

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**EKSTRAORAL İMPLANTLARDA YENİ
ANTI-MANYETİK DAYANAK TASARIMININ
TUTUCULUĞA ETKİSİNİN İN-VİTRO İNCELENMESİ**

Dt. İrem SÖZEN YANIK

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

ANKARA

2021

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**EKSTRAORAL İMPLANTLARDA YENİ
ANTI-MANYETİK DAYANAK TASARIMININ TUTUCULUĞA
ETKİSİNİN İN-VİTRO İNCELENMESİ**

Dt. İrem SÖZEN YANIK

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Bahadır ERSU**

ANKARA

2021

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

01/03/2021

İrem SÖZEN YANIK

i

“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanının** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkânı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanının** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez **danışmanının** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.**

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, Prof. Dr. Bahadır ERSU danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Dt. İrem SÖZEN YANIK

TEŞEKKÜR

Öğrencisi olduğum için onur duyduğum, bilgi ve tecrübelerini benimle her zaman paylaşan ve bana rehberlik eden, mesleki bilgilerinin yanı sıra hayata bakış açısı ile de bana yol gösteren, her daim pozitif yönlendirmeleriyle ve olumlu söylemleriyle uzmanlık eğitim sürecimin her aşamasında bana destek olan danışman hocam Sayın Prof. Dr. Bahadır ERSU'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan ve kendisine her konuda danışabildiğim, tez çalışmamda değerli katkılarını esirgemeyen çok değerli hocam Sayın Prof. Dr. Şenay CANAY'a,

Tez jürimde bulunarak bizi onurlandıran çok değerli hocam Sayın Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ'ye,

Mesleki ve hayata dair birikimlerini benimle her zaman paylaşan anabilim dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI'na ve uzmanlık eğitimim süresince öğrenimime katkıda bulunan tüm saygı değer H.Ü. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Tüm H.Ü Diş Hekimliği Fakültesi idari personeline,

Dt. Hale ARIKAN, Dt. İrem Gökçe ULUÇ Dt. Ecem YUMUŞAKBAŞ, Dt. İlay YÖRÜKOĞLU, Dt. Aybeniz NAZARALİYEVA ve üniversite yıllarımdan günümüze kadar hep yanımda olan aynı uzmanlık alanını da birlikte kazandığımız canım arkadaşım Dt. Dilara ŞAHİN, eş kıdemlilerim ve diğer bütün çalışma arkadaşlarıma,

Her zaman beni destekleyen ve her koşulda yanımda olan, üzerimde sonsuz emekleri olan ve evlatları olduğum için her zaman gurur duyduğum canım annem İpek SÖZEN, canım babam Zeki SÖZEN ve biricik kardeşim Elif SÖZEN'e, ve hep yanımda olduğunu bildiğim, bana her konuda destek olan canım eşim Egehan YANIK'a

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

ÖZET

SÖZEN YANIK İ, Ekstraoral implantlarda yeni anti-manyetik dayanak tasarımının tutuculuğa etkisinin in-vitro incelenmesi Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi. Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Ankara, 2021. Mıknatıs ataçmanlar, maksillofasiyal protezlerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Mıknatıs tutucuların pek çok avantajının yanı sıra, manyetik dayanakların, manyetik rezonans görüntüleme (MRG) çıkarılmasının gerekliliği ve hücreler üzerindeki olumsuz etkileri gibi dezavantajları da vardır. Bu in-vitro çalışmanın amacı, rutinde kullanılan manyetik dayanaklara alternatif olarak geliştirilmiş yeni tip anti-manyetik dayanak tasarımların tutuculuğunu değerlendirmektir. Bu amaçla Ti6Al4V alaşımından üretilen yeni tip anti-manyetik dayanakların, güncel kullanımda olan ekstraoral implantlara göre, tutuculukları karşılaştırılmıştır. Çalışmada 4 grup belirlenmiştir ve her gruptan 10'ar örnek hazırlanmıştır. 1. grup geleneksel manyetik sistem (GMS-kontrol grubu), 2. grup bu geleneksel manyetik sistemin 100°C'de ısıtılmış hali (IGMS), 3. grup anti-manyetik dayanak tip 1 sistemi (AMS1) ve 4. grup da tip 2 sistemidir (AMS2). Örnekler, test sistemi hazırlandıktan sonra sırasıyla test sistemine yerleştirilmiştir. 0, 120, 360, 720, 1440. döngülerdeki tutuculuk kuvvetleri ölçülmüştür. Tutuculuk değerleri 1440 döngü sonucunda sırası ile GMS: 3,39 N, IGMS: 3,38 N, AMS1: 8,83 N, AMS2: 8,75 N olarak ölçülmüştür. Sonuçların değerlendirilmesi ve farklı dayanak-ataçman sistemlerinin çıkarma kuvvetlerinin karşılaştırılmasında Two way ANOVA repeated measures kullanılmıştır. AMS grupları kendi içinde ve GMS grupları kendi içinde benzer sonuçlar göstermiştir ($p>0,05$). GMS ve AMS1, GMS ve AMS2 arasında ise istatistikler olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). Sonuç olarak, yeni tip anti-manyetik dayanakların tutuculuk kuvvetlerinin daha yüksek değerlerde olduğu ve manyetik dayanaklara bir alternatif olabileceği görülmüştür.

Anahtar kelimeler: çene-yüz protezleri, ekstraoral implant, anti-manyetik dayanak

ABSTRACT

SÖZEN YANIK İ, In-vitro investigation of the effect of a new anti-magnetic abutment design on the retention in the extraoral implants. Hacettepe University Faculty of Dentistry, Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2021. Magnet attachments are widely used in maxillofacial prostheses. In addition to many advantages of magnet attachments, there are also disadvantages such as the need to remove the magnetic abutments during the magnetic resonance imaging (MRI) and their negative effects on cells. This in-vitro study aims to evaluate the retention of new types of anti-magnetic abutment designs developed as an alternative to routinely used magnetic abutments. For this purpose, the retention of the new type of anti-magnetic abutments produced from Ti6Al4V alloy were compared to the extraoral implants currently in use. 4 groups were determined in the study and 10 samples were prepared for each group. 1st group is conventional magnetic system (GMS-control group), 2nd group conventional magnetic system heated at 100 ° C (IGMS), 3rd group anti-magnetic abutment type 1 system (AMS1) and 4th group anti-magnetic abutment type 2 system (AMS2). The samples were placed in the test system, after the test system was prepared. The dislodging forces were measured at cycles 0, 120, 360, 720, 1440. The retention values were measured as GMS: 3.39 N, IGMS: 3.38 N, AMS1: 8.83 N, AMS2: 8.75 N at the end of 1440 cycles, respectively. Two way ANOVA repeated measures were used to evaluate the results and compare the extraction forces of different abutment-attachment systems. AMS groups and GMS groups showed similar results within themselves ($p > 0.05$). A statistically significant difference was found between GMS and AMS1, GMS and AMS2 ($p < 0.05$). As a result, it has been observed that the retention strength of the new type of anti-magnetic abutments has higher values and can be an alternative to magnetic abutments.

Keywords: maxillofacial prosthesis, extraoral implant, anti-magnetic abutment

İÇİNDEKİLER

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iii
ETİK BEYAN SAYFASI	iv
TEŞEKKÜR	v
ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	xi
TABLOLAR	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Çene ve Yüz Defektleri	3
2.2. Çene ve Yüz Protezlerinin Tarihçesi	3
2.2.1. Çene ve Yüz Protezlerinin Sınıflandırılması	5
2.3. Ekstraoral İmplantlar	6
2.4. İmplant Destekli Ekstraoral Protezlerde Tutuculuk Sistemleri	8
2.4.1. Manyetik Ataçmanlar	9
2.4.2. Bar ve Klips Sistemi	21
2.4.3 Küresel Bağlantılar	22
2.5. Yüz Protezlerinde Kullanılan Materyaller	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM	30
3.1. Örneklerin Hazırlanması	30
3.2. Deney Gruplarının Hazırlanması	34
3.3. Test Düzenineğinin Hazırlanması ve Ölçümlerin Yapılması	38
3.4. İstatistiksel Analiz	42
4. BULGULAR	43
4.1. Örneklerin Tutuculuk Kuvvetleri	43
5. TARTIŞMA	48
6. SONUÇLAR	55
7. KAYNAKLAR	56

SİMGELER VE KISALTMALAR

MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
PMMA	Polimetilmetakrilat
CAD	(Computer Aided Design) Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	(Computer Aided Manufacturing) Bilgisayar Destekli Üretim
3D	(3 Dimensional) 3 Boyutlu
%	Yüzde
Ni	Nikel
Fe	Demir
Co	Kobalt
Ti	Titanyum
Pd	Palladyum
H	Henry
Wb	Weber
G	Gauss
T	Tesla
mT	Militesla
Wb/m²	weber/metre kare
Co-Pt	Kobalt-Platin
SmCo₅	Samaryum kobalt 5
Nd-Fe-B	Neodyum-Demir-Bor
Pd-Co	Palladyum-Kobalt
Pd-Co-Ni	Palladyum-Kobalt-Nikel
Pd-Co-Cr	Palladyum-Kobalt-Krom
Pd-Co-Pt	Palladyum-Kobalt-Platin
Fe₂O₃	Hematit
Fe₃O₄	Manyetit
SmCo	Samaryum-Kobalt
Sm₂Co₇	Samaryum 2 kobalt 7

SmCo3	Samaryum kobalt 3
Ti6Al4V	Titanyum 6 alüminyum 4 vanadyum
TiO₂	Titanyum oksit
Sm2Co17	Samaryum 2 kobalt 17
mm	Milimetre
cm	Santimetre
UV	Ultraviyole
°C	Santigrat derece
PDMS	Polidimetilsiloksan
HTV	(High Temperature Vulcanization) Yüksek Isıda Vulkanizasyon
RTV	(Room Temperature Vulcanization) Oda Isısında Vulkanizasyon
GMS	Geleneksel Manyetik Sistem
IGMS	Isıtılmış Geleneksel Manyetik Sistem
AMS1	Anti-manyetik Sistem Tip 1
AMS2	Anti-manyetik Sistem Tip 2
FDM	(Fused Deposition Modelling) Eriyik Yığıma Modelleme
12V DC	12 Volt değerinde doğru akım
DAQ	(Data acquisition) Veri toplama
kS/s	kilo örnek/saniye
N	Newton
ORI	O-ring
EZL	EZ-Lock
MAG	Manyetik
SEM	(Scanning Electron Microscope) Taramalı Elektron Mikroskopu
SMA	Statik Manyetik Alan

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Çene ve yüz protezlerinin sınıflandırılması	5
2.2. Ekstraoral implantların uzunlukları, çapları, retansiyon delikleri ve kanat uzantısı	7
2.3. Omuzlu ve silindirik ekstraoral implantlar	7
2.4. Manyetik alan tipleri & mıknatıs sistemleri	16
2.5. Mıknatıs sistemi (<i>StecoTitanmagnetics X-Line</i>)	20
2.6. Bar ve klips sistemi	21
3.1. Anti-manyetik dayanak tip 1'in (AMS1) CAD çizimi	31
3.2. Anti-manyetik dayanak tip 1'in (AMS1) teknik modeli	31
3.3. Anti-manyetik dayanak tip 2'nin (AMS2) CAD çizimi	32
3.4. Anti-manyetik dayanak tip 2'nin (AMS2) teknik modeli	32
3.5. Pleksiglas bloğa <i>housinglerin</i> yerleştirilmesi (A) ve silikonların yerleştirileceği 10 mm çapında olukların açılması (B).	33
3.6. <i>Technovent M511 Silicone Part A ve Part B</i>	34
3.7. Pleksiglas blok üzerinde manyetik dayanaklar ve mıknatıs ataçmanlar	35
3.8. İç renklendirme temel cilt tonu (<i>Technovent – Ten P412</i>)	36
3.9. Silikonun hazırlanması	36
3.10. Silikonun pleksiglasdaki oluklara yerleştirilmesi (A), her iki oluğun da silikonla doldurulması (B)	37
3.11. Anti-manyetik dayanak tasarımı tip 1'in vidalanmış ve silikon hazırlanmış modeli	37
3.12. Anti-manyetik dayanak tasarımı tip 2'nin vidalanmış ve silikon hazırlanmış modeli	38
3.13. Doğrusal aktüatör ve özellikleri	39
3.14. Mikrokontrolcü – <i>Arduino Mega</i>	39
3.15. Veri Toplama Ünitesi-DAQ	39
3.16. <i>Loadcell</i>	40
3.17. <i>Arduino Mega</i> , L298N motor sürücüsüne motorun (lineer aktüatör) ileri ve geri dönmesi ile ilgili dijital sinyalleri yollar, motor sürücü aldığı dijital sinyaller ile kendisine bağlı 12V DC gücü regüle ederek motorun ileri geri hareketini sağlar	41

3.18. Mıknatıs sistemin test düzeneğine yerleştirilmiş yakından görüntüsü

(A). Mıknatıs sistemin test düzeneğine yerleştirilmiş ve test düzeneği ile birlikte görüntüsü (B). Silikon & anti-manyetik dayanak sistemin test düzeneğine yerleştirilmiş, test düzeneği ve dijital gösterge ile birlikte görüntüsü (C)

42

4.1. Takma-çıkarma döngüsel testinde gözlenen tutuculuk kuvvetlerinde

olan değişiklikler. Hata çizgileri, ortalamanın standart sapmasını temsil eder.

(ns: $p > 0.05$, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ****: $p \leq 0.0001$)

43

TABLolar

Tablo	Sayfa
4.1. Takma-çıkarma döngüsel testinde gözlenen tutucu kuvvetlerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları.	44
4.2. Dunnett's multiple comparisons analizi. Tüm dayanakların başlangıç Kuvvetleriyle diğer döngü noktalarındaki kuvvetlerinin karşılaştırılması.	45
4.3. Dunnett's multiple comparison analizi. GMS (kontrol grubu) ile IGMS, AMS1 ve AMS2 tutuculuk kuvvetlerinin karşılaştırılması	46
4.4. Tukey's multiple comparisons analiz. Tüm grupların ortalama kuvvet farklarının karşılaştırılması.	46
4.5. Tukey's multiple comparisons analizi. Grupların 0, 120, 360, 720, 1440. döngü noktalarındaki tutuculuk kuvvetlerinin birbirleri ile karşılaştırılması.	47

1. GİRİŞ

Çene ve yüz bölgesinde görülen eksiklik ya da bozukluklara çene-yüz defekti denir (1). Bu deformitelerin nedenleri konjenital, gelişimsel ve kazanılmış olarak sınıflandırılmaktadır (2). Çene-yüz defektleri, lokalizasyonları nedeniyle hastaların fiziksel ve psikolojik sağlıklarını olumsuz yönde etkileyebilmektedir (3). Çeşitli nedenlerle oluşmuş olan bu defektlerin rehabilitasyonu çene yüz protezleri ile yapılmaktadır (4, 5). Yüz protezlerinin tutuculuğunu ve stabilitesini sağlamak amacıyla osseointegre implantlar kullanılmaktadır. Yüz hasarlarında genellikle temporal, orbita ve orta yüz bölgesindeki kemik kalınlığının intraoral implantların yerleştirilmesi için uygun olmamasından dolayı daha kısa olan ekstraoral implantlar tercih edilmektedir (1, 6).

İmplant destekli yüz protezlerinde çeşitli tutucu tipleri kullanılmaktadır. Bunlar bar, mıknatıs ve topuz ataçmanlardır (7). Mıknatıs sistemi, manyetik dayanak ve protezin doku yüzeyine yerleştirilmiş mıknatıstan oluşan tutucu sistemdir. Mıknatıs ataçman kullanımı karmaşık rehabilitasyon gerektiren deformiteleri olan hastalarda tutuculuk ve stabilite ile kombine protez sağlamanın en etkili yoludur. Mıknatıslar; orbital epitezlerde, kulak epitezlerinde, büyük ve küçük maksiller defektlerde ve intraoral-ekstraoral kombinasyon protezlerinde kullanılmaktadır. Mıknatıs ataçmanlar hem retansiyon hem de stabilite sağlar (8). Mıknatıslar, protezlerin takılıp çıkarılması sırasında implantlara ve dayanaklara gelen kuvvetlerin düşük olmasını sağlar (1, 9, 10). Mıknatıs ataçmanların bir diğer avantajı da protezlerin takılıp çıkarılmasının ve hijyenin sağlanmasının kolay olmasıdır (11). Ancak bunların yanında bazı dezavantajları da vardır. Mıknatısların tutucu unsurlar olarak kullanılması sonucu karşılaşılan en büyük sorun korozyondur (8, 12). Literatür incelendiğinde yapılan çalışmalarda mıknatısların korozyona uğradıkları ve mıknatıslardan elde edilen korozyon ürünlerinin de in vitro testlerde sitotoksik etkilere sahip olduğu belirtilmiştir (13). Bir diğer sorun ise mıknatısların bazı mekanik aletlerle etkileşime geçmesidir. Ayrıca bu çalışmalarda, manyetik ataçmanları olan hastaların manyetik rezonans görüntüleme (MRG) incelemelerinde artefaktların saptandığı bildirilmiştir. Tüm örnekler ve kraniyoservikal alanlar için görüntü artefaktlarının mevcut olduğu ve incelemelerin imkansız hale geldiği gösterilmiştir. Bu nedenlerden dolayı, mıknatıs

içeren protez kullanan hastalarda, manyetik rezonans görüntüleme (MRG) yöntemi kullanılırken mıknatıs dayanakların çıkarılmaları gerekmektedir (12). Bu da ek bir seans ve zaman gerektirir.

Bu literatür araştırmalarımızın sonucunda manyetik dayanakların sınırlamaları göz önünde bulundurularak yeni tip anti-manyetik dayanakların geliştirilerek araştırılması amaçlanmıştır. Bu yeni anti-manyetik dayanak tasarımı için Türk Patent ve Marka Kurumuna 2020/09551 başvuru numarası ile başvurulmuştur ve araştırma talebi alınmıştır.

Çalışmamızın amacı, yeni tip anti-manyetik dayanak tasarımların silikon epitez materyali ile olan tutuculuğunu değerlendirerek, mevcut manyetik dayanakların ve yeni anti-manyetik dayanakların in-vitro ortamda, tutuculuk etkilerini incelemek ve karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Çene ve Yüz Defektleri

Çene-yüz bölgesindeki eksiklik ya da bozukluklara çene-yüz defekti denir (1). Bu deformitelerin nedenleri konjenital, gelişimsel ve kazanılmış olarak sınıflandırılır (2). Kazanılmış defektler, nekrotizan hastalıklardan ve onkocerrahi veya travma gibi patolojilerden kaynaklanabilir (2, 3, 14-17). Çene-yüz defektleri, lokalizasyonları nedeniyle hastaların fiziksel ve psikolojik sağlıklarını olumsuz etkileyebilmekte, bu da psikiyatrik, ailesel ve sosyal sorunlara yol açabilmektedir (3, 18). Bu defektler, bireylerin çoğu zaman günlük hayatlarına eskisi gibi devam etmelerini zorlaştıran, estetik fonetik ve fonksiyonel problemlere neden olur (2, 19). Çeşitli nedenlerle oluşmuş bu defektlerin restorasyonu için çene yüz protezleri kullanılmaktadır (20-22).

2.2. Çene ve Yüz Protezlerinin Tarihçesi

İnsanoğlunun, yüz defektlerini yapay yollarla tedavi etmeyi ilk olarak hangi tarihte denediği konusunda kesin bir kayıt yoktur (23-25). Maksillofasiyal protezlerin kaynağı net değildir (3). Arkeolojik çalışmalarda çene ve yüz protezlerinin temeli Eski Mısır ve Çin'e dayanmaktadır (23-25). Arkeologlar yaptıkları çalışmalarda mumdan, kilden, odundan ve topraktan yapılan kulak göz ve burun protezlerine rastlamışlardır (23, 26).

