

DÖKÜLEBİLİR VE FABRİKASYON MAGNETLERİN KOROZYONA KARŞI
DİRENÇLERİNİN, ÇEKİM KUVVETLERİNİN VE MANYETİK ALANLARININ
KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ

MEHMET EMRE COŞKUN

DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

2010

T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DÖKÜLEBİLİR VE FABRİKASYON MAGNETLERİN KOROZYONA KARŞI
DİRENÇLERİNİN, ÇEKİM KUVVETLERİNİN VE MANYETİK ALANLARININ
KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ

MEHMET EMRE COŞKUN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. ALİ KEMAL ÖZDEMİR

SİVAS
2010

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan _____

Üye _____

Üye _____

Üye _____

Üye (Danışman) _____

ONAY

Bu tez çalışması, .../.../2010 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tijen Kaya TEMİZ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

Bu tez Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 24.09.2008 tarihli ve 007 sayılı toplantısında kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu adlı yönergeye göre hazırlanmıştır.

Hayatım boyunca desteđini hiçbir zaman esirgemeyen aileme...

ÖZET

DÖKÜLEBİLİR VE FABRİKASYON MAGNETLERİN KOROZYONA KARŞI DİRENÇLERİNİN, ÇEKİM KUVVETLERİNİN VE MANYETİK ALANLARININ KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ

Mehmet Emre COŞKUN

Doktora Tezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

2010

Manyetik ataşmanlar, sahip oldukları yüksek çekim kuvvetleri, korozyona karşı gösterdikleri yüksek dirençleri ve farklı şekillerde planlanabilmesi ve mevcut şekillerinin küçük boyutlarda olması nedeniyle dişhekimliğinde protetik ve ortodontik tedavilerde kullanım alanlarına sahiptir. Neodmiyum-demir-bor' un çekim kuvvetinin sahip olduğu küçük hacme oranla fazla olması ve demir-platin bileşiminin manyetik özellik gösterdiğinin keşfiyle, son dönemde manyetik ataşman sistemlerinde yeni gelişmeler olmuştur.

Bu çalışmanın amacı, döküm ve fabrikasyon manyetik ataşman sistemlerinin, korozyona karşı dirençleri, çekim kuvvetleri ve manyetik alanları bakımından karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. Manyetik alan şiddetlerinin tespitinde gaussmetre, çekim kuvveti değerlerinin tespitinde üniversal test cihazı kullanıldı. Korozyon testi için, manyetik ataşmanlar, %1'lik laktik asit ve %0,9'luk NaCl içerisinde 14 gün boyunca bekletildi ve örneklerden salınan solusyonlar içerisindeki demir, platin, neodim, bor ve neodmiyum iyonları, indüktif olarak eşleşmiş plazma kütle spektroskopisi (ICP-MS) yöntemleriyle incelendi. Döküm manyetik ataşman sisteminin en yüksek manyetik alan şiddeti oluşturduğu, en yüksek çekim kuvvetine Hilop sisteminin sahip olduğu bulundu. Döküm ataşman sistem korozyona karşı en dirençli sistem olarak tespit edildi.

Anahtar kelimeler: manyetik ataşman, manyetik alan, çekim kuvveti, korozyon direnci, indüktif olarak eşleşmiş plazma kütle spektroskopisi.

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE MAGNETIC FLUX DENSITY, ATTRACTIVE FORCE AND CORROSION RESISTANCE OF CASTABLE AND FABRICATION DENTAL MAGNETIC ATTACHMENTS

Mehmet Emre COŞKUN

Doctorate Thesis, Department of Prosthodontics

Supervisor: Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

2010

Having strong attractive force, high corrosion resistance, low flux density and small size make magnetic attachments usefull in diffirent department of dentistry like prosthodontics and orthodontics. Over the last decade, discovering the magnetic affect of iron-platinuim and having high attractive force of neodymium-iron-boron in spite of the small dimension, new inventions are made.

The aim of this study is to determine the flux density, corrosion resistance, attractive force of castable and fabrication magnetic attacments. Gaussmeter was used to determine flux density, universal test machine was to attractive force. For corrosion test, samples were immersed in 1% lactic acid and 0,9% NaCl for 14 days and analysis with inductively coupled plasma mass spectroscopy (ICP-MS) to determine the amount of iron, platinum, neodmiyum, neodim and boron. The highest magnetic flux density and corrosion resistance was found in castable magnetic attachment system, highest attractive force was found in Hilop attachment system.

Key words: magnetic attachment, magnetic flux density, attractive force, corrotion resistance, inductively coupled plasma mass spectroscopy (ICP-MS)

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın yapılabilmesi için gerekli maddi ve manevi desteğini hiçbir zaman esirgemeyen Yrd. Doç. Dr. Hakan Akın ve Yrd. Doç. Dr. Tahsin Boyraz' a teşekkür ederim.

Kısa zamana sahip olmasına rağmen bilgi, tecrube ve ekipmanlarını seferber eden İ.T.Ü. Fizik Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Doç. Dr. Orhan Kamer' e teşekkür ederim.

Bilimsel çalıőmalara verdiği desteklerden dolayı GOLDAŐ A.Ő.' ye ve M.I.S.' e teşekkür ederim.

İstatistiksel değerlendirmeler konusunda bizlere göstermiő olduğu anlayıő ve güler yüz için Yrd. Doç. Dr. Ziyet ınar'a teşekkür ederim.

Bu noktaya gelmemi saęlayan deęerli hocalarım Prof. Dr. Ali Kemal Özdemir ve Doç. Dr. Tülin Polat' a teşekkür ederim.

Hayatım konusunda her zaman destek olan aileme ve sevgili eőim Kübra Hanım' a sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vi
ABSTRACT.....	vii
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
GRAFİK DİZİNİ	xii
SİMGELER DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1 Mıknatıs kuramları.....	3
2.2 Manyetik Alan Çizgileri	3
2.3 Geçici Mıknatıslanma	4
2.4 Yerin Manyetik Alanı	4
2.5 Manyetizma Çeşitleri.....	5
2.6 Mıknatısların Kullanıldığı Yerler	6
2.7. Kapalı Alan ve Açık Alan Mıknatıs Sistemleri	10
2.7.1. Gillings kapalı alan sistemi.....	10
2.7.2. Jackson kapalı alan mıknatıs sistemi	11
2.7.3. MagneDent kapalı alan mıknatıs sistemi	12
2.7.4. Keystone kapalı alan mıknatısı	12
2.7.5. Açık Alan Mıknatıslarının Özellikleri	12
2.8. Keeper Sistemleri.....	13
2.8.1. Simante Edilen Keeper Sistemi	13
2.8.2. Vidalanan Keeper Sistemi	14
2.8.3. Post ve Başlık Şeklindeki Keeper Sistemi	14
2.9. Manyetik Tutucu Kullanılmasının Avantajları	15
2.10. Manyetik Tutucuların Dezavantajları	15
2.11. Manyetik Tutucuların Hassas Tutucular İle Karşılaştırılması	15
2.12. Mıknatısların Dokular Üzerindeki Etkileri	17
2.13. Korozyon	19
2.13.1. Korozyon Türleri	20
2.13.2. Korozyon Testleri	25

2.14. Tükürük.....	29
2.14.1. Yapay Tükürük	30
2.15. Konu ile ilgili olarak yapılan diğer çalışmalar.....	33
3. MATERYAL VE METOT	35
3.1. Döküm İşlemi	37
3.2. Manyetik Alanlarının Tespiti.....	39
3.3. Çekim Kuvveti Testlerinin Yapılması	40
3.4. Korozyon Testlerinin Yapılması.....	42
4. BULGULAR.....	44
TARTIŞMA :	49
SONUÇ:.....	56
KAYNAKLAR	57
ÖZGEÇMİŞ	68

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.2.1. Mıknatısın kutupları etrafında oluşan manyetik alan çizgileri ve manyetik alanın yönü.....	4
Şekil 2.4.1 Yerin manyetik alanı	5
Şekil 2.6.1. Çene-yüz protezlerinde manyetik ataşman uygulamaları.....	8
Şekil 2.6.2 Diş üstü protezlerde mıknatıs uygulamaları	8
Şekil 2.6.3 Diş üstü protezlerde kök içi mıknatıs uygulaması.....	9
Şekil 2.7.1.1. Gillings kapalı alan mıknatıs sistemi.....	11
Şekil 2.7.2.1. Jackson kapalı alan mıknatıs sistemi.	12
Şekil 2.7.4.1 Açık alan (A) ve kapalı alan (B) mıknatıslarının oluşturduğu manyetik alanlar.....	12
Şekil 2.8.1.1 Simante edilen keeper.....	13
Şekil 2.8.2.1. Vidalanan keper sistemi.....	14
Şekil 2.8.3.1. Post ve başlık şeklindeki keeper sistemi.....	15
Şekil 2.11.1. Lateral ve devirme kuvvetlerine karşı manyetik tutuculuk	16
Şekil 2.13.1.2.1. Galvanik korozyon	22
Şekil 2.13.1.5.1. Aralık korozyonu	23
Şekil 2.13.1.6.1. Oyuklanma korozyonu	23
Şekil 2.13.2.1.1. Atomik absorpsiyon spektroskopi mekanizması	26
Şekil 2.13.2.1.2. Alevli Atomik Absorpsiyon Spektrofotometresi	27
Şekil 2.13.2.1.2.1. ICP-AES yönteminde kullanılan spektrometre.	27
Şekil 2.13.2.3.1. ICP-MS ölçüm cihazı	28
Şekil 3.1. Argon gazı altında ark ergitme sistemi.....	35
Şekil 3.2. Vakumlanan silika tüpü	36
Şekil 3.3. Kapatılmış silika tüpü.....	36
Şekil 3.4. Yüksek dereceli fırın	36
Şekil 3.5 Hilop 5513 manyetik ataşman sistemi.....	37
Şekil 3.1.2. Manyetik alan uygulamasının yapıldığı magnetometre.....	38
Şekil 3.2.1. Gaussmetre	39
Şekil 3.2.2. Yapıştırıcı ajan.....	39
Şekil 3.2.3. Akril bloklar üzerinde manyetik ataşman.....	40
Şekil 3.2.4. Manyetik alan şiddetinin tespiti için kullanılan düzenek	40
Şekil 3.3.1. Üniwersal test cihazı.....	41
Şekil 3.3.2. Örneklerinin cihazın alt ve üst parçasına yerleştirilmiş hali.....	41
Şekil 3.3.3. Çekim kuvveti değerlerinin okunmasında kullanılan bilgisayar ve Nxgen fm yazılımı	41
Şekil 3.4.1. 14 gün boyunca manyetik ataşman sistemlerinin bekletildiği kaplar.....	43
Şekil 3.4.2. Ataşman sistemlerinin 14 gün boyunca bekletildiği sirkülasyonlu su banyosu cihazı.....	43
Şekil 3.4.3. Korozyon testi için kullanılan ICP-MS test cihazı	43

ÇİZELGELER DİZİNİ

Tablo 2.11.1 Retansiyon sistemlerinde aşınmanın etkisi	17
Tablo 2.13.1.1. Bölgesel korozyon	21
Tablo 2.13.1.2. Dış hekimliği açısından önem taşıyan korozyon türleri	21
Tablo 2.13.2.1.3.1 Test yöntemlerinin kıyaslanması	28
Tablo 3.1.1. Dökümde kullanılan madde oranları	38
Tablo 4.1. Manyetik alan değerleri	44
Tablo 4.2. Çekim kuvvetleri (gr)	45
Tablo 4.3. ICPMS Analiz Sonuçları	46
Tablo 4.4. Çekim Kuvvetleri ve Değişimleri.....	47

GRAFİK DİZİNİ

Grafik 4.1. Manyetik alan değerleri	44
Grafik 4.2. Çekim kuvvetleri	45
Grafik 4.3. Çekim Kuvvetleri ve Değişimleri.....	47

SİMGELER DİZİNİ

Al	: Alüminyum
B	: Bor
⁰ C	: Santigrat derece
Cr	: Krom
cm	: Santimetre
CO ₂	: Karbondioksit
Co	: Kobalt
Cu	: Bakır
Fe	: Demir
gr	: Gram
G	: Gauss
Ge	: Germanyum
Hf	: Hafniyum
KCl	: Potasyum klorür
KSCN	: Potasyumtiyosiyanat
mG	: Miligauss
mT	: Militesla
mm	: Milimetre
mm/dak	: Milimetre/dakika
ml	: Mililitre
Mo	: Molibden
MGOE	: Megaoersted
Ni	: Nikel
NaCl	: Sodyum klorür
NaHCO ₃	: Sodyumbikarbonat
NaH ₂ PO ₄	: Sodyumdihidrojenfosfat
Nb	: Niyobyum

Nd	: Neodmiyum
Pd	: Palladyum
Pt	: Platin
ph	: Power of hydrogen
P	: İstatistiksel olarak önem
r	: Korelasyon katsayısı
Si	: Silisyum
Sm	: Samaryum
T	: Tesla
Ti	: Titanyum
W	: Tungsten
Zr	: Zirkonyum

1. GİRİŞ

Mıknatıslar, manyetik alan üreten nesne veya malzemelerdir. Demir (Fe), nikel (Ni), kobalt (Co) gibi bazı metalleri çekerken bakır (Cu), alüminyum (Al) vb. metallere ve metal olmayan maddelere karşı etki etmezler. Mıknatıslık etkisi, malzemelerde iki karşılıklı uçta toplanır. İki mıknatısın eş kutupları birbirini iterken, zıt kutupları birbirini çeker.¹

1920'lere kadar yararlanılan mıknatıs malzemelerinin en üstünü karbon çelikler olmuştur. Koersivite (artık mıknatıslanım) ve kalıcı indüklenmesi sadece birkaç yüz oersted (OE) mertebelerinde kalan bu malzemelerin bugünün standartları ile yetersiz kaldığı söylenebilir. Bu çelikler Co, tungsten (W), molibden (Mo) katkılarıyla geliştirilmekle beraber, enerji kapasiteleri 1930'lara kadar 1 MGOE seviyelerinde kalmıştır. Bu dönemde Japonya'da Al-Ni-Fe, Hollanda'da Al-Ni-Co-Cu-Fe alaşımlarının üstün özelliklere sahip olduğu farkedilmiş, 1960'lara uzanan 30 yıllık bir araştırma süresince bu bileşim aralığında döküm ve toz metalürjisi yöntemleriyle üretilen çok sayıda alaşım geliştirilmiştir.²

Geçen yüzyıldan itibaren manyetik materyallerin geliştirilmesinde önemli mesafeler katedilmiştir. Esası teşkil eden manyetik materyaller, ticari olarak en uygun olan nadir toprak materyali neodmiyum-demir-bor'dur.²⁻⁴ Diğer bir nadir toprak alaşımı da samaryum-kobalt'tır.^{5,6} Samaryum-demir-nitrid, yüksek demanyetizasyon direnci, yüksek manyetizasyon, korozyona ve sıcaklığa Nd-Fe-B tipi mıknatıslara göre daha dirençli olması nedeniyle, daimi mıknatıs uygulamaları için umut verici alternatiftir.⁷ Bu materyal üzerinde çalışmalar hala sürmektedir ve gelecekte tıp ve dişhekimliği alanında kullanılmaları uygun olabilecektir.⁸ Son dönemde Fe-Pt alaşım sisteminin manyetik özellikler gösterdiği bulunmuştur.⁹⁻¹¹ Bu bileşim dental uygulamalarda ve medikal tedavilerde kullanılmak üzere geliştirilmeye başlanmıştır. İçerdiği yüksek orandaki Platin miktarından dolayı korozyona karşı direncinin fazlalığı bu mıknatıslara olan ilgiyi artırmaktadır.^{2,12}

Mıknatıslar, dişhekimliğinde ortodontide ve protetik diş tedavilerinde hareketli protez ve epitez olmak üzere iki temel kullanım alanına sahiptir.^{13,14} Boyutlarının küçük olması ve güçlü çekim kuvvetleri avantaj oluşturmaktadır. Bununla birlikte temizleme kolaylığı, hasta ve hekim için yerleştirme kolaylığı, daimi retansiyon sağlaması gibi avantajları da taşımasına rağmen, korozyona karşı dirençlerinin düşük olması nedeniyle

çekim kuvvetinde zamanla azalma oluşmaktadır. Bunun önüne geçmek için titanyum gibi alaşımlarla kaplama yoluna gidilmektedir.^{2,8}

Yapılan çalışmalar, adhezyon, kohezyon ve negatif hava basıncı gibi kuvvetlerin sağladığı tutuculuğun kullanılan ilave manyetik ataşman sistemleriyle arttırıldığını göstermiştir. Literatürde bu tür mıknatısların toksik veya alerjik bir yapıda olmadığından, dişe sadece aksiyal yönlü kuvvetler uyguladığı için zayıf destek dişlerde de kullanılabileninden bahsedilmektedir.^{2,15}

Farklı üretim yöntemleriyle elde edilmiş dental mıknatısların, korozyona karşı dirençleri, çekim kuvvetleri ve manyetik alanları bakımından performanslarının karşılaştırmalı olarak incelenmesi amacıyla bu çalışma yapılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Yunanlılar M.Ö. 800 yıllarında bugün manyetit (Fe_3O_4) dediğimiz, bazı taşların demir parçalarını çektiğini gözleyerek manyetizma olayının farkına varmışlardır. Bir başka kabule göre de magnet ismi mıknatıslık özelliği taşıyan bu taşların bolca bulunduğu Anadolu'daki Manisa (Maeneisa) adlı kentten gelmektedir.¹⁶

Mıknatıslık etkisinin en şiddetli olduğu, itme ve çekme özelliği gösterdiği uçlara kutup adı verilir. Bir mıknatısın şekli nasıl olursa olsun iki kutbu bulunur. Bir mıknatıs ortadan ipe asılırsa, kuzey-güney doğrultusuna yönelerek durur. Kuzeyi gösteren kutba N, güneyi gösteren kutba ise S kutbu denir. Çubuk şeklindeki bir mıknatıs ikiye bölündüğünde, oluşan her bir parça yine N-S kutuplu mıknatıs olur. Bölme işlemi atomik boyuta kadar devam ettirildiğinde de yine mıknatıs özelliği devam eder. Yani tek kutuplu mıknatıs elde edilemez. Mıknatısların aynı kutupları birbirini iterken, zıt kutupları ise birbirini çekerler. Bu itme ya da çekme kuvveti, mıknatısların kutup şiddetleri ile doğru, aralarındaki uzaklığın karesi ile ters orantılıdır. Mıknatıslar, demir, nikel, kobalt gibi maddeleri ve bunların alaşımlarını çeker. Bu nedenle bu maddelere manyetik maddeler denir.

Üç çeşit mıknatıs vardır.

a) **Doğal mıknatıs:** Doğada oluşan ve taş olarak bulunan mıknatıslardır.

b) **Yapay mıknatıs:** Demir, nikel ya da kobalttan yapılır. Bu mıknatıslara daimi ya da geçici mıknatıslık kazandırılabilir.

c) **Elektromıknatıslar:** Manyetik özellik gösteren maddelere verilen isimdir. Örneğin demir üzerine tel sarılıp telden akım geçirildiğinde oluşan mıknatıslar.^{2,13}

2.1 Mıknatıs kuramları

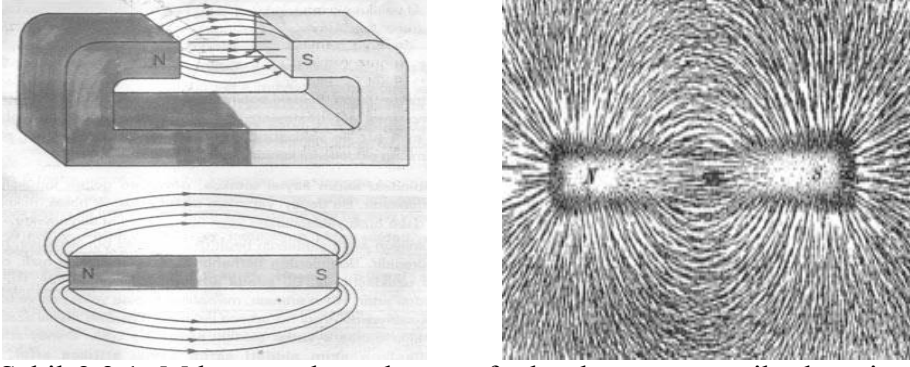
Geçerliliğini hala koruyan bir kuram olan mıknatısın moleküler kuramına göre; mıknatıslanabilen cisimlerin içinde Kuzey (N) ve Güney (S) kutupları bulunur. Cisim mıknatıslanmadan önce içindeki kutuplar moleküler seviyede düzensiz gruplar halinde iken cisim manyetik hale geldiğinde bu grupların birçoğu aynı doğrultuya gelerek cismin toplam manyetik alanına katkıda bulunur. Böylece tek bir manyetik alan ve tam bir manyetik kutupluluk elde edilir.^{1,2}

Yük fikrini bırakıp atom gruplarından meydana gelen tanecik fikrine ağırlık veren mıknatıslığın modern elektron kuramı da moleküler kuramla kısmen aynı noktaları kabul eder ama manyetiklik durumunun sebebini atom ve moleküllerin manyetik momentlerine ve dış etkilerle cismin içindeki manyetik kuvvetin paralelleştirilmesine bağlar.^{1,2}

Kendisi manyetik olmadığı halde manyetik kuvvetin etkisiyle çekilen maddelere paramanyetik, itilen maddelere diyamanyetik denir. Paramanyetik maddelere örnek olarak alüminyum, baryum ve oksijen, diyamanyetik maddelere ise civa, altın, bizmut benzeri maddeler verilebilir.^{1,2}

2.2 Manyetik Alan Çizgileri

Manyetik alan, mıknatısın çekim etkisini gösterdiği bölgelere verilen isimdir. Çubuk mıknatısın çevresindeki manyetik alan çizgileri (Şekil 2.2.1)' de gösterildiği gibidir. Manyetik alan kuvvet çizgileri N kutbundan S kutbuna doğrudur. Çizgilerin uç noktalarında sık olması manyetik alanın uç kısımlarında şiddetli olduğunu gösterir. Manyetik alan çizgilerinin paralel olduğu yerlerdeki alana düzgün manyetik alan denir.^{2,13}



Şekil 2.2.1. Mıknatısın kutupları etrafında oluşan manyetik alan çizgileri ve manyetik alanın yönü.^{18,19}

2.3 Geçici Mıknatıslanma

Nikel, kobalt gibi manyetik özelliğe sahip maddeler geçici olarak mıknatıslanılabilir, bu üç yolla yapılabilir.

a) **Sürtünme ile Mıknatıslanma:** Bir demir çubuğa, mıknatısın her defasında aynı kutbu aynı yönde sürtülürse, mıknatısın ilk sürtülen uç kısmı mıknatısla aynı kutuplu olacak şekilde demir çubuk geçici olarak mıknatıslanır.²

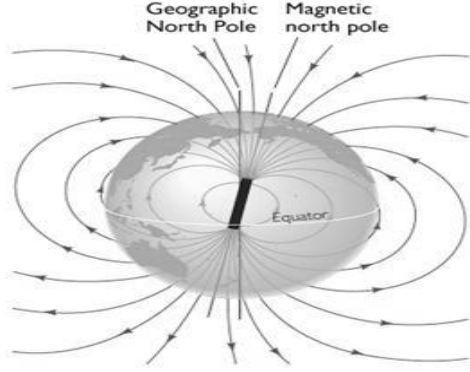
b) **Dokunma ile Mıknatıslanma:** Mıknatısa dokundurulan demir parçalarını mıknatıs tutar. Çünkü demir parçası mıknatısın dokunduğu kutupla zıt kutupla kutuplanır ve onu çeker. Demir parçaları uç uca eklenirse, her bir uç bir öncekine göre zıt kutuplanır.²

c) **Etki ile Mıknatıslanma:** Mıknatısın manyetik alanı içine konulan demir parçaları geçici olarak mıknatıslık özelliği kazanır. Demir parçasına mıknatısın S kutbu yaklaştırılırsa, demirin S' ye yakın olan kısmı N, diğer tarafı ise S kutbu olur.²

2.4 Yerin Manyetik Alanı

Yer küre deneylerle tespit edilmiş belirgin bir manyetik alana sahiptir. Dünya, sanki kuzey yarı kürede S, güney yarı kürede N kutbu bulunan bir mıknatıs varmış gibi davranır. Manyetik kuzey ve güney kutup ile coğrafi kuzey ve güney kutbu küçük bir açıyla farklılık gösterir, tam çakışmaz. Ağırlık merkezinden asılmış bir çubuk mıknatıs, bulunduğu yerden geçen dünyanın çevresindeki manyetik alan kuvvet çizgilerine teğet olmak zorundadır. Bu nedenle ağırlık merkezinden asılmış bir çubuk mıknatısın N kutbu manyetik kuzeyi, S kutbu ise manyetik güneyi gösterir.

