piyasada bulunan protez temizleme ürünleri sıklıkla alkalın peroksit tipi temizleyicilerdir. Temizleme etkilerini arttırmak için köpüren bir reaksiyon vermek üzere ılık veya sıcak suda eritilen tablet formlarında bulunurlar. Tavsiye edilen müdahale süreleri, 30 dakikalık bir süredir. Evde su ısıtması yoluyla 60°C'ye kadar ısıtılmış musluk suyu kullanılması yaygındır, aynı zamanda bu sıcaklığın çoğu Dünya Sağlık Örgütü tarafından önerilen ve bakterilerin çoğunu öldürebilen su sıcaklığıdır [173]. Bununla birlikte, temizleme amaçlı su sıcaklığının 60°C aralığında kullanımı locator ataşman lastiklerinin malzeme özelliklerine ve tutuculuğuna etkisi daha önce bildirilmemiştir [174].

Locator sistemlerde sıklıkla bildirilen komplikasyonlardan biri, aşınmanın sonucu olarak lastik ataşmanların değiştirilmesidir [147].

Pui Yuk Chiu ve diğerleri [174], locator ataşmanlarında farklı su sıcaklıklarına ve sıklık yüklemeye maruz kaldıktan sonra değişiklikleri incelemiştir. 5 yıl kullanım eşdeğeri olmak üzere dört grup pembe locator ataşman lastiği 20°C, 37°C, 60°C sıcaklıklarda suya batırıldı. Bir grup suyun etkisini test etmek için kuru tutulmuştur. 5500 takma-çıkarma siklüsü boyunca her bir işlenmiş ataşmanın tutuculuk kuvvetini ölçmek için yaklaşık 5 yıllık klinik kullanımı simüle eden evrensel bir test makinesi kullanılmıştır. Test edilen ataşmanların yüzey değişiklikleri taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak incelenmiştir. 60°C suya maruz kalma, potansiyel olarak protez temizleme prosedürlerine benzer, locator ataşman lastiklerinde çatlamaya neden olabileceği bildirilmiştir. Çatlama,

60°C su sıcaklığında naylondaki hidrolitik bozunma ile ilişkilidir. Yapısındaki değişiklik önemli bir tutuculuk kaybına neden olabilir.

Alsabeeha ve diğerleri, [152] in vitro çalışmada 1 senelik takıp-çıkarma siklusünü uygulayıp locator ataşmanları 60°C suya maruz bırakmıştır. Bu çalışmanın sonucunda lastiklerin plastik deformasyonu, bozulması, yüzey yırtılması, lastiğin merkezi kısımdaki malzeme kaybı ve naylon lastiklerin dış kenarında bozulma bulunmuştur. Naylon lastiklerinin metal muhafazalardan deforme olmuş alanların altında plak birikimi ile ayrılması da bildirilmiştir.

Malzemelerin sıcaklık değişimi karşısında faz değiştirmeleri fiziksel bir dönüşümdür. Isı uygulanan bir malzemenin katı halden sıvı hale geçtiği sıcaklığa erime noktası, sıvı halden gaz haline geçmeye başladığı sıcaklığa ise kaynama noktası denir. Sıvı haldeki malzemeler ise sıcaklık düşürüldüğünde katılaşmaya başlarlar. Katılaşma sıcaklığına ise donma noktası denir. Katı haldeki bir malzemeye ısı uygulandığında malzemenin yumuşamaya başladığı sıcaklığa ise camsı geçiş sıcaklığı (T_g) denir [175].

Bu çalışmada; termal değişikliklerin top başlı ve locator ataşman lastiklerine etkisi araştırılmış. Çalışmanın sonucunda termal siklus sonrası her iki şeffaf ataşman lastiğinde yüzey pürüzlülüğü değeri değişmiş, şeffaf locator ataşman lastiklerinde daha fazla bulunmuştur.

Ağız içi ortamında su emiliminden sonra sünme tepkisinin artması ve naylonun düşük T_g 'si locator naylon ataşmanlarında gözlenen geniş deformasyona ve bozulmaya neden olmuştur. Pui Yuk Chiu ve diğerleri [174], yaptığı çalışmada locator ataşman lastiklerinin bu özelliğinin maddenin yapısından kaynaklandığını ileri sürmüşlerdir. Locator ataşmanlar lastikleri naylondan (Dupont Zytel 101L NC-10Nylon ; Zest Anchors Inc) imal edilmiştir [176]. Naylon üreticisine göre enjeksiyon kalıplama için güçlendirilmiş poliamid 66 reçine içermektedir. Poliamidin özellikleri üzerine nem ve sıcaklığın etkili olduğu bildirilmiştir [177]. Bu tür naylon atmosferden nemi emer. Düşük nem adsorpsiyonu daha düşük mukavemet ve dayanıklılığı yaratır ancak tokluğu ve uzamayı artırır [176]. Bu olay, locator ataşman lastiklerinin tutuculuk değerlerinin, kuru duruma kıyasla, 20°C'de ve 37°C'de suya maruz kaldıktan sonra azaldığı belirtilmiştir. Takviye edilmemiş poliamid 66 için su molekülleri önemli özelliklere sahip olduğu için bu süreç su moleküllerinin poliamid

zincirlerine dağılmasına ve bu zincirlerin zayıflamasına sebep olmaktadır. Suyun etkileri, boyut, ağırlık, esneklik, sürünme ve stres, gevşemesinde artışa, gerilmede, mukavemette azalmaya, çekme mukavemeti ve sertlikte ise artışa sebep olmaktadır ve bununla birlikte, etki tokluğu biraz artma eğilimi göstermektedir [176]. Takviyesiz polyamid 66'nın erken bozulması, cam geçiş sıcaklığını (T_g) düşüren nemi emme kabiliyeti ile ilgilidir [177]. Takviye edilmemiş poliamid 66'nın erken bozulması, cam geçiş sıcaklığını (T_g) düşüren nemi absorbe etme yeteneğiyle ilgilidir. Aynı zamanda plastik içindeki moleküler hareketin başlamasının bir ölçüsüdür. [176, 177]. Takviye edilmemiş poliamid 66'nın T_g değeri kuru olduğunda 45°C ila 78°C aralığındadır. Bununla birlikte, ataşmanlar ağız içi ortamlarda (%100 bağıl nem, su) kullanılırken, su ile doyurulur ve T_g 'ları kademeli olarak düşürülmektedir. Su ile satürasyon sertlik, boyutsal stabilite ve mekanik özelliklerini kademeli olarak düşürmektedir. Doygunluk (satürasyon) sıcaklığın yükseltilmesiyle hızlandırılır. Ayrıca malzemenin kalınlığında bu işlemi etkiler [176].

Locator ataşmanları, çekirdekte ortalama çapın 2 mm olduğu ve duvar kalınlığının 0.75 mm olduğu alanlardan oluşmaktadır. Dolayısıyla, dış duvar kalın iç kısımdan daha hızlı bir şekilde doygunluğa ulaşır [84].

Bu çalışmada locator ve top başlı ataşman lastiklerinin termal yaşlandırma sonrası microvickers sertlik değeri araştırılmış . Çalışmanın sonucunda termal siklus sonrası şeffaf lastikler locator ataşman grubunun microvickers sertlik değeri şeffaf lastikler top başlı ataşman grubuna kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Pembe ve sarı locator ve top başlı ataşman lastiklerinde gruplar arasında yaşlandırma sonrası önemli bir farklılık bulunmamıştır. Pembe ve sarı locator ve top başlı ataşman sistemi yüzey sertliği ve muhtemel yapısal değişiklik açısından aynı başarı ile kullanılabilir.