Literatürdeki ilk yüz protezi, Fransız bir cerrah olan Ambroise Pare (1510-1590) tarafından yapılmıştır. Bu dönemde çok fazla oranda bacak- kol amputasyonu yapılmış vakalar bulunmaktadır (27). Ambroise Pare, Opera isimli kitabında kulak, burun, göz protezi tasarımlarından söz etmiştir (23). Yüz protezleri ile ilgili bir başka kayıt ise 16.yüzyılda Danimarkalı bir gökbilimci olan Tycho Brahe'nin (1566) kaybettiği burnunun yerine, kendisi için tasarlamış olduğu burun protezidir. Bu protezin yapımında gümüş ve altın kullanılmıştır (27-29). 1678-1761 yılları arasında modern bilimsel dişhekimliğinin öncüsü sayılan Pierre Fauchard yüz protezleri üzerine araştırmalar yapmıştır. Palatinadaki defektler için palatal protezler tasarlamış ve hastalara uygulamıştır. Fauchard, hastanın obturatörü, oral bölgeden konumlandırabildiği ve retansiyonunu burun zemininden sağladığı, kanatlarla

desteklenen bir protez tasarlamıştır (29). Çalışmaları, maksillofasiyal protezlerinin gelişiminde önemli olmuştur (24). William Morton (1819-1868), hastaya mine porseleni kullanarak burun protezi yapmıştır (29, 30). 1880' de Kingsley nasal-palatal kombinasyonlu protezleri tanımlamıştır(29). Materyal olarak ise vulkanit lastik kullanmıştır (30). 1889'da Claude Martin seramikten burun protezi yapmıştır (27). 1900 – 1940 yılları arasında vulkanit kauçuk diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmıştır. Upham, vulkanit kauçuktan yapılan burun ve kulak protezlerini geliştirmiştir. Ottofy, Baird ve Baker siyah vulkanize kauçuğu protez yapımında kullanmıştır ve pembe vulkanize kauçuğu da kullanımlarına dahil etmişlerdir. Ancak vulkanize kauçuğun sertliği yüze adapte edildiğinde bir sorun yaratmıştır (27, 31). 1913 yılında insan derisinin yumuşaklığını ve esnekliğini taklit etmek için yüz protezlerinde kullanılmak üzere jelatin-gliserin bileşikleri tanıtılmıştır. Kazanjian, vulkanize kauçuk yüz protezlerini renklendirmek için selüloit baskıların kullanımını anlatmıştır (31, 32). 1940'tan 1960'a kadar diş hekimliğinde akrilik rezin kullanılmaya başlanmıştır. 1960'tan 1970'e kadar çeşitli elastomerlerin tanıtımı büyük değişikliklere neden olmuştur. Barnhart, yüz protezinin yapımı ve renklendirilmesi için ilk kez silikon kauçuk kullanmıştır. Tashma, silikon yüz protezinin kendinden renklendirilmesi için renksiz akrilik rezin polimer tozuna dağılmış kuru toprak pigmentlerini kullanmıştır(32). 1970-1990'da yüz protezlerinin üretimi için farklı tipte elastomerler kullanılmıştır. Gonzalez poliüretan elastomer kullanımını tanıtmıştır. Lewis ve Castelberry sifenilenlerin yüz protezi için potansiyel kullanımını anlattılar. Udagama ve Drane, yüz protezlerinin yapımı için, silastik medikal adeziv silikon tip A kullanımını tanıtmıştır. Protezlerin ince kenarlarının kolayca yırtılması sorununu çözmek için Udagama, medikal adeziv tip A kullanılarak üretilen yüz protezleri için astar olarak prefabrik poliüretan film kullandığını bildirmiştir (31). 1990'dan günümüze doğru olan bu dönemde polimer kimyasında kaydedilen ilerlemeler yüz protezleri için yeni materyaller geliştirmeye olan ilgiyi arttırmıştır (31). Günümüzde maksillofasiyal protezleri üretmek için kullanılan malzemeler arasında vinil plastisol, polimetilmetakrilat (PMMA) bazlı akrilik rezinler, poliüretanlar, lateks ve silikon polimerleri bulunmaktadır (3, 33).

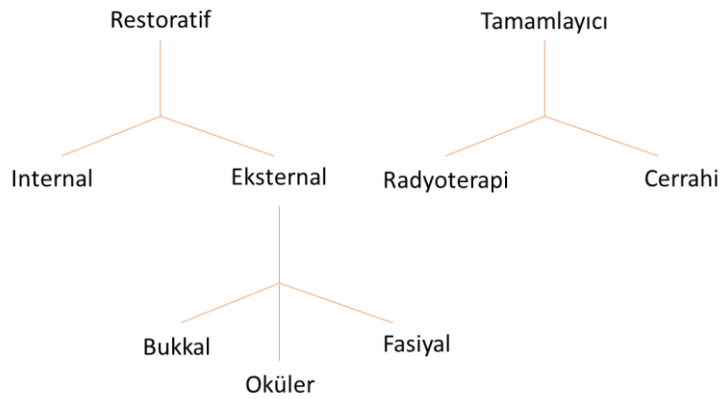
Silikonlar ve akrilik rezinler maksillofasiyal rekonstrüksiyon için en çok kullanılan malzemelerdir (3, 34).

Günümüzde ayrıca yeni teknolojiler geliştirilmiştir. Hızlı prototipleme, CAD – CAM (Bilgisayar destekli tasarım- Bilgisayar destekli üretim) teknolojisi gibi ileri teknolojiler tanıtılmıştır ve maksillofasiyal protezler alanında da kullanılmaktadır (31). Üç boyutlu (3D) baskı da, medikal eğitimde ve çene-yüz rekonstrüksiyonunda devrim yapma potansiyeline sahip yeni, gelişen bir teknolojidir. Yüz rekonstrüksiyonunu optimize etmek için kişiye özel, hastaya özel modellerin oluşturulmasını sağlar. 3 boyutlu baskı protez tedavilerini daha doğru, daha hızlı ve daha ucuz hale getirebilir. Silikon kauçuk ayrıca hastanın ten rengine uygun protezler basmak için renkli pigmentlerle de aşılabilir (3, 35).

Maksillofasiyal protezlerin geleceği, yeni malzeme ve tekniklerin geliştirilmesinin yanı sıra baş ve boyun defektleri ile ilgili değişen klinik beklentilere bağlıdır (3).

2.2.1.Çene ve Yüz Protezlerinin Sınıflandırılması

Genel olarak maksillofasiyal protezler restoratif veya tamamlayıcı olarak sınıflandırılabilir (Şekil 2.1.). Restoratif protezler, kemik kaybının ve yüz deformitelerinin onarılmasında yardımcıdır. Doku içinde ya da doku dışında olacak şekilde yerleştirilebilirler. Tamamlayıcı protezler plastik cerrahi, ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası dönemde veya radyoterapi seanslarında yardımcı olur (3).



Şekil 2.1. Çene ve yüz protezlerinin sınıflandırılması (3).

Eksternal Bukkal Protezler: İntraoral defekt için protetik tedavinin amacı hastanın çiğneme işlevini ve fonetiğini eski haline getirmek, estetiği iyileştirmek ve psikososyal refahlarını yeniden kazandırmaktır (36). İntraoral rekonstrüktif cerrahi kontrendike olduğunda, palatal obturator, mandibular ve dil protezleri tedavi için kullanılabilir (36-38).

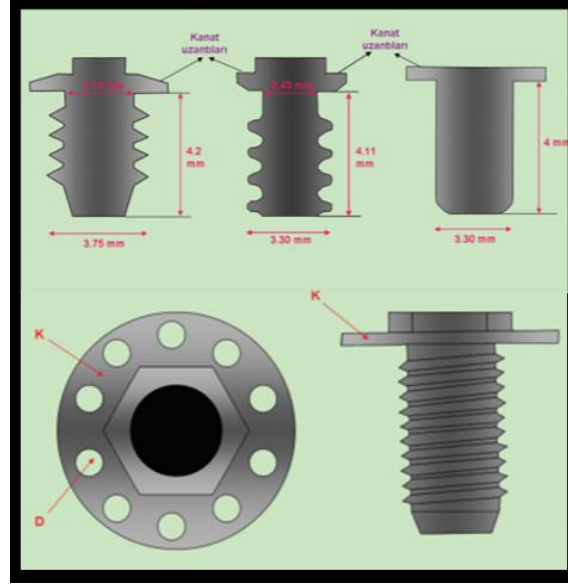
Oküler Protezler: Kısmi veya total göz kaybı sadece görme kaybıyla sonuçlanmaz, aynı zamanda hastanın özgüvenini ve sosyal yaşamını da etkiler (3, 18). Göz protezlerinin birincil amacı, gözler insan ilişkilerinde önemli bir faktör olduğundan toplumla yeniden bütünleşmeye izin vermektir (3, 18).

Fasiyal Protezler: Genel olarak; burun, dudak, okülopalpebral, kulak kepçesi, kafatası kapağı ve trakeostomal olarak sınıflandırılabilir (3). Bu protezler ile daha önce kaybedilen yumuşak ve sert dokuları yapay olarak yeniden yapılandırılır (39). Böylece estetiğin sağlanması ile birlikte, hastanın yaşam kalitesi artmış olur (1, 40). Yüz protezleri temel olarak estetiği geri kazandırmakla birlikte, başka fizyolojik fonksiyonlara da sahiptir. Örneğin dudak protezleri, daha iyi çiğneme, yutma ve konuşma sağlamak için dudakları kapatır ve dudak desteğini tekrar sağlar (41).

2.3 Ekstraoral İmplantlar

Bir protezin tutuculuğu anatomik, mekanik, cerrahi olarak veya adezyon ile sağlanır. İmplantlar intraoral veya ekstraoral kraniofasiyal bölgelerde retansiyon için kullanılır ve bunlar mükemmel destek ve tutuculuğun yanı sıra adeziv ihtiyacını ortadan kaldırır veya azaltır (42). Ekstraoral implantlar ilk kez Branemark tarafından 1970'lerde bir işitme cihazını yerleştirebilmek ve kulak protezine tutuculuk sağlamak amacıyla kullanılmıştır (43). Ekstraoral implantların yerleştirilmesindeki en önemli sorun yetersiz kemik hacmidir (44). Maksillofasiyal defektlerde, temporal, orbita ve orta yüz bölgesindeki kemik kalınlığının intraoral implantların yerleştirilmesi için uygun olmaması nedeniyle daha kısa olan 3-5 mm'lik ekstraoral implantlar kullanılır (Şekil 2.2.). Bu bölgelerdeki kemik kalınlığı çoğunlukla 2,5-6 mm arasında değişmektedir (1). Bu bölgelerde kullanılan implantlar, kemik içerisinde istenilenden fazla ilerlemesin diye kanat uzantılarına sahiptir.

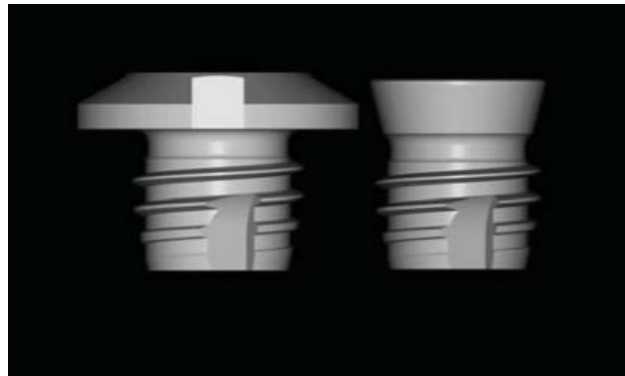
Ayrıca kanat uzantılarında mekanik stabilite ve retansiyonu sağlayan, yüzey alanını arttıran delikler vardır (Şekil 2.2.) (45).



Şekil 2.2. Ekstraoral implantların uzunlukları, çapları, retansiyon delikleri ve kanat uzantısı (45).

İmplant üstü protezler, hastanın protezlerini uygun şekilde konumlandırmasına ve ayarlamasına izin verir, ancak ekstraoral implantların sayısı, konumu ve yönünün doğru planlanması çok önemlidir (42) .

Ekstraoral implantlar saf titanyumdan elde edilirler. Bu implantlar uygulanacakları bölgeye göre bir omuza (Şekil 2.3) sahip olabilirler veya olmayabilirler. Omuz düz yüzeylerde açılı yerleştirmenin ihtiyaç duyulmadığı bölgelerde tercih edilir (43).



Şekil 2.3. Omuzlu ve silindirik ekstraoral implantlar (43).

Ekstraoral protezlerde tutuculuğun implant ile sağlanması avantajları (46):

- Cilt adezivlerinin çıkarılması ve yeniden uygulanmasıyla ilişkili olarak daha az günlük bakım ihtiyacı doğururlar.
- Yüz restorasyonunun daha uzun ömürlü olmasını sağlarlar.
- Retansiyon için cilt adezivleri kullanıldığında, bunlar her gün çıkarılmalı ve yeniden uygulanmalıdır, bu da protezlerin kenarlarında renklendirici kaybına ve sonunda protezi kullanılamaz hale getirebilmektedir. İmplantlar kullanıldığında bu dezavantaj ortadan kalkar.
- Protez ve cilt arasındaki birleşme hatlarında gelişmiş estetik sağlanır. İmplant destekli bir protez yapıldığında, kenar boşlukları daha ince hale getirilebilir.

Ekstraoral protezlerde tutuculuğun implant ile sağlanması dezavantajları (47):

- Ekonomik faktörler, daha yüksek maliyet gerektirmesi
- Özel laboratuvar prosedürleri gerektirmesi
- Daha uzun bitim süresi olması
- Kontrol randevularına ihtiyaç olması
- Temizlemenin zorluğu enfeksiyon riskine yol açabilmesi
- Multi-disipliner çalışmanın gerekliliği
- Yeni cerrahi müdahale ihtiyacı gerektirmesi
- Tutucu elemanların kalınlıkları nedeni ile estetiği optimum sağlayamamak

2.4. İmplant Destekli Ekstraoral Protezlerde Tutuculuk Sistemleri

1. Manyetik ataçmanlar
2. Bar-Klips sistemi
3. Küresel ataçmanlar

2.4.1 Manyetik Ataçmanlar

Manyetik Ataçmanların Tarihçesi

Mıknatısların yaklaşık 3000 yıllık bir geçmişi vardır ve o zamandan beri çeşitli uygulamalar için kullanılmaktadır. Hipokrat, manyetizmaya tıbbi göndermeler yapan ilk kişidir. Kanamayı durdurmak ve kanamayı kontrol etmek için demir oksit mıknatıs ve hematit kullanmıştır (8, 48).

Manyetik ataçmanlar, vertikal ve lateral kuvvetlerin implantlara veya çevresindeki kemiğe aktarılmasını önleyerek, kuvvetlerin dağılmasını sağlar. 1940 yılında Freedman diş hekimliğinde mıknatısları ilk kez, ciddi şekilde rezorbe mandibulaları olan hastalarda mandibular protezlerin tutuculuğunu geliştirmek için kullanmıştır. Freedman 1953'te tam protezlerin retansiyonunu ve stabilitesini korumak ve iyileştirmek için mıknatısları kullandı. Hasta çenesini kapatırken, mıknatısların karşılıklı itimi protezleri alveolar sırtlara itererek oturtmuştur (49). Nadeau, 1956'da, mıknatıslarla bağlanmış ekstraoral-intraoral protezlerin kombinasyonunun kullanımını ilk kez tanımladı (50). 1960 yılında Behrman SJ, protezin tutuculuğunu artırmak için çeneye mıknatısların yerleştirilmesi için bir teknik sundu. Robinson, 1963'te, tam maksillektomi gibi radikal bir cerrahi tedavi gören hastalarda cerrahi protezlerin tutuculuğu için mıknatısların kullanılabileceğini belirtti (51). 1967'de Becker-Hoffer tarafından, yaygın olarak kullanılan mıknatıslardan daha üstün manyetik özelliklere sahip olan Samaryum kobalt 5 'i (SmCo5) oluşturmak için kobalt ile samaryumu birleştiren yeni bir manyetik alaşım geliştirildi. SmCo5, kobalt-platin (Co-Pt) ve Alnico alaşımlarından 20 ila 50 kat daha fazla manyetik alan gücüne sahiptir (52). 1971'de Javid N. sol maksiller, palatinal kemiği, zigomatik kemiğin bir kısmı ve sol orbitanın tamamı çıkarılmış bir hastada tam protezlerle birlikte yüz protezinin tutuculuğunu sağlamak için madeni para şeklinde bir mıknatıs kullandı (53). 1977'de Robert J Connor, politetrafloroetilen ve pirolitik grafitten oluşan protoplast kaplama kullanılarak bir Samaryum-kobalt (SmCo) mıknatısını canlı ortamda etkin bir şekilde kaplamanın mümkün olduğunu belirtti (54). 1984 yılında H. Sasaki et al., bölümlü protezlerin tutuculuğu için SmCo mıknatıslarının kullanıldığını belirtmiştir (55). 1979'da Moghadam ve arkadaşları tarafından implantüstü protezlerde mıknatıs kullanımını için herhangi bir cerrahi işlem gerektirmeyen basit bir teknik tanımlanmıştır.

2000'de Matsamura ve arkadaşları, şiddetli maksiller defekti olan bir hasta için bir kobalt-samaryum manyetik ataçman sistemi ile bağlanan hareketli bölümlü bir protezin üretim aşamalarını tanımlamıştır. 2001'de Grant GT ve arkadaşları, bir poliüretan astarla çevreden sızdırmaz bir mıknatısı tutan, akrilik rezin altyapılı ekstraoral bir protezin üretimi için bir yöntem tanımlamıştır (53). James C. Lemon, DDS Rene A. Brignoni, DMD Nisan 2004'te mikrodalga ışınlamasının mıknatısların tutuculuk kuvveti üzerindeki etkisini inceledi. Mikrodalga ışınlamasına maruz kalan samaryum kobalt mıknatısların retansiyon kuvvetinin belirli koşullar altında %12'ye kadar azaltılabileceğini gösterdiler. Tutuculuk kuvvetindeki bu potansiyel azalma, proteze daha fazla mıknatıs eklenerek protezin tasarımını değiştirerek telafi edilebilir şeklinde bir sonuç rapor etmişlerdir (52).

Manyetizma Mekanizması

Bir malzemedeki her atom, bir manyetik alan üreten hareketli bir yük olarak çekirdeğin etrafındaki elektronun varlığı nedeniyle bir mıknatıstır. Bununla birlikte, çoğu elektron eşlenir ve eşit ve zıt alanlar birbirini götürür. Nikel (Ni), Demir (Fe) ve Kobalt (Co) gibi bazı atomlarda küçük bir manyetik alan yaratan eşleşmemiş elektronlar vardır (13).

Manyetik bir malzemedeki, küçük bir manyetik alana sahip olan bu atomların büyük bir kısmı, "alan" adı verilen küçük bölgelerde hizalanır. Manyetize edilmemiş bir durumda, bu alanların yönelimi rastgeledir ve genel bir manyetizasyon yaşanmaz. Manyetik alan uygulamasında, bu alanlar hizalanır ve bir doyma noktasına ulaşır. Doyma noktasına ulaşıldığında, malzemenin mıknatıslandığı söylenir. Uygulanan alanın kaldırılması üzerine, malzeme manyetizasyonunu koruyorsa kalıcı mıknatıs olarak adlandırılır (10, 13).

Manyetik Alan ve Şiddeti

Bir mıknatısın etrafında ortaya çıkan bölgeye manyetik alan denir. Manyetik alan içindeki manyetik cisimler üzerine manyetik kuvvet etki eder ve bu kuvvetin şiddeti, manyetik alanın büyüklüğü ile orantılıdır. Manyetik alan şiddeti H harfi ile gösterilir ve birimi Henry'dir. Manyetik alan vektördür. Manyetik alana teğet ve

alanla aynı yöndeki hayali çizgilere manyetik kuvvet çizgileri denir. Manyetik kuvvet çizgilerinin yoğunluğu mıknatısın kutuplarına yaklaştıkça artar, mıknatısın kutuplarından uzaklaştıkça azalır. Bu kuvvet çizgileri mıknatısın içinden de geçerek kapalı bir devre oluştururlar. Mıknatısın içindeki manyetik kuvvet çizgilerinin yönü S kutbundan N kutbuna doğrudur (56).

Manyetik Akı ve Yoğunluğu

Bir mıknatısın kuvvet çizgileri sayısına manyetik akı denir ve birimi Weber (Wb)'dir. Manyetik akı yoğunluğu ise birim yüzeyden dik olarak geçen manyetik kuvvet çizgilerinin sayısıdır. Manyetik akı yoğunluğu (B), Gauss (G), Tesla (T), weber/metre² (Wb/m²) olarak gösterilebilir (56).

Mıknatısların Sınıflandırılması (8)

A. Kullanılan Alaşımlara göre

- Kobalt Örneklerini içerenler: Alnico, Alnico V, Kobalt-Platin (Co-Pt), Samaryum-Kobalt (SmCo₅)
- Kobalt Örnekleri içermeyenler: Neodimyum-Demir-Bor (Nd-Fe-B), Samaryum Demir Nitrür

B. Manyetik özellikleri koruma yeteneği

- Yumuşak (kolay manyetize veya demanyetize, daha az kalıcı): Palladyum-Kobalt alaşımı (Pd-Co), Palladyum-Kobalt-Nikel alaşımı (Pd-Co-Ni), Palladyum-Kobalt-Krom alaşımı (Pd-Co-Cr), Palladyum-Kobalt-Platin alaşımı (Pd-Co-Pt), Manyetik paslanmaz çelikler, Permendur (Fe-Co alaşımı), Krom-Molibden alaşımı.
- Sert (manyetizmayı kalıcı olarak korumak): Alnico alaşımları, Co-Pt, SmCo₅, Nd-Fe-B.

C. Yüzey kaplanma türü (malzemeler paslanmaz çelik, titanyum veya paladyum olabilir)

- Kaplanmış

- Kaplanmamış

D. Manyetizma türüne göre

- İtme
- Çekme

E. Manyetik alan türüne göre

- Açık alan
- Kapalı alan
- Dikdörtgen kapalı alan sandviç tasarımı
- Dairesel kapalı alan sandviç tasarımı

F. Sistemdeki mıknatıs sayısına göre

- Tek
- Çift

G. Kutupların düzenine göre

- Ters kutuplar,
- Tersine çevrilmemiş kutuplar

H. Sistemdeki mıknatıs sayısına göre

- Duo-sistem açık alan
- Mono-sistem açık alan
- Mono-sistem kapalı alan

Manyetik malzemeler, manyetik özelliklerine göre genel olarak "sert" ve "yumuşak" olmak üzere iki gruba ayrılabilir:

Sert manyetik malzemeler, büyük bir kalıcılığa ve zorlayıcılığa sahiptir ve manyetize ve demanyetize edilmesi zordur. Bu nedenle sert manyetik malzemeler, motorlar, hoparlörler gibi cihazlarda ve çeşitli ev ve endüstriyel cihazlarda kalıcı mıknatıslar için kullanılır (57).