Kuzey yarı kürede, ağırlık merkezinden asılan bir çubuk mıknatıs veya pusula iğnesinin N kutbu, güney yarı kürede ise S kutbu aşağı eğilir. Ekvatorda yere paralel, kutuplarda ise yere dik konuma gelir^{2,17}(Şekil 2.4.1.) .



Şekil 2.4.1 Yerin manyetik alanı¹⁶

2.5 Manyetizma Çeşitleri

Manyetik materyaller, manyetik alana girince manyetiklik özelliği olan çıktığı anda ise bu özelliğini kaybeden 'soft' veya manyetik özelliğini koruyabilen 'hard' manyetik materyaller diye sınıflandırılırlar. Her atom çekirdeğinin etrafındaki elektronların hareketi bir manyetik alan oluşturur. Fakat elektronların çoğu çifttir, bunların oluşturduğu manyetik alanlar eşit ve karşıttır bu yüzden oluşan manyetik alanlar dengelenir. Demir, nikel ve kobalt gibi bazı atomlar elektron çiftine sahip değildir ve zayıf bir manyetik alan meydana getirirler. Manyetik bir materyalde, bu atomların büyük çoğunluğunun dizili olduğu küçük bölgeler vardır. Bu bölgelere 'domains' adı verilir. Manyetik özelliğini kaybeden materyallerde bu bölgelerin yönleri rastgeledir ve ortalama bir manyetik değerleri yoktur. Manyetik alandan geçirildiklerinde domains' ler dizilir ve bir doyum noktasına ulaşan örneklerde ortalama bir manyetizma meydana getirir. Manyetik olarak soft materyaller doyuma ulaşmak için sadece küçük alanlara ihtiyaç duyarken, hard materyaller büyük bölgelere ihtiyaç duyarlar. Uygulama alanından uzaklaştırıldıkları zaman daimi mıknatıslar manyetik özelliklerini veya artık mıknatıslanma özelliklerini korurlar. Örneklerin sahip oldukları manyetik kuvvetleri, uygulanan manyetik alana zıt ve eşdeğer manyetik alan uygulaması ile sıfıra indirilir. Daimi bir mıknatıs için mıknatısın gücünü gösteren, maksimum enerji ürünü (BH)max değeri, ne kadar büyük olursa, mıknatısın üretebileceği manyetik alan da o kadar büyük olur. Zaman içerisinde Alnico dan NeFeB mıknatıslarına geçildikçe (BH)max' larda ilerleme sağlanmıştır.^{2,8,21}

Mıknatısın bünyesinde bulunan manyetik alan daima kuzeyden güneye doğru hareket etmektedir. Sert bir ferromanyetik materyalin manyetik özellik kazanması veya kaybetmesi zordur ve bu tip materyaller daimi mıknatıs için idealdirler. Sert materyalin manyetikliği sıfırdan başlatıldığında, uygulanan manyetik alan belirli bir seviyeye gelmedikçe sıfırdan uzağa gitmez; sonra materyalin manyetikliği birden yükselir. Manyetik alan kapatılınca, materyalin manyetikliği yüksek kalır ve manyetize olur. Böylece ‘daimi mıknatıs’ oluşur. Daimi mıknatısların manyetik özelliğini yitirebilmesi yani manyetizmalarının sıfıra getirilebilmesi için materyalin ters yönde ve aynı şiddette bir manyetik alana konulması gerekir. Mıknatısların etkinliğini ortaya koyan iki önemli özellikleri mevcuttur:

- a) Manyetik alan direnci
- b) Manyetik süreklilik

Manyetik alan direnci; çekici veya itici kuvvetlerin bir ölçüsüdür, manyetik süreklilik ise bir cismin manyetize veya demanyetize edilebilmesinin zorluk veya kolaylık ölçüsüdür.^{2,22}

2.6 Mıknatısların Kullanıldığı Yerler

Mıknatıslar, pusula yapımında, kapı zilinde, telefon, radyo, televizyon, ses sistemleri, voltmetre, ampermetre, elektrik motorları ve oyuncak sanayisi gibi birçok alanında hayatımız içerisinde yer almaktadır.^{2,22}

Mıknatısların diş hekimliğinde çekim kuvvetinden faydalanılarak kullanımlarına dair ilk teşebbüsler, 1960’ların erken dönemlerinde, çene kemiğine implante edilmeleri^{19,20} ile olmuştur. Blechman ve Smiley²⁵ bir kedi modeli üzerinde kaninler ve molar dişler arasında intermaksiller kuvveti göstermek amacıyla mıknatısları kullanmışlar. Daha sonraki dönemlerde ise diastema kapama²⁶, iskeletsel open-bite²⁷⁻³² tedavisi, palatal ekspansiyon³³, posterior dişlerin intrüzyonu^{27-30,34}, gömülü dişlerin ekstrüzyonu³⁵⁻³⁸, molar distalizasyonu vakalarında³⁹⁻⁴³ ve fonksiyonel apareylerin birleştirilmesinde⁴⁴⁻⁴⁹ kullanılmıştır.

Blechman ve Smiley’in⁵⁰ uygulamasını takiben mıknatısların ortodontik uygulamalarda kullanılmaları yaygınlaşmıştır.^{2,51-53}

Protetik diş tedavisinde ise mıknatıslar klinik ve teknik prosedürlerinin kolay uygulamaya müsait olmasından dolayı hareketli protezlerin ağız içerisinde tutuculuklarının sağlanmasında kullanılmaktadırlar.^{2,8}

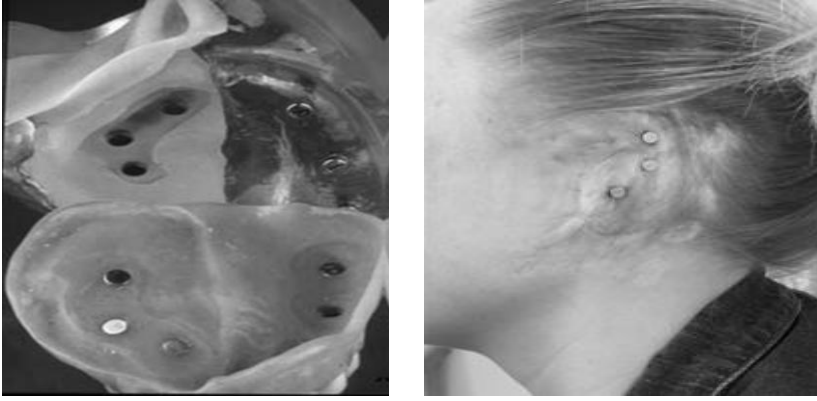
Manyetik ataşmanlar protetik diş tedavilerinde ilk olarak tam protezlerde itme gücüyle protezlerin yerlerinde kalmasını sağlamak amacıyla kullanılmıştır. Yeterli manyetik tutuculuğun sağlanabilmesi için büyük boyutlarda olması, kuvvetin sürekli oluşu nedeniyle alveolar kemiğinde rezorbsiyon oluşturması ve çeneler birbirlerinden uzaklaşınca itme kuvvetinin oldukça azalmasından dolayı kullanımına devam edilmemiştir.^{54,55} İlerleyen dönemlerde daha küçük çaplı ve daha fazla çekim kuvvetine sahip olan teflon kaplı Co-Pt mıknatıslarının implante edilerek kullanılmasına başlanmıştır.²⁴ Co-Pt alaşımı kalan dişler üzerinde kullanılmış ve protez içerisine de döküm Co-Pt alaşımı yerleştirilmiştir. Bu uygulamadan sonra, mıknatıslar ağızda bırakılan kökler içerisine uygulanarak diş üstü protezlerde kullanılmaya başlanmıştır.⁵⁶ Bu tür uygulamalar için kimi araştırmacılar başarılı sonuçlar aldığını belirtirken bazı araştırmacılar ise mıknatıslar arasında sürekli mevcut olan çekim kuvvetlerinin, kemik içine yerleştirilen mıknatısların yüzeye çıkmalarına neden olabileceğini öne sürmüşlerdir. Ayrıca bu mıknatıslar yüksek maliyet, sınırlı kullanım alanı ve zor üretim gibi dezavantajlara sahiptirler. Başarı oranlarının düşük olması nedeniyle bu yöntemin kullanılması bırakılmıştır.^{2,57}

Daha güçlü bir manyetik materyal olan ve boyutları Co-Pt' nin beşte biri olan Sm-Co'nun bulunması ile implante mıknatısların protezin tutuculuğunda kullanılmasına yönelik çalışmalar tekrar başladı.⁵⁸ Mıknatısların korozyona karşı dirençlerini artırmak için proplastla kaplama yoluna (Polytetrafluoroethylene [PTFE] and pyrolytic graphite) gidildi. Köpekler üzerinde yapılan çalışmalar, proplastın hücre içi ortamda samaryum-kobalt mıknatıslar için, etkili bir kaplama materyali olarak kullanılabileceğini göstermesine rağmen polimer içerisine yayılan nem, manyetik materyalin korozyon korumasını yetersiz hale getirdiği için uzun süre kullanılamayacağı görüldü.^{2,8}

Manyetik materyallerin çelişkili sonuçları ve manyetik alanların etkileri üzerine çok çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Manyetik alanın yumuşak dokular üzerine etkili olduğu endişesiyle, yumuşak manyetik bir materyal olan Pd-Co-Ni alaşımı kök yüzeyinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir.⁸ Bu noktada 3 alaşım üzerinde araştırmalar yapılmıştır (Pd-Co, Pd-Co-Cr ve Pd-Co-Ni). Korozyona dirençleri, manyetik ve fiziksel özellikleri değerlendirildikten sonra, Pd-Co-Ni alaşımının en uygun alaşım olduğu bulunmuştur.⁵⁹ Daha sonrasında Pd-Co-Pt alaşımının korozyona daha fazla direnç gösterdiği tespit edilmiştir.^{2,60}

Mıknatısların, maksillofasial protezlerde ve obturatörlerde kullanımına dair çalışmalar ilk olarak 1971'de Javid⁶¹ tarafından yapılmıştır.

Günümüzde kullanılan manyetik tutucular, zıt kutupların birbirini çekmesi prensibi esas alınarak üretilmiştir. Bu çerçevede, ortodontide diş hareketlerinin oluşturulmasında, protetik tedavide sırası ile parçalı protezlerde, obturatörlerde, çok parçalı çene yüz protezlerinde (Şekil 2.6.1), overdenture'larda (Şekil 2.6.2) ve bölümlü protezlerde başarıyla kullanılmışlardır.^{2,62}



Şekil 2.6.1. Çene-yüz protezlerinde manyetik ataşman uygulamaları ⁶³

Manyetik tutucular en yaygın şekilde diş üstü protezlerin tutuculuğuna yardımcı olmak amacıyla kök destekler üzerinde kullanılmaktadır. İlk uygulamalarda, mıknatıslardan biri kök yüzeyi ile aynı hizada kalacak şekilde overdenture desteğine, zıt kutuplu diğer mıknatıs ise protez kaidesine yerleştirilmiş ve bu sistem 'çift mıknatıs sistemi' olarak isimlendirilmiştir. Bu tip bir sistemle, protezdeki her bir mıknatıs için ortalama 150–400 grf değerinde tutuculuk elde edilmiştir.^{2,22}



Şekil 2.6.2 Diş üstü protezlerde mıknatıs uygulamaları.⁶⁴

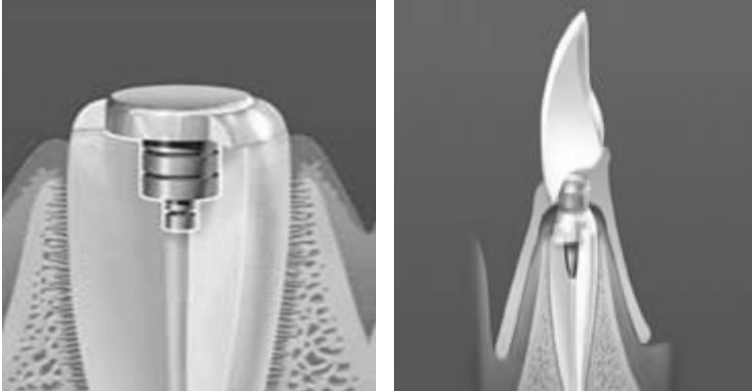
Çift mıknatıs sisteminde uzun süreli kullanım sonrası bazı dezavantajlar belirlenmiştir:²²

a) Kök yüzeyi küçük olan destek dişlerde mıknatıs boyutuna getirilen sınırlama, tutuculukta azalma ile sonuçlanmıştır.

b) Mıknatıs alaşımı ağızda kolaylıkla korozyona uğramış ve kırılmalar görülmüştür. Bu problemin giderilmesi amacıyla mıknatıs yüzeylerinin çeşitli şekillerde kaplanmasına ilişkin yaklaşımlar sonucu tutuculuk kaybı ortaya çıkmıştır.

c) Sistemdeki mıknatıslar etrafında kaçınılamayan ve sürekli olan bir manyetik alan oluşmuştur.

Sonraki uygulamalarda çift mıknatıslardan biri çıkarılmış yerine manyetize olabilen alaşım kullanılmış ve önemli bir tutuculuk kaybının oluşmadığı görülmüştür. Tek bir mıknatısın kullanıldığı bu sistem ‘tek mıknatıs sistemi’ olarak bilinmektedir (Şekil 2.6.3). Bu sistemde Pd, Co, ve Ni den oluşan ferromanyetik döküm alaşımından elde edilen ve ‘keeper’ adı verilen döküm parça, kök içindeki mıknatısın yerini almıştır. Protez yerleştirildiğinde düşük manyetik alan direnci nedeniyle destek kök içindeki keeper, indüklenmiş bir mıknatıs haline gelmekte ve diğer sistemdeki kök içi mıknatıs gibi, protezin yerinde kalmasını sağlamaktadır. Protezin çıkartılması durumunda ise keeper, tekrar manyetize olmayan duruma geçmektedir. Sistemin tutuculuğu açısından ideal keeper kalınlığının 1.2 mm olduğu belirlenmiştir.^{2,22}



Şekil 2.6.3 Diş üstü protezlerde kök içi mıknatıs uygulaması (tek mıknatıs sistemi).^{2,63}

Tek mıknatıs sisteminin avantajları ise:

a) Ferromanyetik alaşımlar dökülebilir özellikte olduğu için, şekil ve boyuttan kaynaklanan herhangi bir sınırlama olmadan olguya uygun formlarda dökümler oluşturulmaktadır.

b) Alaşım ile oluşturulmaya çalışılan kapalı manyetik alan devresiyle çekim miktarı artarken dokulara sızan manyetik alan azalmaktadır.

c) Alaşımın manyetik alan yönünün planlanmasıyla, çekim yönü ve miktarı kontrol edilebilmektedir.^{2,22}

2.7. Kapalı Alan ve Açık Alan Mıknatıs Sistemleri

Kapalı alan sistemlerinde, serbest manyetik akım alanlarının giderilmesi için mıknatısın iki kutbu demir veya paslanmaz çelikten herhangi bir ferromanyetik plaka (keeper) ile birleştirilir ve serbest manyetik alan çelik plakaya geçer.^{2,22}

Ağız içerisinde manyetik alanın etkilerini azaltmak için günümüzdeki birçok sistem kapalı alan sistemine uygun olarak üretilmektedir. Kapalı alan mıknatıslarının bağlantısı açık alan mıknatıslarından daha etkilidir. Kapalı alan mıknatıslarında hem kuzey hem de güney kutbu keeper ile bağlantı sağlayabilirken açık alan mıknatıslarında sadece bir kutup kullanılabilir. Bu sistemler benzer ebatlardaki açık alan sistemlerine oranla daha yüksek tutuculuk sağlarlar.^{2,65,66}

İlk kapalı alan tasarımı, zıt kutuplarından birbirine bitişik iki mıknatıstan oluşan parçalı kutup tasarımıdır. Yumuşak manyetik bir keeper mıknatısların en üstüne tutturulur ve benzer bir keeper da kök içerisine yerleştirilir.^{2,66}

Kapalı alan manyetik tutucu sistemlerinin özellikleri:

a) Mıknatısın herhangi iki kutbunun birden kullanılması ve alanların tümünün aynı yönde dolaşması sonucu, manyetik kuvvetin direnci kolaylıkla 1000 grf' a kadar çıkarılabilir.

b) Kapalı alan mıknatıslarında manyetik alan mıknatısın tabanında kuzeyden güneye doğru aktığından kısa manyetik alanlar oluşur ve keeper'la temas geçtiğinde herhangi bir değişikliğe uğramazlar.

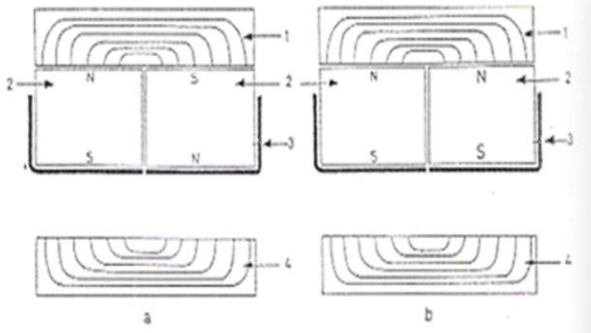
c) Mıknatıs ile keeper arasındaki temas kaybolduğu anda, manyetik alanlar keeper'a ulaşamayacağından tutuculuk kuvveti hızla düşer.

d) Kapalı alan mıknatıslarının oluşturdukları manyetik alan şiddeti oldukça azdır. Canlı dokular için güvenli sınırlardadır.^{2,22}

2.7.1. Gillings kapalı alan sistemi

Sydney Üniversitesinde, bir çift nadir toprak silindirik mıknatısı, zıt kutupları birbiri ile komşu olacak şekilde yan yana getirilerek, düşük manyetik alan direncine sahip ve manyetize olabilen bir keeper'la bağlanmış. Böylece ilk kapalı alan sistemleri olan Gillings kapalı alan sistemi 'Gillings split pole system' geliştirilmiştir. Biri kök üzerinde diğeri mıknatıs içindeki çelik plakala keeper, manyetik akımı, kapalı bir devre içinde kuzey kutbundan komşu güney kutbuna, güney kutbundan ise komşu kuzey kutbuna geçirmektedir (Şekil 2.7.1.1). Bu tür planlamalara 'ters kutuplu mıknatıs sistemi' denir. Bunun dışında, iki silindirik mıknatısın benzer kutuplarının birbirleriyle

komşu olacak şekilde bir araya getirilmesiyle kapalı alan mıknatısları oluşturulmuş ve 'benzer kutuplu mıknatıs sistemi' olarak adlandırılmıştır. Bu tip planlamalarla 250–300 grf'lık tutuculuk elde edilmiştir.^{2,22}

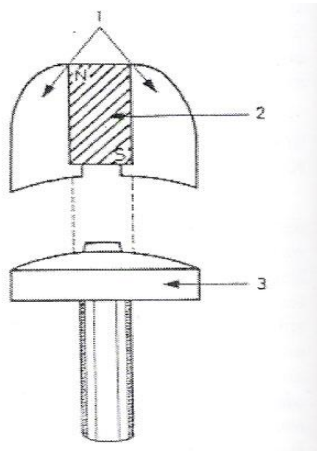


Şekil 2.7.1.1. Gillings kapalı alan mıknatıs sistemi.^{2,22}

a:ters kutuplu mıknatıs sistemi, b:benzer kutuplu mıknatıs sistemi,
1-düzenek içindeki keeper, 2-mıknatıs çifti, 3-koruyucu tabaka, 4-kök üzerindeki keeper.

2.7.2. Jackson kapalı alan mıknatıs sistemi

Protezler için en etkili Sm-Co kapalı alan sistemini oluşturmak için farklı şekillerde düzenekler hazırlanmıştır. En iyi tasarımın iki paslanmaz çelik keeper arasında sandviç edilerek hazırlanan bir adet nadir toprak mıknatısının kullanılması ile oluşturulabileceği öne sürülmüş ve ürün, araştırmacının ismiyle piyasaya çıkarılmıştır (Şekil 2.7.2.1.). Bu sistemin en önemli avantajı, keeper yüzeyinin 0.375° radial ark şeklinde yarı küresel formda olmasıdır. Bu planlama protezin $3-5^\circ$ lik hareketine izin vererek stres dağılımına yardımcı olurken keeper'ın ortasında birkaç derecelik lateral harekete izin verecek okluzal bir stop bulunmaktadır. Bu sistemde sağlanabilen tutuculuk kuvveti 750-800 grf'dır.^{2,22}



Şekil 2.7.2.1. Jackson kapalı alan mıknatıs sistemi.^{2,22} 1- düzenek içindeki keeper'lar, 2- mıknatıs, 3-kök üzerindeki keeper.