Martin ve Gardner [178], güçlendirilmemiş poliamid 66'nın, hidroliz duyarlılığı nedeniyle 66°C veya daha yüksek sıcaklıklarda %100 RHatt emisyonlarına maruz kalma için 18 ay boyunca uygun olmadığını belirtmiştir. Hidroliz hızı artarken çekme mukavemeti %80 azalmaktadır ve çekme modülünün tamamı 66°C 'de nemde 2 ay sonra azalmaktadır. Çatlama, yüksek sıcaklıklarda oksijen varlığında hidrolitik bozunma ile indüklenen, gevrekleşme olarak adlandırılan, sünek-gevrek bir geçişi gösterir [179]. Hidrolitik bozunma, Goncalves ve diğerlerinin, [180] yayınlarına göre 60°C 'de, 25°C 'den 90°C 'ye kadar değişen bir sıcaklıkta gerçekleşir.

Mumcu ve diğerleri [181], tutucu tipi ve implant sayısının yaşam kalitesi ve hasta memnuniyetine etkisini inceledikleri çalışmada yaşam kalitesi değerlerinin locator tutuculu mandibular protezlerde daha yüksek derecede olduğunu; ancak implant sayısı ve tutucu tipinin hasta memnuniyeti üzerinde etkisi olmadığını belirtmiştir.

Cristache ve diğerleri [182] üç farklı tutucu sistemine sahip mandibular implantüstü overdenture protezlerin beş yıllık klinik takibini inceledikleri çalışmada, toplam 69 hastada locator, mıknatıs ve top başlı tutucu tipleri maliyet ve komplikasyon oluşumu açısından değerlendirmiştir. Çalışma sonucunda her üç tutucu tipin 5 yıl süre ile iyi hizmet verdiği bildirilmiştir. Ancak mıknatıs tutucuya sahip overdenture protezlerde başlangıç maliyetinin fazla olmasına rağmen, 5-yıllık takip periyodunda daha az bakım çabası gerektirip daha yüksek başarı oranına sahip oldukları rapor edilmiştir.

Gale ve Darvell [94] tarafından yapılan yayınlardan 10 yıl sonra termal siklus kullanımıyla dental malzemelerin özellikleri araştırmak üzere pek çok deneysel çalışma yayınlanmıştır [183-187].

Malzemenin oral ortamda termal değişiklikler sonucunda nasıl davrandıklarını önceden görmek için yapılan in vitro çalışmada ağızda termal değişiklikleri taklit etmek için benzer ortam termal siklus ile sağlanmaktadır [188].

ISO 11405 tavsiyelerinde (Uluslararası Standartlar Organizasyon, 1994), [189] 5–55 °C sıcaklık rejimi önerilmektedir. Buna rağmen, Gale ve Darvell, [94] mevcut verileri gözden geçirerek, çoğu araştırmacı tarafından seçilmesine rağmen, bu sıcaklık aralığını ağız ortamının simülasyonu için şiddetli olduğunu bulmuşlar. Bu nedenle, test standardizasyonunun çıkarları doğrultusunda ve spesifik bir rejimin in vivo doğal değişkenliği temsil etmediğinin fark edilmesiyle, 28 s., 2 s., karşılık gelen bekleme sırası ile 35°C, 15°C, 35°C ve 45°C sıcaklıkları dizisi 28 s., ve 2 s'nin klinik olarak uygun olduğu öne sürülmekte ve bu nedenle termal yaşlandırmada uygun bir rejim olarak tavsiye edilmektedir [94]. İn vivo döngü sıklığı halen belirsiz kalır ve resmi tahmin gerektirir. Bu bilginin yokluğunda, söz konusu döngülerin günde 20 ila 50 kez gerçekleşebileceği temelinde, [190-192] 10000 döngü bir hizmet yılı olabilir [189]. Yukarıda açıklanan sekans için, böyle bir test döngüsünün tamamlanması yaklaşık 3,5 gün sürer ve bu, uygun bir şekilde otomatik olarak yapılabilir.

Bu çalışmada yaşlandırma ISO 11405 standardına (Uluslararası Standartlar Organizasyon, 1994) göre yaşlandırma cihazında (SD Mechatronik, THERMOCYCLER, Almanya) yapıldı. Yaşlandırma için örneklere 5-55 °C sıcaklık aralığında banyo bekleme süresi 33 saniye ve banyolar arası geçiş süresi 2 saniye olacak şekilde 6000 siklus uygulanmıştır.

Vere ve diğerleri [193] 2008-2009 yıllar arasında 50 dişsiz hastaya implantüstü overdenture protez tedavisi uygulamıştır. Bu tedavide 52 implantüstü overdenture protezler yapılmıştır (13 maksiller, 39 mandibular). Alt çenede iki implant, üst çenede ise dört implant kullanılmıştır, ataşman sistemi olarak her iki çenede locator tercih edilmiştir. 3 yıl takiplerden sonra hastalarda rastlanan protetik komplikasyonlar olarak protezin kırılması, yetersiz tutuculuk ve ataşman kaybı saptanmıştır. Protetik komplikasyon sıklığı üst çenede alt çeneye kıyasla daha sık görülmüştür.

Walton ve diğerleri [194] klinik çalışmasında top başlı ve bar-klips ataşmanlarının karşılaştırmasını yapmıştır. Klinik takip sonrası top başlı ataşman sistemi ile tedavi edilen hastaların 84% oranında, bar-klips sistemi kullanan hastalarda ise %20 oranında protezi tamiri gereksinimi saptanmıştır.

Passia ve diğerleri [195] ataşman lastikleri için üretilen PEEK (polietereterketon) ve Zest Anchor tarafından üretilen lastikleri tutuculuk açısından karşılaştırmıştır. Her bir grup için 16 ataşman sistemi kullanılmıştır. Çiğneme simülatöründe 30000 takma-çıkarma siklusü uygulanmıştır. Çalışmanın sonunda her iki ataşman sisteminde tutuculuk kaybı gözlemlenmiş, PEEK lastiklerin tutuculuk değeri daha yüksek bulunmuştur.

Evtimovska ve diğerleri [196] yaptığı in vitro çalışmasında locator ve Hader bar ataşman sistemlerini tutuculuk açısından karşılaştırmıştır. Çalışmada takıp-çıkarma siklusünü taklit eden evrensel test cihazı kullanılmıştır. Sonuç itibarıyla locator ataşman sisteminde önemli derecede tutuculuk kuvvetinin azalması saptanmıştır.

Chung ve diğerleri [197] yaptığı in vitro çalışmasında Hader bar+metal klips, locator pembe, locator beyaz, Spheroflex top başlı, Shiner magnet, Maxi magnet, Magnedisc magnet, ERA beyaz ve ERA gri ataşman sistemlerini tutuculuk açısından karşılaştırmıştır. Alt çene kanin bölgesine iki implant yerleştirilmiş ve onun üzerine implantüstü

overdenture protezler üretilmiştir. 50 mm/dk evrensel test makinesi kullanılarak takip-çıkarma siklüsü uygulanmıştır. Bu ataşman tipleri arasında en yüksek tutuculuk ERA gri, orta derecede tutuculuk locator beyaz, SpheroFlex top başlı, locator pembe, Hader bar+metal klips ve ERA beyaz tutucu sistemleri göstermişlerdir. En düşük tutuculuk değerleri Shiner magnet, Maxi magnet ve Magnedisc magnet ataşman tiplerinde saptanmıştır.