Yumuşak manyetik malzemeler, düşük kalıcılığa ve düşük zorlayıcılığa sahiptir ve kolayca manyetize ve demanyetize edilebilir. Doğal olarak oluşan kalıcı manyetik malzemeler ferromanyetik nikel ve kobalttır. Manganez veya krom gibi diğer elementlerin bazı alaşımları ferromanyetik hale getirilebilir. Ferromanyetik metaller, ferromanyetik maddeler oluşturmak için diğer metallerle veya oksitlerle birleşir (57).

Birçok malzeme manyetik olarak listelenebilse de, yüksek indüksiyon gereksinimi, mıknatıslanmaya karşı yüksek direnç, maksimum enerji üretimi ve düşük maliyet nedeniyle yalnızca birkaçı ticari olarak kabul görmüştür (57).

Diş hekimliğinde kullanılan kalıcı mıknatıslar arasında (57);

- Alniko
- Platin-kobalt
- Krom-kobalt-demir
- Kobalt-samaryum
- Neodimyum-demir-bor

Alniko Mıknatıslar

Alniko mıknatıslar, biyomedikal amaçlar için kullanılan ilk kalıcı mıknatıs türüdür (58). Alniko mıknatıslar kobalt, alüminyum, nikel ve demir bazlı alaşımlardır (59). Alnikolar, güçlü bir ferromanyetik faz ve bir paramanyetik fazdan oluşan iki fazlı alaşımlardır (49).

Kobalt-Platin Mıknatıslar

Kobalt-platin mıknatıslar, 1930'larda Jellinghaus tarafından keşfedilmiştir ve 1950'lerde kullanıma sunulmuştur (49). Eşit yüzdelerde kobalt ve platinden oluşurlar. Alnikolara kıyasla gelişmiş özelliklere ve korozyon direncine sahiplerdir. Üstün özelliklerine rağmen yüksek maliyetleri nedeniyle medikal veya diş hekimliği uygulamalarında yaygın kullanım alanları yoktur (49, 60).

Krom-Kobalt-Demir Mıknatıslar

Krom-kobalt-demir kalıcı mıknatıs alaşımları, 1971 yılında Kaneko ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir. Bu alaşımların metalurjisi ve manyetik özellikleri, alnikoya oldukça benzerdir. Bununla birlikte, alnikolardan farklı olarak, bu alaşımlar oda sıcaklığında şekillendirilebilirler. Bu alaşımların oda sıcaklığında işlenebilmesi, Kawata ve Takeda'nın 1970 yılında manyetik ortodontik braketler üretmesini sağlamıştır ve bunlar daha sonra maksiller ve mandibular arklarda dişleri hareket ettirmek için kullanılmıştır (60).

Ferrit Mıknatıslar

Ferrit mıknatıslara bazen seramik denir. 1954'ten beri üretilen elektriksel olarak iletken olmayan mıknatıslardır. Hematit (Fe_2O_3) veya manyetit (Fe_3O_4) gibi diğer metal oksitlerin özelliklerine sahip demir oksitlerden oluşur. Sert ferrit mıknatıslar biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaz. Mıknatıslanmaya karşı Alnico malzemelerine göre daha dirençlidirler, bu da onları karmaşık şekilli mıknatıslarda kullanıma uygun hale getirir (58).

Nadir Toprak Mıknatısları

Nadir elementler, atom numaraları 21, 39 ve 57'den 71'e kadar olan on yedi elementten oluşur. 58 ile 71 arasında atom numaralarına sahip elementlere lantanid denir (57).

Nadir toprak elementlerinin alaşımlarından yapılan nadir toprak mıknatısları, güçlü kalıcı mıknatıslardır. Ferrit veya alnico mıknatıslardan daha güçlü oldukları için ürettikleri manyetik alan da daha yüksektir.

Nadir toprak mıknatısları, manyeto kristalin anizotropi özelliğinden dolayı boyutlarına göre yüksek kuvvetler üretebilir (59, 61). Bu özellik, tek kristallerin tercihen bir yönde (C eksenini boyunca) hizalanmasına izin vererek manyetizmayı artırır (59). Nadir toprak mıknatıslarının bir başka avantajlı özelliği de şudur. Alnico mıknatıslara kıyasla çok yüksek koersivite özelliğine sahiptir. Yüksek koersivite, bu mıknatısların manyetikliği gidermeye karşı üstün bir yeteneğe sahip olduğu anlamına gelir (57).

Samaryum-Kobalt Mıknatıslar

Samaryum-kobalt mıknatısları (SmCo_5), samaryum ve kobaltdan oluşan güçlü nadir toprak mıknatıslarıdır. Bunlar kırılığandır ve dolayısıyla çatlamaya ve ufalanmaya eğilimlidir. Samaryum mıknatıslar, yüksek sıcaklık uygulamaları için kullanılabilir. Samaryum-kobalt (SmCo) mıknatıslar 1960'larda ve 1970'lerde geliştirilmiştir. SmCo_5 , Sm_2Co_7 , SmCo_3 gibi çeşitli samaryum-kobalt bileşikleri vardır. Bu mıknatıslar yüksek doygunluk manyetizması ve *Curie* sıcaklığı ile karakterizedir (62). Diğer nadir toprak mıknatıslarından daha maliyetlidirler, ancak yüksek sıcaklık uygulamaları için ihtiyaç duyulduklarında Neodyum gibi daha düşük *Curie* sıcaklığına sahip olanlara tercih edilir (58).

Neodyum-Demir-Bor Mıknatıslar

Neodimyum-demir-bor (Nd-Fe-B) mıknatıslar ilk olarak 1984 yılında ortaya çıkmıştır (63). $\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$ temel bileşiktir, ancak çeşitli modifikasyonlar yaygın olarak yapılır. Bu tür nadir toprak mıknatısı, son derece yüksek bir manyetik doygunluğa, demanyetize olmaya karşı iyi bir dirence ve yüksek enerji üretim değerine sahiptir. Mükemmel manyetik özellikleri, çok küçük mıknatısların üretilmesine izin vermiştir (64). Üretimi SmCo alaşımlarından daha az maliyetlidir ve bu nedenle günümüzde kullanılan ana nadir toprak kalıcı mıknatısıdır (58).

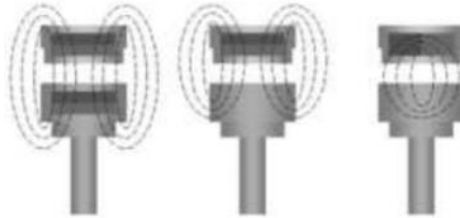
Nd-Fe-B mıknatısının dezavantajı 300°C kadar düşük *Curie* sıcaklığına sahip olması, buna karşılık SmCo alaşımlarının 725°C kadar yüksek *Curie* sıcaklığı ile mükemmel stabiliteye sahip olmasıdır (65). Mıknatıslar akrilik materyallere gömülü olduğu için, bu dental uygulamalarda belirgin bir dezavantaj yaratır. Nd-Fe-B , 300°C gibi düşük bir kurlenme sıcaklığına sahiptir ve manyetik özellikler 80°C 'nin üzerinde bozulur. Bu nedenle, mıknatısı aşırı ısıtmamaya dikkat edilmelidir (66). Bu durum manyetik akı kaybına neden olabilir. Bu mıknatısları dental uygulamalar için hazırlarken, manyetik akı kaybının ve kuvvetin hesaba katılması önemlidir (64). Bununla birlikte, % 6 kobalt ilavesi, *Curie* sıcaklığını 100K yükseltir (57).

Samaryum-Demir-Nitrür Mıknatıslar

Samaryum-demir-nitrür kalıcı mıknatıslar gelecekteki uygulamalar için önemli bir adaydır (57). Bu mıknatıslar gelecekte Nd-Fe-B mıknatıslara göre daha üstün bir seçim olabilir, çünkü mıknatıslanmaya karşı yüksek direnç, yüksek manyetizma ve sıcaklık ve korozyona karşı daha iyi direnç gösterirler (13). Bu materyal hala geliştirme aşamasındadır, ancak gelecekte tıbbi ve dental uygulamalar için kullanılabilir hale gelebilir (57).

Manyetik Sistemin Bileşenleri

Benzer veya zıt kutuplu iki mıknatısın kullanıldığı sistemler çift mıknatıs sistemidir (Şekil 2.4.). Sadece bir mıknatısın kullanıldığı, karşısında ise paladyum (Pd), kobalt (Co), ve nikel'den (Ni) oluşan ferromanyetik döküm alaşımından elde edilen ve "keeper" adı verilen döküm parçanın yer aldığı sistemler ise tek mıknatıs sistemi olarak isimlendirilmektedir (12). Keeper eleman, mıknatıs olmayıp, manyetik eleman ile temas ettiğinde mıknatıs (indüklenmiş mıknatıs) görevi gören mıknatıslanabilir bir alaşım ile hazırlanmıştır (8).



Şekil 2.4. Manyetik alan tipleri & mıknatıs sistemleri (8).

Manyetik Ataçmanların Avantajları (8, 67)

1. Mıknatıslar hem retansiyon hem de stabilite sağlar.
2. Fonksiyonel 12 derece dönerek, 24 dereceye kadar dayanak diverjansına izin verir.
3. Protezin yerleştirilmesi ve çıkarılması için kritik olmayan kolay bir yol sağlar.
4. İmplantların paralelliği zorunlu değildir.

5. Potansiyel olarak patolojik lateral kuvvetler ortadan kaldırılarak maksimum dayanak koruması sağlanır.
6. Çiğneme sırasında yerinden çıkması durumunda protezin otomatik olarak yeniden oturmasını sağlar.
7. 3 mm kadar az kemik desteğine sahip implantlar, manyetik ataçmanlarla dayanak işlevi görebilir.
8. İmplantlar ve dayanaklar doğrudan baskıya maruz kalmaz.

Manyetik Ataçmanların Dezavantajları (8)

1. Korozyon, mıknatısların kalıcı olarak kullanılamamasının temel sorunudur. Kırılganlık ve korozyona yatkınlık özelliklerine sahip SmCo ve Nd-Fe-B mıknatıslar tükürük gibi klorür içeren ortamlarda ve bakteri varlığında daha çok görülür. Nd-Fe-B mıknatısların korozyonunu artırır. Bu korozyon iki şekilde meydana gelebilir (59):
 - I. Kapsülleme materyalinin bozulması nedeniyle mıknatısın korozyonu.
 - II. Epoksidin, nem ve iyonların yayılması nedeniyle mıknatısın korozyonu.
2. Mıknatıslardan elde edilen korozyon ürünlerinin in vitro testlerde sitotoksik etkilere sahip olduğu gösterilmiştir (13). Ayrıca manyetik alanın, mıknatısların uygulandığı bölgenin çevre dokuları üzerinde zararlı etkiler oluşturduğu düşünülmektedir (12).
3. Dental tedavilerde kullanılmak üzere mıknatısların kapsüllenmesi veya kaplanması gereklidir, ancak kapsülleyici malzemenin sürekli açılması, mıknatısın daha fazla açığa çıkmasına neden olur.
4. Yüzeydeki aşınmanın neden olduğu derin çizikler ve oyukların oluşması ve ayrıca mıknatıs ile kök arasında debris ve diğer parçacıkların sıkışması
5. Dayanak tarafından sağlanan retansiyonun azalması.
6. Bazı implant sistemlerinde de kullanılan titanyum nitrür kaplı yumuşak manyetik *keeperin* aşındırıcı yapısı, mıknatısın aşırı aşınmasına neden olabilir.
7. Mıknatıslar bazı mekanik aletlerle etkileşime geçebilmektedirler. Mıknatıs içeren protez kullanan hastalarda, manyetik rezonans görüntüleme (MRG) yöntemi kullanılırken hastaların protezlerini çıkarmaları gerekmektedir. Aynı şekilde diş üstü protezlerde kök içerisine yerleştirilen mıknatıslar da uygulama

öncesi uzaklaştırılmalıdır. Mıknatıslar ayrıca *pacemaker* (kalp pili) kullanan hastalarda da etkileşimler göstermektedir. Kullanılan mıknatısların boyutları ve sayısı arttıkça etkileşim artmaktadır (12) .

8. Mıknatıslar mikrodalga enerjisi ile de etkileşime geçebilmektedirler. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon uygulamasının, mıknatısların çekim kuvvetleri üzerine etkisini araştıran bir çalışmada, uygulamanın çekim kuvvetini %12 civarında azalttığı bulunmuştur (52).

Manyetik Ataçmanların Protetik Tedavide Kullanıldığı Alanlar

A) Manyetik Tutuculu Diş Destekli Overdenture Protezler

Temel overdenture kavramı, kalan yumuşak ve sert dokunun korunmasını gerektirir. (68). Ataçmanların kullanılması tam protez tasarımının temel ilkelerine bağlı kalınması, protezlerin hem tutuculuğunu hem de stabilitesini artırır (69). Diş destekli overdenture protezler, yerleşik bir tedavi konseptidir, geleneksel protezlere göre önemli avantajlar sunar. Diş üstü protezler alveolar kemiği korur, propriyosepsiyonu artırır, protez stabilitesini ve tutuculuğunu artırır. Hastalara psikolojik olarak fayda sağlayabilir (70-73).

Manyetik ataçmanlar, hareketli protezlerde kullanılan tutucu elemanlardan biridir (74). Dental manyetik ataçman sistemleri, protezlerin tutuculuğunu arttırmak için giderek daha fazla kullanılmaktadır. Yakın zamanda geliştirilen samaryum-kobalt ve demir-neodimyum-bor mıknatıslar gibi sert manyetik maddeler, güçlü manyetik kuvvet sağlar (75). Manyetik ataçmanlı diş destekli overdenture protezlerde kullanılan manyetik tutucu ünitesi, bir protez tutucu elemanından ve çıkarılabilir bir “*keeper*” elemandan oluşur. Protez-tutucu elemanı; çift, silindirik, kobalt-samaryum mıknatıslara sahiptir, zıt kutuplar aksiyal yönde polarize edilmiştir.(76).

Manyetik tutuculu diş destekli overdenture protezler, manyetik düzeneğin protez tabanına gömülmesini ve karşılık gelen “*keeperin*” dayanak köküne yerleştirilmesini içerir. Manyetik düzenek *keeperi* tutucu bir kuvvetle tutar (77, 78). Tutuculuk, farklı kutupların karşılıklı çekiminden kaynaklanmaktadır. Eğer protez

yerinden çıkarsa, manyetik kuvvetler, ayrılma 3 mm dahilindeyse protezi yeniden yerleştirir. Böylece, minimum kuvvetler köke iletilmiş olur. (79).

B) Manyetik Tutuculu İmplant Destekli Overdenture Protezler

Geleneksel tam protez kullanıcıları tarafından bildirilen çok sayıda sorun, sabit protezleri veya hareketli overdenture protezleri desteklemek için implantlar kullanıldığında ortadan kaldırılabilir. İmplant üstü manyetik ataçman uygulamalarına yönelik birçok başarılı çalışma rapor edilmiştir (78, 80). 5 yıllık ve daha uzun süreli klinik değerlendirmeler sonucunda hassas tutuculara olan üstünlükleri ortaya konulmuştur (12).

Bu üstünlükler aşağıdaki gibi sıralanabilir (12, 81, 82):

- Basit olması,
- Maliyetinin düşük olması,
- Tekrar kullanılabilme kolaylığı,
- Kendiliğinden uyumlanma özelliği,
- Kuvvet kırılcılık özelliği,
- Protezin kısa mesafede hareketini takiben tekrar eski yerini alması,
- Lateral ve rotasyonel protez hareketlerine izin vermesi,
- Destek dişlere ve implantlara gelen travmanın düşük olması,
- Protezlerde beslemenin kolay yapılabilmesidir.

Mıknatıs tutuculu implant destekli protezlerde kullanılan manyetik ataçmanlar, iki komponente sahiptir. Bu sistemde kullanılan mıknatıs, protez içinde kalmaktadır. Sistemin ikinci parçası ise ferromanyetik *keeper* parçasıdır. Bu parça, dayanağa vidalanacak şekilde tasarlanmış ve ferromanyetik alaşımdan yapılmıştır (74).

C) Çene-Yüz Protezlerinde Mıknatısların Kullanımı

Mıknatıs kullanımı, karmaşık rehabilitasyon gerektiren deformateleri olan hastalarda tutuculuk ve stabilite ile kombine protez sağlamanın en etkili yoludur (Şekil 2.5.) (50, 51).

Mıknatıslar orbital protez ve kulak protezlerinde, büyük ve küçük maksiller defektlerde ve ağız içi-ağız dışı kombinasyon protezlerinde kullanılır (8).



Şekil 2.5. Mıknatıs sistemi (*StecoTitanmagnetics X-Line*).

Ağız içi protezlerin tutuculuğunda kullanılan mıknatısların zamanla ağız sıvılarında korozyona uğradıkları bu nedenle zamanla tutuculuk kaybı olduğu bilinmektedir. Yapılan çalışmalarda, yüz protezlerinin tutuculuğunda kullanılan mıknatıslı sistemlerin korozyona uğramadıkları bildirilmiştir (11, 83). Yüz protezlerinde mıknatıslı sistemler, barlı sistemlerin uygulanamayacağı kısıtlı mesafe varlığı ve giriş yolu sorunları bulunan hastalarda kullanılır (1, 9, 84).

Mıknatıs ataçmanların yüz protezlerinde kullanılması pek çok yönden avantajlıdır. Protez yerinde olduğunda ve bir eğimli-kayma hareketi ile çıkarıldığında abutment üzerinde daha düşük moment kuvvetleri oluşturur. Ayrıca, mıknatıs ataçmanın düz yüzeyi ve bitişik dokuya erişiminin yeterli olması, enfeksiyon olasılığını azaltır ve kolay hijyen kontrolüne izin verir (85).

Protezin takılıp çıkarılmasının kolay olması günlük bakımının kolay yapılmasına yardımcı olur ve manyetik çekim kuvveti, hastanın el becerisi zayıf olsa bile doğru bir şekilde kendi kendine lokalizasyon ve protezin dayanak üzerine otomatik olarak oturmasını sağlar (85, 86).

Mıknatıslar, dayanaklar paralel olmadığında da endikedir çünkü bu sistem, protezin yerleştirilmesini ve stabilitesini sağlamak için özel bir hizalama gerektirmez. Bu nedenle, manyetik sistem implantların mevcut kemik miktarına göre daha iyi lokalizasyonuna ve estetik gereksinimlere göre açılı dayanakların kullanımına izin verir (10, 85).

Bununla birlikte, manyetik sistemi seçerken, hastanın günlük aktiviteleri göz önünde bulundurulmalıdır çünkü yanal hareketle protezin kazara yerinden çıkması meydana gelebilir. Bu yer değiştirme biyomekanik olarak elverişlidir çünkü zararlı kuvvetlerin mekanik ve biyolojik destek yapılarına aktarılmasına karşı koruma sağlar (87, 88).

2.4.2 Bar-Klips Sistemi

Yüz protezlerinde kullanılan bir diğer tutucu sistemi bar-klips sistemidir (Şekil 2.6.). Bar tutucular, iki ya da daha fazla implantı birbirine bağlayan tutucu ünitelerdir (89).

Bar sistemleri, metalden veya plastikten yapılmış retantif klipslerin implantları birbirine bağlayan barın üzerine kilitlenerek fonksiyon gördüğü sistemlerdir (45).

Bu sistemlerde kullanılan barlar yaklaşık 2 mm çapındadır. Bu retansiyon sistemleri özellikle kulak protezi için tercih edilmektedir (24).



Şekil 2.6. Bar ve klips sistemi.

Bar sistemlerinin yapım tekniği çok hassastır. Kuvvet dağılımını sağlamak için bar ve implantlar arasında pasif uyum sağlanmalıdır. Klipsleri protezde tutmak için akrilik plaka hazırlanır. Bar ile doku arasında yaklaşık 1,5 mm'lik bir mesafe bırakmak, bu bölgenin kolay temizlenmesini sağlamak için önemlidir. Bar sistemleri vücut sıvıları ile temas ettiğinde miknatisların tersine korozyona uğramazlar. Ancak protezin kaide kısmından dolayı barın altını temizlemek zordur (44, 83, 84). Bar sistemleri

proteзде daha fazla yer kaplar; bu nedenle silikon yapı, altyapının grimsi renginin yansımalarını gizleyecek ve silikon malzemenin kopmasını önleyecek kadar optimum kalınlıkta olmalıdır (90).

Bununla birlikte, metalik bar-klips sistemi, karmaşık ve pahalı laboratuvar aşamaları sunar. Ayrıca implantlara gelen kuvvetin gerilim dağılımı, komşu dokunun hareketliliği ile ilişkili olduğunda zararlı olabilir ve klipsin veya protezin kırılmasına veya aşınmasına neden olur. (86, 87).

Bar-klips sistemleri yeterli el becerisine sahip kişilerde, yüksek kas kuvvetlerinin olduğu bölgelerde, yüksek tutuculuk istendiğinde ve geniş defektlerde kullanılır (83). Ancak derin olmayan defektlerde estetiği olumsuz etkilemesi, protezin takılıp çıkarılması sırasında implantlara uygulanan kuvvetlerin yüksek olması, hijyenin zor sağlanması, protezin barı kavrayabilmesi için esnemesi, barın kırılması ve tutucu klipslerin zaman zaman aktive edilme gerekliliği gibi dezavantajları da göz önünde bulundurulmalıdır (11, 91). Kulak protezlerinde, geniş göz protezlerinde ve ağız çevresindeki yüksek kas aktivitesinden etkilenen burun protezlerinde kullanılması önerilir (1, 24).