2.7.3. Magnedent kapalı alan mıknatıs sistemi

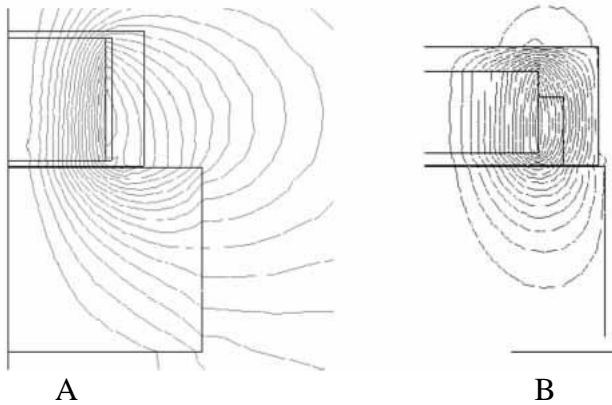
Çelik bir kap içerisinde bir çift mıknatıs ve sirküler bir bileşimden oluşturulan bu tip bir sistemle 250–300 grf' luk bir tutuculuk kuvveti oluşturulmaktadır.

Gillings ve Magnedent sistemlerinde açıkta kalan kutuplar ince paslanmaz plakalarla kaplandığından, bu tip koruyucu plakaların akım devresini hapsedip ayrılma kuvvetini az miktarda düşürdüğü ileri sürülmüştür^{2,22} (Şekil 2.7.4.1 B).

2.7.4. Keystone kapalı alan mıknatısı

Gillings mıknatısının sandviç şeklinde modifikasyonu olan 'Keystone mıknatısı', keeper'ının düz olması dışında Jackson sistemine benzemektedir.²²

Tek mıknatıs sistemlerinde protez içindeki mıknatısta, tutuculuk için tek bir mıknatısın sadece kuzey veya güney kutbunun kullanıldığı sistemler 'açık alan sistemleri' olarak bilinmektedir (Şekil 2.7.4.1 A).^{2,22}



Şekil 2.7.4.1 Açık alan (A) ve kapalı alan (B) mıknatıslarının oluşturduğu manyetik alanlar.^{2,8}

2.7.5. Açık Alan Mıknatıslarının Özellikleri

a- Manyetik akım yine kuzeyden güneye, ancak kapalı alanın tersine bu kez mıknatısın dışında seyrederek. Bu şekilde uzun manyetik alanlar oluşturulur. Tek bir mıknatısın kullanımıyla, manyetik alanlar ikiye bölünüp ayrı yönlerde hareket ettiğinden, açık alan mıknatıslarının tutuculuğa katkısı daha azdır.²²

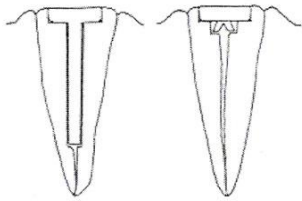
b- Mıknatıs keeper ile temasa geçtiğinde, manyetik alanlar eğilir, azalır ve keeper boyunca hareket etmeye başlar. Protezin hareket etmesiyle mıknatıs keeper' dan uzaklaştığında, manyetik alanlar yayılır ve protezi tekrar eski konumuna getirmeye çalışır.^{2,22,68}

2.8. Keeper Sistemleri

Değişik kapalı alan mıknatıslarını tanıtan Gillings, bu mıknatıslarla beraber kullanılan farklı keeper sistemlerini de geliştirmiş olup manyetik tutucuların kök destekli hareketli protezler için uygulanmasında üç sistem ileri sürmüştür. Bunlar; simante edilen keeper, vidalanan keeper ve post ve başlık 'coping' şeklindeki keeper'dır. Kök yüzeyinin boyutu, şekil ve durumu, hastanın ağız sağlığı, çürüğe yatkınlığı ve kanal tedavisinin prognozu gibi faktörler bu sistemlerin seçiminde önemli rol oynarlar.^{2,22}

2.8.1. Simante Edilen Keeper Sistemi

Bu sistemde kök kanalının genişliğine göre postlu ve çatallı olmak üzere iki tip keeper kullanılmaktadır. Keeper'ın açıkta kalan yüzeyi gingival margin ile aynı seviyededir. Çürüğe meyilli olan hastalarda yerleştirme sonrası, bir miktar dentin açıkta bırakıldığından kullanılmamalıdır. Lateral kök perforasyonuna yol açmamak amacıyla, destek olarak kullanılacak dişin kök yüzeyi, keeper için hazırlanan kaviteye izin verecek genişlikte olmalıdır, keeper'ın hacimsel değerleri minimum 5 mm uzunluğunda, 3.2 mm genişliğinde ve 1.2 mm kalınlığındadır. (Şekil 2.8.1.1). Keeper'ın yapıştırılacağı simana ilave retansiyon oluşturmak amacıyla, kavite içerisinde oluk veya küçük undercut'lar hazırlanabilir.^{2,22}



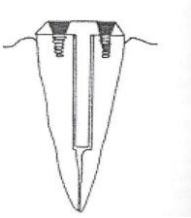
Şekil 2.8.1.1 Simante edilen keeper.²²

Keeper'ın simantasyonunda ise, hareketli protez içindeki tutuculuk elmanı olan mıknatısla beraber, simantasyon diski kullanılır. Hafif parmak basıncıyla simanın donmasını takiben, simantasyon diski kök yüzeyinde kalacak şekilde mıknatıs uzaklaştırılır. Simantasyon diski, keeper'ın yerleştirilme derinliğine rehber olması, simanın mıknatısa yapışmasının önlenmesi, artık simanın kök yüzeyinden uzaklaşarak, gingival marjin üzerine akmasını kolaylaştırması açısından faydalıdır.^{2,22}

2.8.2. Vidalanan Keeper Sistemi

Her boyuttaki kök yüzeyinde kullanılabilir. Kolayca yerleştirilip çıkarılabilir; ancak kendiliğinden vidalanan pinlerin kullanılması ve keeper'ın uyumlandırılmasında el becerisi gerektirir. Kök yüzeyinin tümünü kaplar ve gingival marjinin yaklaşık 1.2 mm üzerinde kalır. Keeper'ın simantasyonundan sonra, antagonist dişle olan mesafe 3mm'den az olduğunda bu sistem kullanılmamalıdır.^{2,62}

Kendiliğinden vidalanan pinlerin kök yüzeyine tutunması için, vidalı keeper'ın koni şeklinde iki adet deliği mevcuttur. 6mm uzunluğunda, 4 mm genişliğinde ve 1.2 mm kalınlığındadır. Simante edilen keeper gibi geniş kök yüzeyine ihtiyaç duyulmadığından, mandibular kesicilere bile uygulanabilir. Gerekğinde boyutu küçültülebilir (Şekil 2.8.2.1).^{2,62}



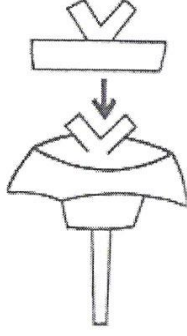
Şekil 2.8.2.1. Vidalanan keper sistemi

Kök yüzeyinin kök kanalına dik olarak şekillendirilmesi faydalı, ancak şart değildir. Dentin vidaları için kök dentininde yuvalar açılır. Bu amaçla 5mm uzunluğunda pinler kullanılır.^{2,62}

2.8.3. Post ve Başlık Şeklindeki Keeper Sistemi

Her boyuttaki kök yüzeyinde kullanılabilir. Döküm başlık kök yüzeyini tamamiyle kapladığından, çürüğe aşırı meyilli olgularda kullanılır.⁶² Başlığın üst yüzeyi gingival marjinin üzerinde kaldığından antagonist diş ile okluzal mesafe en az 3 mm olmalıdır.

Başlık kalınlığı en az 1.2 mm olmalıdır. Fabrikasyon keeper ile beraber yarı kıymetli veya kıymetsiz metal kullanılarak başlık dökülebildiği gibi, döküm içinde hazırlanan kaviteye keeper sonradan da yapıştırılabilir (Şekil 2.8.3.1). Ancak bu yaklaşım elektrokimyasal korozyona yol açabileceğinden, manyetize olabilen alaşım kullanılması tercih edilmektedir.^{2,62}



Şekil 2.8.3.1. Post ve başlık şeklindeki keeper sistemi.^{2,62}

2.9. Manyetik Tutucu Kullanılmasının Avantajları

- a) Mıknatıslar serbest olarak kaydıkları için destek dişler üzerindeki lateral stresler azalmaktadır.
- b) Laboratuar işlemleri basit ve çabuktur.
- c) Ekonomiktir
- d) Estetiktir
- e) Hijyenin yerine getirilmesi kolaydır
- f) Tutuculuk kuvvetli ve sürekli olarak mevcuttur.^{2,22}

2.10. Manyetik Tutucuların Dezavantajları

- a) Mıknatıslar için yer sağlama ve genellikle devitalizasyon ve kronun kaldırılması işlemleri gereklidir.
- b) Tutuculuk ve korozyon mıknatısın büyüklüğü ile orantılı olarak artmaktadır.^{2,18}

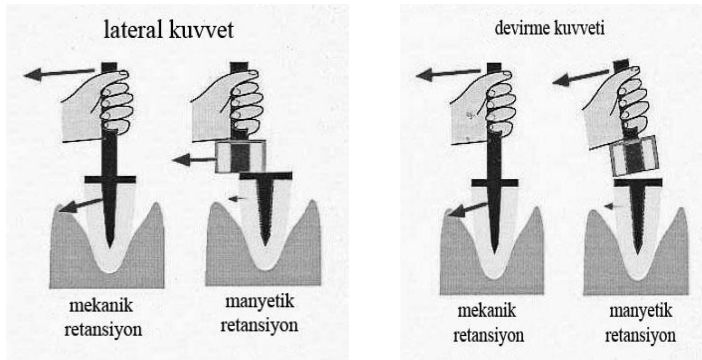
2.11. Manyetik Tutucuların Hassas Tutucular ile Karşılaştırılması

Manyetik tutucu sistemler birçok araştırmacı tarafından kullanılmış ve yaklaşık 5 yıllık ve daha uzun süreli klinik değerlendirmeler sonucunda hassas tutuculara olan üstünlükleri ortaya konulmuştur. Basitlik, düşük maliyet, kendiliğinden uyumlanma özelliği, tekrar kullanılabilme kolaylığı, kendi yapısında mevcut olan kuvvet kırılcılık, protezin küçük mesafelerde hareketini takiben tekrar eski yerini alması, lateral ve rotasyonel protez hareketlerine izin vermesi, destek dişlere gelen travma potansiyelinin düşük olması (Şekil 2.11.1), protezlerde besleme işleminin kolaylığı, değişmeyen tutuculuk kuvveti ve bunun sonucunda kullanıma bağlı olarak uyumlama gerektirmemesi üstünlükleri arasında sayılabilir.^{2,22,62}

Manyetik ataşmanların uygulama kolaylığı vardır. Rutin klinik ve laboratuvar yöntemleri kullanılarak, ilave araç-gereç ihtiyacı olmaksızın uygulanabilmektedirler. Giriş yolu hazırlanmasına veya kök içi preparasyonunun birbirine paralel düzenlenmesine gerek yoktur.^{2,62}

Manyetik ataşmanların maliyeti, diğer geleneksel yöntemlerde kullanılan tutucu sistemlerin maliyeti ile eşdeğerdir. Karmaşık laboratuvar işlemleri gerektiren birçok hassas tutucu sisteminden daha da ucuzdur.⁶² Ayrıca dikey boyutun düşük olduğu hassas tutucu endikasyonu olmayan vakalarda da kullanılabilir, ancak maxillar lateral ve mandibular santral dişlerde yeterli mesiodistal ve bukkolingual çap olmaması nedeniyle kullanılamazlar.^{2,62}

Manyetik ataşman sistemlerinin ve hassas tutucuların, kullanılmaları sonucunda meydana gelen tutuculuk kaybına yönelik yapılan çalışma sonuçları (Tablo 2.11.1)'de gösterilmiştir.^{2,62}



Şekil 2.11.1. Lateral ve devirme kuvvetlerine karşı manyetik tutuculuk.²

Tablo 2.11.1 Retansiyon sistemlerinde aşınmanın etkisi (değerler gram cinsindedir).^{2,62}

Sistem	Başlangıç	500 Kullanım	Değişiklik
	Retansiyonu	Sonrası Retansiyon	
Bona buffer anker	1820	1655	-%9 (ihmal edilir)
Bona ball Anker	394	128	-%68
Kurer pres çivi başlı	297	95	-%68
Gillings manyetik retansiyon ünitesi	263	273	+%4(ihmal edilir)
Saco manyetik ball slide	140	147	+%5(ihmal edilir)
Ceka	1007	792	-%21

Manyetik ataşman sistemlerinin, diğer tutuculara oranla retansiyon karakteristiği yönünden biraz zayıf kaldığı düşünülebilir. Chung⁶⁹ Shiner SR magnet, Magnedisc 800 magnet ve Maxi 2 mıknatıslarını kullandığı çalışmada 9 adet ataşman sistemini mukayese etmiş ve manyetik tutucu sistemlerini en düşük tutucu sistemler olarak ortaya koymuştur.²

2.12. Mıknatısların Dokular Üzerindeki Etkileri

Mıknatısların dokular üzerindeki etkisi iki şekilde meydana gelir. Fiziksel etki; yüksek manyetik alan varlığı neticesinde oluşan etki. Kimyasal etki; ise alaşımın kendisinden, aşınmış partiküller veya korozyon ürünlerinden lokal olarak gelişebileceği gibi, bunların yutulması sonucunda sistemik yolla da ortaya çıkabilen etki.^{22,62} Bu tür alaşımların dokular üzerindeki mümkün etkileri üzerinde yoğun araştırmalar yapılmıştır.

Behrman ve Ergan akrilik rezin kaplı Pt-Co mıknatısları insan çenesine, diğer mıknatısları da kemik içi implanta uyacak şekilde alt proteze yerleştirmişler ve 8 aylık

süre sonundaki klinik tetkiklerinde herhangi zararlı bir etki gözlememişlerdir. Radyografik olarak da kemik dokunun cerrahi defekti doldurarak mıkknatıslara adapte olduğunu tespit etmişlerdir.²² Köpeklerin çenesine iki Pt-Co mıkknatısı implante eden Behrman, 10 hafta sonraki histolojik incelemede mıkknatıslara karşı olumsuz doku reaksiyonu olmadığını belirlemiştir.²² 24 saat ve 6 aylık periyotlarla, Pt-Co mıkknatısların implante edildiği köpek mandibulasını inceleyen ve benzer bir histolojik sonuç bulan Abati, mıkknatısların etkisiz (inert) olduğunu, kemiğin iyileşme reaksiyonunu etkilemediğini ve protez tutuculuğunda yardımcı olarak güvenle kullanılabileceğini, Gorvy ve Pmerkler ile Coghan ve Hertz de, manyetik implantların hastalarda başarılı klinik kullanımlarını rapor etmişlerdir.²² Toto ise, 10 köpeğin mandibulasına Pt-Co alaşımından hazırlanan mıkknatısları implante etmiştir. 24 saat ve 3 ay sonra alınan örneklerde mıkknatıslar arasındaki mukozanın enflame, nekrotik veya atrofik olduğu ve mıkknatısların hareketiyle oluşan basınç nedeniyle kemik kaybı olduğu gözlenmiştir. Bununla beraber araştırmacılar tarafından, Pt-Co mıkknatısların kemik ve yumuşak doku tarafından iyi kabul edildiği bildirilmiştir. Konuya ilişkin çeşitli çalışmalarda, altı aylık süre sonunda klinik veya mikroskopik seviyede doku yaralanmasına rastlanmadığı ve klinik olarak mıkknatısların kemik içinde stabil durumda oldukları belirtilmiştir.²² Manyetik alanın, dokular üzerinde fiziksel açıdan etkili olduğunu bildiren araştırmacılar, deneylerinde 100 ile 1000 militesla'dan daha fazla manyetik alan kuvvetleri uygulamışlardır.²² Güçlü bir daimi mıkknatısın kutupları yakınındaki akım yoğunluğunun ancak birkaç yüz militesla olduğu bildirilmektedir.^{22,62} Bugüne kadar alınan sonuçlar çerçevesinde bu uygulamanın emniyetli olduğu öne sürülmekle beraber, manyetik alana uzun süre maruz kalınmasının ne gibi sonuçlar doğuracağı henüz bilinmediğinden, tercihen serbest manyetik alanların giderilmesi düşünülmektedir.²

Sm-Co alaşımlarının dokular üzerindeki muhtemel kimyasal etkilerine ilişkin açıklamalarda kıymetsiz alaşımla kaplanan mıkknatısların lekelenme ve korozyona meyilli oldukları, üç buçuk ay sonunda belirgin oranda korozyona uğramakla beraber düşük seviyede doku irritasyonuna rastlandığı, doku kültür testlerinde zararsız oldukları, gerek yapay tükürük, gerekse %0.1 lik sodyum sülfid ve sodyum klorid çözeltilerinde korozyona direnç gösterdikleri şeklinde ifadeler bulunmaktadır.²¹ Protez tutuculuğu için kullanılan mıkknatısların korunmasız yüzeyleri için geçerli olan aşınma oranı 1 mm²/yıl' dan azdır. Bu miktarın Co ve Sm' un ileri sürülen maksimum yutma seviyelerinden daha az olduğu göz önünde bulundurularak mıkknatısların dokularda zararlı etki

oluşturmayacağı öne sürülse de nadir toprak alaşımlarının dokular üzerindeki kimyasal etkilerinin giderilmesi amacıyla mevcut mıknatıslar, 0.25 mm kalınlığındaki kıymetli veya kıymetsiz alaşımlarla kapsüle edilmekte veya elektrolizle kaplanmaktadır.^{2,22}

2.13. Korozyon

Korozyon, malzemelerin içinde buldukları ortamın etkisiyle, kimyasal ve elektrokimyasal reaksiyonlar sonucunda fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinde değişimlerin meydana gelmesidir.^{2,70,71}

Korozyonun temel nedeni metallerin arıtılmış saf formlarında kararsız olmalarından kaynaklanmaktadır. Metaller daima doğada buldukları şekildeki formlarına tekrar geri dönme eğilimindedirler.^{2,72}

Kimyasal korozyon, metal ve alaşımların gaz ortamlar içindeki oksitlenmeleridir (kuru korozyon). Metal ve alaşımların sulu ortamlar içindeki bozunumları ise elektrokimyasal veya ıslak korozyon olarak adlandırılır.^{2,70}

Altın ve platin dışındaki metallerin tamamı doğada oksitlenmiş halde bulunurlar. Metalleri oksitlerinden ayırmak zorlu bir süreçtir ve büyük miktarlarda enerji ile gerçekleştirilir. Termodinamik anlamda, bu süreç sonunda metaller daha yüksek bir enerji düzeyine taşınırken, entropileri düşer. Metallerin doğadaki durumlarına dönme eğilimi korozyon olayının arkasındaki itici güçtür.^{2,70}

Korozyon için uygun olan ağız ortamında sıcaklık değişimi, sürekli sıvı varlığı, gıdaların neden olduğu pH değişiklikleri, oksijen basıncının değişimi gibi korozyona katkıda bulunan faktörler mevcuttur. İyonlar gıda, sıvı ve diş fırçası etkisiyle uzaklaştırıldığı için, ağızda korozyonun sürekli olduğu düşünülmektedir.

Korozyon çoğunlukla istenmeyen bir durumdur. Diş hekimliği uygulamalarında tek yararlı olduğu düşünülen durum, amalgam dolguların etrafında oluşan korozyondur, çünkü korozyon ürünleri kenar aralığını tıkar ve ağız içi bakterilerin ve sıvıların sızıntısını engeller.^{2,73}

Ağız içine yerleştirilen bir restorasyon veya aygıt, çeşitli etkenlere bağlı olarak korozyona uğrar. Statik koşullardaki salınım ile dinamik koşullardaki (örneğin çiğneme basıncı altındaki) salınım birbirlerinden farklıdır. Statik koşullarda elektrolit içine daldırılmış bir materyalin yüzeyinde korozyon ürünlerinden oluşan bir koruyucu veya yarı koruyucu bir tabaka oluşmaktadır. Böylece, örneğin amalgam yüzeyinde korozyon ürünü olarak ortaya çıkan kalay, birikir ve korozyon hızını düşürür. Böyle korozyon ürünleri yüzeye gevşek bir şekilde bağlı olabildikleri için, diş fırçalama gibi işlemlerle

kolaylıkla uzaklaşırlar ve ardından korozyon hızlarında artış tekrar ortaya çıkar.⁷³ Sadece statik koşullarda amalgamın yüzeyinden zamana bağlı civa salınımında ciddi düşüşler olabilir çünkü yüzeyde korozyon ürünleri rahatsız edilmeden bir tabaka oluşturabilirdi.⁷⁴ Böyle bir durum söz konusu olmadığı için, korozyon, dolayısıyla civa salınımı tüm hızıyla devam edecektir. Aynı durum kobalt esaslı alaşımlar, altın ve gümüş için de söz konusudur.^{2,75}

Dinamik koşullarda durum tamamen değişirken, stres korozyonu öne çıkmaktadır. Sadece statik koşullara göre amalgamın yüklemeye maruz bırakıldığı durumlarda toplam civa salınımında artışlar olur. Böyle yükleme durumlarında amalgam yüzeyi kırılabilir.⁷⁴ Bazı metal ve alaşımlar soylulukları sayesinde, diğerleri ise koruyucu yüzey tabakaları sayesinde korozyona dirençlidirler.^{2,73}

2.13.1. Korozyon Türleri

Korozyonu, mekanizmasına göre, malzemenin cinsine göre, endüstriyel bransa göre, korozyon ortamının türüne göre ve malzemenin görünümüne göre sınıflandırabiliriz.⁷⁰

Mühendislik açısından daha önemli olan bölgesel korozyon 3 ana başlık altında (Tablo 2.13.1.1)' de incelenmiştir.^{73,76}

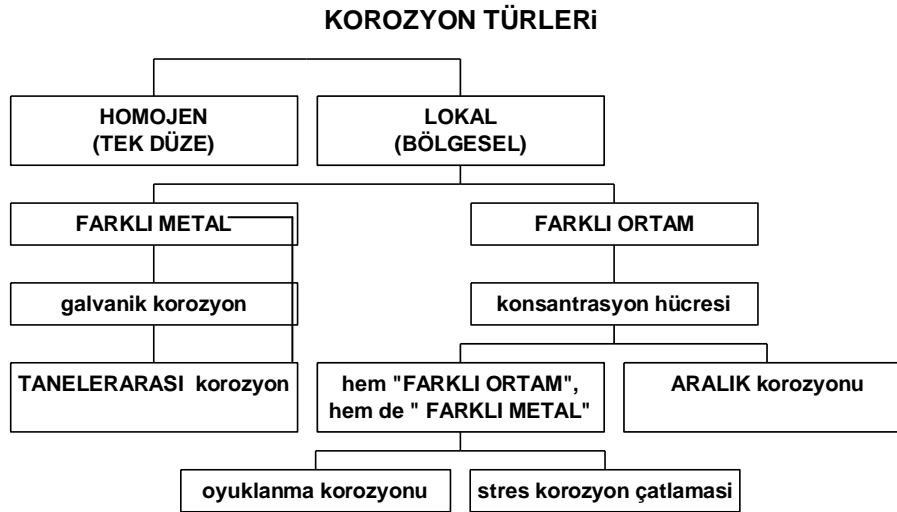
- a) Gözle görülebilen korozyon (Makro Korozyon)
- b) Mikroskopla görülebilen korozyon (Mikro Korozyon)
- c) Karışık korozyon (Mikro + Makro Korozyon)

Tablo 2.13.1.1 Bölgesel Korozyon^{73,76}

Makro korozyon	Mikro korozyon	Makro+Mikro korozyon
Galvanik korozyon	Taneler arası korozyon	Erozyon korozyonu
Seçici Korozyon	Gerilim korozyon çatlaması	Titreşimli korozyon
Tabakalaşma korozyonu	Korozyonlu yorulma	Hidrojen çatlaması
Aralık korozyonu		
Oyuklama korozyonu		
Kavitasyon korozyonu		

Diş hekimliği açısından önem taşıyan korozyon türleri (tablo 2.13.1.2)' te gösterilmiştir.