Wang ve diğerleri [198] 2007-2013 yılları arasında yaptığı klinik çalışmada üst çene dişsiz toplam 26 hastaya 104 implant kullanılarak overdenture protez tedavisi uygulamıştır. Tüm hastalar için ataşman sistemi olarak locator tercih edilmiştir. 3 yıl klinik takipten sonra ortaya çıkan protetik komplikasyon olarak matrikslerin kaybı (%71) ve overdenture protezlerin rebazajı gözlemlenmiştir.

Pisani ve diğerleri [199] 1 yıllık klinik çalışmasında locator ve top başlı tutucu sistemlerinin karşılaştırılmasını yapmıştır. Çalışmada toplam 22 hastaya tedavi uygulanmıştır ve iki evrede yürütülmüştür. Birinci evrede 1'ci grup hastalara top başlı ataşman, 2'ci grup hastalara ise locator ataşman sistemi kullanılarak overdenture protezler yapılmıştır. 1 yıl sonra çalışmanın ikinci evresinde 1'ci gruba locator, 2'ci gruba ise top başlı ataşman ile tutucu sistemi değiştirilerek tedavi uygulanmıştır. Hastalar tutuculuk, hijyen, ağrı, kullanımda rahatlık açısından bir anket doldurulması sonucu değerlendirilmiştir. Hastalar ikinci evrede tutucu tipinin birinci evreden daha iyi olduğunu belirtmişler. Hastaların 8'i locator, 8'i top başlı ataşman sistemi tutuculuk açısından daha iyi olduğunu, 6'sı ise herhangi bir fark olmadığını belirtmişler. Kullanımda rahatlık açısından hastaların hepsi 2'ci evrede uygulanan ataşman tipinin daha iyi olduğunu belirtmişler. Hastaların 11'i bu memnuniyeti locator, diğer yarısı ise top başlı ataşmanlar için belirtmişler. Ağrı açısından değerlendirildiğinde bazı hastalar birinci, bazıları ise ikinci evrede daha az ağrı hiss ettiklerini belirtmişler. Hijyen açısından değerlendirildiğinde hastalar top başlı ataşman sisteminin günlük temizlemede daha rahat olduğunu bunun aksine locator ataşmanının çevresinde oluşan debrisin uzaklaştırılmasında zorluk çektiklerini belirtmişler.

Kurtuluş ve diğerleri [200] yaptığı in vitro çalışmasında locator ve top başlı ataşman sistemlerini tutuculuk açısından karşılaştırmışlar. İmplantlar 0, 10 ve 20 derece açıyla yerleştirilmiş ve evrensel test makinesi yardımı ile ataşmanlara 84 mm/dk olmak üzere

720, 1440 takıp-çıkarma siklüs uygulanmıştır. Bu işlem yapay saliva kullanılarak yapılmıştır. 720 siklüs 6 ay, 1440 siklüs ise 1 senelik klinik kullanım yılına denk gelmektedir. 0 derece açıyla yerleştirilen implantlarda 720 sikl sdan sonra tutuculukta belirli bir fark olmadığı, 1440 sikl sde ise locator tutucuları daha fazla tutuculuk sergilemiştir. 10 derece açıyla yerleştirilen implantlarda her iki ataşman sistemi 720 ve 1440 sikl sdan sonra benzer sonuçlar göstermiştir. 20 derece açıyla yerleştirilen implantlarda 720 ve 1440 sikl sdan sonra top başlı ataşmanlar daha fazla düzeyde tutuculuk göstermişlerdir.

Yusuf ve Ratra [201] yaptığı klinik çalışmada 25 hastaya parasimfiz bölgesine iki implant yerleştirmiş , top başlı ataşman sistemi kullanmış ve implantüstü restorasyonlarla tedaviyi gerçekleştirmiştir. 4 sene 2 ay klinik takipden sonra osseointegrasyon ve protetik komplikasyon açısından %94 oranında başarı gözlemlenmiştir.

Gulizio ve diğerleri [202] yaptığı in vitro çalışmada 4 implant kullanarak 0, 10, 20 ve 30 derece açıyla yerleştirmiştir. Tutucu sistemi olarak top başlı ataşmanlar , titanyum ve altın matriks sistemi tercih edilmiştir. Farklı açılarda yerleştirilen implantları ve farklı matriks alaşımları tutuculuk açısından karşılaştırılmıştır. Altın matriksler titanyumlarla kıyaslandığında 0, 10, 20 ve 30 derece açıyla yerleştirilen implantlarda tutuculuk değeri daha fazla sergilenmiştir.



6. SONUÇ

Sonuç olarak 6 ay klinik kullanım sürecine denk gelen çalışmamızda termal yaşlandırma öncesi ve sonrası tüm locator ve top başlı ataşman lastiklerinde elastisite modülü (young modülü) değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası locator ataşman lastiklerinin microvickers sertlik derecesinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası şeffaf ve pembe lastikler locator ataşman grubunda yüzey pürüzlülüğü değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır, sarı lastikler locator ataşman grubunda yaşlandırma sonrası pürüzlülük değeri istatistiksel olarak artmıştır.

Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası microvickers sertlik değerinin şeffaf lastikler top başlı ataşman grubunda istatistiksel olarak azalmasına, pembe ve sarı lastiklerde ise bu değerinin istatistiksel olarak artmasına sebep olmuştur.

Termal yaşlandırma sonrası şeffaf ve pembe lastikler top başlı ataşman grubunda yüzey pürüzlülüğü değeri istatistiksel olarak artmışken , sarı lastiklerde bu değer istatistiksel olarak azalmıştır.

Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası microvickers sertlik testi değerlerinde termal yaşlandırma öncesi için şeffaf lastikler locator grubu ile şeffaf lastikler top başlı ataşman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamışken, yaşlandırma sonrası şeffaf lastikler locator grubu istatistiksel olarak daha yüksek değer göstermiştir.

Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü değerinde şeffaf lastikler locator grubu ile şeffaf lastikler top başlı ataşman grupları arasında şeffaf lastikler locator grubu istatistiksel olarak daha yüksek olduğu görülmüştür.

Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası için microvickers sertlik testinde pembe lastikler locator grubu ile pembe lastikler top başlı ataşman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Termal yaşlandırma öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü değerinde pembe lastikler locator ataşman grubu ile pembe lastikler top başlı ataşman grupları arasında pembe lastikler locator grubu istatistiksel olarak daha yüksek pürüzlülük göstermiştir.

Termal yaşlandırma öncesi için microvickers sertlik testinde sarı lastikler locator grubu ile sarı lastikler top başlı ataşman grupları arasında, sarı lastikler locator grubu istatistiksel olarak daha yüksek değer göstermiştir. Termal yaşlandırma sonrası microvickers sertlik değerlerinde sarı lastikler locator grubu ile sarı lastikler top başlı ataşman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.

Termal yaşlandırma öncesi sarı lastikler locator grubu ile sarı lastikler top başlı ataşman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı, yaşlandırma sonrası sarı lastikler locator grubu daha yüksek pürüzlülük değeri göstermiştir.