2.4.3 Küresel Bağlantılar

Ekstraoral protezlerde tutuculuk daha çok bar ve mıknatıs ataçman ile sağlanır (10). Küresel bağlantılar da çok sık olmamakla birlikte tutucu yapı olarak kullanılır. Küresel bağlantılar az yer kapladıkları için sığ defektlerde kullanılabilir. Bireysel tutucuların özelliklerini taşıyan küresel bağlantıların kullanılacağı durumlarda tripod şeklinde yerleştirilen 3 implant yeterli tutuculuğu ve stabilizeyi sağlar (1).

Bu sistemin en yaygın dezavantajı lastik halkanın aşınmasıdır. Bununla birlikte, küresel sistem implantlara daha az baskı uygular ve bar-klips sisteminden daha düşük moment üretir. Biyomekanik ilkelere göre bu özellik sisteme hareket özgürlüğü sunar, bu yönden avantajlıdır (92).

2.5 Yüz Protezlerinde Kullanılan Materyaller

Güzelliğin gerekli kabul edildiği çağdaş toplumda, doğuştan malformasyonlar, onkolojik cerrahi veya travma nedeniyle yüz defektleri olan hastalar genellikle ötekileştirilir (93). Bu gerçeklik doğrultusunda, yüz protez teknolojisinin amacı, bireylere estetik ve rahatlık sunarken benlik saygılarını ve yaşam kalitelerini arttırmaktır (86). Çene-yüz protezleri, baş ve boyundaki doğuştan, gelişimsel ve sonradan oluşan defektleri doğal görünen bir benzerine dönüştürmek için kullanılır, böylece kabul edilebilir bir görünüm ve gelişmiş bir fonksiyon sağlar (94).

Diş hekimliğinde maksillofasial protez alanındaki başarı, büyük ölçüde onunla ilgili uygun malzeme bilgisine bağlıdır. Yüz ve vücut protezlerinin yapımında kullanılan malzemeler çeşitlidir. Son yıllarda gelişmeler olmasına rağmen ideal bir yüz protez malzemesi yoktur ve silikonlar mevcut son teknolojiye sahip materyali oluşturmuştur. Rekonstrüktif ve plastik cerrahideki ilerlemelere rağmen, insan yapımı materyallerin kullanılması gibi karmaşık yüz yapılarının değiştirilmesi hala gereklidir (95).

Protezlerde kullanılan materyaller:

1. Silikonlar - protezin büyük kısmını üretmek için kullanılır.
2. Akrilik rezinler - dayanıklılık ve sertlik sağlamak için dahil edilmiştir.
3. Poliüretanlar - cilt ile ince şeffaf bir bağlantı sağlar.

Materyallerde Olması Gereken Özellikler (96)

Estetik Özellikler

- Renk, doku, biçim ve translusensi bakımından, eksik yapının ve komşu derinin kopyasını oluşturmalıdır.

Fiziksel Özellikler

- Materyal, hareketli doku içinde rahat olması için yeterli esnekliğe sahip olmalıdır. Silikon elastomerin gerilme direnci, materyalin genel direncini sağlar ve ortaya çıkan uzama, protezin esnekliğinin bir göstergesidir.

Maksillofasiyal protez materyalinin sertliği de bir esneklik ölçüsüdür ve eksik yüz dokusuna benzer sertlikte bir malzemeye sahip olunması istendiği için önemlidir (97).

- Boyutsal olarak stabil olmalıdır.
- Maksillofasiyal protezlerde, bozulma ve renk değişikliği ile ilişkili iki ana sorun vardır. Bozulma esas olarak çevrenin ultraviyole (UV) ışığa maruz kalması, hava kirliliği ve nemdeki değişikliklerden kaynaklanır (94).
- Absorpsiyon, materyallerin yapısında değişikliklere neden olarak protezin bozulmasına neden olabilir. Protez materyalinin su absorpsiyonu önemlidir çünkü yüz protezleri tükürüğü veya çevresindeki yüz dokusundan teri ve yağ absorbe edebilir (97). Ter, ter bezlerinin ürettiği tuzlu, sulu bir solüsyondur. Yağ ve ter, cildi rüzgar gibi elementlerden koruyan, ayrıca zararlı bakteri ve mantarların büyümesini engelleyen koruyucu bir tabaka oluştururlar. Yüz protezleri, uzun süre canlı deri üzerindeyken ter ve yağ emebilir. Ayrıca protezin su ile yıkanmasından sonra da absorpsiyon olabilir. Bu durum, protezin fiziksel özelliklerini etkileyebilir ve çevredeki yüz dokusuyla olan renk uyumunu da bozabilir (94).
- Hafif olmalıdır.
- Kenar dayanıklılığı iyi olmalıdır. Klinik olarak en önemli fiziksel özellik, malzemenin yırtılmaya karşı direncidir. Örneğin silikon elastomerler maksillofasiyal materyalinin yırtılma direnci, özellikle nazal ve göz protezlerini çevreleyen ince kenarlarda son derece önemlidir. Bu ince kenar, yüz dokusunda bir yüz protezinin varlığını maskeleye yardımcı olur. Protezin ince kenarları genellikle medikal adeziv ile hastanın yüzüne yapıştırılır. Yüz protezi genellikle geceleri veya temizleme amacıyla çıkarıldığında, protez yüz dokusundan sıyrıldığında ince kenarlar yırtılmaya eğilimlidir. Bu yırtılmalar sonrasında yüz protezi kalıcı olarak hasar görür ve değiştirilmesi gerekir. Bu nedenle, yırtılmaya karşı yüksek dirençli bir materyalin olması bu protezlerin yapımında önemlidir (97).
- Düşük ısı iletkenliği olmalıdır.

Biyolojik ve Kimyasal Özellikler

- Materyal ultraviyole ışınları, oksijen, gibi etkenlere maruz kaldığında stabil olmalıdır.
- Toksik, alerjik ve kanserojen olmamalıdır.
- Biyouyumlu olmalıdır
- Lekelere ve kirlenmeye karşı direnç göstermelidir.
- Estetik ve fiziksel özelliklerinden ödün vermeden en az 6 ay dayanıklı olmalıdır.

Uygulama Özellikleri

- Materyal kolayca işlenmelidir.
- Çalışma süresi yeterli olmalıdır.
- Malzemeler hem iç hem de dış renklendirmeye uyarlabilir olmalıdır.

Materyallerin Sınıflandırılması:

Akrilik Rezinler

Akrilik rezinler, özellikle işlev sırasında doku yatağında çok az hareketin meydana geldiği özel yüz defekt türleri için (ör. Orbital epitez) ve geçici yüz protezleri için kullanılır. Akrilik rezinler kolayca elde edilebilir, renklendirilmesi kolaydır, dayanıklılığı iyidir ve yaklaşık iki yıllık iyi bir ömre sahiptir. Çoğu adeziv sistemle uyumludur. Sertliği ve yüksek ısı iletkenliği dezavantajlarıdır. Matriks, mikro ince silika içeren bir üretan dimetakrilattır ve fotobaşlatıcı olarak bir kamforokinon amin içerir (96, 98).

Akrilik Kopolimer

Akrilik kopolimerler yumuşak ve elastiktir, ancak zayıf kenar kuvveti, zayıf dayanıklılık ve güneş ışığına maruz kaldıklarında bozulmaya uğramaları nedeniyle geniş kabul görmemişlerdir (96).

Polivinilklorür

Berrak sert bir rezindir, tatsız ve kokusuzdur. Ultraviyole ışığa ve sığaığa maruz kaldığında sertleşir. Üretim ve kullanım sırasında renk solmasını önlemek için ısı ve ışık stabilizasyonu gerektirir (46).

Klorlu Polietilen

İşlem, metal kalıplarda termoplastik polimerin pigmentli tabakalarının yüksek ısıyla sertleştirilmesini içerir. Yağda çözünen boyalar kullanılarak renklendirme mümkündür (46, 98).

Polivinil Asetat

Polivinil asetat, ışığa ve sığaığa dayanıklıdır. Düşük yumuşama noktasına sahiptir (35-40 °C). Esnektir ve içsel ve dışsal renklendirmeye uyum sağlar. Kabul edilebilir bir klinik görünüm sunar (46).

Dezavantajları (46):

- Özellikle kenarlarda protezde renk değişikliği ve sertleşme meydana gelir.
- Kenarlar ince ise kolayca yırtılır.
- Ultraviyole ışığa, peroksitlere ve ozona maruz kaldığında kolayca lekelenir ve bozulur.
- 1 ile 6 ay arasında kullanılabilir.

Poliüretan Elastomerler

Poliüretan elastomerler, çeşitli ticari ve tıbbi kullanımlara hizmet ederler, ancak bunlardan sadece biri (epitan 3) yüz restorasyonlarında kullanılır. Poliüretan elastomerler bir üretan bağlantısı içerir. Reaksiyona giren maddeler, hidroksil grubu ile sona eren bir polimerdir ve diğerleri, bir katalizör varlığında izosiyanat ile son bulan polimerdir, bunların birleşmesi sonucu meydana gelir. Hem içsel hem de dışsal olarak renklendirilebilirler. Bir dizi mükemmel özelliğe sahiptirler. Elastiklerdir. Hareketli doku yatakları ile defektlerde kullanılabilen esnekliğe sahiptirler (46). Bir başlatıcı

varlığında izosiyanatla biten bir polimerle ve hidroksil grubla biten bir polimerin birleşmesi sonucu meydana gelir (23).

Silikonlar

Silikonlar 1946'da tanıtılmıştır. Polidimetilsiloksanlar (PDMS) olarak adlandırılan çeşitli özelliklerdeki silikonlar klinikte özellikle çene yüz protezlerinin yapımında en yaygın olarak kullanılan malzemelerdir (99). Silikon elastomerlerin kolay şekillendirilebilmesi, doku uyumunun iyi olması, iç ve dış boyamaya uygun olması, boyutsal stabilitelerinin iyi olması ve geniş sıcaklık aralığında fiziksel özelliklerini korumaları gibi avantajlarına karşın güneş ışığı ve nem gibi dış faktörlerden etkilenerek renk değişikliğine uğraması ve fiziksel özelliklerinin bozulması gibi dezavantajları vardır (100).

Silikonlar, organik ve inorganik bileşiklerin bir kombinasyonudur (23, 96). Bu malzemelerin kalitesi büyük ölçüde iki temel bileşenine, PDMS zincirlerine ve silika dolgu maddelerine bağlıdır ve bu iki bileşen arasındaki etkileşimler, malzemenin genel direncini ve kullanım ömrünü etkiler. Polidimetilsiloksan akışkan silikon polimerlerinden meydana gelir. İlave olarak doldurucular eklenerek dayanıklılık artırılır. Renk sağlamak için katkı maddeleri kullanılır. Polimerin çapraz bağlanma işlemi, vulkanizasyon olarak adlandırılır. Vulkanizasyon hem ısıyla hem de ısı olmadan gerçekleşir ve kullanılan katalitik veya çapraz bağlama maddelerine bağlıdır (23, 46).

Antioksidanlar ve vulkanizasyon ajanları, işleme sırasında ham kütle şeklindeki plastiği, lastik forma dönüştürmek için kullanılır (46).

Türleri (96):

1. Yüksek ısıda vulkanize (HTV) silikon elastomerler
2. Oda ısısında vulkanize (RTV) silikon elastomerler

HTV silikonları

Oldukça viskoz, beyaz, opak bir malzemedir. Mükemmel termal kararlılık sergiler. Ultraviyole ışığa maruz kaldığında rengi stabildir. Biyouyumluluğu iyi bir

materyaldir. Yeterli esnekliğe sahip bu materyaller donuk ve cansız görünürler. Vulkanizasyon için yüksek sıcaklıklar gerektiğinden, metal kalıplar gereklidir. Opak olması, iç renklendirmedeki zorluk, yüzey sertliğinin yüksek olması istenmeyen özelliklerindedir (46).

RTV silikonları

Çene yüz protezlerinin yapımında en çok kullanılan malzemelerden biridir (101). RTV silikonlarının özellikleri HTV silikonlara benzerdir. Biyouyumludurlar ve fiziksel ve kimyasal özelliklerini geniş sıcaklık aralıklarında korurlar. Katalizörle mevcut elastomerin karıştırılması sırasında hava kabarcıkları ortaya çıkar. Bu kabarcıklar yırtılmaya ve deri üzerindeki sıvıların oluşan boşluklarda birikmesine neden olur. Tamir edilmeleri zordur (27). Örnek olarak *Cosmesil* verilebilir (46):

Yeni Materyaller

Silikon Blok Kopolimerler

Bunlar, silikon elastomerlerin düşük yırtılma dayanımı gibi bazı zayıf özelliklerini iyileştirmek için geliştirilmekte olan yeni malzemelerdir (46).

Primerler

Silikon ve diğer çene-yüz protez malzemeleri arasındaki bağlanmayı arttırmak için kullanılırlar (46).

Adezivler

Genellikle hazırlandıkları yöntemine göre sınıflandırılırlar: Patlar, likit emülsiyonlar, spreylere ve çift taraflı bantlardır (46). Adezivlerin kullanımı protezlerde renk değişimine, kenarların uyumunun bozulmasına ve deride tahrişe neden olur. Yağlı ya da fazla terleyen derilerde adezivler ile yeterli tutuculuk sağlanamaz. Adezivlerin uygulanabilmesi için protez kenarlarının kalın yapılması gerekir ancak bu durum estetiği olumsuz etkiler. Aynı zamanda mikroorganizmaların tutunmasına da neden olabilir (1).

Adeziv Sökücüleri

Ciltteki yapıştırıcıyı temizlemek için kullanılır. Mevcut çeşitli yapışkan çıkarıcılar şunlardır (46):

- 1: 1 Trikloroetan
- Aseton
- Kryolan

Dezavantajları (46):

- Sebum, cilt ile yapışkan arasında bariyer görevi görür.
- Nem, yapıştırıcının yapışkan yapısını azaltır.
- Yapıştırıcıyı ciltten çıkarmak için kullanılan çözücüler tahriş edicidir.
- Alerji yapabilirler.
- Çıkarma sırasında deride travma yaratırlar.

Doku Koruyucuları

Etoksietil asit kopolimer etil asetatından oluşur. Cilt hasarını önleyen elastik bir koruyucu bariyer sağlar (46).

Literatürdeki bilgiler dahilinde günümüzde, yüz protezlerinde kullanılan belirli ataçman sistemleri bulunmaktadır. Bunların içinde sıklıkla tercih edilenlerden biri manyetik sistemlerdir. Ancak bu sistemin de bazı dezavantajları mevcuttur. Bu çalışmada yeni bir sistem olan anti-manyetik dayanak tasarımları geliştirilerek ve bu yeni sistemin, manyetik sisteme alternatif olabilirliği değerlendirilecektir. Çalışmada geleneksel olarak kullanılan manyetik dayanakların, dezavantajlarını gidermek için geliştirilmiş yeni tip anti-manyetik dayanak tasarımlarının tutuculukları in-vitro değerlendirilecektir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, epitezlerin tutuculuğu için geliştirdiğimiz 2 farklı tasarımda planlanan ve üretilen yeni tip implant üstü anti-manyetik dayanak tutucuları ile mevcut kullanılmakta olan implant üstü manyetik dayanakların in vitro ortamda tutuculuklarının incelenmesi hedeflenmiştir.

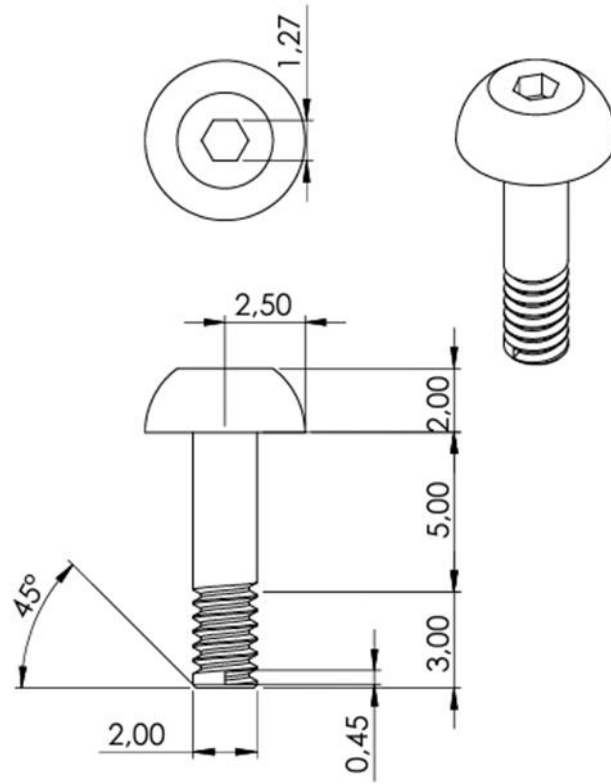
3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda tarafımızdan geliştirilen Titanyum 6 alüminyum 4 vanadyum (Ti6Al4V) materyalinden hazırlanan 2 tip anti-manyetik dayanak tasarlanmıştır. Bu dayanakların tasarımları yapılırken tutuculuk sağladıkları silikon yapılardan aldıkları retansiyon ve bu retansiyonu sağlarken aynı zamanda silikon yapıya en az zarar vermesi yönündeki özellikleri geliştirildi.

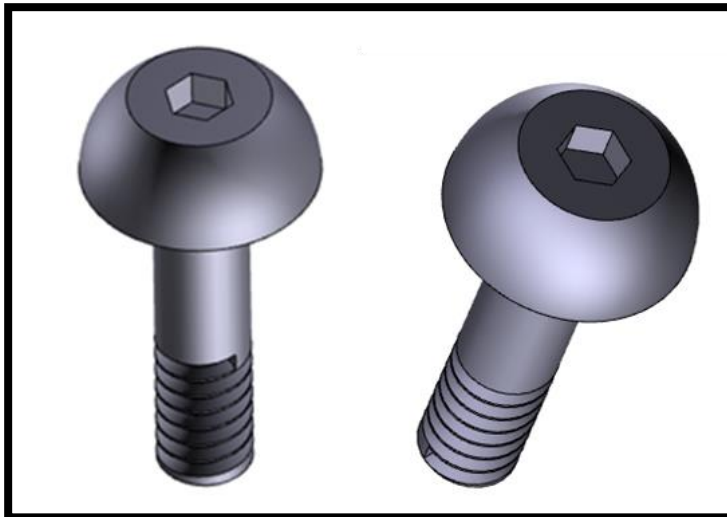
Tip 1 geliştirilirken öncelikle maksimum tutuculuğun sağlanması hedeflenmiştir. Tutuculuk yerinden çıkarma kuvvetlerine karşı gelmek olarak tanımlanır. Tip 1 dayanağın tutuculuğu dayanak başının alt geniş kısmı tarafından sağlanır. Bu alt kenarda herhangi bir yuvarlatma işlemi yapılmamıştır. Ancak tip 2 dayanak tasarımında, silikona zarar vermemesi amacıyla, dayanak başının alt kenarı yuvarlatıldı.

Tasarladığımız ve Türk Patent Enstitüsü tarafından başvurusu onaylanmış, “2020/09551” başvuru numaralı patent olarak kayıt altına alınmış ve araştırma talebi kabul edilmiş anti-manyetik dayanak tip 1 (Şekil 3.1.) ve tip 2’nin (Şekil 3.3.) *Solidworks* programında 3 boyutlu CAD çizimi yapıldı. Sonrasında anti-manyetik dayanak tip 1 (Şekil 3.2.) ve tip 2’nin (Şekil 3.4.) teknik resimleri çıkartılıp dayanaklar Ti6Al4V materyalinden üretildi.

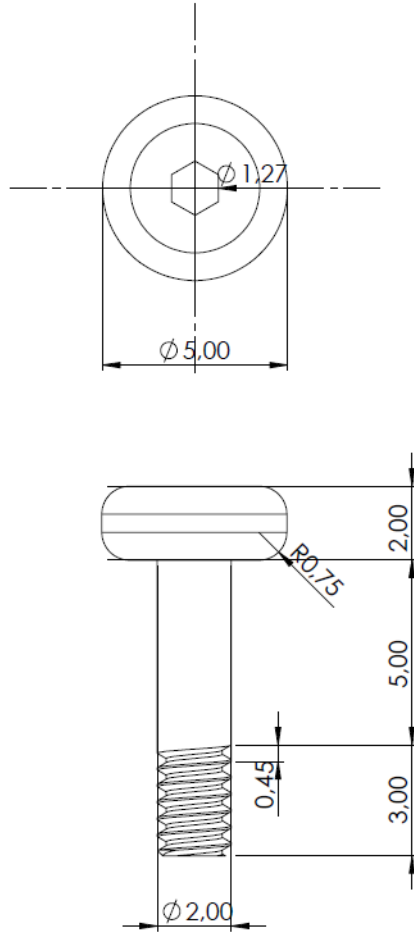
Çalışmamızda mevcut kullanılan geleneksel manyetik sistem (GMS) kontrol grubu olarak belirlenmiştir. Bu geleneksel manyetik sistemin 100°C’de ısıtılmış hali (IGMS), anti-manyetik dayanak sistem tip 1 (AMS1) ve tip 2’nin (AMS2) tutuculuk kuvvetleri hem kontrol grubu ile hem de kendi içlerinde karşılaştırılmıştır.