Tablo 2.13.1.2. Diş hekimliği açısından önem taşıyan korozyon türleri.⁷³



2.13.1.1. Homojen Dağılımlı Korozyon

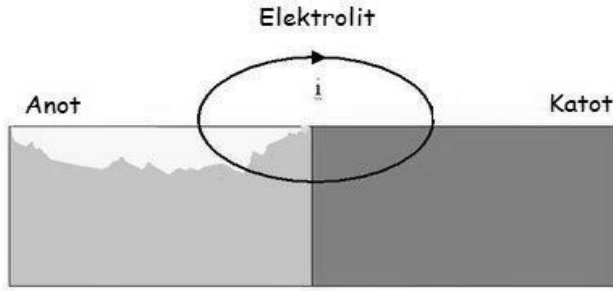
En yaygın görülen korozyon türü olup, metal malzemelerin yüzeylerinde birbirine yakın konumda bulunan mikro-anot ve mikro-katot bölgeleri arasındaki elektrokimyasal etki

ile meydana gelir.⁷⁰ Katot ve anot bölgelerinin sürekli yer değiştirmeleri nedeniyle metal yüzeyi homojen olarak korozyona uğrar ve korozyon hızının hemen hemen her yerde sabit olduğu kabul edilir.⁷⁸

Bu korozyon, yüzey kaplama ve katodik koruma yöntemleriyle kontrol edilebildiği gibi, korozyon önleyici madde kullanmak suretiyle de büyük ölçüde önlenabilir.⁷⁰

2.13.1.2. Galvanik Korozyon (Makro Korozyon)

Galvanik korozyon, elektrot potansiyelleri farklı iki metal veya alaşımın aynı elektrolitik ortamda bulunması sebebiyle ortaya çıkan korozyon türüdür (Şekil 2.13.1.2.1). Ortamdaki malzemedan daha soy olanı katot, diğeri ise anot olarak davranır ve anot olarak davranan malzeme korozyona uğrar.⁷⁰ Aynı elektrolitik ortamda birlikte bulunan metallerin hangisinin korozyona uğrayacağını galvanik seri belirler. Anot ve katot arasındaki potansiyel fark, çevre elektrolitin iletkenliği, katot/anot yüzey alanı oranı galvanik korozyonun hızını etkileyen faktörlerdir.⁷² Bu tür korozyonun önlenmesinde; aynı ortamda çalışacak malzemelerin galvanik seriye göre seçilmeleri veya parçalar arasında iyi bir yalıtım yapılması gerekmektedir.^{70,72,77-79}



Şekil 2.13.1.2.1. Galvanik korozyon⁸⁰

2.13.1.3. Seçici Korozyon (Makro Korozyon)

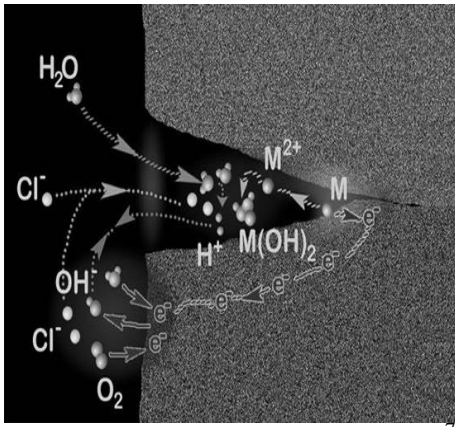
Bir alaşım içinde bulunan elementlerden birinin korozyona uğrayarak uzaklaşması sonucu oluşan korozyon olayıdır.⁷⁰ Alaşımdaki belli bir metalin veya belirli bir fazın öncelikle çözünmesi sonucu ortaya çıkar. Bu korozyonda parçada dayanım kaybı olmasına karşın parçanın dış görünüşünde renk değişimi dışında herhangi bir farklılık meydana gelmez.⁷³ Seçici korozyon daha çok pirinç malzemelerde ve lamel grafitli dökme demirlerde görülmektedir.⁷⁸

2.13.1.4. Tabakalaşma Korozyonu (Makro Korozyon)

Defter yaprakları gibi görülen korozyondur. Endüstriyel ve nemli ortamlarda, özellikle Al ve alaşımlarında görülür. İki metal tabakası arasındaki nem sonucu iki tabakanın birbirinden ayrılması şeklinde ortaya çıkar.⁷⁰

2.13.1.5. Aralık Korozyonu (Makro Korozyon)

Genellikle sızıntı nedeniyle dar aralıklarda oluşan, hızlanmış bir korozyon türüdür. O₂'nin az olduğu yer anot, çok olduğu yer katot olarak davranarak, korozyon gerçekleşir.⁷³ (Şekil 2.13.1.5.1)



Şekil 2.13.1.5.1. Aralık korozyonu⁷⁰

2.13.1.6. Oyuklanma Korozyonu (Makro Korozyon)

Oyuklanma korozyonu, demir, nikel veya krom gibi ince bir oksit film tabakası ile korunan metallere, özellikle ortamda klorür varlığında film tabakasının yerel olarak bozulduğu ve altındaki metalde çukurcuklar şeklinde hızlı bir çözünmenin olduğu korozyon türüdür (Şekil 2.13.1.6.1.). Oyuk içindeki en derin yerdeki metal atomlarının iyonize olarak çözültüye geçmesi ile oyukun daha da derinleşmesi söz konusudur.⁷³



Şekil 2.13.1.6.1. Oyuklanma korozyonu⁷³. Çukurun dibi bir anot görevi görürken, çukur ağzındaki yüzeyler katot görevi görmektedirler

Bu tür korozyon oldukça hızlı gerçekleşebilir ve harabiyet düzgün bir yüzeyde beklenenden çok daha erken meydana gelebilir. İşte bu nedenle dişhekimliğinde kullanılan tüm metaller çok iyi cilalanmalıdır.⁷³

2.13.1.7. Kavitasyon Korozyonu (MAKRO Korozyon)

Sıvı içinde malzeme yüzeyine yakın yerlerde oluşan korozyon türüdür.⁷³ Sıvı akışı esnasında basınç değişikliğine bağlı olarak oluşan su buharı kabarcıkları yüzeyin pürüzlü bir yüzeyine temas eder ve burada patlayarak malzemede hasar oluşturur. Meydana gelen hasar ile metal yüzeyinde korozyon meydana gelir.⁸¹

2.13.1.8. Tanelerarası Korozyon (MİKRO Korozyon)

Korozyon olayının malzemenin tane sınırlarına yakın bölgelerinde yoğunlaşması sonucunda ortaya çıkan bir bozunma türüdür. Bu korozyon, metal veya alaşımların tane sınırlarıyla diğer bölgeleri arasında bir gerilim farkının meydana gelmesi durumunda ortaya çıkar.⁷³

2.13.1.9. Gerilim Korozyon Çatlaması (MİKRO Korozyon)

NH₃, SO₂ içeren endüstri ve deniz ortamında, yapısında mikro çatlak içeren ve gerilim altında bulunan parçalarda genellikle çatlaklar şeklinde gerçekleşen çözünmelerdir.⁸¹ Korozyon sonucu mekanik tahribat ortaya çıkmış olur.^{73,78}

2.13.1.10. Korozyonlu Yorulma (MİKRO Korozyon)

Dinamik yük altında çalışan malzemelerde görülen tane içi bir korozyon türüdür. Dinamik yükler altında çalışan malzemeler, özellikle başlangıçta korozyonu varsa, yorulma nedeniyle dayanabilecekleri gerilmeden daha küçük gerilmelerin etkisi altında çatlayabilirler.^{73,81} Çatlaklar oluşması, malzeme için geri dönüşü olmayan bir durumdur.⁷³

2.13.1.11. Erozyon Korozyonu (Makro + Mikro korozyon)

Doğrudan doğruya fiziksel olarak aşınma sonucunda meydana gelen korozyondur.⁷³

Bu tür korozyon, alaşımın içinden kritik hızdan daha hızlı bir akışkan aktığı durumlarda ortaya çıkar. Karakteristik olarak, akışkanın hızının azaldığı durumlarda korozyon hızı da azalır. Karakteristik olarak, akışkanın hızı azaldığında korozyon hızı da azalır.⁸³

2.13.1.12. Titreşimli Korozyon (Makro + Mikro korozyon)

Birbiri üzerinde hareket eden iki yüzeyin arasındaki ara yüzey kuru ise ve yüzeydeki oksit filmi tahribata uğruyorsa, ortamdaki su buharı ile çok hızlı bir korozyon başlar.⁷³

2.13.1.13. Hidrojen Çatlaması (Makro + Mikro korozyon)

Temelde korozyonun meydana getirdiği mekanik tahribattır. Yüzeyde oluşan hidrojen atomu metal içine yayılır ve bazı bölgelerde hidrojen gazı halinde birleşerek kabarmaya neden olur, çatlaklar oluşturur.⁷³

Sulu ortamlarda, pH, oksitleme gücü, sıcaklık, çözelti akışı, çözeltinin içeriği ve yoğunluğu gibi çevresel faktörler de korozyona etki etmektedir.⁸⁴

Biyolojik organizmalar neredeyse tüm doğal sulu ortamlarda bulunurlar. Tüm bu ortamlarda, organizmalar maddelerin yüzeyine tutunarak büyüme ve yüzeyde bir biyofilm oluşturma eğilimindedir.⁷³ Metal veya alaşımların yüzeyinde bakteri, yosun ve mantar gibi mikroorganizmaların oluşturduğu biyofilm tabakası korozyon olmayacak ortamlarda korozyon oluşması, korozyon şeklinde değişiklikler, korozyon miktarında azalma veya artışa neden olabilmektedir.⁷³

2.13.2. Korozyon Testleri

Korozyon testleri şu şekilde sınıflanır:

a) Arazi testleri: Metalin uzun süreli olarak (yıllar içinde) korozyon davranışını bize birebir olarak gösterir, ancak pratik değildir.

Kupon testleri: Sisteme (örneğin su boruları içine) küçük kuponlar koyarak uzun süreli deneme yoluyla yapılan testlerdir.

b) Laboratuvar deneyleri:

- i. hızlandırılmış deneyler (karşılaştırmalı deney)
- ii. elektrokimyasal deneyler
- iii. kimyasal deneyler⁷³

Metal ve alaşımlarının korozyon hızları kimyasal ve elektrokimyasal yöntemlerle belirlenmesi daha uygulanabilir metodlardandır.⁷⁹ Kimyasal yöntemler uygulama açısından 3 farklı yol izlemektedir:

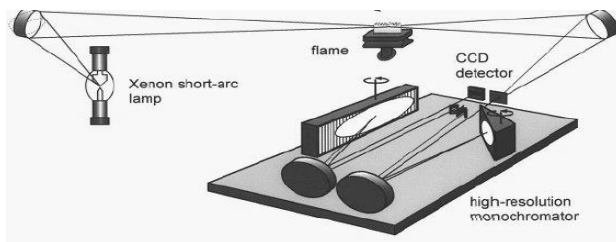
- a) Korozyona uğrayan metal ve alaşımın kütle kaybı hesabı
- b) Koroziv ortamdaki korozyon ürünlerinin miktarı
- c) Korozyon reaksiyonu sırasında oluşan gaz miktarının hesaplanması.⁷³

2.13.2.1. Kimyasal Yöntemler

Kimyasal yöntemlerden, spektroskopi yöntemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunların başında Atomik Absorbsiyon Spektroskopisi, İndüktif Olarak Eşleşmiş Plazma Emisyon Spektroskopisi, İndüktif Olarak Eşleşmiş Plazma Kütle Spektroskopisi gelmektedir.

2.13.2.1.1. Atomik Absorpsiyon Spektroskopisi (AAS)

Korozyon etkisi ile metal ve alaşımlardan salınan elementler ayrı ayrı tespit edilebilmektedir. Bu tespit, ortamda serbest kalmış elementlerin ayrıştırılması ve miktarlarının ölçümü şeklinde yapılabilmektedir. Alev içinde bulunan bir atom türünün başka kaynaktan alev içerisine gönderilen kendine has dalga boyundaki ışın demetini kısmen emmesi ve geride kalan karakteristik ışın demetinin azalma derecesini ölçme üzerine kurulmuş olan spektroskopi dalına atomik absorpsiyon spektroskopisi denir (Şekil 2.13.2.1.1.1). Bu ölçümün yapıldığı cihaza da Alevli Atomik Absorpsiyon Spektrofotometresi denir (Şekil 2.13.2.1.1.2).^{2,85}



Şekil 2.13.2.1.1.1 Atomik absorpsiyon spektroskopisi mekanizması⁸⁵

Atomik Absorpsiyon Spektroskopisi, bir elementin önce nötral sonra buhar hale gelmesi daha sonra da bir kaynaktan gelen ışın demeti ile karşılaşması prensibine göre çalışmaktadır. Bu yöntemin esası, metal tuzunun ısı ile buhar haline geldiği sırada içerisinden geçen elektromanyetik ışığı absorbe etmesine dayanmaktadır.⁸⁶ AAS de kullanacağımız yakıtı, atomlaştıracağımız elemente göre seçmeliyiz. Başlıca kullanılan yakıtlar Asetilen, Hidrojen, Propan, Bütan ve doğal gazlardır. AAS' de yakıcı gaz olarak oksijen, diazotmonoksit, hava, hava+oksijen kullanılır.⁸⁷



Şekil 2.13.2.1.1.2. Alevli Atomik Absorbsiyon Spektrofotometresi.

2.13.2.1.2. İndüktif Olarak Eşleşmiş Plazma Emisyon Spektroskopisi (ICP-AES)

İndüktif olarak eşleşmiş plazma optik emisyon spektrometre (ICP-OES) de denir.

Plazmadan kaynaklanan enerji, elektronu daha yüksek bir enerji seviyesine çıkarır. Elektron tekrar eski seviyesine dönerken karakteristik bir ışık yayar. Yayılan ışık miktarı konsantrasyonla orantılıdır.⁸⁸ (Şekil 2.13.2.1.2.1)'de ICP-AES cihazı gösterilmiştir.



Şekil 2.13.2.1.2.1. ICP-AES yönteminde kullanılan spektrometre.⁸⁸

2.13.2.1.3. İndüktif Olarak Eşleşmiş Plazma Kütle Spektroskopisi (ICP-MS)

Bu teknikte, lazer ışınlarının örnek üzerinde odaklaştırılması sonucunda, örnekten katı, eriyik ve gaz halinde materyaller koparılmakta ve bu materyaller bir argon gaz akımı yardımıyla ICP kütle spektrometresine gönderilmektedir. Şekil (2.13.2.1.3.1)' de ICP-MS cihazı gösterilmiştir. Kütle spektrometresi girişinde, materyaller 6000°C'lik sıcaklıkta iyonlaşmaktadır. Yaygın olarak kullanılan lazerin cinsi 1,064 nm dalga boylu 6 mm çaplı Neodymium – Yttrium Aluminum Garnet' tir (Nd: YAG). Analiz süresi element başına yaklaşık 1 saniye kadar olmaktadır.⁸⁹

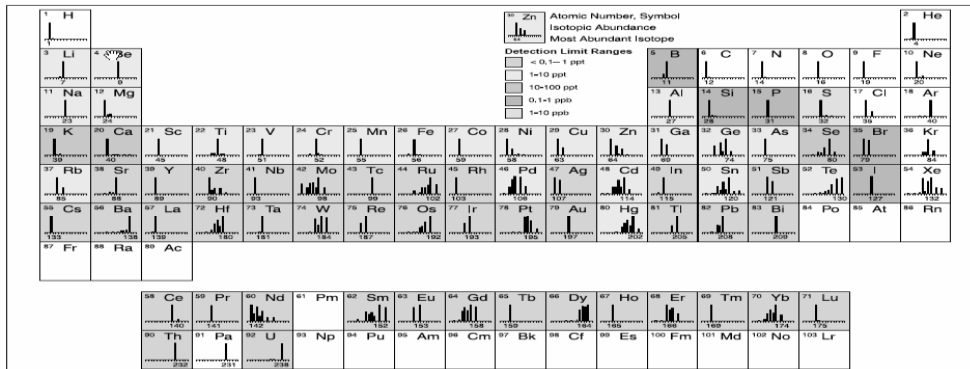


Şekil 2.13.2.1.3.1 ICP-MS ölçüm cihazı.⁸⁹

ICP-MS, daha geniş dinamik aralık ve daha az interferanslar sağlarken, GFAAS'nin hassasiyeti ile OES'in hızı ve esnekliğini bir araya getirir. (Tablo 2.13.2.1.3.1)' de spektroskopi yöntemleri değerlendirilmektedir.^{2,90}

Tablo 2.13.2.1.3.1 Test yöntemlerinin kıyaslaması. Sadece Agilent 7500 Serisinde^{2,90}

Kriter	Sıralı Eşzamanlı			
	GFAAS	ICP-OES	ICP-OES	ICP-MS
Deteksiyon limiti	ppt	ppb	ppb	ppq-ppt
Doğrusal aralık	2-3	4-6	4-6	9
İnterferans	Makul	Çok	Çok	Az
Hız	Yavaş	Yavaş	Hızlı	Hızlı
Kapsam	Zayıf	İyi	İyi	Mükemmel
Çoklu element	Hayır	Evet	Evet	Evet
Eşzamanlı	Hayır	Hayır	Evet	Evet
Örnek hacmi	uL	mL	mL	uL veya mL



Şekil 2.13.2.1.3.2. ICP-MS'in analiz genişliği.⁹⁰

Nadir toprak elementlerinin tayininde ICP-MS kullanılmaktadır.

2.13.2.2. Elektrokimyasal Yöntemler

Alaşım yüzeyi görsel olarak incelenerek, birçok çeşit elektrokimyasal test uygulanarak salınan elementlerin indirekt olarak elektron akımlarının ölçümüyle korozyonun tespit edildiği yöntemlerdir. En çok Potansiyodinamik Polarizasyon testi kullanılır.⁸⁹

2.13.2.2.1. Potansiyodinamik Polarizasyon Testi

İki tip polarizasyon uygulanan sistem vardır. Bunlardan ilki, akım verilerek potansiyelin okunduğu Galvanostatik polarizasyon, diğeri ise bize maddenin genel polarizasyon davranışı hakkında bilgi veren, potansiyel değeri belli zaman aralıklarıyla artırılarak akım değerleri okunan, potansiyostatik polarizasyon yöntemidir. Potansiyelin sürekli değiştirilmesi tekniğine ise potansiyodinamik yöntem denir.⁷³ Potansiyodinamik polarizasyon test yöntemi ile elde edilen sonuçlar, tamamen korozyon sırasında meydana gelen oksidasyon ve redüksiyon reaksiyonlarına bağlıdır, yani ölçüm için yüklü partiküller (iyon ve elektron) bulunmalıdır. Deney sırasında seçilecek tarama hızı dikkat edilmesi gereken hususlardan biridir. Esasen çok yavaş tarama hızları tercih edilir, çünkü yüksek tarama hızlarında bazı yavaş gelişen elektrokimyasal olaylar atlanarak gözden kaçırılabilir. Buna karşılık yüksek tarama hızları, deney için gereken süreyi kısalttıkları için, deney örneğinin yüzeyinde, deneyi tekrarlamayı imkansız hale getirecek büyüklükte değişiklikler olmamasını sağlar. Bu nedenle optimum bir tarama hızı tespit edilmelidir.^{73,89}

2.14. Tükürük

Tükürük, otonom sinir sisteminin sempatik ve parasempatik kısımları tarafından kontrol edilen^{91,92} parotid, submandibular ve sublingual bezler (major tükürük bezleri) ile labial, lingual, bukkal ve palatal bezlerden (minör tükürük bezleri) ağız ortamına salınan ağız sağlığının ve hemostazın sürdürülmesi ve korunmasında⁹³, içeriğindeki bazı proteinler (statherin, prolince zengin proteinler PRP) sayesinde dişlerin minerilizasyonunu sağlayan⁹⁴ içerik olarak %99' u sudan oluşan bir vucut sıvısıdır.⁷³ Ayrıca, yeme, konuşma ve yutkunmada yardımcı görevler üstlenirken içerdiği immunoglobulinler ve lizozim, peroksidaz, sistatin, laktoferrin, histatinlerle patojen mikroorganizmalara karşı vücut savunmasında görev yapar.^{2,95-98}

Salgılama yapılan bezlerden salınan tükürük içerikleri birbirinden farklılık göstermektedir. Parotis bezinden seröz ve musinden yoksun bir salgınım yapılırken submandibular ve sublingual bezlerden sero-muköz salgınım yapılmaktadır.⁷³ Sağlıklı bir bireyde günlük 500-1500 ml' lik bir tükürük salgınımı yapılmaktadır.⁹⁵

Tükürük, salgılandığı bezlere göre, koku, tat, çiğneme, psikolojik ve hormonal durum, ilaç kullanımı, yaş ve ağız hijyenine bağlı olarak miktar ve bileşimleri değişkenlik gösterir. Submandibular bezden sistatin C salgılanırken MUC5B mütin ve calgranulin sublingual bezden salgılanır.^{95,99} İnsandan insana ve günün çeşitli saatlerinde büyük oranda değişkenlik gösteren tükürük bileşiminin sayısal olarak belirlenmesi imkansız görünmektedir. Jenkins,¹⁰⁰ yüzlerce bireyden standart bir yöntemle elde ettiği verileri bir tabloda toplamayı başarmıştır. Edgar,⁹⁹ sayısal değerler vermemekle beraber, tükürük yapı taşlarından proteinleri, Jenkins'e göre, daha ayrıntılı değerlendirmiştir.²