KAYNAKLAR

1. Feine, J.S. and Carlsson, G.E. (2010a). *Implant overdentures: the standard of care for edentulous patients*. USA: Quintessence Publishing, 3-4.
2. Hung, H. C., Colditz, G., and Joshipura, K. J. (2005). The association between tooth loss and the self-reported intake of selected CVD-related nutrients and foods among US women. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 33(3), 167-173.
3. Tsakos, G., Herrick, K., Sheiham, A., and Watt, R. G. (2010). Edentulism and fruit and vegetable intake in low-income adults. *Journal of Dental Research*, 89(5), 462-467.
4. Österberg, T., Dey, D. K., Sundh, V., Carlsson, G. E., Jansson, J. O. and Mellström, D. (2010). Edentulism associated with obesity: a study of four national surveys of 16 416 Swedes aged 55–84 years. *Acta Odontologica Scandinavica*, 68(6), 360-367.
5. Cleary, T. J., and Hutton, J. E. (1995). An assessment of the association between functional edentulism, obesity, and NIDDM. *Diabetes Care*, 18(7), 1007-1009.
6. Fisher, M. A., Taylor, G. W., Shelton, B. J., Jamerson, K. A., Rahman, M., Ojo, A. O., and Sehgal, A. R. (2008). Periodontal disease and other nontraditional risk factors for CKD. *American Journal of Kidney Diseases*, 51(1), 45-52.
7. Ulusoy, M., ve Aydın, K. (2010). *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler* (3. Edition). Ankara: AÜ Basımevi, 13-14.
8. Truhlar, R. S., Casino, A. J. and Cancro, J. J. (1997). Treatment planning of the elderly implant patient. *Dental Clinics of North America*, 41(4), 847-861.
9. Thompson, G. W. and Kreisel, P. S. (1998). The impact of the demographics of aging and the edentulous condition on dental care services. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(1), 56-59.
10. Thomason, J. M., Lund, J. P., Chehade, A., and Feine, J. S. (2003). Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures 6 months after delivery. *International Journal of Prosthodontics*, 16(5), 467-473.
11. Awad, M. A., Lund, J. P., Dufresne, E., and Feine, J. S. (2003). Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *International Journal of Prosthodontics*, 16(2), 117-122.
12. Assunção, W. G., Barão, V. A. R., Delben, J. A., Gomes, É. A., and Tabata, L. F. (2010). A comparison of patient satisfaction between treatment with conventional complete dentures and overdentures in the elderly: a literature review. *Gerodontology*, 27(2), 154-162.
13. Doundoulakis, J. H., Eckert, S. E., Lindquist, C. C. and Jeffcoat, M. K. (2003). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *The Journal of the American Dental Association*, 134(11), 1455-1458.

14. Thalji, G., McGraw, K., and Cooper, L. F. (2016). Maxillary Complete Denture Outcomes: A Systematic Review of Patient-Based Outcomes. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31, 169-181.
15. Čelebić, A., and Knezović-Zlatarić, D. (2003). A comparison of patient's satisfaction between complete and partial removable denture wearers. *Journal of Dentistry*, 31(7), 445-451.
16. Redford, M., Drury, T. F., Kingman, A., and Brown, L. J. (1996). Denture use and the technical quality of dental prostheses among persons 18–74 years of age: United States, 1988–1991. *Journal of Dental Research*, 75(2), 714-725.
17. Ferro, K.J. (2017). The glossary of prosthodontic terms. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 117(5), 47.
18. Branemark, P. (2005). *The Osseointegration Book-From Calvarium to Calcaneus..*, USA: Quintessence, 24.
19. Zarb, G. A., and Schmitt, A. (1990). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: Surgical results. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(4), 451-457.
20. Zarb, G. A., and Schmitt, A. (1990). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 64(2), 185-194.
21. Schroeder, A., Pohler, O., and Sutter, F. (1976). Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. *Schweizerische Monatsschrift fur Zahnheilkunde= Revue Mensuelle Suisse D'odonto-Stomatologie*, 86(7), 713-727.
22. Schroeder, A., Stich, H., Straumann, F. and Sutter, F. (1978). The accumulation of osteocementum around a dental implant under physical loading. *Schweizerische Monatsschrift fur Zahnheilkunde= Revue Mensuelle Suisse D'odonto-Stomatologie*, 88(10), 1051-1058.
23. Schroeder, A., van der Zypen, E., Stich, H., and Sutter, F. (1981). The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *Journal of Maxillofacial Surgery*, 9, 15-25.
24. Quirynen, M., Naert, I., van Steenberghe, D., Teerlinck, J., Dekeyser, C., and Theuniers, G. (1991). Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting an overdenture: A 4-year retrospective study. *Journal of Clinical Periodontology*, 18(10), 719-728.
25. Jemt, T., Chai, J., Harnett, J., Heath, M. R., Hutton, J. E., Johns, R. B., McKenna, S., McNamara, D. C., van Steenberghe, D., Taylor, R., and Watson, R. M. (1996). A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(3), 291-298.

26. Vigild, M. (1993). Benefit related assessment of treatment need among institutionalised elderly people. *Gerodontology*, 10(1), 10-15.
27. Zarb, G. A., and Schmitt, A. (1995). Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(8), 661-671.
28. Ferro, K. J., Morgano, S. M., Driscoll, C. F., Freilich, M. A., Guckes, A. D., Knoernschild, K. L., McGarry, T.J. (2005). The glossary of prosthodontic terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94, 10-92
29. Feine, J.S. and Carlsson, G.E. (2010b). *Implant overdentures: the standard of care for edentulous patients*. USA: Quintessence Publishing, 3-4.
30. Block, M. S., Kent, J. N., and Guerra, L. (1997). *Implants in dentistry: essentials of endosseous implants for maxillofacial reconstruction*. Oxford: WB Saunders Company.
31. Krennmair, G., Sütö, D., Seemann, R., and Piehslinger, E. (2012). Removable four implant-supported mandibular overdentures rigidly retained with telescopic crowns or milled bars: a 3-year prospective study. *Clinical oral Implants Research*, 23(4), 481-488.
32. Zou, D., Wang, F., Wu, Y., Huang, W., Zhang, C., and Zhang, Z. (2015). Implant-Supported Telescopic Crown-Retained Overdentures for Oral Rehabilitation of Patients with Severe Bony Defects: A 5-Year Retrospective Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(4), 937-944.
33. Mericske-Stern, R. (1998). Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(1), 66-73.
34. Reddy, M. S., Geurs, N. C., Wang, I. C., Liu, P. R., Hsu, Y. T., Jeffcoat, R. L., and Jeffcoat, M. K. (2002). Mandibular growth following implant restoration: Does Wolff's law apply to residual ridge resorption?. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 22(4), 315-321.
35. Williams, B. H., Ochiai, K. T., Hojo, S., Nishimura, R., and Caputo, A. A. (2001). Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(6), 603-607.
36. De Grandmont, P., Feine, J. S., Tache, R., Boudrias, P., Donohue, W. B., Tanguay, R., and Lund, J. P. (1994). Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: psychometric evaluation. *Journal of Dental Research*, 73(5), 1096-1104.
37. Att, W., and Stappert, C. (2003). Implant therapy to improve quality of life. *Quintessence International*, 34(8), 573-581.
38. Kordatzis, K., Wright, P. S., and Meijer, H. J. (2003). Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(3), 447-452.