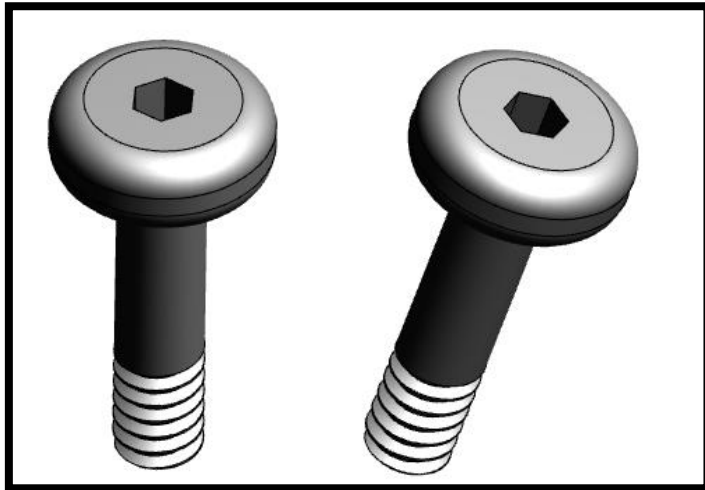
Şekil 3.1. Anti-manyetik dayanak tip 1'in (AMS1) CAD çizimi.



Şekil 3.2. Anti-manyetik dayanak tip 1'in (AMS1) teknik modeli.



Şekil 3.3. Anti-manyetik dayanak tip 2'nin (AMS2) CAD çizimi.

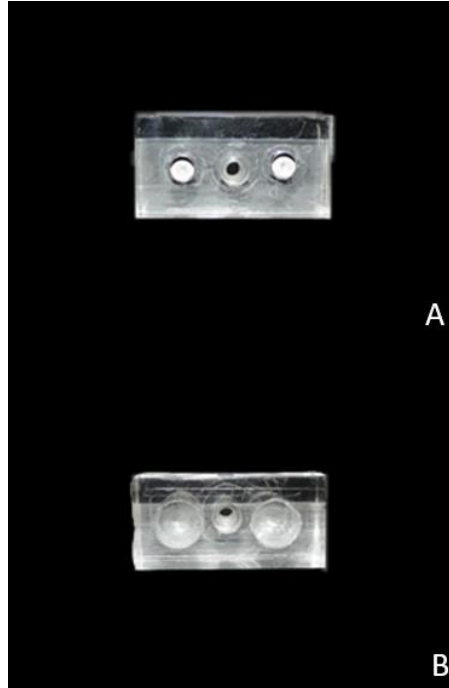


Şekil 3.4. Anti-manyetik dayanak tip 2'nin (AMS2) teknik modeli.

Anti-manyetik dayanak tip 1 ve tip 2'nin ölçüleri şu şekildedir:

- Diş açısı 45 derecedir.
- Diş uzunluğu 3mm'dir.
- Dayanak başı çapı 5 mm'dir.
- Dayanak başı yüksekliği 2mm'dir
- Alyan deliği 1,27 mm'dir.

Çalışmada, $40 \times 20 \times 35$ mm boyutlara sahip bir pleksiglas blok içerisine 2 adet *cone* tipi 5 mm uzunluğunda ekstraoral implant (EO implant, Institut Straumann AG, İsviçre) eşit seviyelerde olacak şekilde 20 mm aralıklı olarak yerleştirildi. İki adet de $40 \times 20 \times 20$ mm boyutlara sahip yine dikdörtgen pleksiglas blok hazırlandı. Bu iki adet pleksiglas bloklardan bir tanesine *housingler* (Titanyum ASTM F 67- Derece 4) gömüldü ve içerisine sırasıyla mıknatıs ataçmanlar yerleştirildi (Şekil 3.5A.). İkincisine ise silikonların yerleştirileceği 10 mm çapında oluklar açıldı (Şekil 3.5B.).



Şekil 3.5. Pleksiglas bloğa *housinglerin* yerleştirilmesi (A) ve silikonların yerleştirileceği 10 mm çapında olukların açılması (B).

40 adet *StecoTitanmagnetics X-Line* manyetik dayanak ve 2,65 mm çapında ve 4,80 mm uzunluğunda, Fe ve Cu içeren Sm2Co17 yapısında mıknatıs ataçman temin edildi. 2 adet anti-manyetik dayanak tip 1 ve 2 adet anti-manyetik dayanak tip 2 üretildi. Anti-manyetik dayanakların tutucu karşılığı olarak da *Technovent Maxillofacial Rubber M511* temin edildi (Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. *Technovent M511 Silicone Part A ve Part B*

3.2. Deney Gruplarının Hazırlanması

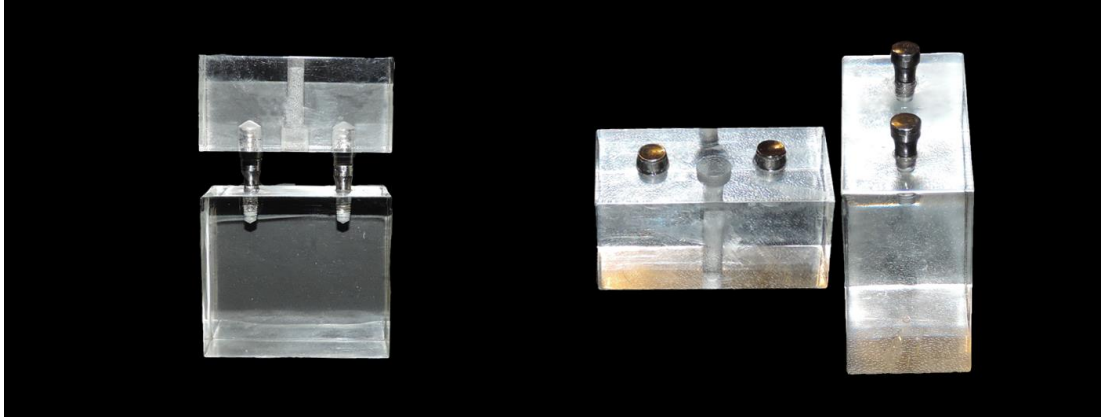
Bu çalışmada tutuculuk testi uygulanacak 4 grup belirlendi:

1. Geleneksel Manyetik Sistem (kontrol grubu)-GMS
2. Isıtılmış Geleneksel Manyetik sistem (100°C sıcaklık uygulanmış)-IGMS
3. Anti-manyetik dayanak tip 1 sistemi-AMS1
4. Anti-manyetik dayanak tip 2 sistemi-AMS2

Her bir gruptan 10'ar örnek yapılması belirlendi.

1.Grup: İlk olarak pleksiglasın üzerindeki 2 ekstraoral implanta manyetik dayanaklar sırasıyla vidalandı ve diğer pleksiglas blok üzerine de protezin parçası olan mıknatıs ataçmanlar yerleştirildi (Şekil 3.7.). Bu şekilde 10 grup mıknatıs sistemine tutuculuk testi 1440 döngü (1yıl) boyunca uygulandı.

2. Grup: Pleksiglasın üzerindeki implantlara tekrar yeni manyetik dayanaklar vidalandı ve yeni mıknatis ataçmanlar, karşılığı olan pleksiglas blok üzerine yerleştirildi (Şekil 3.7.). 2. grupta ilk gruptan farklı olarak, epitezlerin parçası olan mıknatis ataçmanlar 1 saat boyunca 100°C sıcaklıkta ısıtıldı. Bu 10 grup mıknatis sistemine daha sonrasında tutuculuk testi uygulandı.



Şekil 3.7. Pleksiglas blok üzerinde manyetik dayanaklar ve mıknatis ataçmanlar.

3. Grup: Anti-manyetik dayanak tip 1 ve silikon ataçman sistemidir. AMS1’de, AMS2’den farklı olarak tutuculuğu maksimum olarak sağlamak için dayanak başının alt kenarında herhangi bir yuvarlatma işlemi yapılmadı. Silikonlar için, *Technovent M511 Platinum Silicone Rubber, 10:1 System* kullanıldı. *Part A* ve *Part B* sırasıyla 10 grama karşılık 1 gram olacak şekilde ve içerisine *Technovent* intrinsik cilt tonu ten - P412 rengi (Şekil 3.8.) ilave edilerek karıştırıldı (Şekil 3.9.). Karıştırılan silikon pleksiglaslardaki oluklara yerleştirildi (Şekil 3.10.) ve dayanakların yerleştirildiği pleksiglas blok ile karşılığa getirildi. Sonrasında 100°C’lik sıcaklıkta 1 saat boyunca polimerize edildi. Sertleşmesi tamamlandıktan sonra bistüri yardımıyla silikonlar dayanaktan ayrıldı. Aynı ana model üzerindeki ekstraoral implantlara yeni üretilmiş olan anti-manyetik dayanak tip 1 vidalandı. Karşılığına gelecek olan pleksiglas üzerinde açılmış oluklara hazırlanan silikonlar yerleştirildi. Model tutuculuk testine hazır hale getirildi (Şekil 3.11.).

4. Grup: Anti-manyetik dayanak tip 2 ve silikon ataçman sistemidir. Bu sistemde dayanak başının alt kenarında silikonu korumak adına yuvarlatma işlemi yapıldı. Silikonların hazırlanmasında 3.Grupta yapılanlar sırasıyla aynı şekilde

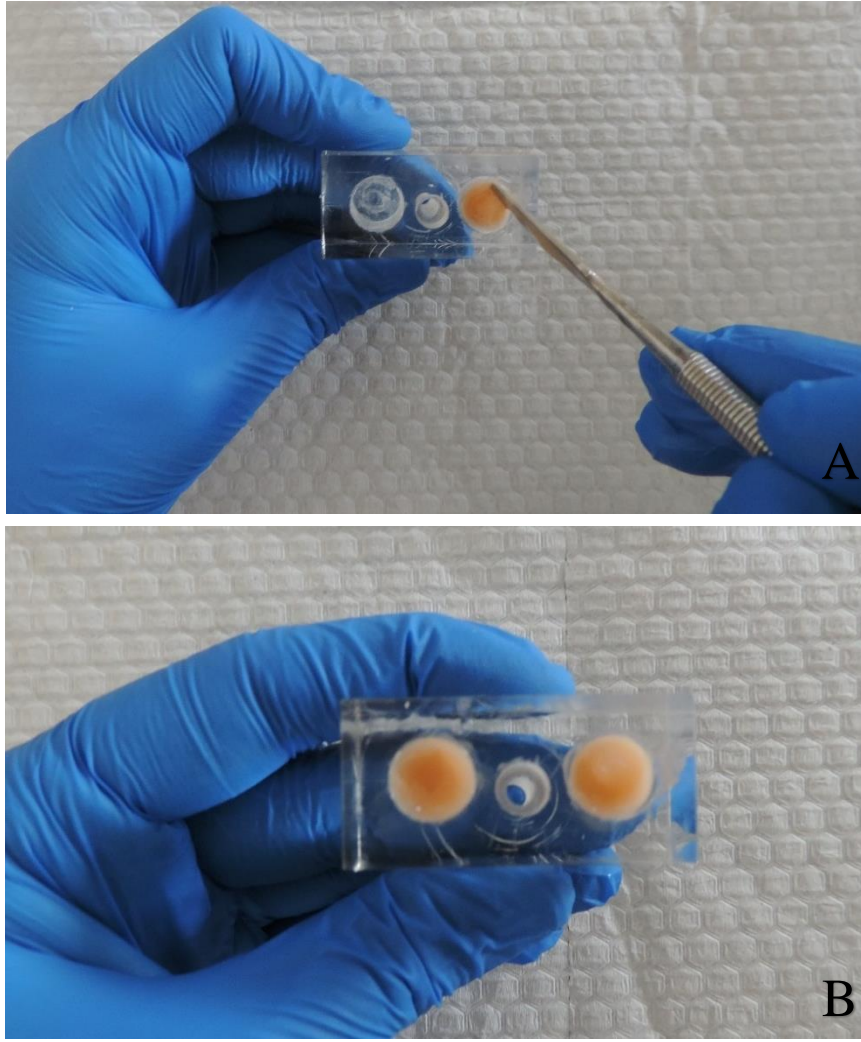
uygulandı. Yine ana model üzerindeki ekstraoral implantlara anti-manyetik dayanak tip 2 vidalandı. Karşılığına gelecek olan pleksiglas üzerinde açılmış oluklara hazırlanan silikonlar yerleştirildi. Model tutuculuk testine hazır hale getirildi (Şekil 3.12.). Yeni tip anti-manyetik dayanaklar ve silikon ataçmanlar tutuculuklarını tarafımızdan geliştirilen tasarımlardan sağlamaktadırlar, herhangi bir manyetik özellikleri yoktur.



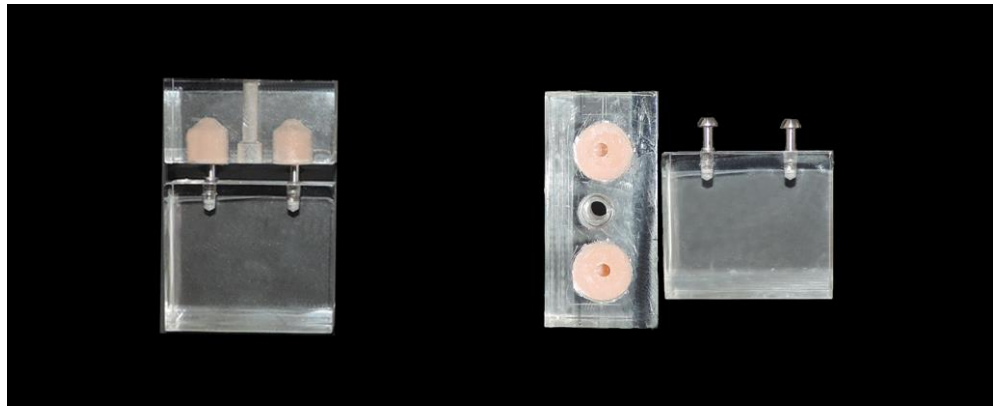
Şekil 3.8. İç renklendirme temel cilt tonu (*Technovent – Ten P412*).



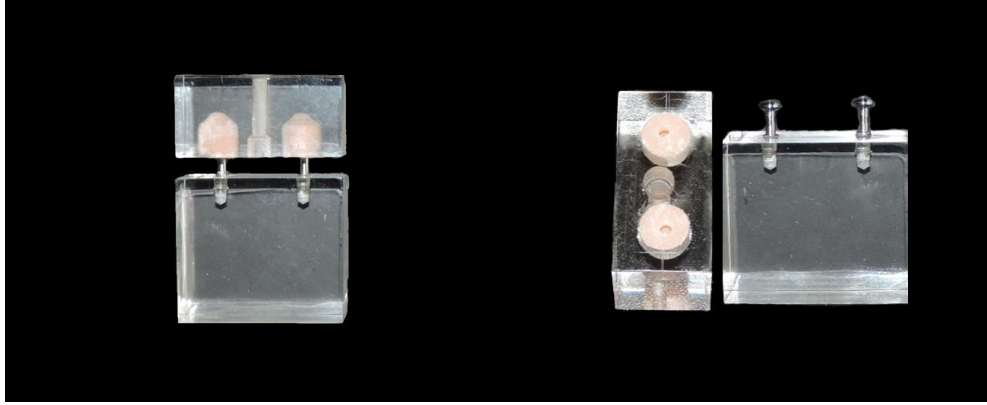
Şekil 3.9. Silikonun hazırlanması.



Şekil 3.10. Silikonun pleksiglasdaki oluklara yerleştirilmesi (A), her iki oluğun da silikonla doldurulması (B).



Şekil 3.11. Anti-manyetik dayanak tasarımı tip 1'in vidalanmış ve silikon hazırlanmış modeli.



Şekil 3.12. Anti-manyetik dayanak tasarımı tip 2'nin vidalanmış ve silikon hazırlanmış modeli.

3.3. Test Düzenekinin Hazırlanması ve Ölçümlerin Yapılması

Çalışma örnekleri her grup için 10'ar tane olacak şekilde, test düzenekine yerleştirilmeye hazır hale getirildi.

Genel olarak, hastalar günde en az 4 kez protezlerini çıkarır ve yerleştirir.

Buna göre, ataçmanlar için maksimum yerinden çıkarma kuvveti;

- 0. döngü
- 120. döngü (1 ay)
- 360. döngü (3 ay)
- 720. döngü (6 ay)
- 1440. döngü (1 yıl) takma ve çıkarma döngülerinden sonra her bir sistem için ayrı ayrı ölçülmesi planlandı (102, 103).

Test sistemi için gerekli olan malzemeler:

- Doğrusal aktüatör (Şekil 3.13.)
- El tipi dijital dinamometre
- Mikrokontrolcü (Şekil 3.14.)
- Veri toplama ünitesi (Şekil 3.15.)
- Limit switch
- L298N
- Loadcell (Şekil 3.16.)

- Kılavuz ve sabitleme fikstürü
- Bağlantı cıvataları ve somunları



Üretici Firma	China
Ürün Kategorisi	Linear Motor
Çalışma voltajı	12V
Uzunluk	100mm
Yük Kapasitesi	500n
Hız	20mm/sn
Ağırlık	750gr
Maksimum Uzunluk	305 mm
Minimum Uzunluk	205 mm
Renk	Gümüş

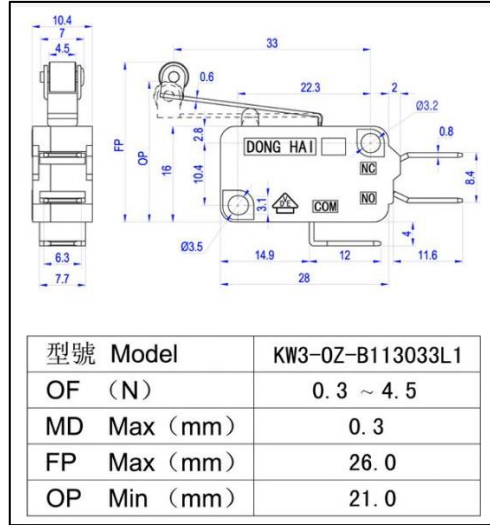
Şekil 3.13. Doğrusal aktüatör ve özellikleri.



Şekil 3.14. Mikrokontrolcü – *Arduino Mega*

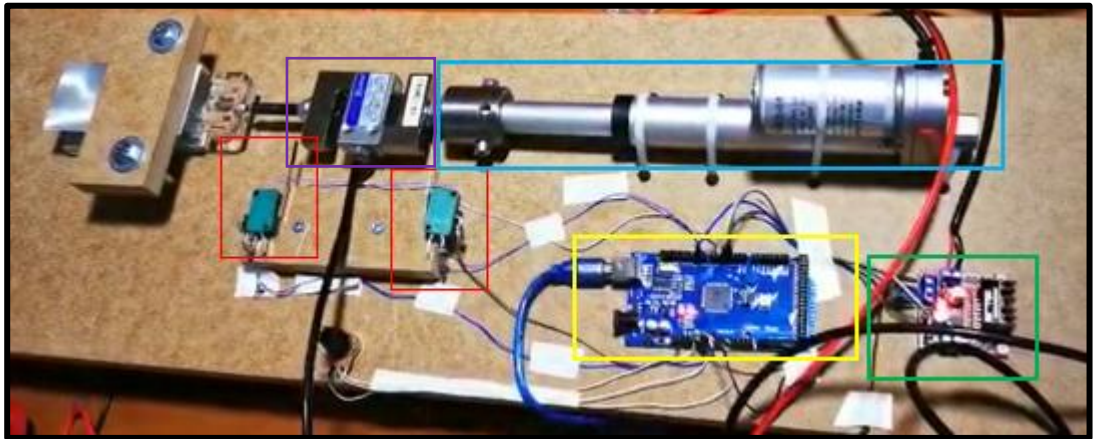


Şekil 3.15. Veri Toplama Ünitesi-DAQ.



Şekil 3.16. Loadcell.