Değişik bezlerden farklı miktarlarda komponent ve salgı gelmesi nedeniyle tükürüğün ağız içinde değişik bölgelerde değişik tip koruma sağladığı düşünülmektedir.¹⁰¹ Tükürük sodyum, potasyum, kalsiyum, magnezyum, bikarbonat ve fosfatları da kapsayan birçok elektrolit içerir. Ayrıca, immünglobülinler, proteinler, enzimler, mütinler, üre ve amonyak gibi azot içeren ürünler de içerir. Son 10 yıldır, tükürükten sistemik hastalıkların teşhis ve araştırmasında, noninvaziv bir numune olarak dahi yararlanılmaktadır.¹⁰²⁻¹⁰⁴

2.14.1. Yapay Tükürük

Tükürüğün içeriği çok çeşitlilik göstermesinden dolayı yapay tükürük yapımı son derece zordur. Sentetik tükürük insan tükürüğüne olabildiğince yakın fiziko-kimyasal özellikleri olacak şekilde üretilmeye çalışılmaktadır. Tükürük salgısı herhangi bir sebeple azalmış olan hastalarda (xerostomi)¹⁰⁵ sentetik tükürük ıslatma ve yıkama için çok önemlidir ama antibakteriyel aktivite söz konusu olunca daha az bir koruma sağlamaktadır.^{2,102,107}

Dental alaşımların ağız içindeki korozyon davranışlarını laboratuvar ortamında araştırmadaki en büyük zorluk uygun bir yapay tükürüğün hazırlanmasıdır. Tükürük çok karmaşık bir yapıya sahip olduğu gibi içindeki yapıtaşlarının değerlerinde de büyük oynamalar olur.¹⁰⁸ Bu oynamalar gelen uyarının tipine, süresine ve yoğunluğuna, beslenme alışkanlıklarına, günün hangi saati olduğuna, yaşa, hastalıklara ve alınan ilaçlara bağlıdır. Bu nedenledir ki, bir tek tükürük formülünün gerçek tükürüğü taklit edip edemediği bilinemez. Değişik tuz içerikli ve oranlı birçok yapay tükürük karışımı önerilmektedir.^{2,109-111}

Mıknatısların tutucu unsurlar olarak kullanılması sonucu karşılaşılan en büyük problem korozyondur.^{2,60,112,113,114} Nadir toprak mıknatıslarının korozyon ürünlerinin, in

vitro çalışmalarda sitotoksik etkiye sahip oldukları gösterilmiştir.¹¹⁵⁻¹¹⁶ Bu nedenle manyetik materyaller, dental uygulamalarda kullanılmadan önce oral sıvılardan güvenli bir şekilde ayrılmalıdırlar. Bazı miknatis yapıları paslanmaz çelik veya titanyum ile kaplanmalarına rağmen, yaklaşık 18 aylık klinik kullanımları sonucunda korozyona maruz kalmakta ve tutuculuk kaybına uğramaktadırlar.^{2,117-118}

Ayrıca, korozyon ürünleri dişlerin renklenmesine de neden olmaktadır. Manyetik ataşmanların korozyonu iki farklı mekanizma yolu ile olur. Birincisi kaplama materyalinin bozulması ile, diğeri ise nemin ve iyonların miknatisa diffizyonu ile olmaktadır.^{2,7}

Hem Nd-Fe-B hem de Fe-Pt miknatislar tükürük içerisinde korozyona uğrarlar ve bakterileri varlığı miknatislarının korozyonunu arttırmaktadır. Wilson plak varlığında 21 günlük bir period süresinde, streptococcus sanguis varlığında, miknatisin kütesinin %3.2'sini kaybettiğini gözlemlemiştir. Mikroorganizmanın olmadığı durumda ise kütle kaybının %1,4 olduğunu tespit etmiştir.^{2,119-120}

Ayrıca ağızda kullanılan miknatisların korozyonunun farklı metallerle bir kullanıldığında daha fazla oluştuğu tespit edilmiştir.¹²¹⁻¹²²

Korozyonun önüne geçebilmek amacıyla miknatisların kaplanmasını da içeren birçok yöntem denenmiştir ve birçok kaplama materyali kullanılmıştır.¹²³ Titanyum ve paslanmaz çelik en yaygın olarak kullanılan kaplama materyalleridir.⁸ Kaplama haricinde miknatisi tamamen korozyona dirençli madde olan ve hemen hemen hiç oksitlenmeyen¹²⁵ platinden yapımıda mümkündür. Fe-Pt alaşım sisteminde, yaklaşık olarak %39.5 Pt içeriği miknatisin sert manyetik özellikler göstermesini sağlamaktadır.^{2,126}

Fiziksel buhar çökeltme (physical vapour deposition, PVD) yüzeyleri ince film tabakası ile kaplama yoluyla modifiye etme tekniğidir. Bu yöntem ile dental malzemelerin yüzeyleri titanyum nitrit (TIN) ile kaplanmıştır. Bu sayede aşınma direnci, sertlik ve korozyona karşı dayanıklılıkta artış meydana gelmiştir. Miknatisları TIN ile kaplamak, çekim kuvvetlerine etki etmeden korozyona karşı dirençlerini arttırmaktadır.^{2,126}

Kaplama materyalindeki sürekli aşınmalar sonucunda yüzeyde derin çizikler ve oyuklar meydana gelir.⁶⁸ Bu oluklar miknatisa kadar uzanır.¹¹⁷ Miknatis yapısında meydana gelen korozyon sonucunda, miknatis paslanmaz çeliği yeterince destekleyemez ve paslanmaz çelik deforme olur.¹¹⁷ Bu aşınmanın önüne geçebilmek amacıyla, titanyum ve krom-nitrit gibi kaplama materyalleri kullanılmaktadır.

Titanyum-nitrit bazı ortodontik uygulamalarda kullanılmasına rağmen, bu kaplamaların kullanılmalarından önce araştırma yapılması gerekmektedir.²

Polimerik materyaller ile kaplı olan ataşmanlara yönelik problem ise, kaplama arasından miknatisa doğru nemin ve iyonların difüzyonudur. Burada bozulma zamanı korozyon hızına ve kaplama materyalinin kalınlığına bağlı olarak değişmektedir.⁶⁸ Yüksek güvenilirliği olan sistemleri elde edebilmek için, lazer kaynaklı kaplama teknikleri gibi geçirgenliği olmayan diğer yöntemler kullanılmalıdır.⁸ Kaplama materyali olarak kullanılan parilen, ilk olarak Vardimon³⁵ tarafından önerilmiştir. Parilen [poli-(para)-ksilen], 1.4-phenylene 1.2-ethenediyl'den meydana gelir. Düşük geçirgenliğe sahip sıvılarla ve koroziv gazlarla birlikte iyi fiziksel özellikler göstermektedir.²

Parilen kaplaması, nadir toprak miknatislarına belirli bir ortam ısısında vakum altında yığılması ile olur. Kaplama, gaz formuna kadar ısıtılan bir kristal dimer'in (2 küçük monomerin birleşmesiyle oluşan molekül) dönüşmesi ile meydana gelmektedir. Daha sonra bu, ilave ısı enerjisi verilmesi ile monomerik bir gaza dönüştürülür. Polimerizasyon, final yığılma işlemi süresince meydana gelir. İlk toz yaklaşık 150 C⁰'de vakum altında ilk olarak buharlaştırılır. Elde edilen dimer gazı yaklaşık 680 C⁰'ye kadar, monomerik diradikal para-xylene elde etmek için ısıtılır. Son olarak, bu monomer gaz, oda ısısında kendiliğinden ürün üzerine absorbe olan ve polimerize olan bir yığılma odasına girer. Parilen kaplaması, üniform kalınlıkta, iğne delikleri bulunmayan, fiziksel olarak stabil ve kimyasal olarak da inerttir. Bu nedenle de kimyasal saldırılara karşı aşırı dayanıklıdır. Ayrıca bilinen birçok çözücüde çözünmez. Havada 130 C⁰'de veya oksijenin bulunmadığı ortamda 220 C⁰'de sürekli sıcaklıkta stabil kalmaktadır. -200 C⁰ ile 275 C⁰ arasında iyi mekanik özelliklere sahiptir. Parilen tabakanın polimerizasyonu oda sıcaklığında gerçekleştirildiği zaman, uygulama süresince termal veya mekanik stresler oluşmaz ve kaplanan örneklerin performans parametreleri etkilenmez.^{2,123}

Klinik uygulamada, miknatislar ve kaplama materyali, diş fırçalama, çiğneme ve keskin nokta çizikleri gibi mekanik abrazyonların yanı sıra asidik yiyecek ve içecekler nedeniyle de kimyasal erozyona maruz kalırlar. Daha önceki çalışmalar okluzal kuvvetlerin 200N ile 3500N arasında değiştiğini, çiğneme süresince ısırma kuvvetinin ise 50N ile 200N arasında olduğunu göstermiştir. Çiğneme kuvvetlerine sürekli maruz kalan her materyal özellikle de dişler abrazyona ve atrizyona uğrarlar. Bu nedenle, kaplama materyali, miknatisın oral çevreye maruz kalması derecesinde, abrazyon ve

çizikler nedeniyle bozulabilir. Bu meydana geldiği zaman mıknatıs hızlı bir şekilde korozyona uğrar.¹¹⁹⁻¹²⁰ Bu nedenle, kaplama materyali sadece biouyumlu değil, aynı zamanda da ağız içi kuvvetlere karşı yeterli dirence sahip olmalıdır.²

2.15. Konu ile ilgili olarak yapılan diğer çalışmalar

Gillings değişik mıknatıslarla farklı kalınlıklara sahip keeper'ların tutuculuk potansiyellerini incelemiş ve 1 mm optimum kalınlığa sahip keeper ile 200 gr'lık ayrılma kuvveti elde edileceğini ileri sürmüştür; açık alan ve kapalı alan mıknatıslarının tutuculuklarını karşılaştırdığı diğer bir araştırmasında ise kapalı alan mıknatısı ile keeper arasında 270 gr'lık; açık alan çift mıknatıs sisteminde ise 170 gr'lık tutuculuk belirlemiştir. Beş hassas tutucu ile iki mıknatıs sisteminin tutuculuğunu karşılaştıran Loke, diğer tutucularda tutuculuk kaybı kaydederken mıknatıs sisteminde hiçbir tutuculuk kaybı olmadığını açıklamıştır. Laird ters kutuplu kapalı alan mıknatısının maksimum ayrılma kuvveti gösterdiğini, çift mıknatıs sisteminin ise yerleşme kuvvetinin daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.²² Mıknatısların ayrılma kuvvetleri ile protezin yer değiştirmesini engelleyebileceklerini ve devamlı çekici kuvvet sayesinde, protezin yavaş hareketlerle yer değiştirmesini takiben tekrar yerine yerleşmesinde etkili olabileceklerini ileri sürmüşlerdir. Sarnat, mıknatısların horizontal harekete mekanik açıdan en dirençsiz sistem olduğunu ve horizontal yöndeki tutuculuğunun, protezi yerinde tutmak için yetersiz kaldığını ileri sürmüştür.^{2,22}

Sasaki, açık alan mıknatısı kullandıkları overdenture' ların klinik olarak retansiyon ve stabilitesini araştırdıkları çalışmalarında yalnızca manyetik çekimle protez tutuculuğunun sağlanmasının yetersiz olduğunu, bu konuda negatif basınç ve adhezyonun önemli rol oynadığını vurgulamıştır.^{2,22}

Pezzoli, iki tarafı serbest sonlanan bölümlü protezlerin tutuculuğunda, distal yüzeylerine kron dışı keeper' ların monte edildiği manyetize olabilen destek kronlardan yararlanmıştır. Keeper' ların krona monte edilmesinde, biri horizontal diğeri oblik olmak üzere iki planlama düşünülmüş; destek dişlere gelen gerilimleri azaltmak amacıyla mıknatıs ve keeper arasında 0.2 mm hava boşluğu bırakılmıştır. Mıknatıs ile keeper arasında boşluk bırakan planlamalarda, daha düşük tutuculuk değerleri belirlenmiş, buna rağmen bu değerler I bar kroşelere ait değerlerden daha yüksek bulunmuştur. Boşluklu planlanan horizontal keeper'ların tüm protezler içinde en iyi kuvvet dağılımına sahip olduğu bulgulanmıştır.^{2,22}

Lewandowski, Sm-Co mıknatısına oranla Nd mıknatısları ile daha fazla manyetik direnç oluşturulduğunu ileri sürmüştür. Highton ve Caputo serbest sonlanan protezlerde kullanılan mıknatısların diğer tutucu sistemlere oranla kuvvet dağılımı açısından daha üstün olduğunu belirtirlerken, Sulc manyetik restorasyonların hasta gereksinimlerini karşılamada yetersiz kaldıklarını ve mıknatısların henüz geçici bir basamak olduğunu öne sürmüştür. Kennedy Class II modifikasyon 1 olgusunda Nd alaşımından yapılan üç çeşit manyetik tutucu sisteminin (kapalı alan: Gillings ve Shiner; açık alan: Dyna) etkinliğini tutuculuk ve kuvvet analizi ile değerlendiren Akaltan tarafından sırasıyla manyetik sistemlerin kullanıma bağlı olarak tutuculuk kaybı oluşmadığı; bir protezde en az iki destek dişin kullanılması ile yeterli miktarda tutuculuk sağlanacağı ve kök desteklerde kullanılan bu sistemlerin diş destekli bölümlü protezlerde de uygulanabileceği sonucuna ulaşılmıştır.^{2,22}

3. MATERYAL VE METOT

Araştırmamız, İstanbul Teknik Üniversitesi (İTÜ) Fizik Mühendisliği Fakültesi, İTÜ Malzeme Mühendisliği, Cumhuriyet Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D, Cumhuriyet Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Tedavi Bölümü ve Cumhuriyet Üniversitesi Malzeme Mühendisliği Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada dökülebilir demir (Fe), platin (Pt) ve niyobyum (Nb) içerikli mıknatis sistemleriyle, fabrikasyon Hilop 5513 (Hitachi Metals, Japonya) ataşman sisteminin korozyona karşı dirençleri, çekim kuvvetleri ve manyetik alanları karşılaştırılmalı olarak incelenmiştir.

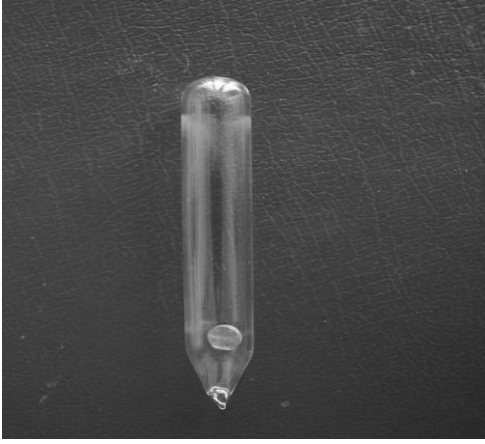
Döküm mıknatis sistemlerinin döküm işlemleri eldeki malzemelerin birleştirilmesi sonucunda ortaya çıkarılan vakumlu ark ergitme sisteminde argon gazı altında yapılmıştır (Şekil 3.1). Döküm işlemlerinin tamamlanmasının ardından silika tüplerinin içerisine yerleştirilen mıknatislar vakumlanarak kapatılmıştır (Şekil 3.2) (Şekil 3.3). Dökülen mıknatisların homojen bir hale gelmesi için yüksek dereceli fırında (Protherm Kamara Fırını, Alser A.Ş.) (şekil 3.4) 1325°C ısısal işlem uygulanmış ve ardından kazanılan özelliklerin sabitlenmesi için buzlu suyun içerisine bırakılmıştır. Soğuma işlemi tamamlandıktan sonra numuneler tavlama işlemi için 625°C 43 saatlik düşük ısısal işleme tabii tutulmuştur. Numuneler parlatıldıktan sonra manyetik alandan geçirilip mıknatis özelliğinin kazanılması sağlanmıştır.



Şekil 3.1. Argon gazı altında ark ergitme sistemi



Şekil 3.2. Vakumlanan silika tüpü

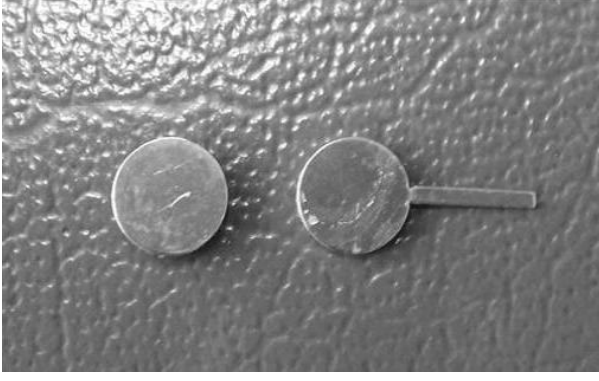


Şekil 3.3. Kapatılmış silika tüpü



Şekil 3.4. Yüksek dereceli fırın

Hilop 5513 manyetik ataşman sistemi, 5.5 mm çapında, 1.3 mm yüksekliğinde mıknatıs ve 5.5 mm çapında, 0.8 mm yüksekliğinde keeperdan meydana gelmektedir (Şekil 3.5). Hilop 5513, neodmiyum-demir-bor'dan üretilmiş, bir kapalı alan mıknatısıdır. Parçalı hareketli protezlerde ve çene-yüz protezlerinde kullanılmak üzere tasarlanmıştır.



Şekil 3.5 Hilop 5513 manyetik ataşman sistemi. Mıknatıs (sol) ve keeper (sağ)

3.1. Döküm İşlemi

Mıknatısların dökümü için %99.9 yüksek saflıkta Fe ve Pt, %99.85 oranında bir saflığa sahip Nb kullanılarak (Tablo 3.1.1)' de belirtilen oranlarda daimi mıknatıs özelliği gösteren mıknatıslar hazırlanmıştır.¹²³⁻¹²⁷

Tablo 3.1.1: dökümde kullanılan madde oranları

Element	Yüzdesi
Demir, Fe	59,75
Platin, Pt	39.5
Niyobyum, Nb	0.75

Hilop 5513' ün fiziksel boyutları (çap 5.5 mm, yükseklik 1.3 mm) referans alınarak yukarıda belirtilen oranlarda hazırlanan karışım argon gazı altında vakumlu ark ergitme tekniğiyle döküm işlemleri tamamlandı.

Dökülen numuneler silika tüplerinin içerisine yerleştirildikten sonra uygulanacak yüksek dereceli ısısal işlemlerde mıknatısların ortamda bulunan oksijenle reaksiyona girmemesi için argon gazı ile üç kez gaz sirkülasyonu yapıp sonrasında vakumlanarak ağzuları kapatıldı ve 1325°C de 45 dakika kalacak şekilde programlanan fırında homojen bir yapının sağlanması için ısısal işleme tabii tutuldu.

Isıl işlem sonrasında fırından çıkarılan tüp içerisindeki numuneler buzlu su içerisine (sıvı muamelesi) daldırılarak hızlı soğuma yardımıyla kazanılan fiziksel özelliklerin sabitlenmesi sağlandı. Yüksek ısısal işlem sonrasında numuneler 625°C düşük ısıda 43 saat bırakılarak tavlama işlemi gerçekleştirildi. Daha sonrasında mıknatıs özelliğinin kazanılması için numuneler mevcut farklı malzemelerin birleştirilmesiyle oluşturulan magnetometrede (Şekil 3.1.2.) en fazla 1.5 MA m⁻¹ şiddetindeki bir manyetik alana maruz bırakıldı ve mıknatıslık özelliği kazandırıldı.



Şekil 3.1.2. Manyetik alan uygulamasının yapıldığı magnetometre.

Yüzey hazırlıklarının yapılması için alüminyum oksit (Al_2O_3) kullanılarak kumlama işlemi yapıldı. Sonrasında numune yüzeyleri lastik frez (Special Red Rubber Wheels, Dentorium, USA) yardımıyla pürüzsüz hale getirildi.

3.2. Manyetik Alanların Tespiti

Hazırlanan mıknatısların manyetik alanlarının tespiti için gaussmetre (Tes 1390, TES Electrical Electronic Corp, Tayvan) kullanıldı (Şekil 3.2.1.). 20 mm çapında ve 20 mm yüksekliğinde akrilik (Vertex Orthoplast, Vertex-Dental B.V, Hollanda) bloklardan 10 adet hazırlandı. Manyetik ataşman sistemlerinden 5'er tane alındı. Akril blokların her birine 1'er tane olmak üzere mıknatıs parçaları yapıştırıcı ajan (Pattex, Henkel, İstanbul, Türkiye) (Şekil 3.2.2.) yardımıyla yerleştirildi (Şekil 3.2.3). Paralelometre'nin alt parçasına gaussmetre üst parçasına testlerin yapılacağı numuneler yapıştırıcı ajan yardımıyla yerleştirildi (Şekil 3.2.4.). Mandibulanın açma-kapama ve lateral hareketlerini taklit etmek için paralelometre aşağı-yukarı ve sağ-sol yönde hareket ettirilerek mıknatıslar gaussmetreye temas edene kadar yaklaştırıldı ve en yüksek değere ulaşmaya çalışıldı. Bu işleme, ekranda okunan en yüksek manyetik alan değeri değişmeye kadar devam edildi. Daha sonra manyetik alanın nasıl etkilendiğini tespit edebilmek için aynı işlemler mıknatıslar keeper ile temasta iken ve sonrasında keeperların manyetik alanlarının tespiti için hazırlanan 5 adet akrilik bloğa keeperlar yerleştirildi ve ölçümler yapıldı. Ölçümler, gaussmetre ekranında okunan en yüksek manyetik alan değeri değişmeye kadar yapıldı.

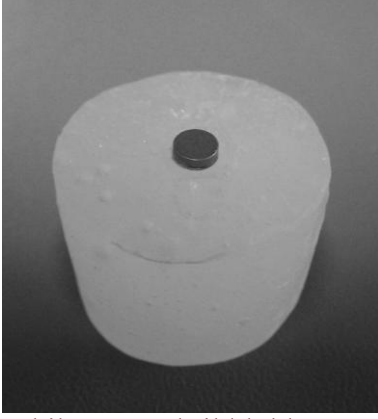
Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar SPSS 14.0 (SPSS Inc, USA) programına yüklendi ve verilerin değerlendirilmesinde Kruskal-Wallis (KW) testi ve Mann-Whitney U testi kullanıldı.