39. Misch, C. E. (2008). Rationale for dental implants. Misch CE(ed). *Contemporary implant dentistry*. St Louis: Mosby, 419-642.
40. Jemt, T., and Sta, P. A. (1986). The effect of chewing movements on changing mandibular complete dentures to osseointegrated overdentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 55(3), 357-361.
41. Feine, J. S., Carlsson, G. E., Awad, M. A., Chehade, A., Duncan, W. J., Gizani, S., Head, T., Lund, J.P., MacEntee, M., Mericske-Stern, R., Mojon, P., Morais, J., Naert, I., Payne, A.G., Penrod, J., Stoker, G.T., Tawse-Smith, A., Taylor, T.D., Thomason, J.M., Thomson, W.M., Wismeijer, D. (2002). The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(4), 601-602.
42. Thomason, J. M., Kelly, S. A. M., Bendkowski, A., and Ellis, J. S. (2012). Two implant retained overdentures—A review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *Journal of Dentistry*, 40(1), 22-34.
43. Donatsky, O. (1993). Osseointegrated dental implants with ball attachments supporting overdentures in patients with mandibular alveolar ridge atrophy. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(2), 57-67.
44. Bergendal, T., and Engquist, B. (1998). Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(2), 253-262.
45. Wismeijer, D., Van Waas, M. A., Mulder, J., Vermeeren, J. I., and Kalk, W. (1999). Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for overdentures on implants of the ITI® Dental Implant System. A randomized controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 10(4), 297-306.
46. The Academy of Prosthodontics. (1999). The glossary of prosthodontic terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(1), 39–110.
47. Preiskel, H. W., Arvidson, K., Geering, A. H., and Stern, R. M. (1996). *Overdentures made easy: a guide to implant and root supported prostheses*. Chicago: Quintessence, 89.
48. Zarb, G. A., and Symington, J. M. (1983). Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(2), 271-276.
49. Batenburg, R. H., Meijer, H. J., Raghoobar, G. M., and Vissink, A. (1998). Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 13(4), 539-545.
50. Spiekermann, H., Donath, K., Hassell, T., Jovanovic, S., and Richter, J. (1995). *Implantology: color atlas of dental medicine* (V.114). New York: Thieme Medical Publishers, Inc., 261-264.

51. Lavery, D. P., Green, D., Marrison, D., Addy, L., and Thomas, M. B. M. (2017). Implant retention systems for implant-retained overdentures. *British Dental Journal*, 222(5), 347.
52. Dudic, A., and Mericske-Stern, R. (2002). Retention mechanisms and prosthetic complications of implant-supported mandibular overdentures: long-term results. *Clinical implant Dentistry And Related Research*, 4(4), 212-219.
53. Hussein, M. O. (2013). Stress-strain distribution at bone-implant interface of two splinted overdenture systems using 3D finite element analysis. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(3), 333-340.
54. McCartney JW. Cantilever rests: An alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant-supported prostheses for the edentulous mandible. *J Prosthet Dent*. 1992; 68: 817-819.
55. Mericske-Stern R. Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-D in vivo study. *Clin Oral Implants Res*. 1997; 8: 142-151.
56. Chu, F. C., Deng, F. L., Siu, A. S., and Chow, T. W. (2004). Implant-tissue supported, magnet-retained mandibular overdenture for an edentulous patient with Parkinson's disease: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(3), 219-222.
57. Walmsley, A. D. (2002). Magnetic retention in prosthetic dentistry. *Dental Update*, 29(9), 428-433.
58. Riley, M. A., Walmsley, A. D., and Harris, I. R. (2001). Magnets in prosthetic dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(2), 137-142.
59. Mizutani, H., and Rutkunas, V. (2004). *Preparations of abutments for magnetically retained overdentures. New Magnetic Applications in Clinical Dentistry* (1st edn). Chicago: Quintessence Pub Co Inc, 70-4.
60. Petropoulos, V. C., and Mante, F. K. (2011). Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(4), 286-293.
61. Zuest, P. (2000). *Zest anchor advanced generation manual*. Escondido: Zest Anchors.
62. Heckmann, S. M., Schrott, A., Graef, F., Wichmann, M. G., and Weber, H. P. (2004). Mandibular two-implant telescopic overdentures: 10-year clinical and radiographical results. *Clinical Oral Implants Research*, 15(5), 560-569.
63. Linkevičius, T. (2015). *How abutment margin design influences cement flow: Abutment selection and cement margin site*. In *Cementation in Dental Implantology* (pp. 101-112). Berlin: Springer.

64. Cune, M. S., de Putter, C., and Hoogstraten, J. (1994). Treatment outcome with implant-retained overdentures: Part II—Patient satisfaction and predictability of subjective treatment outcome. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(2), 152-158.
65. Naert, I., Quirynen, M., Theuniers, G., and van Steenberghe, D. (1991). Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(5), 671-680.
66. Misch, C. E., and Judy, K. W. M. (2005a). *Mandibular implant overdentures design and fabrication*. Dental Implant Prosthetics. St. Louis: Mosby, 230-242.
67. Shafie, H. (2007). *Principles of attachment selection*. Clinical and laboratory manual of implant overdentures. Ames, Iowa: Blackwell, 31-36.
68. Misch, C. E., and Judy, K. W. M. (2005b). *Mandibular implant overdentures design and fabrication*. Dental Implant Prosthetics. St. Louis: Mosby, 228-251.
69. Nikolopoulou, F., and Ktena-Agapitou, P. (2006). Rationale for choices of occlusal schemes for complete dentures supported by implants. *Journal of Oral Implantology*, 32(4), 200-203.
70. Winkler, S., Piermatti, J., Rothman, A., and Siamos, G. (2002). An overview of the O-ring implant overdenture attachment: clinical reports. *Journal of Oral Implantology*, 28(2), 82-86.
71. Misch, C. E. (1999). *Principles for screw-retained prostheses*. Contemporary implant dentistry. (2nd ed.). St. Louis: Mosby, 575-598.
72. Spiekermann, H. (1995). *Implantology*. New York, NY: Thieme Medical Publishers, p. 164.
73. Lee, C. K., and Agar, J. R. (2006). Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 102-105.
74. Alsiyabi, A. S., Felton, D. A., and Cooper, L. F. (2005). The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: A clinical report. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 14(3), 184-190.
75. Bakke, M., Holm, B., and Gotfredsen, K. (2002). Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: A prospective 5-year study. *International Journal of Prosthodontics*, 15(6), 575-581.
76. Al-Ghafli, S. A., Michalakis, K. X., Hirayama, H., and Kang, K. (2009). The in vitro effect of different implant angulations and cyclic dislodgement on the retentive properties of an overdenture attachment system. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(3), 140-147.
77. Geçkili, O., Bural, C., and Bilmenoğlu, Ç. (2010). İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemler. *EÜ Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 31, 9-18.