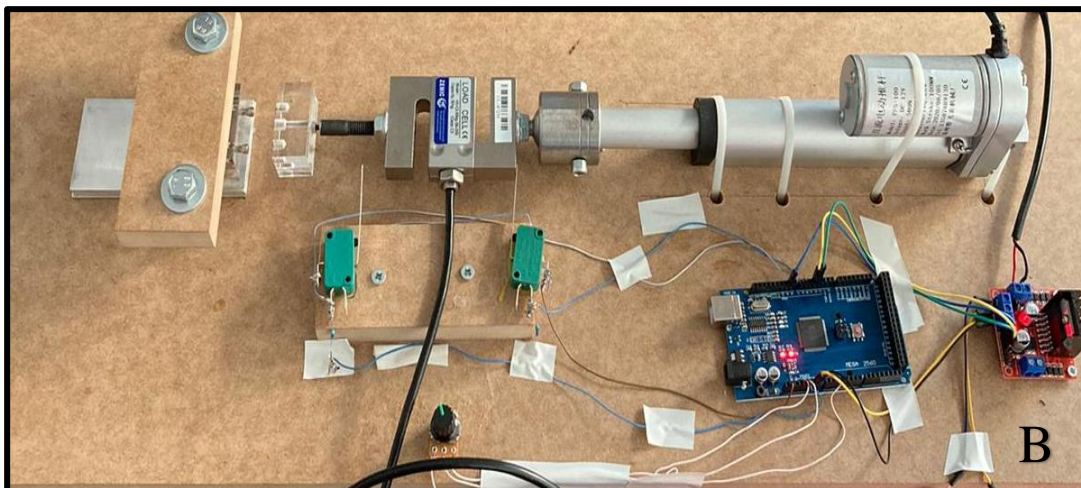
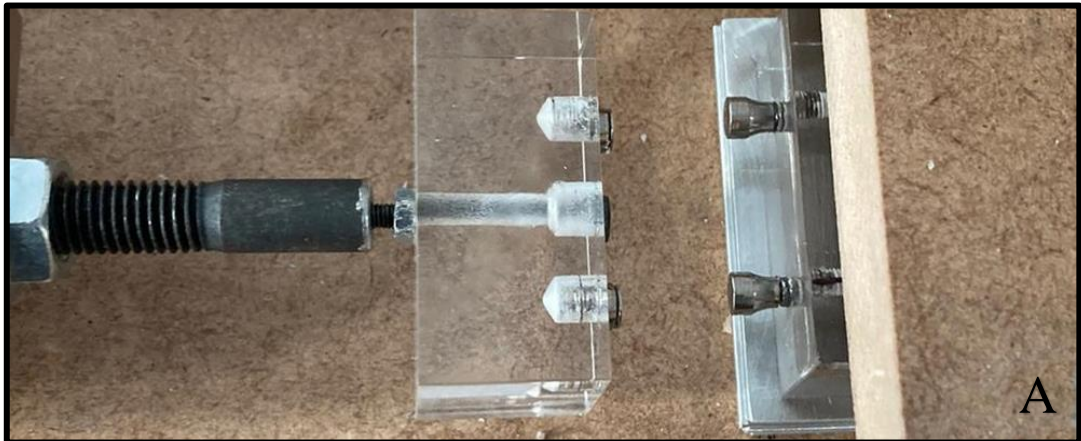
Test düzeneğinin hazırlanması: Test düzeneği yatay olarak konumlandırılan ve tasarlanan mekatronik bir sistem vasıtasıyla doğrusal bir aktüatör kullanılarak sisteme tek ekseninde (açma ve kapama yönünde) kuvvet uygulanarak döngünün tamamlanması sağlandı. 0, 120, 360, 720, 1440 döngü noktaları sonrasında, sistemi ayırmak için gerekli olan kuvvet el tipi dijital dinamometre ile ölçülmesi planlandı. Ölçümler esnasında; dijital dinamometre, uygun hassasiyetin sağlanabilmesi için implant ve dayanak eksenini ile yatayda aynı doğrultuda konumlandırılabilmesi sağlandı. İmplant ve dayanaktan oluşan yapının ve doğrusal aktüatörün tek ekseninde hareketinin sağlanması ve sabitlenebilmesi için kılavuz ve fikstür yapıları ± 0.1 % tolerans aralığında çalışan FDM 3B yazıcı ile üretildi (Şekil 3.17.).

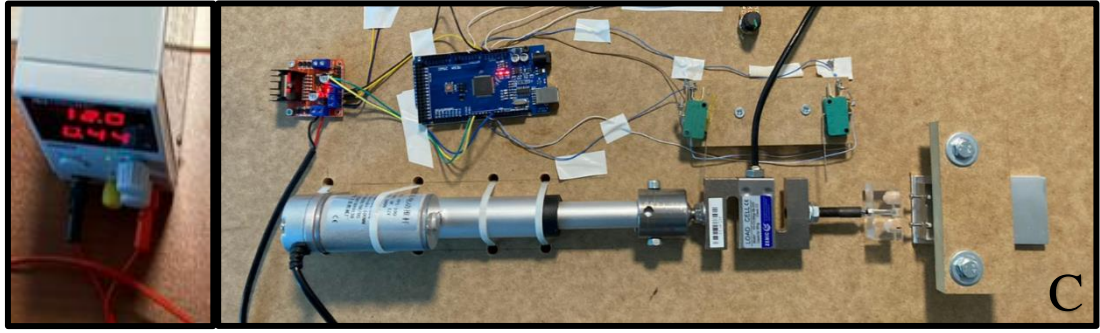


Şekil 3.17. *Arduino Mega*, *L298N* motor sürücüsüne motorun (lineer aktüatör) ileri ve geri dönmesi ile ilgili dijital sinyalleri yollar, motor sürücü aldığı dijital sinyaller ile kendisine bağlı 12V DC gücü regüle ederek motorun ileri geri hareketini sağlar.

Limit switchler pistonun uç noktalarında *Arduino*' ya sinyal yollar, *Arduino* bu sinyalleri aldığı anda motor yönünü değiştirecek şekilde sürücüye sinyal yollar. Piston ile implant arasında *ZEMIC* marka *loadcell* bulunmaktadır. *Loadcell* üzerinden veri, IMC CronosFlex DAQ sistemi ile 1 kS/s örnekleme hızı ile okunmaktadır.

Örnekler, test sistemi hazırlandıktan sonra sırasıyla test sistemine yerleştirildi (Şekil 3.18.). Bu örneklerin, takıp çıkarılma sonrası belirli döngülerdeki maksimum ayırma kuvvetleri *Newton* (N) cinsinden ölçüldü. Her bir sistem için bu döngülerdeki kuvvetler belirlendi ve karşılaştırıldı.





Şekil 3.18. Mıknatis sistemin test düzeneğine yerleştirilmiş yakından görüntüsü (A). Mıknatis sistemin test düzeneğine yerleştirilmiş ve test düzeneği ile birlikte görüntüsü (B). Silikon & anti-manyetik dayanak sistemin test düzeneğine yerleştirilmiş, test düzeneği ve dijital göstere ile birlikte görüntüsü (C).

3.4. İstatistiksel Analiz

Analizler, GraphPad Prism ver. 8.0.2 yazılımı ile gerçekleştirildi. Farklı dayanak-ataçman sistemlerinin tutuculuk kuvvetlerinin karşılaştırılmasında Two way ANOVA repeated measures kullanıldı. Farklılık anlamlı bulunduğundan ($p < 0,05$) döngü içi ikili karşılaştırmalarda ve döngü gözetmeksizin karşılaştırmalarda Tukey multiple pairwise comparisons testi kullanıldı. Her dayanağın farklı döngülerinin başlangıç değerine karşılaştırılmasında Dunnett's multiple comparisons testi kullanıldı.

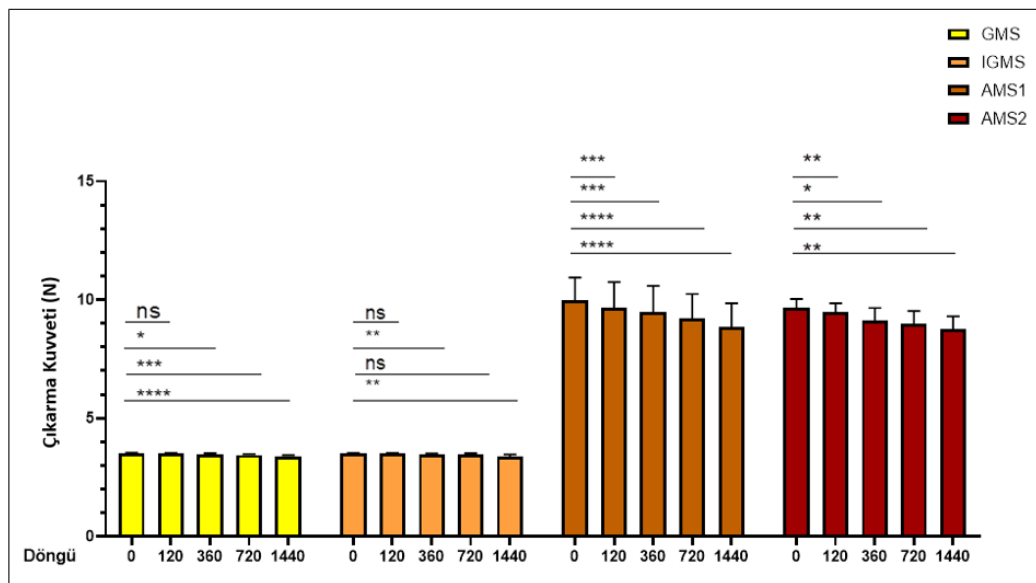
4. BULGULAR

Çalışmamızda, epitezlerde kullanılan geleneksel manyetik sistem (GMS-kontrol grubu) ile ısıtılmış geleneksel manyetik sistem (IGMS), yeni tasarlanmış olan anti-manyetik dayanak sistem tip 1 (AMS1) ve anti-manyetik dayanak sistem tip 2'nin (AMS2) tutuculukları karşılaştırıldı. Her grupta 10 örnek olmak üzere toplamda 40 örnek hazırlandı. Bu örneklerin her biri için 0, 120, 360, 720 ve 1440. takma-çıkarma döngülerindeki tutuculuk kuvvetleri belirlendi. Yapılan ölçümler sonucunda aşağıda belirlenen parametreler karşılaştırıldı:

1. Kontrol grubu ile diğer 3 grubun tutuculuk kuvvetleri karşılaştırıldı.
2. Her grubun kendi içinde başlangıç (0.) tutuculuk kuvveti ile diğer döngüler arasındaki tutuculuk kuvvet farkları karşılaştırıldı.
3. Tüm grupların birbirleri ile ikili karşılaştırmaları yapıldı.

4.1. Örneklerin Tutuculuk Kuvvetleri

Bu çalışmada ölçülen tutuculuk kuvvetlerinin her grup için ortalama değerleri, Şekil 4.1'de gösterilmiştir. Ayrıca Tablo 4.1'de, ataçman sistemlerinin her döngüdeki ortalama tutuculuk kuvvet değerleri ve standart sapma değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Takma-çıkarma dögüsel testinde gözlenen tutuculuk kuvvetlerindeki değişiklikler. Hata çizgileri, ortalamanın standart sapmasını temsil eder. (ns: $p > 0.05$, *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$, ***: $p \leq 0.001$, ****: $p \leq 0.0001$)

Tablo 4.1. Takma-çıkarma dögüsel testinde gözlenen tutucu kuvvetlerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları.

Dögüler	Ortalama \pm Standart Sapma			
	GMS Mıknatıs	IGMS Mıknatıs + 100°C	AMS1 Dayanak Tip 1	AMS2 Dayanak Tip 2
0	3,49 \pm 0,04	3,49 \pm 0,02	9,98 \pm 0,89	9,65 \pm 0,35
120	3,49 \pm 0,04	3,49 \pm 0,03	9,65 \pm 1,03	9,49 \pm 0,33
360	3,46 \pm 0,04	3,46 \pm 0,04	9,47 \pm 1,05	9,12 \pm 0,50
720	3,43 \pm 0,03	3,44 \pm 0,07	9,2 \pm 0,98	8,99 \pm 0,49
1440	3,39 \pm 0,04	3,38 \pm 0,07	8,83 \pm 0,95	8,75 \pm 0,51

Başlangıç kuvveti en yüksek olan sistemin, anti-manyetik dayanak sistem tip1 (AMS1) olduğu görölmüştür. Bunu anti-manyetik dayanak sistem tip 2 (AMS2) izlemiştir. AMS1 ve AMS2'nin, GMS ve IGMS'ye göre başlangıç kuvvetlerinin önemli ölçüde fazla olduğu görölmüştür. Takma ve çıkarma dögülerinden sonra en yüksek nihai kuvvet AMS1'de gözlenmiştir.

Dunnett's multiple comparison testinde tüm dayanak-ataçman sistemlerin başlangıç kuvvetleri ile diğer dögü noktalarındaki kuvvetleri karşılaştırılmıştır: (Tablo 4.2.)

AMS1 ve AMS2 gruplarında başlangıç kuvveti ve diğer her dögü noktasında ölçülen tutucu kuvvetler (120, 360, 720, 1440) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p < 0,05$).

GMS grubunda başlangıç kuvveti ve 120. dögü noktasındaki tutucu kuvvet arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0,7196$). Ancak diğer dögü noktaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p < 0,05$).

IGMS grubunda başlangıç kuvveti ve 120. dögü ($p = 0,6234$) ve 720. dögü ($p = 0,0823$) noktasındaki tutucu kuvvetler arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Ancak diğer dögü noktaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p < 0,05$).

Tablo 4.2. Dunnett's multiple comparisons analizi. Tüm dayanakların başlangıç kuvvetleriyle diğer döngü noktalarındaki kuvvetlerinin karşılaştırılması.

Dunnett's multiple comparisons test	Mean Diff.	95.00% CI of diff.	Significant	Summary	Adjusted P Value
AMS1					
0 vs. 120	0,33	0.1774 to 0.4826	Yes	***	0,0004
0 vs. 360	0,515	0.3209 to 0.7091	Yes	***	0,0001
0 vs. 720	0,785	0.6011 to 0.9689	Yes	****	<0.0001
0 vs. 1440	1,15	1.016 to 1.284	Yes	****	<0.0001
AMS2					
0 vs. 120	0,16	0.07546 to 0.2445	Yes	**	0,0012
0 vs. 360	0,53	0.04099 to 1.019	Yes	*	0,0341
0 vs. 720	0,66	0.1762 to 1.144	Yes	**	0,0098
0 vs. 1440	0,9	0.4116 to 1.388	Yes	**	0,0014
GMS					
0 vs. 120	0,002	-0.003896 to 0.007896	No	ns	0,7196
0 vs. 360	0,025	0.005223 to 0.04478	Yes	*	0,0152
0 vs. 720	0,056	0.03185 to 0.08015	Yes	***	0,0003
0 vs. 1440	0,1	0.06323 to 0.1368	Yes	****	<0.0001
IGMS					
0 vs. 120	0,003	-0.004675 to 0.01068	No	ns	0,6234
0 vs. 360	0,038	0.01361 to 0.06239	Yes	**	0,0043
0 vs. 720	0,054	-0.006612 to 0.1146	No	ns	0,0823
0 vs. 1440	0,116	0.05523 to 0.1768	Yes	**	0,0011

GMS (kontrol grubu) ve diğer 3 grup arasındaki her döngü noktası için tutuculuk kuvvetlerini karşılaştırmak için Dunnett's multiple comparisons test uygulanmıştır: (Tablo 4.3.)

GMS ve IGMS grupları karşılaştırıldığında 0, 120, 360, 720 ve 1440 döngü noktalarının hepsinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).

GMS ve AMS1 gruplarının tutuculuk kuvvetleri karşılaştırıldığında tüm döngü noktalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p<0,05$).

GMS ve AMS2 gruplarının tutuculuk kuvvetleri karşılaştırıldığında tüm döngü noktalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 4.3. Dunnett's multiple comparison analizi. GMS (kontrol grubu) ile IGMS, AMS1 ve AMS2 tutuculuk kuvvetlerinin karşılaştırılması.

Dunnett's multiple comparisons test	Mean Diff.	95.00% CI of diff.	Significant	Summary	Adjusted P Value
0					
GMS vs. IGMS	-0,006	-0.05119 to 0.03919	No	ns	0,972
GMS vs. AMS1	-6,492	-7.333 to -5.651	Yes	****	<0.0001
GMS vs. AMS2	-6,162	-6.496 to -5.828	Yes	****	<0.0001
120					
GMS vs. IGMS	-0,005	-0.05176 to 0.04176	No	ns	0,9852
GMS vs. AMS1	-6,164	-7.133 to -5.195	Yes	****	<0.0001
GMS vs. AMS2	-6,004	-6.321 to -5.687	Yes	****	<0.0001
360					
GMS vs. IGMS	0,007	-0.04782 to 0.06182	No	ns	0,976
GMS vs. AMS1	-6,002	-6.994 to -5.010	Yes	****	<0.0001
GMS vs. AMS2	-5,657	-6.128 to -5.186	Yes	****	<0.0001
720					
GMS vs. IGMS	-0,008	-0.08140 to 0.06540	No	ns	0,9833
GMS vs. AMS1	-5,763	-6.686 to -4.840	Yes	****	<0.0001
GMS vs. AMS2	-5,558	-6.024 to -5.092	Yes	****	<0.0001
1440					
GMS vs. IGMS	0,01	-0.06879 to 0.08879	No	ns	0,9749
GMS vs. AMS1	-5,442	-6.340 to -4.544	Yes	****	<0.0001
GMS vs. AMS2	-5,362	-5.844 to -4.880	Yes	****	<0.0001

Tukey's multiple comparisons analizinde, 4 grubun da ortalama farkları birbiri ile karşılaştırılmıştır: (Tablo 4.4.)

AMS1 ve AMS2'nin ortalama farkları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (p=0,5612)

GMS ve IGMS'nin ortalama farkları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (p>0,9999)

AMS1 ve GMS, AMS1 ve IGMS, AMS2 ve GMS, AMS2 ve IGMS grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur (p<0,05).

Tablo 4.4. Tukey's multiple comparisons analiz. Tüm grupların ortalama kuvvet farklarının karşılaştırılması.

Tukey's multiple comparisons test	Mean Diff.	95.00% CI of diff.	Significant	Summary	Adjusted P Value
AMS1 vs. AMS2	0,224	-0.2263 to 0.6743	No	ns	0,5612
AMS1 vs. GMS	5,973	5.568 to 6.377	Yes	****	<0.0001
AMS1 vs. IGMS	5,972	5.568 to 6.377	Yes	****	<0.0001
AMS2 vs. GMS	5,749	5.537 to 5.961	Yes	****	<0.0001
AMS2 vs. IGMS	5,748	5.536 to 5.961	Yes	****	<0.0001
GMS vs. IGMS	-0,0004	-0.03417 to 0.03337	No	ns	>0.9999

Tukey's multiple comparisons analizinde 4 grubun da her döngü noktasındaki tutuculuk kuvvet farklarının ikili karşılaştırılması yapılmıştır: (Tablo 4.5.)

Tüm döngülerdeki tutuculuk kuvvetleri için:

AMS grupları kendi içinde ve GMS grupları kendi içinde benzer sonuçlar göstermiştir ($p>0,05$).

AMS1 ve GMS, AMS1 ve IGMS, AMS2 ve GMS, AMS2 ve IGMS arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 4.5.'te de görüldüğü gibi AMS1 ve AMS2'nin takma-çıkarma döngüleri sonrasındaki tutuculuk kuvvetlerinin GMS (kontrol grubu) ve IGMS'ye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu bulunmuştur.

Tablo 4.5. Tukey's multiple comparisons analizi. Grupların 0, 120, 360, 720, 1440. döngü noktalarındaki tutuculuk kuvvetlerinin birbirleri ile karşılaştırılması.

Tukey's multiple comparisons test	Mean Diff.	95.00% CI of diff.	Significant	Summary	Adjusted P Value
0					
AMS1 vs. AMS2	0,33	-0.6281 to 1.288	No	ns	0,7383
AMS1 vs. GMS	6,492	5.558 to 7.426	Yes	****	<0.0001
AMS1 vs. IGMS	6,486	5.552 to 7.420	Yes	****	<0.0001
AMS2 vs. GMS	6,162	5.791 to 6.533	Yes	****	<0.0001
AMS2 vs. IGMS	6,156	5.785 to 6.527	Yes	****	<0.0001
GMS vs. IGMS	-0,006	-0.05589 to 0.04389	No	ns	0,9852
120					
AMS1 vs. AMS2	0,16	-0.9325 to 1.252	No	ns	0,9699
AMS1 vs. GMS	6,164	5.088 to 7.240	Yes	****	<0.0001
AMS1 vs. IGMS	6,159	5.083 to 7.235	Yes	****	<0.0001
AMS2 vs. GMS	6,004	5.652 to 6.356	Yes	****	<0.0001
AMS2 vs. IGMS	5,999	5.647 to 6.351	Yes	****	<0.0001
GMS vs. IGMS	-0,005	-0.05659 to 0.04659	No	ns	0,9924
360					
AMS1 vs. AMS2	0,345	-0.8027 to 1.493	No	ns	0,8133
AMS1 vs. GMS	6,002	4.900 to 7.104	Yes	****	<0.0001
AMS1 vs. IGMS	6,009	4.908 to 7.110	Yes	****	<0.0001
AMS2 vs. GMS	5,657	5.135 to 6.179	Yes	****	<0.0001
AMS2 vs. IGMS	5,664	5.142 to 6.186	Yes	****	<0.0001
GMS vs. IGMS	0,007	-0.05344 to 0.06744	No	ns	0,9874
720					
AMS1 vs. AMS2	0,205	-0.8709 to 1.281	No	ns	0,9429
AMS1 vs. GMS	5,763	4.738 to 6.788	Yes	****	<0.0001
AMS1 vs. IGMS	5,755	4.730 to 6.780	Yes	****	<0.0001
AMS2 vs. GMS	5,558	5.041 to 6.075	Yes	****	<0.0001
AMS2 vs. IGMS	5,55	5.032 to 6.068	Yes	****	<0.0001
GMS vs. IGMS	-0,008	-0.08912 to 0.07312	No	ns	0,9913
1440					
AMS1 vs. AMS2	0,08	-0.9755 to 1.136	No	ns	0,996
AMS1 vs. GMS	5,442	4.445 to 6.439	Yes	****	<0.0001
AMS1 vs. IGMS	5,452	4.454 to 6.450	Yes	****	<0.0001
AMS2 vs. GMS	5,362	4.827 to 5.897	Yes	****	<0.0001
AMS2 vs. IGMS	5,372	4.836 to 5.908	Yes	****	<0.0001
GMS vs. IGMS	0,01	-0.07702 to 0.09702	No	ns	0,9868

5. TARTIŞMA

Bu in-vitro çalışmada, maksillofasiyal protezler için hazırlanan 4 farklı dayanak-tutucu sistemin, döngüsel takma-çıkarma sonucu ölçülen tutucu kuvvetleri karşılaştırılmıştır. Yapılan *power* analizi sonuçları referans alınarak her gruptan 10'ar adet örnek hazırlanmıştır. Geleneksel manyetik sistem (GMS) kontrol grubu olarak belirlenmiştir ve diğer 3 grupla karşılaştırılmıştır. Ayrıca tüm grupların tutuculuk kuvvetleri sonuçlarının birbirleri ile ikili karşılaştırmaları da yapılmıştır.