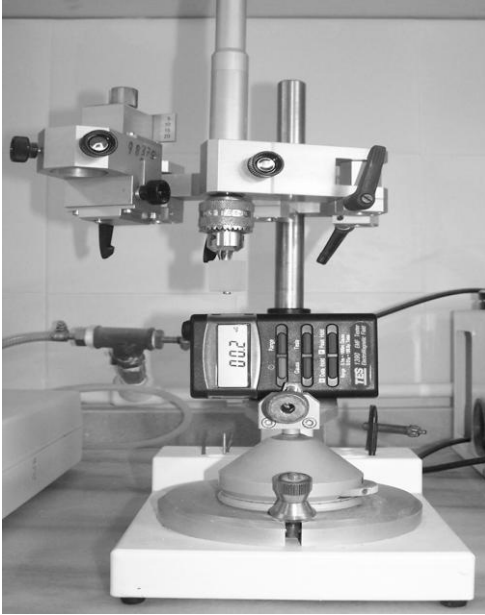
Şekil 3.2.1. Gaussmetre



Şekil 3.2.2. Yapıştırıcı ajan



Şekil 3.2.3. Akрил bloklar üzerinde manyetik ataşman



Şekil 3.2.4. Manyetik alan şiddetinin tespiti için kullanılan düzenek.²

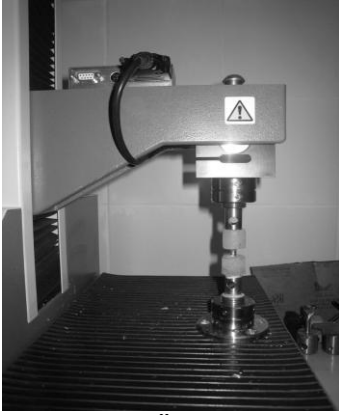
3.3. Çekim Kuvveti Testlerinin Yapılması

Çekim kuvveti testleri için Cumhuriyet Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Tedavi Bölümü Laboratuvarında bulunan Üniversal test cihazında (Lloyd Lf plus, Ametek Inc. Lloyd Instruments, Leicester, İngiltere) (Şekil 3.3.1.) daha öncesinden hazırlanan numuneler kullanılarak çekim kuvvetlerinin tespiti yapıldı. Mıknatıs ve keeperların bulunduğu parçacıklar üniversal test cihazının alt ve üst parçasının tutucu parçalarına yerleştirildiler (Şekil 3.3.2.). Kafa hızı 50 mm/dk olarak ayarlandı. Daha sonra Nxgen fm yazılımı (Şekil 3.3.3.) yardımı ile mıknatısların çekim kuvvetleri ölçüldü. Çekim kuvveti testleri her bir mıknatıs sistemi için 10 kez tekrar edildi ve bulunan sonuçların aritmetik ortalamaları alındı

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar SPSS 14.0 (SPSS Inc, USA) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde Kruskal-Wallis (KW) testi ve Mann-Whitney U testi kullanıldı.



Şekil 3.3.1. Üiversal test cihazı.²



Şekil 3.3.2. Örneklerinin cihazın alt ve üst parçasına yerleştirilmiş hali.²



Şekil 3.3.3. Çekim kuvveti değerlerinin okunmasında kullanılan bilgisayar ve Nxgen fm yazılımı.²

3.4. Korozyon Testlerinin Yapılması

Korozyon testleri, Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D Laboratuvarında ve Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi Laboratuvarlarında gerçekleştirildi. 10 ml, pH 2.3, %1'lik laktik asit ve yine 10 ml, pH 7.3, %0.9'luk NaCl solüsyonlarından 5'er adet hazırlandı ve kapaklı plastik kaplar (Fıratmed, İstanbul, Türkiye) içerisine konuldu (Şekil 3.4.1.). Her bir manyetik ataşman sisteminden bir adet laktik asit solüsyonuna, bir adet de NaCl solüsyonuna yerleştirildi. 14 gün süresince 37 °C de bekletildi. Bu işlem için sirkülasyonlu su banyosu cihazı (BM 302, Nüve, Ankara, Türkiye) (Şekil 3.4.2.) kullanıldı. 14 günün sonunda manyetik ataşman sistemleri solüsyonlar içerisinden çıkartıldı. Solüsyonlar, induktif olarak eşleşmiş plazma kütle spektrometre (ICP-MS) cihazı (Agilent 7500A, Agilent Technologies Inc, California, Amerika) (Şekil 3.4.3.) kullanılarak platin, demir, neodmiyum, bor ve niyobyum tayini yapıldı. Aynı zamanda içerisine numune konulmamış 10 ml' lik laktik asit ve NaCl solüsyonları da kontrol çalışması için kullanıldı.

Elde ettiğimiz sonuçlar SPSS 14.0 (SPSS Inc, USA) programına yüklendi. Verilerin değerlendirilmesinde Kruskal-Wallis (KW) testi ve Mann-Whitney U testi kullanıldı.

Çekim kuvvetlerinde kayıp olup olmadığının tespiti için, laktik asit ve sodyum klorür içerisinde 14 gün boyunca bekletilen manyetik ataşman sistemleri, 20 mm çapında ve 20 mm yüksekliğinde akril bloklara yapıştırıldı. Manyetik ataşman sistemlerinin mıknatıs ve keeper'dan oluşan parçaları, universal test cihazının alt ve üst parçasının tutucu kısımlarına tutturuldu. Kafa hızı 50 mm/dak olarak ayarlandı. Daha sonra Nxgen fm yazılımı yardımı ile mıknatısların çekim kuvvetleri ölçüldü. Çekim kuvveti testleri her bir mıknatıs sistemi için 10 kez tekrar edildi ve sonuçların ortalama değerleri alındı.

Ölçümler sonucunda elde ettiğimiz veriler SPSS 14.0 (SPSS Inc, USA) programına yüklendi. Verilerin değerlendirilmesinde Kruskal-Wallis (KW) testi ve Mann-Whitney U testi kullanıldı.



Şekil 3.4.1. 14 gün boyunca manyetik ataşman sistemlerinin bekletildiği kaplar



Şekil 3.4.2. Ataşman sistemlerinin 14 gün boyunca bekletildiği sirkülasyonlu su banyosu cihazı.²



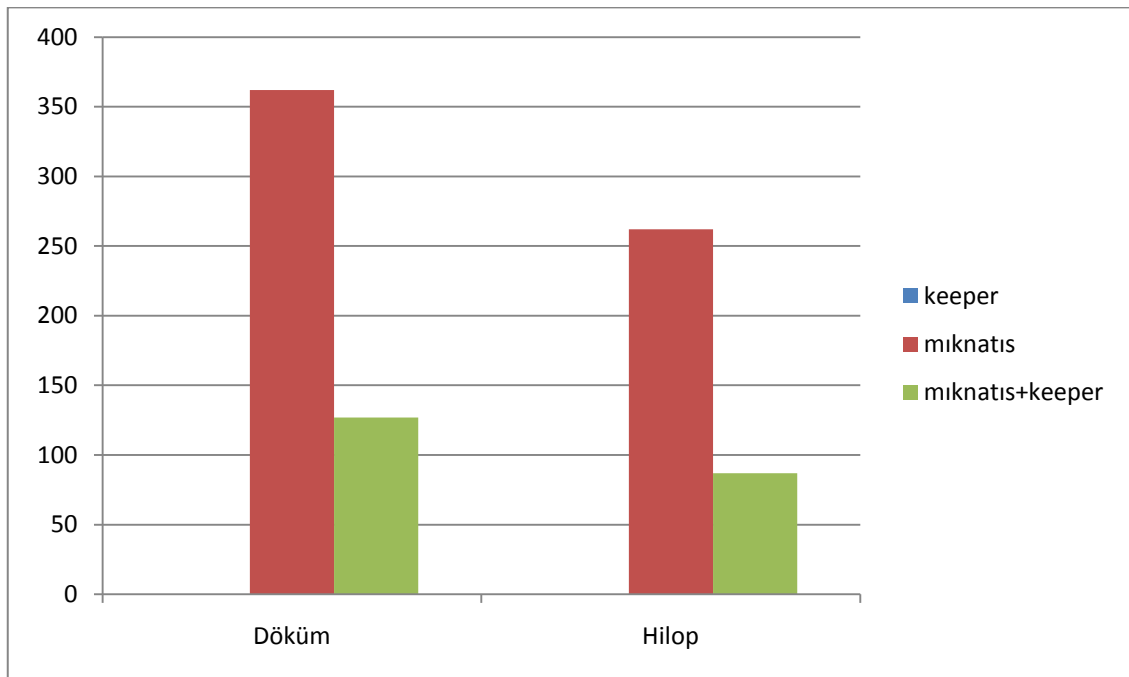
Şekil 3.4.3. Korozyon testi için kullanılan ICP-MS test cihazı.

4. BULGULAR

Manyetik ataşman sistemlerinden elde edilen örneklerin oluşturdukları manyetik alan değerleri Tablo 4.1 ve Grafik 4.1’ de görülmektedir

Tablo 4.1 Manyetik Alan Değerleri (mG)

	Keeper(mG)	Mıknatıs(mG)	Keeper+mıknatıs(mG)
Döküm	0	362±26,83	127±13,3
Hilop	0	262±29,93	87±10,35



Grafik 4.1 Manyetik Alan Değerleri (mG)

Yapılan bu çalışma sonrasında döküm mıknatıslar en fazla manyetik alan oluşturan ataşman sistemi olarak bulundu. Kullanılan keeperların tek başlarına manyetik alan etkilerinin bulunmadığı, mıknatısla temas ettiğinde ise mıknatısın oluşturduğu manyetik alanı azalttığı bulundu.

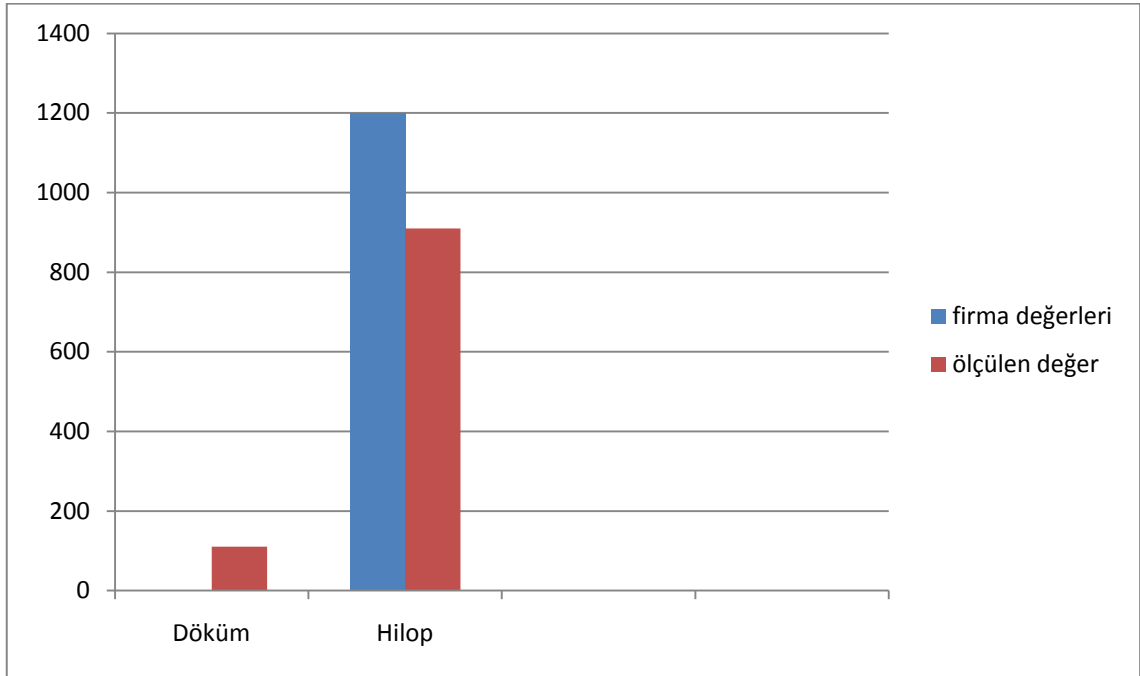
Elde edilen veriler sonucunda keeperla temas halinde olan döküm mıknatısların Hilop ataşman sisteminden daha fazla manyetik alan oluşturduğu bulundu.

Gruplar arası manyetik alan değerleri karşılaştırıldığında farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($P<0.05$). Aynı grup içerisindeki farklılık yönünden değerlendirildiğinde farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($P<0.05$).

Manyetik ataşman sistemlerinin çekim kuvvetleri ise aşağıdaki tabloda (Tablo 4.2) ve grafikte (Grafik 4.2)'de gösterilmiştir. Hazır ataşman sistemi için firmanın belirttiği değer de aynı tablo ve grafikte yer alırken, belirtilen bu değer ölçülen değerden fazla olduğu görülmüştür.

Tablo 4.2 Çekim Kuvvetleri (gr)

	Belirtilen çekim değeri	Ölçülen değer
Döküm		113
Hilop	1200	888



Grafik 4.2 Çekim Kuvvetleri (gr)

En fazla çekim kuvveti Hilop ataşman sisteminde bulunmuştur.

Mıknatısların koroziv ortamda maruz kaldıkları korozyon miktarı Tablo 4.3' de belirtilmiştir. (LOD: ayrıştırma seviyesi)

Tablo 4.3 ICPMS analiz sonuçları

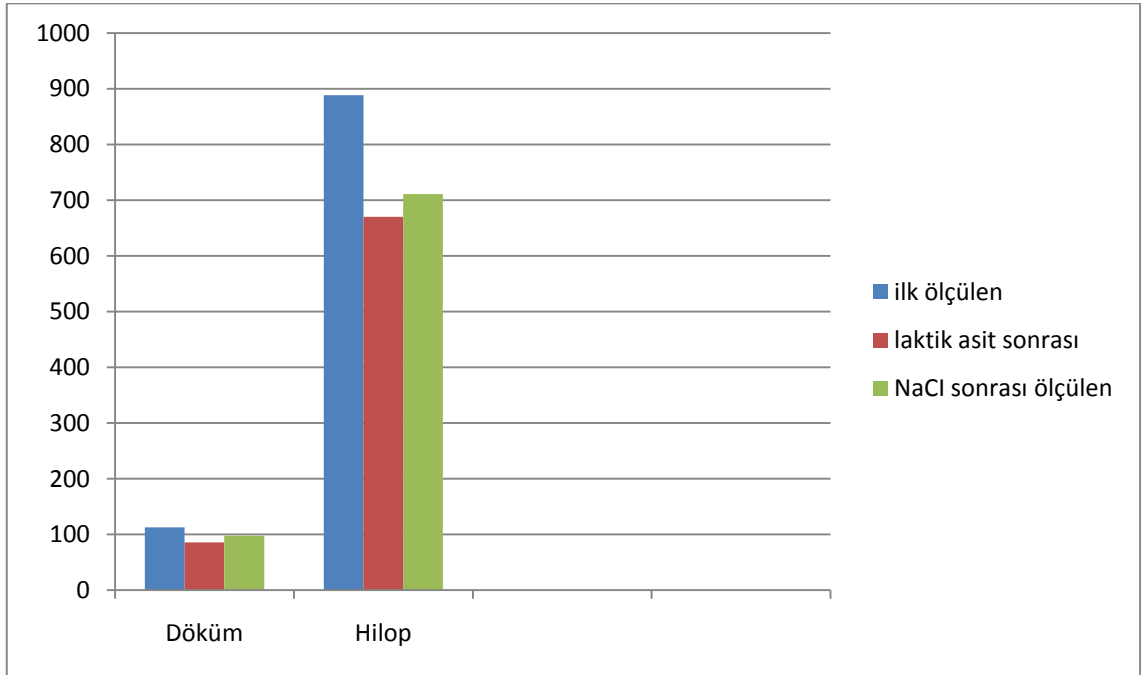
Numune	Pt	Fe	Nb	B	Nd
NaCl Döküm	0,008	0,0375	<LOD		
NaCl Hilop		10.970		1.409	0.2456
Laktik Asit Döküm	0.001	1.420	<LOD		
Laktik Asit Hilop		7.919		0.2718	0.3101

Demir, analiz edilen maddeler içerisinde en fazla korozyonun gerçekleştiği madde olarak bulunurken, en az korozyona uğrayanın Pt olduğu tespit edilmiştir. Hazır ataşman sistemi en fazla korozyon NaCl solüsyonunun da uğrarken, döküm ataşman sistemi ise laktik asit solüsyonunda daha fazla korozyona uğramıştır. En fazla korozyona maruz kalan sistem Hilop manyetik ataşman sistemi olarak bulundu.

Ataşman sistemlerinin içlerine konulduğu koroziv ortam sonrasında sahip oldukları çekim değerleri Tablo 4.4 ve Grafik 4.3’ de belirtilmiştir.

Tablo 4.4 Çekim Kuvvetleri ve Değişimleri

	Döküm x±s	Hilop x±s	Sonuç
İlk çekim değerleri	113.70±13.40	888.10±57.86	p: 0.001 p<0.005
Laktik asitte bekletildikten sonra	86.20±14.97	670.60±125.02	P: 0.001 p<0.005
NaCl' te bekletildikten sonra	98.20±11.13	711±121.24	P: 0.001 p<0.005
Sonuç	KW: 11.55 P: 0.003 p<0.005	KW: 13.63 P: 0.001 p<0.005	



Grafik 4.3 Çekim Kuvvetleri ve Değişimleri

Her iki manyetik ataşman sisteminin çekim kuvvetlerine ait veriler sonucunda gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p<0.05$).

Döküm mıknatıs ve Hilop mıknatıs sistemlerinin ilk çekim değerleriyle laktik asitli ortam sonrası ve NaCl' li ortam sonrası değerleri arasındaki fark anlamlı bulunurken, farklılığı oluşturan grupların ilk çekim değerleri ile diğer değerler arasında olduğu bulunmuştur. Laktik asit ve NaCl' li ortam sonrası değerler arası fark ise anlamsız olarak bulunmuştur ($p>0.05$).

Döküm mıknatısın kendi içerisindeki ilk değer, laktik asitli ortam sonrası ve NaCl' li ortam sonrası değerlere göre gruplar arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. Farklılığı oluşturan grup ilk çekim değerleri olarak bulundu. Laktik asit ve NaCl' li ortam sonrası değerler arası fark anlamsız olarak bulunmuştur ($p>0.05$).

TARTIŞMA :

Diş hekimliğinde kullanılan manyetik ataşman sistemleri içeriklerine göre farklılıklar göstermektedir. Farklı içeriklere sahip mıknatıslar farklı özelliklere sahip oldukları gibi benzer özellikler de sergileyebilmektedirler.

Çalışmamızda ağzın farklı bölgelerinde farklı şekillerde planlanması ve üretimi mümkün olan döküm manyetik ataşman sistemiyle günümüz marketlerinde bulunan ve üreticiler tarafından piyasanın en yüksek çekim gücüne sahip olduğu belirtilen Hilop manyetik ataşman sistemleri kullanılmıştır. Hilop manyetik ataşman sistemi Neodmiyum-Demir-Bor'dan oluşmakta iken döküm manyetik ataşman sistemi ise Demir-Platin-niyobyum' dan oluşmaktadır.

Döküm mıknatıslar konusunda ilk akla gelen isim olan Watanabe' nin mıknatısların hazırlamasındaki uygulamaları^{128,134,135} Tanaka' nın çalışmalarında belirttiği laboratuvar işlemleriyle benzerlik göstermektedir.^{129,136} Fakat Brück' ün Buschow' la¹³¹ yapmış olduğu çalışmasında ise kullanılan üçüncü elementten tavlama işlemi derecesi ve süresine kadar bütün konularda farklı bulgular sunulmuştur.

Watanabe^{128,134,135} hazırlanan Fe-Pt alaşımına %0.75 oranında Nb ilave ederek koersivite (artık mıknatıslanım) ve sertliği artırma yoluna gitmiş. Tanaka' da bu bulguları desteklemiştir. Brück ise Nb, Zr, Ti, Cr, Co, Cu, Hf, Mo, Si, Ge, Al gibi birçok element ekleme yoluna gitmiş ve koersivite ve sertlik yönünden en iyi sonucu Al' un verdiğini hatta kullanılan miktarının %0.25 gibi çok düşük oranda olduğunu belirlemiştir. Kullanılan üçüncü maddeden dolayı tavlama derecesini de optimum olarak 525 °C 24 saatte gerçekleştiğini bulgularına eklemiştir. Al' dan sonraki en iyi koersivite ve sertlik özelliğinin ise Ti ile oluştuğunu belirtmiştir.

Tanaka bir başka çalışmasında ise kullanılan Nb' nin homojen bir şekilde döküm mıknatısın içerisine dağılım göstermediğini, koersivite yönünden ise Nb' li dökümün daha düşük olduğunu bunun nedenin ise demir miktarındaki azalmadan kaynaklandığını belirtmiştir.¹³⁶

Watanabe^{128,134,135} çalışmalarında döküm işlemleri için diş hekimliğinde kullanılan santrüfüjlü döküm makinelerinin yeterli olduğunu belirtmiştir. Fakat platinin oksitlenmeden dökümünün yapılabilmesi için vakumlanmış ve argon gazı altında döküm işlemlerinin gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Bu da döküm için ek ekipman ve fazladan masraf ortaya çıkarmaktadır.

Döküm işlemleri sonrasında, silika tüplerine alınan mıknatıslar uygun mikro yapının sağlanması için ısısal işleme tabi tutulmaktadır. Biz bu noktada 1325 °C 45 dk

sürekli ısısal işlemi uyguladık ve ardından buzlu suyun içerisine silika tüplerini mevcut yapıyı sabitlemek için bıraktık.

Cheng Gang yaptığı çalışmada ısısal işlemi 1325 °C 3 saat süresince uygulamış ve sonrasında buzlu suyun içerisine bırakmıştır. Yaptığı işlem sonucunda mıknaatısın uygun faza ulaştığını X ışını difraktometrisi (XRD) yardımıyla tespit etmiştir.¹³⁷

Watanabe^{128,134,135}, Tanaka^{128,129,134-136} ve Buschow¹³⁰⁻¹³³ ise 1325 °C 45 dk sürenin mıknaatısı yeterli bir homojen yapıya getirdiğini belirtmişlerdir. Tanaka yaptığı çalışmada ısısal işlem sırasında sıcaklık değişimine bağlı olarak kırılan silika tüplerinin içerisindeki mıknaatıları çalışma dışında tutmuştur. Bunun nedeni olarak uygun mikro yapının elde edilemeyeceğini belirtmiştir. Mıknaatıların içerisine konulduğu silika tüplerinin ısı iletiminin mıknaatısın suya direk temas etmesiyle oluşan ısı iletimine göre daha yavaş olduğunu ve bu sayede hızlı soğutmanın yavaş iletiminin sağlandığını belirtmiştir.¹²⁹

İlk ısısal işlemin dökümü yapılan malzemenin homojen hale gelmesini sağladığı konusunda fikir birliği bulunmaktadır ama daimi mıknaatıs özelliğinin pekiştirilmesi için uygulanan tavlama işleminde ise tam bir fikir birliğinden bahsetmek söz konusu değildir. Bu çalışmada ise tavlama işlemi yapılmıştır.