78. Kurtzman, G. M. (2009). The locator attachment: Free standing versus bar overdentures. *Dent Labor Int plus*, 1(1), 20-23.
79. Zest Dental Solutions. (2015a). Locator implant attachment system. URL: <http://www.zestdent.com/index.php/locator-implant-attachment-system.html>. Son Erişim Tarihi: 15.03.2018.
80. Geckili, O., Bilhan, H., and Bilgin, T. (2007). Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures. *Journal Of The Canadian Dental Association*, 73(8), 691-694.
81. Shafie, H. R. (2007). *Clinical and laboratory manual of implant overdentures*. Oxford: Blackwell, 37-63.
82. Aktaş, G., and Canay, Ş. (2015). İmplant üstü overdenture protezlerde tutucu alternatifleri. *Acta Odontologica Turcica*, 32(3), 158-64.
83. Zest Dental Solutions. (2015b). *Zest Dental Solutions*. <http://www.zestdent.com>. Son Erişim Tarihi: 15.03.2018.
84. Rutkunas, V., Mizutani, H., Takahashi, H., and Iwasaki, N. (2011). Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dental Materials Journal*, 30(6), 845-853.
85. Zarb, G. A., Bolender, C. L., Eckert, S. E., Jacob, R. F., Mericske-Stern, R. (2004). *Prosthetic treatment for edentulous patients*. 12th ed. St Louis: Mosby, 502-506.
86. Laurito, D., Lamazza, L., Spink, M. J., De Biase, A. (2012). Tissue-supported dental implant prosthesis (overdenture): the search for the ideal protocol. A literature review. *Annali Di Stomatologia*, 3(1), 2.
87. Eryılmaz, A., and Tatlı, A. (2000). ODTÜ öğrencilerinin mekanik konusundaki kavram yanılgıları. *Hacettepe Üniversitesi Eğitim Fakültesi Dergisi*, 18(18), 93-98.
88. Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. USA: Elsevier Health Sciences.
89. O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection*. Hanover Park (IL): Quintessence Pub. Co. . p. 13-24.
90. Üçtaşlı, S., Wilson, H. J., and Zaimoglu, L. (1993). Variables affecting the fracture toughness of resin-based inlay/onlay systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(4), 423-431.
91. Khoroushi, M., and Mansoori, M. (2012). Marginal sealing durability of two contemporary self-etch adhesives. *ISRN Dentistry*, 2012, 1-8.
92. Moore, R. J., Watts, J. T., Hood, J. A., and Burritt, D. J. (1999). Intra-oral temperature variation over 24 hours. *The European Journal of Orthodontics*, 21(3), 249-261.
93. Youngson, C. C., and Barclay, C. W. (2000). A pilot study of intraoral temperature changes. *Clinical Oral Investigations*, 4(3), 183-189.

94. Gale, M. S., and Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
95. Michailenco, P. M., Marciano, J., Grieve, A. R., and Abadie, M. J. M. (1995). An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: a pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(2), 214-218.
96. Türel, V. (2015). Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2015, 25.
97. Nimri, G. E. M. (2018). Wear mechanisms and wear investigations of dental materials; a review of the literature. *Oral Biology and Dentistry*, 3(1), 4.
98. Lee, A., He, L. H., Lyons, K., and Swain, M. V. (2012). Tooth wear and wear investigations in dentistry. *Journal of oral rehabilitation*, 39(3), 217-225.
99. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., and Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155-163.
100. Ereifej, N. S., Oweis, Y. G., and Eliades, G. (2012). The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Operative dentistry*, 38(1), 9-20.
101. Heintze, S. D., Forjanic, M., and Rousson, V. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*, 22(2), 146-165.
102. Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J., and Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39-46.
103. Gadegaard, N. (2006). Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry*, 81(2-3), 87-97.
104. Jandt, K. D. (2001). Atomic force microscopy of biomaterials surfaces and interfaces. *Surface Science*, 491(3), 303-332.
105. Meyer, G., and Amer, N. M. (1988). Erratum: Novel optical approach to atomic force microscopy [Appl. Phys. Lett. 53, 1045 (1988)]. *Applied physics letters*, 53(24), 2400-2402.
106. Inan, H., Tamam, E., and Bağış, B. (2010). Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin ıslanabilirlik yönünden in vitro ıncelenmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 16(1), 35-43.
107. Anusavice, K.J. (1996). Mechanical properties of dental materials. *Phillip's Science of Dental Materials*, 457, 493.
108. Seymen, F., and Gülhan, A. (1996). Arka grup dişlerde kullanılan çeşitli dolgu materyallerinin yüzey sertliklerinin ıncelenmesi-the investigation of surface hardness

- of various posterior filling materials. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 30(3), 145-152.
109. Taşveren, S. (2005). İki farklı restoratif materyalin yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *CÜ Diş Hek fak Derg*, 8(2), 94-97.
 110. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., ve Aksu, L. (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: AÜ Basımevi, 515.
 111. O'Brien, W. (2002). *Polymeric restorative materials: Dental materials and their selection*. USA: Quintessence, 97-121.
 112. Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M. (2012). Testing of dental materials and biomechanics: *Craig's restorative dental materials-e-book*. USA: Elsevier Health Sciences, 33-82.
 113. Roberson, T. M., Hey Mann, H.O., and Swift, E.J. (2002). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. (4th ed). St louis: Mosby, 237-258.
 114. Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., and Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11(3), 162-167.
 115. Evans, A. G., and Charles, E. A. (1976). Fracture toughness determinations by indentation. *Journal of the American Ceramic Society*, 59(7-8), 371-372.
 116. Palmqvist, S. (1957). Method att bestamma segheten hos sproda material, sarskilt hardmetaller. *Jernkontorets Ann*, 141, 300-307.
 117. Lawn, B. R., and Swain, M. V. (1975). Microfracture beneath point indentations in brittle solids. *Journal of Materials Science*, 10(1), 113-122.
 118. Lawn, B. R., Evans, A. G., and Marshall, D. B. (1980). Elastic/plastic indentation damage in ceramics: the median/radial crack system. *Journal of the American Ceramic Society*, 63(9-10), 574-581
 119. Hagan, J. T., and Swain, M. V. (1978). The origin of median and lateral cracks around plastic indents in brittle materials. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 11(15), 2091.
 120. Wilantewicz, T. E., and Varner, J. R. (2007). Vickers indentation fracture in optical glass compositions. *Fractography of Glasses and Ceramics V: Ceramic Transactions*, 199, 129-151.
 121. E384-10E2, A., *Standard test method for Knoop and Vickers hardness of material*. 2008, ASTM International West Conshohocken, PA.
 122. Dye, B. A., Tan, S., Smith, V., Lewis, B. G., Barker, L. K., Thornton-Evans, G., Eke, P.I., Beltrán-Aguilar, E.D., Horowitz, A.M. and Li, C.H. (2007). Trends in oral health status: United States, 1988-1994 and 1999-2004. *Vital and health statistics. Series 11, Data From The National Health Survey*, 248, 1-92.

123. Wu, B., Liang, J., Plassman, B. L., Remle, C., and Luo, X. (2012). Edentulism trends among middle-aged and older adults in the United States: comparison of five racial/ethnic groups. *Community dentistry and oral epidemiology*, 40(2), 145-153.
124. Henry, P. J. (2002). A review of guidelines for implant rehabilitation of the edentulous maxilla. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(3), 281-288.
125. Thomason, J. M., Heydecke, G., Feine, J. S., and Ellis, J. S. (2007). How do patients perceive the benefit of reconstructive dentistry with regard to oral health-related quality of life and patient satisfaction? A systematic review. *Clinical oral Implants Research*, 18, 168-188.
126. Zitzmann, N. U., and Marinello, C. P. (2000). Fixed or removable implant-supported restorations in the edentulous maxilla: literature review. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, 12(6), 599-608.
127. Takahashi, T., Gonda, T., Tomita, A., Mizuno, Y., and Maeda, Y. (2016). Influence of Palatal Coverage and Implant Distribution on Denture Strain in Maxillary Implant Overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(3), 43-48.
128. Takahashi, T., Gonda, T., and Maeda, Y. (2017). Can reinforcement of maxillary implant overdentures decrease stress on underlying implants? *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(1), 63-69.
129. Cehreli, M. C., Karasoy, D., Kökat, A. M., Akca, K., and Eckert, S. (2010). A systematic review of marginal bone loss around implants retaining or supporting overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(2), 266-277.
130. Zou, D., Wu, Y., Huang, W., Wang, F., Wang, S., Zhang, Z., and Zhang, Z. (2013). A 3-year prospective clinical study of telescopic crown, bar, and locator attachments for removable four implant-supported maxillary overdentures. *International Journal of Prosthodontics*, 26(6), 566-573.
131. Al-Zubeidi, M. I., Alsabeeha, N. H., Thomson, W. M., and Payne, A. G. (2012). Patient satisfaction with maxillary 3-implant overdentures using different attachment systems opposing mandibular 2-implant overdentures. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14, 11-19.
132. Närhi, T. O., Hevinga, M., Voorsmit, R. A., and Kalk, W. (2001). Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: a retrospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16(2), 259-266.
133. Kuoppala, R., and Raustia, A. (2015). Preliminary observations regarding treatment outcomes in patients treated with maxillary implant overdentures in a university clinic. *International Journal of Prosthodontics*, 28(6), 637-640.
134. Berglundh, T., Persson, L., and Klinge, B. (2002). A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *Journal of Clinical Periodontology*, 29, 197-212.

135. Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., and Kan, J. Y. (2003). Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(2), 121-132.
136. Cune, M., Van Kampen, F., Van der Bilt, A., and Bosman, F. (2005). Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(5), 471.
137. Scherer, M. D., McGlumphy, E. A., Seghi, R. R., and Campagni, W. V. (2013). Comparison of retention and stability of implant-retained overdentures based upon implant number and distribution. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(6), 1619-1628.
138. Yang, T. C., Maeda, Y., Gonda, T., and Kotecha, S. (2011). Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clinical Oral Implants Research*, 22(11), 1315-1319.
139. Kim, H. Y., Lee, J. Y., Shin, S. W., and Bryant, S. R. (2012). Attachment systems for mandibular implant overdentures: a systematic review. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 4(4), 197-203.
140. Kiener, P., Oetterli, M., Mericske, E., and Mericske-Stern, R. (2001). Effectiveness of maxillary overdentures supported by implants: maintenance and prosthetic complications. *International Journal of Prosthodontics*, 14(2), 133-140.
141. Rentsch-Kollar, A., Huber, S., and Mericske-Stern, R. (2010). Mandibular implant overdentures followed for over 10 years: patient compliance and prosthetic maintenance. *International Journal of Prosthodontics*, 23(2), 91-98.
142. Watson, G. K., Payne, A. G., Purton, D. G., and Thomson, W. M. (2002). Mandibular overdentures: comparative evaluation of prosthodontic maintenance of three different implant systems during the first year of service. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3), 259-266.
143. Mackie, A., Lyons, K., Thomson, W. M., and Payne, A. G. (2011). Mandibular two-implant overdentures: prosthodontic maintenance using different loading protocols and attachment systems. *International Journal of Prosthodontics*, 24(5), 405-416.
144. Türk, Ç.P.E. (2011). *Alt çenede iki implant destekli tam protezlerde kullanılan top başlı ve locator tutucuların tutuculuk kuvveti değerlerinin ve aşınmalarının incelenmesi*. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
145. Cordaro, L., di Torresanto, V. M., Petricevic, N., Jornet, P. R., and Torsello, F. (2013). Single unit attachments improve peri-implant soft tissue conditions in mandibular overdentures supported by four implants. *Clinical oral Implants Research*, 24(5), 536-542.
146. El-Sheikh, A. M., Shihabuddin, O. F., and Ghoraba, S. M. (2012). Two versus three narrow-diameter implants with locator attachments supporting mandibular overdentures: a two-year prospective study. *International Journal of Dentistry*, 2012, 7.

147. Gotfredsen, K., and Holm, B. (2000). Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *International Journal of Prosthodontics*, 13(2), 125-130.
148. Payne, A. G., and Solomons, Y. F. (2000). The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa-and implant-supported overdentures: a review of the literature. *International Journal of Prosthodontics*, 13(3), 238-245.
149. Watson, R. M., Jemt, T., Chai, J., Harnett, J., Heath, M. R., Hutton, J. E., Johns, R. B., Lithner, B., McKenna, S., McNamara, D.C., Naert, I., and Taylor, R. (1997). Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective study. *International Journal of Prosthodontics*, 10(4), 345-354.
150. Wolf, K., Ludwig, K., Hartfil, H., and Kern, M. (2009). Analysis of retention and wear of ball attachments. *Quintessence International*, 40(5), 405-412.
151. Cordioli, G., Majzoub, Z., and Castagna, S. (1997). Mandibular overdentures anchored to single implants: a five-year prospective study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(2), 159-165.
152. Alsabeeha, N. H., Swain, M. V., and Payne, A. G. (2011). Clinical performance and material properties of single-implant overdenture attachment systems. *International Journal of Prosthodontics*, 24(3), 247-254.
153. Kleis, W. K., Kämmerer, P. W., Hartmann, S., Al-Nawas, B., and Wagner, W. (2010). A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 12(3), 209-218.
154. Cakarar, S., Can, T., Yaltirik, M., and Keskin, C. (2011). Complications associated with the ball, bar and Locator attachments for implant-supported overdentures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 16(7), e953-e959.
155. Marinis, A., Afshari, F. S., Yuan, J. C. C., Lee, D. J., Syros, G., Knoernschild, K. L., Campbell, S.D. and Sukotjo, C. (2016). Retrospective analysis of implant overdenture treatment in the advanced prosthodontic clinic at the University of Illinois at Chicago. *Journal of Oral Implantology*, 42(1), 46-53.
156. Uludag, B., Polat, S., Sahin, V., and Alper Çomut, A. (2014). Effects of Implant Angulations and Attachment Configurations on the Retentive Forces of Locator Attachment-Retained Overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(5), 1053-1057.
157. Nguyen, C. T., Masri, R., Driscoll, C. F., and Romberg, E. (2010). The effect of denture cleansing solutions on the retention of pink Locator attachments: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(3), 226-230.
158. Swain, M. V. (2009). Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *The International Journal of Prosthodontics*, 5, 429-440.

159. Chikunov, I., Doan, P., and Vahidi, F. (2008). Implant-retained partial overdenture with resilient attachments. *Journal of Prosthodontics*, 17(2), 141-148.
160. Rutkunas, V., Mizutani, H., and Takahashi, H. (2005). Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. *Stomatologija*, 7(4), 115-20.
161. Shastry, T., Anupama, N. M., Shetty, S., and Nalinakshamma, M. (2016). An in vitro comparative study to evaluate the retention of different attachment systems used in implant-retained overdentures. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 16(2), 159.
162. Bayer, S., Keilig, L., Kraus, D., Grüner, M., Stark, H., Mues, S., and Enkling, N. (2011). Influence of the lubricant and the alloy on the wear behaviour of attachments. *Gerodontology*, 28(3), 221-226.
163. Besimo, C. E., and Guarneri, A. (2003). In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(7), 671-678.
164. Botega, D. M., Mesquita, M. F., Henriques, G. E. P., and Vaz, L. G. (2004). Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(9), 884-889.
165. Srinivasan, M., Schimmel, M., Kobayashi, M., Badoud, I., Ammann, P., Herrmann, F. R., and Müller, F. (2016). Influence of different lubricants on the retentive force of LOCATOR® attachments—an in vitro pilot study. *Clinical Oral Implants Research*, 27(7), 771-775.
166. Bayer, S., Grüner, M., Keilig, L., Hültschmidt, R., Nicolay, C., Bourauel, C., Keilig, L., Utz, K.H., and Stark, H. (2007). Investigation of the wear of prefabricated attachments—An in vitro study of retention forces and fitting tolerances. *Quintessence International*, 38(5), 229-237.
167. Ludwig, K., Hartfil, H., and Kern, M. (2006). Analysis of the wear and tear of ball attachments. *Quintessence J Dent Technol*, 4, 46-55.
168. Abi Nader, S., De Souza, R. F., Fortin, D., De Koninck, L., Fromentin, O., and Albuquerque Junior, R. F. (2011). Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 38(3), 157-164.
169. Krennmair, G., Seemann, R., Fazekas, A., Ewers, R., and Piehslinger, E. (2012). Patient preference and satisfaction with implant-supported mandibular overdentures retained with ball or locator attachments: a crossover clinical trial. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(6), 1560-1568.
170. den Dunnen, A. C., Slagter, A. P., de Baat, C., and Kalk, W. (1997). Professional hygiene care, adjustments and complications of mandibular implant-retained overdentures: a three-year retrospective study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(4), 387-390.