Geleneksel manyetik sistemin (GMS-kontrol grubu) ve ısıtılmış geleneksel manyetik sistemin (IGMS) tutucu kuvvetleri benzerlik göstermiştir ($p>0,05$). Aynı şekilde yeni tasarlanmış olan anti-manyetik dayanak tip1 sistemi (AMS1) ve tip 2 sistemi (AMS2) de tutuculuk kuvvetleri açısından benzerlik göstermiştir ($p>0,05$). Ancak tarafımızdan geliştirilen AMS1 ve AMS2'nin tutuculuk kuvvet değerlerinin, GMS ve IGMS'den anlamlı olarak daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,05$).

Epitezlerde kullanılan mıknatıs ataçman sistemi, protezi yerinden çıkarmak için destek dayanak üzerinde daha düşük devrilme kuvveti uygular. Manyetik bağlantı sistemlerinin tutucu kuvveti, N kutbu ile S kutbu arasındaki çekici kuvvetlerden veya manyetik yapı ile tutucu arasındaki çekme kuvvetlerinden kaynaklanır (104). Manyetik sistemler, diğer sistemlere göre kullanımları daha kolay olduğu için önerilir. Maliyet etkinliği, basit fabrikasyon tasarımı ve kolay onarım süreci gibi ek avantajlar nedeniyle, sistem popüler bir şekilde kullanılmaktadır (105). Bu sistem, doğru pozisyona yakın olduğunda kendini otomatik olarak konumlandırır, bu özellikle sınırlı el becerisi olan hastalar için yararlı bir özelliktir (106). Ayrıca, manyetik bağlantı sisteminin düz yüzeyli olması enfeksiyon olasılığını azaltır ve hijyen kontrolü sağlanmasına yardımcı olur (10). Bununla birlikte, bu avantajlarına rağmen, manyetik ataçman sistemlerinin diğer ataçmanlara göre daha düşük tutuculuk kuvveti değeri göstermesi dezavantajıdır (107).

Tae-Yun Kang ve arkadaşları, yaptıkları in-vitro çalışmada Locator, Kerator, O-ring (ORI), EZ-Lock (EZL) ve Manyetik (MAG) ataçmanların takma-çıkarma döngülerinden (750, 1500, 2250) sonraki tutuculuk değerlerini incelemiştir. Manyetik ataçmanlar, en az tutuculuk kuvveti ve en az tutuculuk kaybı sergilemiştir. 2250.

döngüde, MAG, ORI ve EZL grupları arasında tutma kuvvetlerinde önemli bir değişiklik olmamıştır. MAG, son tutuculuk kuvveti haricinde (2250 döngüden sonra) tüm ölçüm noktalarında en düşük tutuculuk kuvveti değerlerini sergilemiştir. Bu çalışmada bizim çalışmamızda da olduğu gibi MAG ataçmanları en düşük tutuculuk kuvveti değerini, ancak tutuculuk kuvvet değerlerindeki en az değişikliği göstermiştir. Ayrıca bu çalışmada, bizim çalışmamızdan farklı olarak SEM görüntüleri (Taramalı Elektron Mikroskobu) alınmıştır. Alınan SEM görüntülerinde mıknatıs dayanağın yüzeyinde hafif bir çizilme gözlemlenmiştir. Bu çalışmada 2250 (18 ay) döngü tamamlanmıştır (108).

Mıknatıs ataşmanların bir diğer dezavantajı ise, Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) artefaktlar oluşturmasıdır. New ve arkadaşları (109) manyetik rezonans görüntüleme dental materyallerin potansiyel tehlikelerini ve artefaktlarını bildirmiştir. Laurell ve arkadaşları (110) çeşitli şekil ve boyutlardaki *keeperların* manyetik rezonans görüntüleme kalitesi üzerindeki etkilerini incelemiştir. Sonuçlar, tüm örnekler ve kraniyoservikal alanlar için görüntü artefaktlarının mevcut olduğunu ve incelemelerin imkansız hale geldiğini göstermiştir. Tanaka ve arkadaşları (111) da manyetik ataşmanları olan hastaların manyetik rezonans görüntüleme incelemelerinde artefaktların saptandığını bildirmiştir. Imuro (112) ferromanyetik paslanmaz çelik materyallerin manyetik rezonans görüntüleme artefaktları üzerindeki etkilerini değerlendirmiştir. Diş köküne yerleştirilmiş bir *keeperdan* uzaklıkta 12 cm'lik bir MRG artefaktının ortaya çıktığını bulmuştur ve manyetik geçirgenliğin artmasıyla birlikte daha büyük artefaktlar oluştuğu görülmüştür. Ayrıca, ataşman materyalinin boyutu ve hacminin, artefakt kalitesini doğrudan etkilediği bildirilmiştir. Manyetik rezonans görüntüleme bu tür artefaktlardan kaçınmak için, hastaların, manyetik bağlantı sistemindeki manyetik ataşmanlarının çıkarılması önerilmiştir (104). Manyetik sistemin bu dezavantajları göz önünde bulundurularak bunun önüne geçmek için çalışmamızdaki Ti6Al4V'den yapılan anti-manyetik dayanak sistem tip 1 (AMS1) ve tip 2 (AMS2) üretilmiştir. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve dental materyaller arasındaki etkileşimlerin değerlendirildiği bir çalışmada; titanyumun, sıfır artefakt ya da az-orta artefakt gruplarında yer alırken, manyetik dayanakların belirgin artefakt grubunda yer aldığı görülmüştür (113).

Manyetik ataçmanların tutuculuk kuvvetini arttırmak için materyallerin manyetik yapı özelliklerinin geliştirilmesi gerekir. Samaryum-kobalt (Sm-Co) mıknatısları 1980'lerden beri kullanılmaktadır ve zayıf bir çekme gücüne sahiptirler. Çekme kuvvetini arttırmak için SmCo mıknatıslarının boyutu artırılmalıdır (114). Neodyum mıknatıslar ise (neodyum-demir-bor alaşım) çok daha fazla bir çekim gücüne sahiptir. Bu özellikleri, çok küçük boyutta mıknatısların üretilmesine olanak vermiştir (114). Ayrıca Neodyum mıknatıslar, Samaryum-kobalt mıknatıslara göre daha az maliyetlidirler. Özellikle, malzemelerin manyetik yapıları, sonlu eleman analizi ile yapılan araştırmalarla iyileştirilmiştir (115). Ancak mıknatıslar akrilik materyallere gömülü olduğundan dolayı bu protez ve epitez uygulamalarında dezavantaj ortaya çıkarır. Neodyum mıknatıslar, 300°C *Curie* sıcaklığına sahip oldukları için, neodyum mıknatısların manyetik özellikleri 80°C'nin üzerinde bozulmaya uğrar. Samaryum-kobalt mıknatıslar ise 725°C *Curie* sıcaklığına sahiptir Neodyum mıknatısların aksine samaryum-kobalt mıknatıslar çok daha yüksek sıcaklıklara kadar manyetik özelliklerini bozulmadan koruyabilmektedir (62).

Çalışmamızda kullandığımız mıknatıs ataçmanlar *Steco Titanmagnetics X-Line* mıknatıslardır. Bu mıknatısın yapısı Sm_2Co_{17} 'dir. Epitez materyali olarak kullandığımız *Technovent M511 Silicone*'un uygulama talimatında kürlenme süresinin 100 °C 'de 1 saat olduğu belirtilmiştir. Bu önerilere göre, çalışmamızda kullandığımız mıknatıs (GMS), 100 °C sıcaklıkta 1 saat boyunca ısıtılmıştır (IGMS). Literatürde de belirtilmiş olduğu gibi samaryum-kobalt mıknatıslar yüksek sıcaklıklara dayanıklı olduğu için herhangi bir bozulmaya uğramamıştır. Çalışmamızın sonuçlarına da baktığımızda literatürle örtüşür şekildedir. GMS ve IGMS'nin başlangıç kuvveti de dahil olmak üzere tüm döngülerden sonraki tutuculuk kuvvetleri benzerlik göstermiştir. Bu da ısının, sonuçları etkilemediğini göstermiştir.

Çalışmamızda implantlar pleksiglas blok içerisine 20 mm aralıklı olacak şekilde yerleştirilmiştir. Dolayısıyla ataçmanlar da 20 mm aralıklı olacak şekilde konumlandırılmıştır. Salehi ve arkadaşlarının (102) yapmış olduğu in-vitro çalışmada, implantlar arası 3 mesafenin (19, 23 ve 29 mm) ve 1440 döngü (1 yıl) sonrasında takma-çıkarmanın locator ve topuz ataçmanların tutuculukları üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. İmplantlar arası mesafenin, topuz ve locater ataçmanların

tutuculuklarını etkilediği görülmüştür. Ayrıca bu çalışmanın sonuçlarına baktığımızda topuz ataçmanların tutuculuk kuvvet değerlerinin çalışmamızdaki AMS1 ve AMS2'nin tutuculuk kuvvet değerleriyle benzer olduğu görülmüştür. Bu da, implant üstü total protezlerde yeni tip anti-manyetik dayanakların da kullanabileceği ileride yapılacak çalışmaların da önünü açmıştır. Üst yapı, ekstraoral protezlerde epitez materyali olan silikonlar olduğu gibi intraoral protezlerde ise akrilik kaideinin doku yüzeyine yerleştirilebilecek yumuşak astar materyallerinin kullanımı ile tutuculuğun sağlanabileceği düşünülmektedir.

Maksillofasiyal protezlerde kullanılan materyallerden biri silikon elastomerlerdir. Kimyasal olarak polidimetil siloksan olarak isimlendirilirler. İki temel tiptedirler: Oda sıcaklığında vulkanizasyon (RTV silikon) ve ısıyla vulkanizasyon (HTV silikon) (116). Yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerlerin, yüksek yırtılma direnci, yüksek gerilme kuvveti, yeterli sertlik, alttaki tutucu tabakaya yeterli bağlanma iyi biyouyumluluk ve biyo-dayanıklılık, düşük toksisite, optik şeffaflık, düşük kimyasal reaktivite ve oksijen, ozon ve güneş ışığının etkilerine karşı direnci gibi pek çok avantajı vardır (117). Silikon elastomerlerin yırtılma direnci, özellikle protezin ince kenarlarında klinik olarak önemlidir. Maksillofasiyal silikon elastomerlerin sertliği esnekliğini belirler ve kusurlu bölgeyi çevreleyen yüz dokularına benzer yumuşaklığa sahip bir malzemeye sahip olunması istenir. Maksillofasiyal silikon elastomerlerin fizyomekanik özelliklerinin istenilen değerleri eksiktir (118). Maksillofasiyal silikon elastomerler üzerine yapılan çeşitli çalışmalar, bunların mekanik özelliklerini ve bağlanma özelliklerini araştırmıştır (119, 120). Bununla birlikte tüm çalışmalar, maksillofasiyal silikon elastomerlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinde ve bağlanma kabiliyetinde daha fazla iyileştirmenin gerekli olduğu sonucuna varmıştır. Hatamleh ve Watt (118) yaptıkları çalışmada üç maksillofasiyal silikon elastomerin, *TechSil S25*, *Cosmesil M511* ve *Cosmesil Z004*'ün mekanik özelliklerini araştırmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, elastomerler arasında çekme, uzama yüzdesi ve sertlikte önemli farklılıklar görülmüştür. Yırtılma direncinde anlamlı bir fark görülmemiştir. *TechSil S25*, *Cosmesil*'in (M511, Z004) her iki versiyonundan da daha yüksek olan en yüksek gerilme kuvvet değerine sahip olduğu bulunmuştur. Ayrıca *Cosmesil Z004*, *Cosmesil M511*'den daha yüksek çekme kuvvetine sahip olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda da *Cosmosil M511* AMS1 ve AMS2'de tutucu olarak kullanılmıştır.

Ancak tutuculuk testi uygulandıktan sonra malzemenin yırtıldığı ve kopmaların olduğu görülmüştür. Silikondaki bu yırtılmalar AMS1’de, AMS2’ye oranla daha fazladır.

Mıknatısların ve manyetik alanın biyolojik etkilerinden de söz edilmesi gerekmektedir. Bir elektrik akımı olduğunda, her zaman manyetik alanın da varlığından bahsedilmiştir. Bu manyetik alan statik veya zamana bağlı olarak değişmektedir. Statik manyetik alan, doğru akım varlığında oluşur, zamana bağlı değişen akım ise alternatif akım kaynakları tarafından üretilir. Zamana bağlı değişen manyetik alanın şiddetinde periyodik değişiklikler vardır (121). Diş hekimliğinde kullanılmayan bu zamana bağlı değişen alanlar, örneğin elektrikli ev aletleri çevresinde oluşur. Zamana bağlı değişen alanlara karşı biyolojik sistemlerde farklı etkiler ortaya konulmuştur (122).

Statik manyetik alanlar (SMA), tıpta ve endüstride yaygın kullanılmaya başlanmıştır ve dolayısıyla SMA’ya maruz kalınma olasılığı artmıştır. SMA’ların insan sağlığı üzerinde oluşturduğu riskler değerlendirilmelidir, çünkü çalışmalar SMA’ların tümör oluşumu ve kanser gibi hastalıklara yol açabileceğini öne sürmüştür (121). Manyetik alanın, dokular ile etkileştiğindeki üç değişkenden söz edilmiştir. Bunlar; alanın değişim ölçüsü, alanın şiddeti ve biyolojik numunenin maruz kaldığı alan vektörünün yönüdür. SMA’ların biyolojik sistemlerdeki etkisi; bu alanlardan etkilenebilme potansiyeline sahip olan membran moleküler yapısının özelliği olan, diamanyetik anizotropi ile ilişkilidir. Çok sayıda inorganik ve organik bileşiklerin diamanyetizme sahip olduğu bilinmektedir. Orta yoğunluktaki SMA’ların biyolojik sistemler üzerindeki etkisinin mekanizması, uyarılabilen membranların üzerindeki iyon özel kanalların fonksiyonunu değiştirmeye etkisi ile olabilmektedir (123).

Mıknatıs ataçmanlar tutuculuklarını manyetik alandan sağlarlar ve belirli bir statik manyetik alana (SMA) sahiptir. Kullanıldıkları alandaki çevre dokular da bu manyetik alan etkisine maruz kalır (124). Manyetik alanların biyolojik etkileri üzerine yapılan çalışmalar, çeşitli dokular ve hücreler üzerinde zararlı etkilerin olduğuna dair sonuçlar göstermiştir. İn vivo çalışmalar, dokularla yakın temasta olan nadir toprak mıknatıslarının mitotik aktiviteyi etkileyebileceğini göstermiştir (124). Çalışmamızda kullanılan Ti6Al4V anti-manyetik dayanıklarda bu olumsuzlukların gözlenmesi de bu çalışmaların ışığında değerlendirildiğinde olumsuz bir durum söz konusu değildir.

Mıknatısların biyolojik testleri, hem statik manyetik alan etkilerini hem de korozyon ürünlerinin olabilecek toksik etkilerini değerlendirmektedir. Mıknatısların insan üzerindeki biyolojik etkileri üzerine bilgiler oldukça sınırlıdır ve yeterli çalışma yoktur (124). Ancak çeşitli hayvan örneklerinde ve hücre kültürlerinde bazı çalışmalar yapılmıştır. Statik manyetik alanların, hücrelerde belirli tepkileri uyardığı belirtilmiştir (123):

- Hücrelerde in vitro olarak proliferasyon yeteneğini engeller.
- Çeşitli mutajenik maddelere maruz kalan hücrelerde mutasyonları artırır.
- Hücreleri öldüren tedavilerden sonra tümör hücrelerinin yaşama oranlarını artırır.
- Kanserden daha kolay etkilenen fare türlerinde tümör oranını artırır.
- Kansere ilişkili genlerin ekspresyonunu değiştirir ve neoplastik gelişimi etkiler.

Yamamoto ve arkadaşları (125), Nd-Fe-B mıknatıslarını kabın altına yerleştirerek hücreleri 20 gün boyunca statik manyetik alan altında bırakmışlardır. Sonuç olarak toplam alan, sayı ve kemik nodüllerinin ortalama boyutundaki değişimler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Raghavan ve arkadaşları (66), manyetik akı yoğunluğunun manyetik alanın gücünü ifade ettiğini ve militesla (mT) ile ölçüldüğünü belirtmiştir. Literatürde yapılan çalışmalarda manyetik alanın, implantların osseointegrasyonuna olan etkisi araştırılmıştır. Literatürde yapılan bir çalışmada; Nd-Fe-B mıknatısından uzaklığı kontrol edilerek 1, 2, 3, 5, 7 ve 10 mT manyetik alanlarda titanyum yüzeyine fibronektin tutunması ve insan osteosarkom hücrelerinin yapışması ve çoğalması incelenmiştir. Fibronektin tutunmasında ciddi bir fark bulunmamıştır. Hücrelerin yapışmasında ise kontrol grubuna göre, 1, 2, 5 ve 10 mT gruplarında anlamlı farklılık bulunmuştur. Hatta, 1 mT'da en yüksek hücre yapışması değeri görülmüştür. Hücre çoğalmasında ise kontrol grubuna göre farklılık görülmemekle birlikte 1 mT grubu 2, 3 ve 7 mT'ye göre anlamlı oranda yüksek çoğalma değerleri göstermiştir. Bu çalışmada, manyetik alanların belirli yoğunluklarının biyolojik cevapları arttırdığı sonucuna varılmıştır (123).

Hosoi ve arkadaşlarının (126) yapmış oldukları çalışmada farklı dental manyetik ataçmanların manyetik alan sızıntısı, manyetik tutucudan 5 mm uzakta olacak şekilde sınırlandırılmıştır. Yazarlar, akı gücünün 40 mT'dan fazla olmaması gerektiğini doğrulamışlardır. Jena ve arkadaşları (126) ise Sm-Co mıknatıslarının statik manyetik alanının fibroblast aktivitesini etkileyebileceğini belirtmiştir.

Son olarak, Titanyum (Ti) ve alaşımları, yüksek biyouyumluluğa sahip olmasının yanı sıra korozyona karşı dirençlidir, alerjik reaksiyonlar oluşturmaz, tadı nötrdür ve X ışınlarına karşı önemli ölçüde yarı saydamlığı sayesinde tanısal radyografilerin üretilmesini sağlar (127). Yüksek biyouyumluluk ve korozyon direncinden dolayı dental implant üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. İmplantasyon için bu olumlu özellikler, Titanyumun oksijene maruz kaldıktan sonra biyoinert olmasını sağlayan pasif bir oksit film (TiO_2) oluşturma yeteneğinden kaynaklanmaktadır. Pasif oksit kırılabilir, oksijen varlığında hızla yenilenerek metal yüzeyin korunmasını sağlar. Bu pasif katman, çiğneme ve ağız boşluğundaki sıvılara maruz kalma gibi zorlu mekanik ve kimyasal koşullar altında bile işlev sırasında çok stabildir ve böylece titanyum yüzeyini korozyondan korur (128). Berbel ve arkadaşlarının (128) yapmış olduğu çalışmada titanyumun korozyon direncinin yoğun inflamatuvar koşullar altında azalabileceği implantın, peri-implantitis sırasında maruz kaldığı mikro-ortamın oldukça agresif olduğunu ve bu durumun TiO_2 pasif katmanı etkileyebileceğini göstermiştir. Dolayısıyla ile çalışmamızda kullandığımız Ti6Al4V alaşımının implant dayanak birleşiminde korozyon oluşturma yönünde mevcut manyetik dayanaklara göre üstünlükleri göz ardı edilmemelidir.