Watanabe yaptığı çalışmalarda homojenizasyon işlemini yeterli görmüş ve tavlama işlemini uygulamamıştır. Fakat çalışmalarında herhangi bir faz geçişinden bahsetmemektedir.^{128,134,135}

Tanaka tavlama işlemleri için 600 °C 10 saatlik uygulamayı seçmiştir ve uygun fazı yakaladığını XRD deneyleriyle belirtmiştir.¹²⁹

Cheng Gang ise tavlama işlemini 600 °C 5 saatlik uygulama ile gerçekleştirmiş ve sıcaklığın içerikteki Nb ile orantılı olarak artacağını vurgulamıştır.¹³⁷

Buschow ve Brück ise Watanabe' nin uygulamış olduğu homojen hale getirmek için uygulanan ısıda faz geçişinin tamamlanmadığını ve mevcut mıknaatısın soft mıknaatıs özellik gösterdiğini belirtmiş. İleri testler sonucunda en ideal tavlama ısısının 625 °C yaklaşık 43 saat olduğunu belirtmiş, faz geçişlerinin tamamlandığını ise yapmış olduğu XRD sonuçlarıyla belirtmiştir.¹³¹

Biz çalışmamızda ilk ısısal işlem sonrasında 625 °C de yaklaşık olarak 43 saatlik bir tavlama işlemi uyguladık.

Çalışmada kullanılan mıknaatıların manyetik alanlarının ölçümünde gaussmetre aleti kullanılmıştır. Belirli bir standardı yakalamak için paralelometre kullanılmış bu sayede değişmeyen mesafe ve hareket elde edilmiştir.

Bondemark ortodontik amaçla kullanılan mıknatısların manyetik alanlarını değerlendirdiği çalışmalarında, manyetik alan ölçümlerini gaussmetre ile yapmıştır. Birbirini çeken mıknatıs çiftlerinin, birbirini iten mıknatıs çiftlerinden ve de tek başına mıknatıstan daha fazla manyetik alan şiddeti oluşturduğunu bulmuşlardır.¹³⁸

Ahmad parilen ve polytetrafluoroethylene (PTFE) kaplamalarının, nadir toprak mıknatıslarının manyetik ve korozyon özellikleri üzerindeki etkilerini araştırdıkları çalışmalarında manyetik alanın değerlendirilmesinde gaussmetre'yi kullanmışlardır. Çalışmalarında PTFE'nin parilene oranla mıknatısın manyetik alan yoğunluğunu daha iyi koruduğunu bulmuşlardır.¹³⁹

Gaussmetre yardımıyla yapılan ölçümler sonucunda elde edilen veriler göstermiştir ki döküm mıknatısların oluşturduğu manyetik alan hazır mıknatıslara oranla fazladır. Hilop ataşman sisteminin kapalı alan mıknatısı ve döküm mıknatısların ise açık alan mıknatısı olması, oluşturdukları manyetik alan miktarındaki farklılığın ana nedenidir.

Mıknatısların oluşturduğu manyetik alanların dokular üzerinde zararlı etkiler oluşturduğu düşünülmektedir, fakat bu fikri destekleyecek literatürde yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Bu doğrultuda Angeta' nın maymunlar üzerinde yaptığı çalışmada, maymun vücuduna yerleştirilen mıknatısların oluşturduğu manyetik alanın dişeti kalınlaşması ve alveolar kemiğin oluşumu üzerine etkisine bakılmış ve bu etki sonucunda herhangi bir olumsuz durumun oluşmadığı belirtilmiştir.¹⁴⁰

Fukuzawa ise mıknatısın oluşturduğu manyetik alanın, bulunduğu bölgedeki kan akışı üzerine oluşturduğu etki üzerine yapmış olduğu çalışmada herhangi bir olumsuz etki yapmadığını belirlenmiştir.¹⁴¹

Çalışmamızda manyetik ataşman sistemlerinin manyetik alan şiddetleri yüksek bulunmuştur, ancak dokular üzerindeki etkileri araştırılmamıştır.

Manyetik alanlarının yanı sıra ataşman sistemlerinin çekim kuvvetleri de değerlendirilmiştir. Hilop, üreticiler tarafından belirtilen değerlere göre marketlerdeki en yüksek çekim gücüne sahip oluşu nedeniyle de tercih edilmiştir. Döküm yoluyla yapılan mıknatısta aynı ebatlarda hazırlanarak testlere tabi tutulmuştur.

Watanabe döküm mıknatısların çekim kuvvetlerini ölçtüğü çalışmasında kafa hızı 5 mm/dk olacak şekilde kafa hızlarını ayarladığı universal test cihazında ölçmüştür.¹³⁵

James C. yaptığı çalışmada mikrodalga ışınlarının çekim kuvveti üzerine etkisi üzerine yaptığı çalışmada universal test cihazını 10 mm/dk ayarlanarak ölçümleri gerçekleştirmiştir.¹⁴²

Kei implant üzeri kullanılan ball ataşmanların sertliklerinin çekim kuvveti üzerine yaptığı etkiyi ölçmek için üniversal test cihazını kafa hızı 3 mm/dk olacak şekilde ayarlayarak 32 farklı örnek üzerinde test yapmıştır.¹⁴³

Yonglie manyetik ataşman sistemlerinin yüzey kaplamalarında kullanılan lazer uygulamaları sonucunda oluşan yüzey şekillerinin çekim kuvveti üzerine yapmış olduğu çalışmada üniversal test cihazını kafa hızı 5 mm/dk olacak şekilde ayarlayarak testleri gerçekleştirmişlerdir.¹⁴⁴

Saygılı iki farklı manyetik ataşman sistemini iki farklı hassas tutucu sistemi ile mukayese ettikleri çalışmada, mıknatısların çekim kuvvetlerini instron test cihazını kafa hızını 0,5 mm/dk olacak şekilde ayarlayarak testleri gerçekleştirmiştir.¹⁴⁵

Akaltan mıknatıslarının çekim kuvvetlerini değerlendirdiği çalışmalarında instron test cihazını kafa hızları 0,5 mm/dk ve 50 mm/dk olacak şekilde iki farklı hızda ölçüm gerçekleştirmişler. Yapılan ölçümlerde iki hız arasında anlamlı fark bulmuşlardır. Çiğneme esnasında mandibulanın uzaklaşma hareketinin 50 mm/dk ya yakın bir değer de olduğunu belirtmişlerdir.⁶⁶

Biz çalışmamızda kafa hızı mandibulanın ortalama açma kapama değeri olan 50 mm/dk olacak şekilde ayarlanan üniversal test cihazında çekim kuvvetlerinin ölçümünü gerçekleştirdik. Bütün ölçümler sonucunda döküm mıknatısların çekim kuvvetlerinin hazır ataşman sistemi olan Hilop' a oranla çok daha düşük olarak bulduk.

Döküm mıknatısların çekim kuvvetlerinin düşük çıkmasında keeper ile mıknatıs yüzeyinin tam olarak paralel hazırlanamaması veya mıknatıs yüzeyindeki düzensiz yapılar, çekim kuvvetlerinin tespiti sırasında mıknatıs ile keeper yüzeyinin birbirine paralel olarak temas etmemesi etkili olmaktadır. Ayrıca içerik olarak döküm mıknatıslarda kullanılan demir oranının az olmasından dolayı da çekim kuvvetinin miktarı azalmaktadır.¹³⁵

Tutuculuğun sadece manyetik alana bağlı olarak elde edilmemesinden dolayı döküm mıknatıslar teleskop kron yapımından sabit restorasyona kadar farklı birçok protetik tedavi yaklaşımlarımda farklı şekillerde ve hacimlerde planlanarak kullanılabilirler. Artan hacme bağlı olarak çekim kuvvetinde de artış oluşmaktadır.

Elde edilen sonuçlar daha önceden aynı hacimlerde dökümü yapılan mıknatıslar üzerinde yapılan çalışmalarla örtüşmektedir.^{128,129,134-136}

Ağız ortamında tükürüğün tamponlama etkisi, kullanılan maddeyi kaplayan ve ortamdaki izole eden plak ve pelikül varlığı, tükürüğün akış hızına bağlı olarak oluşan

yıkama etkisi, tüketilen gıdalara göre değişen ağız pH' sı, ilaç kullanımı, kişinin fiziksel ve ruhsal durumu, sigara kullanımı, ağızda farklı metal varlığı v.b. daha birçok neden korozyon üzerine etki göstermektedir.¹⁴⁶

Ağız boşluğu içinde bir alaşımın davranışını tam olarak tahmin edebileceğimiz şekilde sonuçlar çıkarmak oldukça zordur. Bu yüzden farklı araştırmacılar farklı içeriklere sahip ortamlarda korozyon çalışması yapmışlardır.

Gebert Fe-Pt miknatısların korozyonu üzerine yaptığı çalışmada 20.1 mmol/l KCl, 17.9 mmol/l NaHCO₃, 3.6 mmol/l NaH₂PO₄, 5.2 mmol/l KSCN, 0.1 mmol/l laktik asit içeriğine sahip ve pH değeri 6.8 olan yapay tükürük içerisinde 200 gün beklettiği numunelerin elektro kimyasal testleri sonucunda stabil olduğu yönünde bir sonuç bildirmiştir.¹⁴⁷

Tanaka¹⁴⁸ miknatısların kaplamasında kullanılan paslanmaz çeliğin ağızda bulunabilecek diğer maddeler olan gümüş ve altınla oluşan galvanik korozyonunu ölçtüğü çalışmasında 37°C sıcaklıkla %0,9 oranında NaCl içeren solüsyonda beklettiği numunelerin elektrokimyasal testler kullanarak elde ettiği bulgulara göre ağızda bulunan gümüş ve altın restorasyon varlığının paslanmaz çeliğin korozyon davranışlarında herhangi bir olumsuz etkiye neden olmadığı yönünde sonuç bildirmiştir.

Osamu Okuno da miknatıslara karşılık gelen keeperlar üzerine yaptığı korozyon testinde 4 farklı paslanmaz çeliği %1 laktik asit ve %0.9 oranında NaCl içeren 37°C solüsyon içerisinde 7 gün süreyle bekletmiştir. Elektrokimyasal testleri kullanarak solüsyon içerisine belirli oranlarda salınım yaptığını tespit etmiş fakat oranların kaplama materyali olarak herhangi bir sorun teşkil etmeyecek kadar az olduğunu belirtmiştir.¹⁴⁹

Watanabe döküm yoluyla ürettiği Fe-Pt miknatısların ve keeper olarak kullanılan paslanmaz çeliğin korozyonunu ortamda bulunan oksijene bağlı olarak geliştiğini belirtmiş bunu tespit etmek için nitrojen gazından geçirilerek oksijenden arındırılmış 10 ml %1.0' lik laktik asit (pH. 2.3) solüsyonu ve 10 ml %0.9' luk NaCl (p.H. 7.3) solüsyonları kullanmıştır. Hazırlanan numuneler solüsyon içerisinde yaklaşık olarak 7 gün süreyle bekletilmiş ve ölçümler için ICP-AES kullanılmış. Bu çalışmanın sonucunda NaCl içerisinde korozyon oluşumuna rastlanmamış fakat laktik asit kendiliğinden oksidasyona neden olduğu için Fe sadece bu solüsyonda bulunmuştur.¹²²

Keisuke Nakamura ağızda bulunan döküm miknatıslar ile temasta olan keeperın oluşturduğu galvanik korozyon üzerine yaptığı çalışmada 37°C 7 gün süreyle %0,9 oranındaki NaCl solüsyonunda bekletip ICP kullanarak test etmiştir. Test sonucunda

mıknatısın temasta olduğu keeperda korozyona rastlarken mıknatısın hacimce arttığı durumlarda korozyon miktarının da arttığını vurgulamıştır.¹⁵⁰

Koike, normalde tükürük pH' sının 6,2-7,6 arasında olduğunu, yenilen gıdalara göre ağız pH' sının 2 ile 11 arasında değişim gösterdiğini fakat bu durumun tükürük içeriğinin tamponlama etkisinden dolayı uzun süreli olmadığını vurgulamıştır. Yaptığı çalışmada ise 0.005 gr NaCl ve 0,1 g laktik asit 1000 mL distile yani deiyonize suda çözmüş ve bunu koroziv ortam olarak kullanmıştır. Elde ettiği numuneleri ise ICP-MS de değerlendirmiştir.¹⁵¹

Ahmad yaptığı mıknatısların paralinle kaplanması çalışmasında içeriği 0.400 g/L sodyum klorür, 0.400 g/L potasyum klorür, 0.795 g/L kalsiyum klorür; 0.780 g/L sodyum fosfat, 0.005 g/L sodyum sulfat ve 1.000 g/L üreden oluşan ve pH' sı 6.0 olan yapay tükürükte 4 hafta bekletmiştir. Numuneleri ise ICP-MS de değerlendirmiştir.¹⁵²

Çalışmamızda deney şartları için vücut sıcaklığı olan 37 C⁰ seçilmiştir ve ağız ortamını mümkün olduğunca taklit edebilmek adına asidik ve alkalın ortamlar kullanılmıştır. pH' sı 2,3 olan %1' lik laktik asit (10 ml) ve pH' sı 7.3 olan %0.9' luk NaCl (10ml) koroziv ortamları hazırlanmıştır. Mıknatıslar koroziv ortamlarda 14 gün boyunca bekletilmiştir. Elde edilen numuların incelenmesi ICP-MS ile yapılmıştır.

Döküm mıknatısın içeriğinde bulunan yüksek orandaki platin (%39.5) mıknatısın korozyona olan direncini artırmaktadır.¹³⁵

Korozyon miktarının tespitinde kullanılan yöntemler çeşitlilik gösterebilmektedir. Yaygın olarak kullanılan bir korozyon ölçüm yöntemi, hassas bir şekilde ağırlığı ölçülmüş bir parça maddenin, korozyona uğrayacağı ortama bırakılarak, belirli bir süre sonra çıkarılması ve yeniden tartım ile kaybedilmiş metal kütlelerinin hesaplanmasıdır. Ama bu yöntem küçük boyutlarda kullanılmak için pek uygun değildir.

Korozyon miktarı tayininde, mıknatısların çekim güçlerindeki değişim de kullanılabilir. Bu konuda literatürde sınırlı sayıda çalışmaya rastlanmaktadır. Yiu¹⁵³ korozyona maruz kalan mıknatısların çekim güçlerindeki azalma miktarına göre korozyon tespitini yapmıştır.

Bu çalışmada, çoklu element analizinde kolay uygulanımı, daha düşük gözlenebilirlik sınırına sahip olması ve kuşkusuz daha hızlı bir şekilde sonuç vermesinden⁸⁸ ötürü ICP-MS yöntemiyle korozyon testi için kullanılan koroziv ortam solüsyonları analiz edilmiştir.

Elde edilen sonuçlar göstermiştir ki döküm yoluyla elde edilen mıknatısların korozyona karşı gösterdikleri direnç hazır ataşman sistemlerine göre daha fazladır. Hazır ataşman sistemleri lazer yardımıyla paslanmaz çelikle kaplanmaktadır. Bu sayede hazır mıknatısların tamamen ortamla teması kesilmekte ve korozyona olan dirençleri artmaktadır. Fakat elde edilen test sonuçları göstermiştir ki lazer uygulanımında %100' lük bir başarıdan söz etmek mümkün değildir. Solüsyonda bekletilen süreç sonunda, korozyon lazer bağlantısını geçip içerisinde bulunan mıknatısta korozyona neden olmaktadır.

Döküm yoluyla elde edilen mıknatıslar ise içeriğinde bulunan yüksek orandaki platin nedeniyle korozyona yapısal olarak direnç göstermektedir. Fakat kullanılacak ataşman sisteminin tercihinde tek başına korozyona karşı direnç etkili olmamaktadır. Döküm yoluyla elde edilen mıknatısların çekim kuvveti hazır manyetik ataşman sisteme nazaran yadsınamayacak kadar az miktardadır. Korozyon miktarıyla çekim kuvvetleri arasında ters orantı bulunmaktadır.

SONUÇ:

Döküm yoluyla elde edilen mıknatısların üretiminde kullanılan maddelerin maddi boyutunun fazla olması ve döküm işlemleri için ek ekipmana ihtiyaç gerektirmesi uygulama zorlukları ortaya çıkarmaktadır.

Mıknatısların oluşturduğu manyetik alanların insan vücudu üzerine herhangi bir etkisi tespit edilmemesine rağmen hazır mıknatıs sistemlerinin kapalı alan prosedürüne göre üretilmesi sonucunda oluşturduğu manyetik alanın az olması ilerleyen zaman diliminde herhangi bir olumsuz etkinin oluşmaması için tercih edilmesi gerekliliğini ön plana çıkarmaktadır.

Çekim kuvveti yönünden değerlendirildiğinde hazır mıknatıslar döküm yoluyla elde edilen ataşman sistemlerine nazaran daha iyi tutuculuk göstermektedir.

Manyetik ataşman sistemlerinin uzun vadede sağlıklı olarak hizmet edebilmesi için korozyona olan dirençlerinin en üst seviyede olması gerekmektedir. Bu noktada dökülebilir mıknatıslar korozyona daha dirençli olarak bulunmuştur. Fakat sadece korozyona olan direnç maddenin tercih edilmesine olanak sağlamamaktadır. Hazır mıknatıs sisteminin paslanmaz çelik ile kaplanmasında farklı bir yol bulunması bu sistemin eksikliklerinin giderilmesinde önemli bir yer teşkil edecek ve daha etkili bir kullanıma sahip olmasına olanak verecektir.

KAYNAKLAR

- [1] Anonim. <http://wikipedia.org/wiki/Mıknatıs>
- [2] Akın, H., Farklı tipteki mıknatıs sistemlerinin korozyona karşı dirençlerinin, çekim kuvvetlerinin ve manyetik alanlarının karşılaştırmalı olarak incelenmesi, Doktora tezi, C.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas.
- [3] Sagawa, M., Furimura, S., Togowa, N., Yamatoto, H., Matsuura, Y. (1984). New material for permanent magnets on a base of Nd and Fe, *J Appl Phys*, 55, 2083-7.
- [4] Croat, J.J., Herbst, J.F., Lee, R.W., Pinkerton, F.E. (1984). Pr-Fe and Nd-Fe-based materials, a new class of high-performance permanent magnets (invited). *J Appl Phys*, 55, 2078-80.
- [5] Strnat, K.J. (1972). The hard magnetic properties of rare earth-transition metal alloys, *IEEE Trans Magn*, 8, 511-6.
- [6] Tawara, Y., Strnat, K.J. (1976). Rare earth-cobalt permanent magnets near the 2-17 composition, *IEEE Trans Magn*, 12, 954-8.
- [7] Jiles, D. (1988). An introduction to magnetism and magnetic materials, 2nd ed. London: Chapman and Hall, 3-16, 44-48, 89-102, 363-93.
- [8] Riley, M.A., Walmsley, A.D., Harris, I.R. (2001). Magnets in prosthetic dentistry, *J Prosthet Dent*, 86, 137-42.
- [9] Watanabe, K., Masumoto, H. (1983). On the high energy product of Fe-Pt permanent magnet alloys, *J Jpn Inst Metals*, 47, 699-703.
- [10] Watanabe, K. (1990). Permanent magnet properties in Fe-Pt-Nb system alloys, *J Jpn Inst Metals*, 54, 1284-90.
- [11] Watanabe, K. (1991). Permanent magnet properties and their temperature dependence in the Fe-Pt-Nb alloy system, *Mater Trans JIM*, 32, 292-8.
- [12] Tohnai, T., Goto, Y., Hayashi, Y., Ueda, M., Kobayashi, T., Matsui, M. (1996). Preoperative thermochemotherapy of oral cancer using magnetic induction hyperthermia, *Int J Hypertherm*, 12, 37-47.
- [13] Blechman, A.M., Smiley, H. (1978). Magnetic force in orthodontics, *Am J Orthod*, 74, 435-43.
- [14] Springate, S.D., Sandler, P.J. (1991). Micromagnetic retainers: an attractive solution to fixed retention, *Br J Orthod*, 18, 139-41.
- [15] Özdemir, A.K. (2002). Hareketli Protezler (Kliniğe Hazırlık), Cumhuriyet Üniversitesi Yayınları, No:89, Sivas, 25-26.
- [16] Anonim. <http://www.aksamagnet.com.tr>

- [17] Anonim. <http://www.baktabul.com/fizik/24103-miknatis-nedir-miknatis-tipleri-miknatislarin-ozellikleri-miknatislar.html>
- [18] Anonim. <http://stu.inonu.edu.tr/~szengin/elek.jpg>
- [19] Anonim. http://w3.gazi.edu.tr/web/syaman/elektrik13_dosyalar/image004.jpg
- [20] Anonim. http://yubam.kocaeli.edu.tr/egitim/yer/manyetik_dosyalar/image021.jpg
- [21] Croat, J.J., Herbst, J.F., Lee, R.W., Pinkerton, F.E. (1984). Pr-Fe and Nd-Fe-based materials, a new class of high-performance permanent magnets (invited), *J Appl Phys*, 55, 2080-2082.
- [22] Ulusoy, M. and Aydın, A.K. (2003). Dişhekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Yayın No:23, cilt I, Ankara, 487-509.
- [23] Behrman, S.J. (1960). The implantation of magnets in the jaw to aid denture retention, *J Prosthet Dent*, 10, 807-41.
- [24] Behrman, S.J. (1964). Magnets implanted in the mandible: aid to denture retention, *J Am Dent Assoc*, 68, 206-15.
- [25] Blechman, A.M. and Smiley, H. (1978). Magnetic force in orthodontics, *Am J Orthod*, 74, 435-443.
- [26] Muller, M. (1984). The use of magnets in orthodontics, an alternative means to produce tooth movement, *Eur J Orthod*, 6, 247-253.
- [27] Dellinger, E.L. (1986). A clinical assessment of the Active Vertical Corrector-a nonsurgical alternative for skeletal open bite, *Am J Orthod*, 89, 428-436.
- [28] Woods, M.G. and Nanda, R.S. (1988). Intrusion of posterior teeth with magnets, An experiment in growing baboons, *Angle Orthod*, 58, 136-150.
- [29] Woods, M.G. and Nanda, R.S. (1991). Intrusion of posterior teeth with magnets, An experiment in nongrowing baboons, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 100, 393-400.
- [30] Kiliaridis, S., Egermark, I. and Thilander, B. (1990). Anterior open bite treatment with magnets, *Eur J Orthod*, 12, 447-457.
- [31] Noar, J.H., Shell, N. and Hunt, N.B. (1996). The physical properties and behavior of magnets used in the treatment of anterior open bite. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 109, 437-444.