171. Felton, D., Cooper, L., Duqum, I., Minsley, G., Guckes, A., Haug, S., Meredith, P., Solie, C., Avery, D., and Chandler, N.D. (2011). Evidence-based guidelines for the care and maintenance of complete dentures: A publication of the American College of Prosthodontists. *The Journal of the American Dental Association*, 142, 1-20.
172. Crawford, C. A., Newton, J. P., and Yemm, R. (1987). Bleached dentures: misuse of a denture-cleaning agent. *Dental Update*, 14(1), 29-32.
173. Lévesque, B., Lavoie, M., and Joly, J. (2004). Residential water heater temperature: 49 or 60 degrees Celsius?. *Canadian Journal of Infectious Diseases and Medical Microbiology*, 15(1), 11-12.
174. Chiu, L. P. Y., Vitale, N. D., Petridis, H., and McDonald, A. (2017). The effect of different water temperatures on retention loss and material degradation of locator attachments. *Journal of Prosthodontics*, 26(6), 537-544.
175. Anusavice, K. J., Shen, C., and Rawls, H. R. (2013). *Dental casting and soldering alloys: Phillips' science of dental materials*. USA: Elsevier Health Sciences, 1-571.
176. McKeen, L. W. (2014). *The effect of temperature and other factors on plastics and elastomers*. (3rd ed.). Boston: William Andrew, 233-340.
177. Allen, R. and Bauer, R. (1988). *Moisture-related failure*. OH: ASM International, 761-769.
178. Martin, J. R., and Gardner, R. J. (1981). Effect of long term humid aging on plastics. *Polymer Engineering & Science*, 21(9), 557-565.
179. Fayolle, B., Richaud, E., Colin, X., and Verdu, J. (2008). degradation-induced embrittlement in semi-crystalline polymers having their amorphous phase in rubbery state. *Journal of Materials Science*, 43(22), 6999-7012.
180. Gonçalves, E. S., Poulsen, L., and Ogilby, P. R. (2007). Mechanism of the temperature-dependent degradation of polyamide 66 films exposed to water. *Polymer Degradation and Stability*, 92(11), 1977-1985.
181. Mumcu, E., Bilhan, H., and Geckili, O. (2012). The effect of attachment type and implant number on satisfaction and quality of life of mandibular implant-retained overdenture wearers. *Gerodontology*, 29(2), 618-623.
182. Cristache, C. M., Muntianu, L. A. S., Burlibasa, M., and Didilescu, A. C. (2014). Five-year clinical trial using three attachment systems for implant overdentures. *Clinical Oral Implants Research*, 25(2), 171-178.
183. Schuckar, M., and Geurtsen, W. (1997). Proximo-cervical adaptation of Class II-composite restorations after thermocycling: a quantitative and qualitative study. *Journal of oral rehabilitation*, 24(10), 766-775.
184. Bedran-de-Castro, A. K. B., Pereira, P. N., Pimenta, L. A. F., and Thompson, J. Y. (2004). Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*, 6(33), 221-226.

185. Doerr, C. L., Hilton, T. J., and Hermes, C. B. (1996). Effect of thermocycling on the microleakage of conventional and resin-modified glass ionomers. *American Journal of Dentistry*, 9(1), 19-21.
186. D'Amario, M., Campidoglio, M., Morresi, A. L., Luciani, L., Marchetti, E., and Baldi, M. (2010). Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin cements and zirconium-oxide ceramics. *Journal of Oral Science*, 52(3), 425-430.
187. Wegner, S. M., Gerdes, W., and Kern, M. (2002). Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3), 267-272.
188. Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., and Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295-308.
189. ISO, T., *11405 Dental materials—Guidance on testing of adhesion to tooth structure*. International Organization for Standardization, Switzerland, Genf, 1994.
190. Amaral, F. L., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., and Corona, S. A. (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(6), 340-353.
191. Xie, C., Han, Y., Zhao, X. Y., Wang, Z. Y., and He, H. M. (2010). Microtensile bond strength of one-and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: the effects of thermocycling. *Operative Dentistry*, 35(5), 547-555.
192. Bektas, Ö. Ö., Eren, D., Siso, S. H., and Akin, G. E. (2012). Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers in Medical Science*, 27(4), 723-728.
193. Vere, J., Hall, D., Patel, R., and Wragg, P. (2012). Prosthodontic maintenance requirements of implant-retained overdentures using the locator attachment system. *International Journal of Prosthodontics*, 25(4), 392-394.
194. Walton, J. N., MacEntee, M. I., and Glick, N. (2002). One-year prosthetic outcomes with implant overdentures: a randomized clinical trial. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(3), 391-398.
195. Passia, N., Ghazal, M., and Kern, M. (2016). Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 57, 88-94.
196. Evtimovska, E., Masri, R., Driscoll, C. F., and Romberg, E. (2009). The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(6), 479-483.
197. Chung, K. H., Chung, C. Y., Cagna, D. R., and Cronin Jr, R. J. (2004). Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 13(4), 221-226.

198. Wang, F., Monje, A., Huang, W., Zhang, Z., Wang, G., and Wu, Y. (2016). Maxillary Four Implant-retained Overdentures via Locator® Attachment: Intermediate-term Results from a Retrospective Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(3), 571-579.
199. Pisani, M., Bedos, C., da Silva, C. H. L., Fromentin, O., and de Albuquerque Jr, R. F. (2017). A Qualitative Study on Patients' Perceptions of Two Types of Attachments for Implant Overdentures. *Journal of Oral Implantology*, 43(6), 476-481.
200. Kurtulus, I. L., and Gurbulak, A. G. (2018). The In Vitro comparison of the retention of an implant-supported stud attachment locator and straumann ball attachment at different angulations. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 21(5), 639-644.
201. Yusuf, H., and Ratra, N. (1996). Observations on 25 patients treated with ball-retained overdentures using the Astra Tech implant system. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 4(4), 181-183.
202. Gulizio, M. P., Agar, J. R., Kelly, J. R., and Taylor, T. D. (2005). Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 14(1), 3-11.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Najafova, Lamia
Uyruğu : Azerbaycan
Doğum tarihi ve yeri : 27.09.1990, Bakü
e-mail : lamia.najaf@gmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi/ Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam ediyor
Lisans	Azerbaycan Tıp Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2013

Yabancı Dil

Almanca
İngilizce
Rusça



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..