Kullandığımız yeni Ti6Al4V anti-manyetik dayanaklar için daha fazla sayıda çalışma yapılmalıdır. Ekstraoral protezlerde kullanılabileceği gibi intraoral implant üstü protezlerde de kullanılabileceği öngörülmüştür. Ancak bu dayanakların hastalarda güvenle kullanılabilmesi için, dayanakların geliştirilmesine ve sonrasında klinik çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Geleneksel manyetik sistem (GMS-kontrol grubu) ve 100°C ısıtılmış geleneksel manyetik sistemin takma-çıkarma döngüleri sonrasındaki tutuculuk değerleri benzerdir. Isı işlemi sonrası manyetik kuvvet kaybı olmamıştır.
2. Anti-manyetik tip 1 sistemi (AMS1) ve anti-manyetik tip 2 sisteminin tutuculuk değerleri benzerdir ancak anti-manyetik dayanak tip 2, silikona daha az zarar vermiştir.
3. Yeni tip anti-manyetik dayanak sistemlerinin tutuculukları, geleneksel manyetik sisteme (GMS-kontrol grubu) göre daha fazladır.
4. Yeni tasarlanmış ve üretilmiş anti-manyetik dayanakların klinik pratiğinde kullanılabilmesi için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Pehlivan N, Nemli SK, Karacaer Ö. Çene yüz protezleri ve ekstraoral implantlar. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2011;28(2):123-9.
2. Gül EB, Atala MH, Polat NT. Ateşli Silah Yaralanmasıyla Oluşan Maksiller ve Mandibular Defektin Geç Protetik Tedavisi. Cumhuriyet Dental Journal.19(2):121-8.
3. de Caxias FP, Dos Santos DM, Bannwart LC, de Moraes Melo Neto CL, Goiato MC. Classification, History, and Future Prospects of Maxillofacial Prosthesis. International journal of dentistry. 2019;2019:8657619.
4. Cantor R, Webber RL, Stroud L, Ryge G. Methods for evaluating prosthetic facial materials. The Journal of prosthetic dentistry. 1969;21(3):324-32.
5. Beatty MW, Mahanna GK, Dick K, Jia W. Color changes in dry-pigmented maxillofacial elastomer resulting from ultraviolet light exposure. The Journal of prosthetic dentistry. 1995;74(5):493-8.
6. Khamis MM, Medra A, Gauld J. Clinical evaluation of a newly designed single-stage craniofacial implant: a pilot study. The Journal of prosthetic dentistry. 2008;100(5):375-83.
7. Sigua-Rodriguez EA, Goulart DR, Santos ZT, Alvarez-Pinzon N, Olate S, de Albergaria-Barbosa JR. Retention and mechanical behavior of attachment systems for implant-retained auricular prostheses. Journal of Craniofacial Surgery. 2017;28(1):134-8.
8. Meenakshi A, Fatima N, Bharty V, Paul P. Magnet in prosthodontics. Int J Oral Health Med Res. 2015;2(4):81-4.
9. Visser A, Raghoobar GM, van Oort RP, Vissink A. Fate of Implant-Retained Craniofacial Prostheses: Life Span and Aftercare. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 2008;23(1).
10. Goiato MC, Delben JA, Monteiro DR, dos Santos DM. Retention systems to implant-supported craniofacial prostheses. Journal of Craniofacial Surgery. 2009;20(3):889-91.
11. Wright RF, Zemnick C, Wazen JJ, Asher E. Osseointegrated implants and auricular defects: a case series study. Journal of Prosthodontics. 2008;17(6):468-75.
12. Akın H, Özdemir A. Protetik diş tedavisinde manyetik ataşmanlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.2012(Supplement 6).
13. Riley MA, Walmsley AD, Harris IR. Magnets in prosthetic dentistry. The Journal of prosthetic dentistry. 2001;86(2):137-42.
14. Coas VR, Neves AC, Rode Sde M. Evaluation of the etiology of ocular globe atrophy or loss. Brazilian dental journal. 2005;16(3):243-6.
15. Günay Y, Atay A, Karayazgan B, Oruç S. Yüz protezlerinin kullanım süresinde etkili olan klinik faktörler: iki olgu sunumu. Gülhane MJ. 2009;51:182-5.

16. Okay DJ, Genden E, Buchbinder D, Urken M. Prosthodontic guidelines for surgical reconstruction of the maxilla: a classification system of defects. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(4):352-63.
17. Sipahi C. İmplant destekli çene-yüz protezlerinde retansiyon prensipleri. *Güllhane Tıp Derg*. 2006;48:119-24.
18. Goiato MC, dos Santos DM, Bannwart LC, Moreno A, Pesqueira AA, Haddad MF, et al. Psychosocial impact on anophthalmic patients wearing ocular prosthesis. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2013;42(1):113-9.
19. Atay A, Günay Y. Çene-yüz protezlerinde bakım. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007(Supplement 2).
20. Cantor R, Webber RL, Stroud L, Ryge G. Methods for evaluating prosthetic facial materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1969;21(3):324-32.
21. Beatty MW, Mahanna GK, Dick K, Jia W. Color changes in dry-pigmented maxillofacial elastomer resulting from ultraviolet light exposure. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;74(5):493-8.
22. Bell WT, Chalian VA, Moore BK. Polydimethyl siloxane materials in maxillofacial prosthetics: evaluation and comparison of physical properties. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1985;54(3):404-10.
23. Beumer J, Curtis TA, Marunick MT. *Maxillofacial rehabilitation: prosthodontic and surgical considerations*: Ishiyaku Euroamerica; 1996.
24. McKinstry RE. *Fundamentals of facial prosthetics*: ABI Professional Publications; 1995.
25. Anusavice KJ, Phillips R. *Science of dental materials*. St Louis: WB Saunders. 2003;482.
26. Rahn AO, Boucher LJ. *Maxillofacial prosthetics: principles and concepts*: Saunders; 1970.
27. Bulbulian AH. *Facial prosthetics*: Charles C. Thomas Publisher; 1973.
28. Shah FK, Aeran H. Prosthetic management of ocular defect: Esthetics for social acceptance. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2008;8(2):66.
29. Gupta AD, Verma A, Dubey T, Thakur S. Maxillofacial prosthetics Part I: A Review. *International Journal of Advanced Research*. 2017;5(10):31-40.
30. Beumer J, Curtis T, Firtell D. *Maxillofacial rehabilitation*. St Louis: Mosby. 1979:90-169.
31. Alqutaibi AY. Materials of facial prosthesis: History and advance. *Int J Contemp Dent Med Rev*. 2015;2015:4.
32. Maller US, Karthik K, Maller SV. Maxillofacial prosthetic materials—past and present trends. *J Indian Acad Dent Spec*. 2010;1(2):42-4.
33. Andres CJ, Haug SP, Munoz CA, Bernal G. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: part I—literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68(2):327-30.

34. Huber H, Studer SP. Materials and techniques in maxillofacial prosthodontic rehabilitation. *Oral Maxillofacial Surgery Clinics*. 2002;14(1):73-93.
35. Bauermeister AJ, Zuriarrain A, Newman MI. Three-dimensional printing in plastic and reconstructive surgery: a systematic review. *Annals of plastic surgery*. 2016;77(5):569-76.
36. Dos Santos DM, de Caxias FP, Bitencourt SB, Turcio KH, Pesqueira AA, Goiato MC. Oral rehabilitation of patients after maxillectomy. A systematic review. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*. 2018;56(4):256-66.
37. Mantri SS, Mantri SP, Rathod CJ, Bhasin A. Rehabilitation of a mandibular segmental defect with magnet retained maxillofacial prosthesis. *Indian journal of cancer*. 2013;50(1):21-4.
38. Kaplan P. Immediate rehabilitation after total glossectomy: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993;69(5):462-3.
39. Leonardi A, Buonaccorsi S, Pellacchia V, Moricca LM, Indrizzi E, Fini G. Maxillofacial prosthetic rehabilitation using extraoral implants. *The Journal of craniofacial surgery*. 2008;19(2):398-405.
40. Goiato MC, Pesqueira AA, Ramos da Silva C, Gennari Filho H, Micheline Dos Santos D. Patient satisfaction with maxillofacial prosthesis. Literature review. *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery : JPRAS*. 2009;62(2):175-80.
41. Sahan MH, Eskiizmir G, Ates P. Two-Piece Extraoral Prosthetic Rehabilitation to a Perineural Invasion Lip Cancer. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2018;27(3):306-10.
42. Cobain MV, Coto N, Junior OC, Lemos J, Vieira L, Pimentel M, et al. Retention systems for extraoral maxillofacial prosthetic implants: a critical review. *British Journal of Oral Maxillofacial Surgery*. 2017;55(8):763-9.
43. Karayazgan Saraçoğlu B. Yüz Defektlerinde Kraniofasiyal İmplant Uygulamaları Craniofacial Implant Applications in Facial Defects. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.
44. Türksayar AD, Sağlam S, Bulut A. Retention systems used in maxillofacial prostheses: A review. *Nigerian Journal of Clinical Practice*. 2019;22(12):1629.
45. Volkan A, YAZICIOĞLU H, Yaluğ S, Yılmaz C. İmplant destekli yüz protezleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;25(1):41-9.
46. Nallaswamy D. *Textbook of prosthodontics: JP Medical Ltd*; 2017.
47. Cobain M, Coto N, Junior O, Lemos J, Vieira L, Pimentel M, et al. Extraoral maxillofacial prosthesis implant retention systems: a critical review. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2017.
48. Coey J. Magnetism in future. *Journal of Magnetism Magnetic Materials*. 2001;226:2107-12.
49. Moghadam BK, Scandrett FR. Magnetic retention for overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1979;41(1):26-9.

50. Nadeau J. Maxillofacial prosthesis with magnetic stabilizers. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1956;6(1):114-9.
51. Robinson J. Magnets for the retention of a sectional intraoral prosthesis: A case history. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1963;13(6):1167-71.
52. Lemon JC, Brignoni RA, Collard SM, Martin JW, Powers JM, Chambers MS. In vitro effect of microwave irradiation on the retentive force of magnets. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(4):368-73.
53. Gurjar R, Kumar S, Rao H, Sharma A, Bhansali S. Retentive Aids in Maxillofacial Prosthodontics-A Review. *International Journal of Contemporary Dentistry*. 2011;2(3).
54. Connor RJ, Svare CW. Proplast-coated high-strength magnets as potential denture stabilization devices. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1977;37(3):339-43.
55. Sasaki H, Kinouchi Y, Tsutsui H, Yoshida Y, Karv M, Ushita T. Sectional prostheses connected by samarium-cobalt magnets. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1984;52(4):556-8.
56. Bayrak M. *Temel Elektrik ve Manyetizma*. Türkiye, İstanbul: Atlas Yayınları. 2002.
57. Bhat VS, Shenoy KK, Premkumar P. Magnets in dentistry. *Archives of Medicine Health Sciences*. 2013;1(1):73.
58. Riley M, Walmsley A, Speight J, Harris I. Magnets in medicine. *Materials science technology*. 2002;18(1):1-12.
59. Darendeliler MA, Darendeliler A, Mandurino M. Clinical application of magnets in orthodontics and biological implications: a review. *European journal of orthodontics*. 1997;19(4):431-42.
60. Behrman SJ. Magnets implanted in the mandible: aid to denture retention. *The Journal of the American Dental Association*. 1964;68(2):206-15.
61. Vardimon AD, Graber TM, Voss LR, Mulfer TP. Functional orthopedic magnetic appliance (FOMA) III—modus operandi. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*. 1990;97(2):135-48.
62. Bhat VS, Shenoy KK, Premkumar P. Magnets in dentistry. *Archives of Medicine and Health Sciences*. 2013;1(1):73.
63. Joffe L. Invisalign®: early experiences. *Journal of orthodontics*. 2003;30(4):348-52.
64. Gianelly AA. Distalization of molars with repelling magnets. *J Clin Orthod*. 1988;22:40-4.
65. Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E, Obrez A, Agran B. How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(1):27-35.
66. Raghavan R, Ramzi M, Shajahan P, Usman J, Balakrishnan S. Magnets in complete dentures. *International Journal of Oral Health Dentistry*. 2015;1(3):133-7.

67. Javid N. The use of magnets in a maxillofacial prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1971;25(3):334-41.
68. Viridi M. *Oral Health Care: Prosthodontics, Periodontology, Biology, Research and Systemic Conditions: BoD–Books on Demand*; 2012.
69. Angdrijono A, Herdijantini N, Eka H. Magnetic Attachment Retained Complete Overdenture as Treatment for Maintaning Alveolar Ridge Height–A case report. *Indonesian Journal of Dental Medicine*. 2018;1(1):54-8.
70. Allen P, Ulhuq A, Kearney J. Strategic use of a new dental magnet system to retain partial and complete overdentures. *The European journal of prosthodontics restorative dentistry*. 2005;13(2):81-6.
71. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1972;27(2):120-32.
72. Crum RJ, Rooney Jr GE. Alveolar bone loss in overdentures: a 5-year study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1978;40(6):610-3.
73. Vere J, Deans RF. Tooth-supported, magnet-retained overdentures: a review. *Dental update*. 2009;36(5):305-10.
74. Ai M, Shiau Y-Y. *New magnetic applications in clinical dentistry*: Quintessence Pub Co; 2004.
75. Janya S, Gubrellay P, Purwar A, Khanna S. Magnet retained mandibular overdenture: A multidisciplinary approach. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*. 2013;3(1):43.
76. Gillings BR. Magnetic retention for overdentures. Part II. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1983;49(5):607-18.
77. Maeda Y, Nakao K, Yagi K, Matsuda S. Composite resin root coping with a keeper for magnetic attachment for replacing the missing coronal portion of a removable partial denture abutment. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(2):139-42.
78. van Waas MA, Kalk W, van Zetten BL, van Os JH. Treatment results with immediate overdentures: an evaluation of 4.5 years. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(2):153-7.
79. Rangarajan V, Padmanabhan T. *Textbook of Prosthodontics-E Book*: Elsevier Health Sciences; 2017.
80. Carlyle L, Duncan J, Richardson J, Garcia L. Magnetically retained implant denture. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1986;56(5):583-6.
81. Ulusoy M, Aydın K. *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları. 2003;16.
82. Gillings B. Magnetic denture retention systems. Precision attachments in prosthodontics. 1985;2:19-24.

83. Nishimura RD, Roumanas E, Sugai T, Moy PK. Auricular prostheses and osseointegrated implants: UCLA experience. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;73(6):553-8.
84. Arcuri M, Rubenstein J. Facial implants. *Dental clinics of North America*. 1998;42(1):161.
85. Alvi R, McPhail J, Hancock K. Closed-field titanium magnets for the retention of complex craniofacial prostheses. *British journal of plastic surgery*. 2002;55(8):668-70.
86. Chung RW, Siu AS, Chu FC, Chow TW. Magnet-retained auricular prosthesis with an implant-supported composite bar: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(5):446-9.
87. Thomas KF. Freestanding magnetic retention for extraoral prosthesis with osseointegrated implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995;73(2):162-5.
88. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin Jr RJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *Journal of Prosthodontics*. 2004;13(4):221-6.
89. Ichikawa T, Horiuchi M, Wigianto R, Matsumoto N. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *International Journal of Prosthodontics*. 1996;9(4).
90. Visser A, Vechiato Filho AJ, Raghoobar GM, Brandão TB. A simple technique for placing extraoral implants at an optimal position in orbital defects. *Journal of Prosthodontics*. 2018;27(8):784-5.
91. Karakoca S, Aydin C, Yilmaz H, Korkmaz T. An impression technique for implant-retained orbital prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;100(1):52-5.
92. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In Vitro Study of a Mandibular Implant Overdenture Retained with Ball, Magnet, or Bar Attachments: Comparison of Load Transfer and Denture Stability. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(2).
93. de Sousa AA, Mattos BSC. Magnetic retention and bar-clip attachment for implant-retained auricular prostheses: a comparative analysis. *International Journal of Prosthodontics*. 2008;21(3).
94. Al-Dharrab AA, Tayel SB, Abodaya MH. The effect of different storage conditions on the physical properties of pigmented medical grade I silicone maxillofacial material. *International Scholarly Research Notices*. 2013;2013.
95. Fonseca R, Powers M, Barber D. *Oral and maxillofacial surgery: Reconstructive and implant surgery*: St Louis: Elsevier; 2000.
96. Mahajan H, Gupta K. Maxillofacial prosthetic materials: A literature review. *Journal of Orofacial Research*. 2012:87-90.
97. Aziz T, Waters M, Jagger R. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *Journal of dentistry*. 2003;31(1):67-74.

98. Khindria S, Bansal S, Kansal M. Maxillofacial prosthetic materials. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2009;9(1):2.
99. Murata H, Hong G, Hamada T, Polyzois GL. Dynamic mechanical properties of silicone maxillofacial prosthetic materials and the influence of frequency and temperature on their properties. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(4).
100. Bellamy K, Limbert G, Waters MG, Middleton J. An elastomeric material for facial prostheses: synthesis, experimental and numerical testing aspects. *Biomaterials*. 2003;24(27):5061-6.
101. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A, Aksu L. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. *AÜ Diş Hek Fak Yayınları*. 1993.
102. Salehi R, Shayegh SS, Johnston WM, Hakimaneh SMR. Effects of interimplant distance and cyclic dislodgement on retention of LOCATOR and ball attachments: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2019;122(6):550-6.
103. Al-Ghafli SA, Michalakakis KX, Hirayama H, Kang K. The in vitro effect of different implant angulations and cyclic dislodgement on the retentive properties of an overdenture attachment system. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009;102(3):140-7.
104. Gonda T, Maeda Y. Why are magnetic attachments popular in Japan and other Asian countries? *Japanese Dental Science Review*. 2011;47(2):124-30.
105. Yang T-C, Maeda Y, Gonda T. Clinical performance and satisfaction of removable prostheses with self-adjusting magnetic attachments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(2):131-5.
106. Chu FC, Deng FL, Siu AS, Chow TW. Implant-tissue supported, magnet-retained mandibular overdenture for an edentulous patient with Parkinson's disease: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(3):219-22.
107. Van Kampen F, Cune M, Van Der Bilt A, Bosman F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clinical oral implants research*. 2003;14(6):720-6.
108. Kang T-Y, Kim J-H, Kim K-M, Kwon J-S. In vitro effects of cyclic dislodgement on retentive properties of various titanium-based dental implant overdentures attachment system. *Materials*. 2019;12(22):3770.
109. New P, Rosen B, Brady TJ, Buonanno F, Kistler J, Burt C, et al. Potential hazards and artifacts of ferromagnetic and nonferromagnetic surgical and dental materials and devices in nuclear magnetic resonance imaging. *Radiology*. 1983;147(1):139-48.
110. Laurell KA, Gegauff AG, Rosenstiel SF. Magnetic resonance image degradation from prosthetic magnet keepers. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;62(3):344-8.
111. Tanaka Y. Magnetic attachment retainers of removable partial denture interfere with MR-CT examination. *Maxillofac Prosthesis*. 1988;11:55-62.

112. T I. Magnetic resonance imaging artifacts and the magnetic attachment system. *Dental materials journal*. 1994;13(1):76-88,126.
113. Mathew CA, Sudhakara Maller M. Interactions between magnetic resonance imaging and dental material. *Journal of pharmacy & bioallied sciences*. 2013;5(Suppl 1):S113.
114. Honkura Y. Size performance of the attractive force for a dental magnetic attachment. *J Magn Soc Jpn*. 1996;20:693-6.
115. Tian L, Watarai A, Arai K, Honkura Y. Development of a Thin-Shaped Dental Magnetic Attachment with a Capped Magnetic Circuit. *Journal-Magnetics Society Of Japan*. 1999;23:1573-6.
116. Maller US, Karthik K, Maller SV. Maxillofacial prosthetic materials—past and present trends. *J Indian Acad Dent Spec*. 2010;1(2):42-4.
117. Maxwell RS, Cohenour R, Sung W, Solyom D, Patel M. The effects of γ -radiation on the thermal, mechanical, and segmental dynamics of a silica filled, room temperature vulcanized polysiloxane rubber. *Polymer degradation and stability*. 2003;80(3):443-50.
118. Hatamleh MM, Watts DC. Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers. *Dental Materials*. 2010;26(2):185-91.
119. Aziz T, Waters M, Jagger R. Development of a new poly (dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2003;65(2):252-61.
120. Taft RM, Cameron SM, Knudson RC, Runyan DA. The effect of primers and surface characteristics on the adhesion-in-peel force of silicone elastomers bonded to resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(5):515-8.
121. Organization WH. *Magnetic Fields-Environmental Health Criteria* 691987.
122. Bassett CAL. *Pulsing electromagnetic fields: A new method to modify cell behavior in calcified and noncalcified tissues*. Springer; 1982.
123. Yağcı F. Dental Miknatısların Oluşturduğu Manyetik Alanların Biyolojik Etkileri. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*.35(3):1-7.
124. Yağcı F, Kesim B, Akalin H, Dündar M, Kiliç Hİ. Dental Protezlerde Kullanılan Miknatısların Oluşturduğu Statik Manyetik Alanın İnsan Gingival Doku Fibroblastlarının Mitotik Aktivitelerine Olan Etkilerinin İn Vitro İncelenmesi. *Sağlık Bilimleri Dergisi*.21(1):9-19.
125. Yamamoto Y, Ohsaki Y, Goto T, Nakasima A, Iijima T. Effects of static magnetic fields on bone formation in rat osteoblast cultures. *Journal of dental research*. 2003;82(12):962-6.
126. Amin KK, Bukhary S. Effect Of Magnetic Attachment Flux On Sub-Gingival Pigmented Bacteroides Melaninogenicus Count In Magnetically Retained Overdenture Wearers. *Egyptian Dental Journal*. 2018;64(4-October (Fixed Prosthodontics, Dental Materials, Conservative Dentistry & Endodontics)):3919-26.

127. Canay S, Hersek N, Culha A, Bilgic S. Evaluation of titanium in oral conditions and its electrochemical corrosion behaviour. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25(10):759-64.
128. Berbel LO, Banczek EdP, Karousis IK, Kotsakis GA, Costa I. Determinants of corrosion resistance of Ti-6Al-4V alloy dental implants in an In Vitro model of peri-implant inflammation. *PloS one*. 2019;14(1):e0210530.