- [32] Noar, J.H., Shell, N. and Hunt, N.B. (1996). The performance of bonded magnets used in the treatment of anterior open bite, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 109, 549-556.
- [33] Vardimon, A.D., Graber, T.M., Lawrence, R., Voss, L.R. and Verrusio, E. (1987). Magnetic versus mechanical expansion, with different force thresholds and points of force application. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 92, 455-466.
- [34] Kalra, V., Burstone, C.J. and Nanda, R. (1989). Effects of a fixed magnetic appliance on the dentofacial complex, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 95, 467-478.
- [35] Vardimon, A.D., Graber, T.M., Drescher, D. and Bourauel, C. (1991). Rare earth magnets and impaction, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 100, 494-512.
- [36] Sandler, P.J., Meghji, S., Murray, A.M., Springate, S.D., Sandy, J.R., Crow, V. (1989). Magnets and orthodontics, *Br J Orthod*, 16, 243-249.
- [37] Sandler, P.J. (1991). An attractive solution to unerupted teeth, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 100, 489-493.
- [38] Darendeliler, M.A. and Friedli, J.M. (1994). Case report: treatment of an impacted canine with magnets, *J Clin Orthod*, 28, 639-643.
- [39] Gianelly, A.A., Vaitas, A.S., Thomas, W.M. and Berger, D.G. (1988). Distalization of molars with repelling magnets, *J Clin Orthod*, 22, 40-44.
- [40] Gianelly, A.A., Vaitas, A.S. and Thomas, W.M. (1989). The use of magnets to move molars distally, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 96, 161-167.
- [41] Itoh, T., Tokuda, T., Kiyosue, S., Hirose, T., Matsumoto, M. and Chaconas, S.J. (1991). Molar distalization with repelling magnets, *J Clin Orthod*, 25, 611-617.
- [42] Bondemark, L. and Kurol, J. (1992). Distalization of maxillary first and second molars simultaneously with repelling magnets, *Eur J Orthod*, 14, 264-272.
- [43] Bondemark, L., Kurol, J. and Bernhold, M. (1994). Repelling magnets versus superelastic nickel titanium coils in simultaneous distal movement of first and second molars, *Angle Orthod*, 64, 189-198.
- [44] Vardimon, A.D., Stutzmann, J.J., Graber, T.M., Voss, L.R. and Petrovic, A.G. (1989). Functional orthopedic magnetic appliance (FOMA) II-Modus operandi, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 95, 371-387.
- [45] Vardimon, A.D., Graber, T.M., Voss, L.R. and Muller, T.P. (1990). Functional orthopedic appliance (FOMA) III-Modus operandi, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 97, 135-148.

- [46] Darendeliler, M.A. and Joho, J.P. (1993). Magnetic Activator Device II (MADII) for correction of Class II division 1 malocclusions, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 103, 223-239.
- [47] Darendeliler, M.A., Chiarini, M. and Joho J.P. (1993). Case report: early Class III treatment with magnet appliances, *J Clin Orthod*, 27, 563-569.
- [48] Darendeliler, M.A., Yüksel, S. and Meral, O. (1995). Open-bite correction with the Magnetic Activator Device IV, *J Clin Orthod*, 29, 569-576.
- [49] Chate, R.A.C. (1995). The propellant unilateral magnetic appliance (PUMA): a new technique for hemifacial microsomia, *Eur J Orthod*, 17, 263-271.
- [50] Blechman, A.M. (1985). Magnetic force system in orthodontics, Clinical results of a pilot study, *Am J Orthod*, 87, 201-210.
- [51] Kawata T., Hirota, K., Sumitani, K., Umehara, K., Yano, K., Tzeng, H.J. and Tabuchi, T. (1987). A new orthodontic force system of magnetic brackets, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 92, 241-248.
- [52] Darendeliler, M.A. and Joho, J.P. (1992). Class II bimaxillary protrusion treated with magnetic force. *J Clin Orthod*, 26, 361-368.
- [53] Muller, M. (1984). The use of magnets in orthodontics. an alternative means to produce tooth movement, *Eur J Orthod*, 6, 247-253.
- [54] Freedman, H. (1953). Magnets to stabilize dentures, *J Am Dent Assoc*, 47, 288.
- [55] Winkler, S., Pearson, MH. (1967). The effectiveness of embedded magnets in complete dentures during speech and mastication: a cineradiographic study, *Dent Dig*, 73, 118-9.
- [56] Moghadam, B.K. and Skandrett, F.R. (1979). Magnetic retention for overdentures, *J Prosthet Dent*, 41, 26-29.
- [57] Toto, P.D., Choukas, N.C. and Abati, A. (1963). Reaction of bone to a magnetic implant, *J Dent Res*, 42, 643-652.
- [58] Connor, R.J., Svare C.W. (1977). Proplast-coated high-strength magnets as potential denture stabilization devices, *J Prosthet Dent*, 37, 339-343.
- [59] Kinouchi, Y., Ushita, T., Tsutsui, H., Yoshida, Y., Sasaki, H. and Miyazaki, T. (1981). Pd-Co dental casting ferromagnetic alloys. *J Dent Res*, 60, 50-58.
- [60] Vrijhoef, M.M., Mezger, P.R., Van der Zell, J.M. and Greener, E.H. (1987). Corrosion of ferromagnetic alloys used for magnetic retention of overdentures, *J Dent Res*, 66, 1456-1459.

- [61] Javid, N. (1971). The use of magnets in a maxillofacial prosthesis, *J Prosthet Dent*, 25, 334-341.
- [62] Gillings, B.R.D. (1985). Magnetic denture retention systems, In: *Overdentures and telescopic Prostheses*, Vol 2, Quintessence, London, 191-241.
- [63] Biesaga, R.K. *Manual Dyna Magnet System (Prospektüs)*.
- [64] Osamu, O., Yukyo, T. (2007). Corrosion resistance and biocompatibility of a dental magnetic attachment *Interface Oral Health Science*, 105–114.
- [65] Highton, R., Caputo, A.A and Matyas, J. (1986). Retentive and stress characteristics for a magnetically retained partial overdenture, *J Oral Rehabil*, 13, 443-450.
- [66] Akaltan, F. and Can, G. (1995). Retentive characteristics of different dental magnetic systems, *J Prosthet Dent*, 74, 422-427.
- [67] Tegawa, Y. and Kinouchi, Y. (2008). Dental magnetic attachment: Toward third generation devices, *IEEE Trans Biomed Engin*, 55, 1185-1190.
- [68] Riley M.A., Williams, A.J., Speight, J.D., Walmsley, A.D. and Harris, I.R. (1999). Investigations into the failure of dental magnets, *Int J Prosthodont*, 12, 249-254.
- [69] Chung, K.H., Chung, C.Y., Cagna, D.R. and Cronin, R.J. (2004). Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures, *J Prosthodont*, 13, 221-226.
- [70] Eker, A.A. Korozyon. [www.yildiz.edu.tr/akdogan/lessons/malzeme2/ Korozyon ve Korozyondan Korunma.pdf](http://www.yildiz.edu.tr/akdogan/lessons/malzeme2/Korozyon%20ve%20Korozyondan%20Korunma.pdf)
- [71] Gil, F.J., Sanchez, L.A., Espias, A. and Planell, J.A. (1999). In vitro corrosion behaviour and metallic ion release of different prosthodontic alloys, *Int Dent J*, 49, 361- 367.
- [72] Ateş, A.E. and Soybilge, Ö.C. *Alüminyumun Korozyonu, Sunum*.
- [73] Bilhan, H. (2003). *Çeşitli organik tükürük komponentlerinin farklı döküm alaşımları ve amalgamın korozyonu üzerine etkisi, Doktora tezi, İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul*.
- [74] Brune, D. (1985). A model for recording mercury release from an amalgam surface, *Biomaterials*, 6, 357-359.
- [75] Brune, D., Hultquist, G. and Leygraf, C. (1984). Corrosion resistance of a passivated and non passivated cobalt-chromium alloy, *Scand J Dent Res*, 92, 262-267.
- [76] Çakır, A.F. (2002). *İstanbul Teknik Üniversitesi, Metalurji dersi, ders notları*.

- [77] Anonim. <http://www.tembelteneke.net>
- [78] Anonim. [http:// imomalatya.org.tr/ seminer/2/ mehmeteroglu/ Korozyon ve Korozyondan Korunma.ppt](http://imomalatya.org.tr/seminer/2/mehmeteroglu/Korozyon%20ve%20Korozyondan%20Korunma.ppt).
- [79] Anonim.<http://www2.aku.edu.tr/evcin/biomaterials/metalik.pdf>
- [80] Anonim. <http://www.corrosion-club.com/images/corrosioncell.gif>
- [81] Anonim. <http://www.yildiz.edu.tr/okincay/dersnotu/korozyon1.pdf>
- [82] Anonim. [http://www.saritas.com.tr/ktlg/pdf/Paslanmaz Celik Saritas 06.pdf](http://www.saritas.com.tr/ktlg/pdf/Paslanmaz%20Celik%20Saritas%2006.pdf).Paslanmaz çelikler ve korozyon, Korozyon ve türleri, 37-45.
- [83] Anonim. http://geocen.iyte.edu.tr/teskon/2003/teskon2003_19.pdf
- [84] Shoemith, D.W. (1992). Metallurgical Variables of Corrosion, ASM Handbook Vol.13, Fourth Printing, 45-49.
- [85] Nazım, C., Alevli Atomik Absorbsiyon Spektrofotometresi, Fen – Edebiyat Fakültesi Kimya Bölümü, Uludağ Üniversitesi.
- [86] Anonim. <http://acikarsiv.ankara.edu.tr/fulltext/385.htm>
- [87] Anonim. www.canerler.com/AASNAZIM.PPT
- [88] Anonim. [http://w3.gazi.edu.tr/mkaracan/enstrumental/Atomik KutleSpektroskopisi.ppt](http://w3.gazi.edu.tr/mkaracan/enstrumental/Atomik%20KutleSpektroskopisi.ppt)
- [89] Paktunç, A.B. (1996). Yerbilimlerinde mikroanalitik yöntemler, Jeoloji Mühendisliği, 49, 41-48.
- [90] Boz, V. ICP-MS'e Giriş, Agilent Technologies, Sunum.
- [91] Veerman, E.C., van den Keybus, P.A. and Nieuw, A., A.V. (1996). Human glandular salivas: their seperate collection and analysis, Eur J Oral Sci, 104, 346-352.
- [92] Shori, D.K., Proctor, G.B., Garrett, J.R., Chan, K.M. (1992). Secretion of multiple forms of tissue kallikrein in rat submandibular gland is influenced by the animals' sex and type of autonomic nerve impulse, Biochem Soc Trans, 20: 98.
- [93] Matsuo, R. (2000). Role of saliva in the maintenance of taste sensitivity, Crit Rev Oral Biol Med, 11, 216-229.
- [94] Grant, D.A., Stern, I.B. and Listgarten, M.A,. (1988). Saliva In: Periodontics, 6th edition, CV Mosby, St Louis ,135-146.
- [95] Silvia, C., Giorgia, A., Rosalba, G., Elio, F. (2007). Saliva specimen: A new laboratory tool for diagnostic and basic investigation, Clinica Chimica Acta, 383, 30–40.

- [96] Lenander, L. and Loimaranta, V. (2000). Saliva and Dental Caries. *Adv Dent Res*, 14, 40-47.
- [97] Wong, D.T. (2006). Salivary diagnostics powered by nanotechnologies, proteomics and genomics, *J Am Dent Assoc*, 137, 313-321.
- [98] Streckfus, C.F. and Bigler, L.R. (2002). Saliva as a diagnostic fluid, *Oral Dis*, 8, 69–76.
- [99] Edgar, W.M. (1992). Saliva: its secretion, composition and functions, *Br Dent J*, 172, 305-312.
- [100] Jenkins, G.N. (1978). “Saliva” in: *The Physiology and Biochemistry of the Mouth*, 4th Edition, Blackwell Scientific Publications, 284-359.
- [101] Veerman, E.C., van den Keybus, P.A. and Nieuw Amerongen, A.V. (1996). Human glandular salivas: their separate collection and analysis, *Eur J Oral Sci*, 104, 346-352.
- [102] Humphrey, S.P., Williamson, R.T. (2001). A review of saliva: Normal composition, flow and function, *J Prosthet Dent*, 85: 162-169.
- [103] Reichart P. (1993). The biological approach in oral diagnosis, *Int Dent J*, 43, 355-358.
- [104] Tan, S.G., Teng, Y.S. (1979). Human saliva as a source of biochemical genetic markers, I. Techniques, *Hum Hered*; 29: 69-76.
- [105] Screebny, L.M., Valdini, A. (1987). Xerostomia, A neglected symptom, *Arch Intern Med*, 147, 1333- 1337.
- [106] Levine, M.J. (1993). Development of artificial salivas, *Crit Rev Oral Biol Med*, 4: 279- 286.
- [107] Tenovuo, J. (1998). Antimicrobial function of human saliva- how important is it for oral health, *Acta Odontol Scand*, 56, 250- 256.
- [108] Jenkins, G.N. (1978). “Saliva”, In: *The Physiology and Biochemistry of the Mouth*, 4th Edition, Blackwell Scientific Publications, 284- 359.
- [109] Fusayama, T., Katayori, T., Nomoto, S. (1963). Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other, *J Dent Res*, 42: 1183- 1197.
- [110] Meyer, J.M. (1977). Corrosion resistance of nickel-chromium dental casting alloys, *Corrosion Science Chapter 16 (Corrosion)*, In: Phillip’s *Science of Dental Materials*, Tenth Edition, W.B. Saunders Company, 347- 359.
- [111] Swartz, M.L., Phillips, R.W., El Tannir, M.D. (1958). Tarnish of certain dental alloys, *Journal of Dental Research*, Anusavice, K.J. Chapter 16 (Corrosion),

- Phillip's Science of Dental Materials, Tenth Edition, W.B. Saunders Company, 347- 359.
- [112] Angelini, E., Pezzoli, M., Zucchi, F. (1991). Corrosion under static and dynamic conditions of alloys used for magnetic retention in dentistry, *J Prosthet Dent*, 65, 848-53.
- [113] Drago, C.J. (1991). Tarnish and corrosion with the use of intraoral magnets, *J Prosthet Dent*, 66, 536-40.
- [114] Kitsugi, A., Okuno, O., Nakano, T., Hamanaka, H., Kuroda, T. (1992). The corrosion behavior of Nd₂Fe₄B and SmCo₅ magnets, *Dent Mater J*, 11, 119-29.
- [115] Gendusa, N.J. (1988). Magnetically retained overlay dentures, *Quintessence Int*, 19, 265-71.
- [116] Bondemark, L., Kurol, J., Wennberg, A. (1994). Orthodontic rare earth magnets- in vitro assessment of cytotoxicity, *Br J Orthod*, 21, 335-41.
- [117] Walmsley, A.D., Frame, J.W. (1997). Implant supported overdentures-the Birmingham experience, *J Dent*, 25(Suppl 1), 543-7.
- [118] Davis, D.M., Packer, M.E. (1999). Mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants with either ball attachments or magnets:5-year results, *Int J Prosthodont*, 12, 222-9.
- [119] Wilson, M., Patel, H., Kpendema, H., Noar, J.H., Hunt, N.P., Mordan, N.J. (1997). Corrosion of intra-oral magnets by multi-species biofilms in the presence and absence of sucrose, *Biomaterials*, 18, 53-7.
- [120] Wilson, M., Kpendema, H., Noar, J.H., Hunt, N., Mordan, N.J. (1995). Corrosion of intraoral magnets in the presence and absence of biofilms of *Streptococcus sanguis*, *Biomaterials*, 16, 721-5.
- [121] Kitsugi, A., Okuno, O., Nakano, T., Hamanaka, H., Kuroda, T. (1992). The corrosion behavior of Nd₂Fe₁₄B and SmCo₅ magnets, *Dental Materials Journal*, 11, 119.
- [122] Fujimoto, T., Ueda, M. (1996). Application of magnetic attachment to bra^onemark implant system, *Quintessence Dental Implantology*, 3, 327.
- [123] Noar, J.H., Wahab, A., Evans, R.D. and Wojcik, A.G. (1999). The durability of parylene coatings on neodymium-iron-boron magnets. *Eur J Orthod*, 21, 685-693.
- [124] Kurtoğlu, A., Tuğrul, A.B. (2006). Gama absorpsiyon tekniği ile kıymetli metallerin analizi ve değerlendirilmesi, *itüdergisi mühendislik*, Haziran,Cilt:5, Sayı:3, Kısım:2, 143-154.

- [125] Watanabe, I., Tanaka, Y., Udoh, K., Fukunaga, T., Hisatsune, K., Atsuta, M. (1999). Attractive force of castable magnetic alloys to dental Fe₄Nd₂B magnet, *J Dent Res* (special issue), 78:237 (Abstract no. 1055).
- [126] Hai, K., Sawase, T., Matsumura, H., Atsuta, M., Baba, K. and Hatada, R. (2000). Corrosion resistance of a magnetic stainless steel ion-plated with titanium nitride, *J Oral Rehabil*, 27, 361-366.
- [127] Chikahiro, O., Hiroyuki, K., Yasuhiro, T., Ikuya, W., (2005). Shear bond strength of resin composite to magnetic Fe-Pt alloy, *J Prosthet Dent*, 93, 478-82.
- [128] Watanabe, I., Hai, K., Tanaka, Y., Hisatsune, K., Atsuta, M., (2001). In vitro corrosion behavior of cast iron-platinum magnetic alloys *Dental Materials*, 17, 217-220.
- [129] Tanaka, Y., Kimura, N., Hono, K., Yasuda, K., Sakurai, T., (1997). Microstructures and magnetic properties of Fe-Pt permanent Magnets, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 170, 289-297.
- [130] Xiao, Q.F., Brucka, E.Z., Zhang, D., de Boer, F.R., Buschow, K.H.J. (2004). Effect of ordering transformation rate on the magnetic properties of Fe–Pt-based bulk alloys, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 280, 381–390.
- [131] Brücka, E., Xiao, Q.F., Thanga, P.D., Toonen, M.J., de Boer, F.R., Buschow, K.H.J. (2001). Influence of phase transformation on the permanent-magnetic properties of Fe–Pt based alloys, *Physica B*, 300, 215–229.
- [132] Xiao, Q.F., Brück, E., Zhang, Z.D., de Boer, F.R., Buschow, K.H.J., (2003). Ordering transformation and magnetic properties of Fe-Pt-Nb, *Physica B*, 339, 228–236.
- [133] Xiao, Q.F., Brück, E., Zhang, Z.D., de Boer, F.R., Buschow, K.H.J., (2004). Phase transformation and magnetic properties of Fe–Pt-based bulk alloys *Journal of Alloys and Compounds*, 364, 315–322.
- [134] Watanabe, I., Tanaka, Y., Watanabe, E. and Hisatsune, K., (2004). Tensile properties and hardness of cast Fe-Pt magnetic alloys, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 278-82.
- [135] Watanabe, I., Tanaka Y., Fukunaga, H., Hisatsune, K., Atsuta, M. (2001). Attractive force of castable iron-platinum magnetic alloys, *Dental Materials*, 17, 197-200.
- [136] Tanaka, Y., Udoh, K.K., Hisatsune, T. (1998). Distribution of niobium in an Fe–Pt–Nb magnet, *Materials Science and Engineering*, A250, 164–168.

- [137] Cheng, G., (2007). Phase Transformation and Magnetic Properties of Fe-Pt-Nd Alloys *Journal of Rare Earths*, 25, 84-87.
- [138] Bondemark, L., Kurol, J. and Wisten, A. (1995). Extent and flux density of static magnetic fields generated by orthodontic samarium-cobalt magnets, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 107, 488-496.
- [139] Ahmad, K.A., Drummond, J.L., Graber, T. and BeGolec, E. (2006). Magnetic strength and corrosion of rare earth magnets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 130, 11-15.
- [140] Agneta Linder-Aronson, Carl-Magnus Forsberg, Per Rygh and Sven Lindskog, (1996). Tissue response to space closure in monkeys: a comparison of orthodontic magnets and superelastic coil springs, *European Journal Orthodontics*, 18, 581-588.
- [141] Fukuzawa R., Hasegawa N., Syouji K., Ando A., Nakamura Y. and Tanaka, Y. (2008). Influence of the magnetic attachment on blood flow to the surrounding oral mucosa, *The 7th International Conference on Magnetic Applications in Dentistry*.
- [142] Lemon, J.C., Brignoni, R.A., Collard, S.M., Martin, J.W., Powers J.M. and Chambers, M.S., (2004). In vitro effect of microwave irradiation on the retentive force of magnets, *J Prosthet Dent*, 91, 368-73.
- [143] Ohya, K., Kanazawa, M., Minakuchi, S., (2009). Retentive force of stress-breaking attachments on maxillary implant overdentures, *Journal of Prosthodontic Research*, 53, 78–82.
- [144] Chao, Y., Du, L., Yang, L. (2005). Comparative study of the surface characteristics, microstructure, and magnetic retentive forces of laser-welded dowel-keepers and cast dowel-keepers for use with magnetic attachments, *J Prosthet Dent*, 93, 473-7.
- [145] Saygili, G. and Sahmali, S. (1998). Retentive forces of two magnetic systems compared with two precision attachments, *J Oral Sci*, 40, 61-64.
- [146] McMurry, J. and Castellion M.E. (1992). Protein Denaturation in: *Fundamentals of General Organic Chemistry*, 522p.
- [147] Gebert, A., Roth, S., Gopalan, R., Kundig, A.A., Schultz, L. (2007). Corrosion behaviour of FePt-based bulk magnets in artificial saliva solution, *Journal of Alloys and Compounds*, 436, 309–312.
- [148] Anonim. <http://wwwsoc.nii.ac.jp/jmd/international/7th/S004/>
- [149] Okuno, O., and Takada, Y. (2007). Corrosion resistance and biocompatibility of a dental magnetic attachment, *Interface Oral Health Science*, 105-114.

- [150] Nakamura, K., Takada, Y., Yoda, M., Kimura K., and Okuno, O., (2008). Galvanic Corrosion of Ferritic Stainless Steels Used for Dental Magnetic Attachments in Contact with an Iron-platinum Magnet, *Dental Materials Journal*, 27(2), 203-210.
- [151] Koike, M., Takada, Y., Okuno, O. and Okabe, T. Corrosion Characteristics of Dental Magnetic Attachments, <http://wwwsoc.nii.ac.jp/jmd/international/7th/S005/>
- [152] Ahmad, K.A., Drummond, J.L., Graber, T. and BeGolec, E. (2006). Magnetic strength and corrosion of rare earth magnets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 130, 275.e11-275.e15.
- [153] Yiu, EYL., Fang, D.T.S., Chu, F.C.S. and Chow, T.W. (2004). Corrosion resistance of iron platinum magnets., *J Dent*, 32, 423-429.

ÖZGEÇMİŞ

05.05.1979 Boğazlıyan/ Yozgat' ta doğdum. İlkokulu Boğazlıyan Necati Bey İlkokulu' nda tamamladıktan sonra orta ve lise öğrenimimi Yozgat Anadolu Lisesi' nde 1997' de tamamladım. Lisans eğitimimi 2004 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi' nde tamamlayıp aynı yıl içerisinde Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D. doktora eğitimi sürecine başladım.