

FARKLI TİPTEKİ MİKNATIS SİSTEMLERİNİN
KOROZYONA KARŞI DİRENÇLERİNİN, ÇEKİM KUVVETLERİNİN
VE MANYETİK ALANLARININ KARŞILAŞTIRMALI
OLARAK İNCELENMESİ

HAKAN AKIN

DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
2009

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI TİPTEKİ MIKNATIS SİSTEMLERİNİN
KOROZYONA KARŞI DİRENÇLERİNİN, ÇEKİM KUVVETLERİNİN
VE MANYETİK ALANLARININ KARŞILAŞTIRMALI
OLARAK İNCELENMESİ

HAKAN AKIN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. ALİ KEMAL ÖZDEMİR

SİVAS
2009

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.

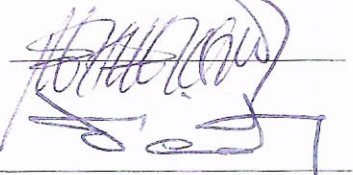
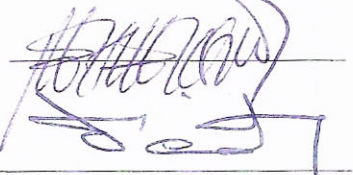
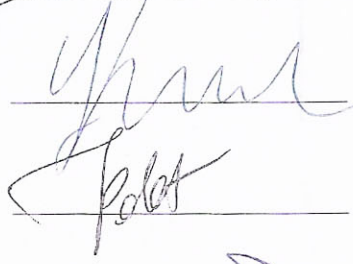
Başkan(Danışman) Prof. Dr. Ali Kemal Özdemir

Üye Prof. Dr. Yasemin Kulak Özkan

Üye Doç. Dr. N. Tülin Polat

Üye Doç. Dr. Mehmet Turgut

Üye Yrd. Doç. Dr. Feridun Hürmüzlü



ONAY

Bu tez çalışması, 02/06/2009 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.

Çalışma sırasında bana destek olan aileme...

ÖZET

FARKLI TİPTEKİ MİKNATİS SİSTEMLERİNİN KOROZYONA KARŞI DİRENÇLERİNİN, ÇEKİM KUVVETLERİNİN VE MANYETİK ALANLARININ KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ

Hakan AKIN

Doktora Tezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

2009, 77 Sayfa

Manyetik ataşmanlar, dişhekimliğinde, protetik ve ortodontik tedaviler olmak üzere iki temel kullanım alanına sahiptir. Küçük boyut, yüksek çekim kuvveti, korozyona karşı direnç ve düşük manyetik alan şiddeti, ideal bir mıknatısta aranan özelliklerdir. Son dönemlerde, nadir toprak alaşımları, neodmiyum-demir-bor ve samaryum-kobalt esaslı, paslanmaz çelik kaplama, sert ve yumuşak mıknatısların üretilmesi ile manyetik materyallerin geliştirilmesinde önemli adımlar atılmıştır.

Bu çalışmanın amacı, farklı tipteki fabrikasyon manyetik ataşman sistemlerinin, korozyona karşı dirençleri, çekim kuvvetleri ve manyetik alanları bakımından performanslarının karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. Manyetik alan şiddetlerinin tespitinde gaussmetre, çekim kuvveti değerlerinin tespitinde ise universal 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, neodmiyum, bor, kobalt ve samaryum iyonları, indüktif olarak eşleşmiş plazma kütle spektroskopisi (ICP-MS) ve atomik absorpsiyon spektroskopisi (AAS) yöntemleriyle incelendi. Dyna manyetik ataşman sisteminin en yüksek manyetik alan şiddeti oluşturduğu, en yüksek çekim kuvvetine Hilop sisteminin sahip olduğu bulundu. Hicorex ise korozyona karşı en dirençli sistem olarak tespit edildi.

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

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE MAGNETIC FLUX DENSITY, ATTRACTIVE FORCE AND CORROSION RESISTANCE OF DIFFERENT TYPES OF DENTAL MAGNETIC ATTACHMENTS

Hakan AKIN

Doctorate Thesis, Department of Prosthodontics

Supervisor: Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

2009, 77 pages

The two main areas of the magnetic attachments' use are orthodontics and prosthodontics. Small size, strong attractive force, high corrosion resistance and low magnetic flux density are properties of an ideal magnetic attachment. Over the last century, by producing stainless steel encapsulating hard and soft magnets which are made of rare earth alloys, neodymium-iron-boron and samarium-cobalt, significant advances have been made in the development of magnetic materials.

The objective of this study was to examine performance (magnetic flux density, attractive force and corrosion resistance) of different types of magnetic attachments. Magnetic flux density was measured by using a Gaussmeter and attractive force measurement was performed by using a universal test machine. For corrosion test, magnetic attachments were immersed in %1 lactic acid ve %0.9 NaCl solutions for 14 days and the amounts of ferric, neodymium, boron, cobalt and samarium ions released from the specimens into each solution were measured by means of inductively coupled plasma mass spectroscopy (ICP-MS) and atomic absorption spectroscopy (AAS). The highest magnetic flux density was found in Dyna magnetic attachment system. Moreover, the strongest attractive force was measured in Hilop system and the most corrosion resistance was found in Hicorex system.

Key words: magnetic attachment, magnetic flux, attractive force, corrosion resistance, inductively coupled plasma mass spectroscopy, atomic absorption spectroscopy.

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca yardımlarını esirgemeyen ve beni yönlendiren danışmanım Sayın Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR'e sonsuz teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesine katkıda bulunan Yrd. Doç. Dr. Ziyet Çınar'a teşekkür ederim.

Deneysel çalışmalarıml boyunca desteğini gördüğüm Protetik Diş Tedavisi A.D.'nda görevli Teknisyen Kübra DEMİR'e teşekkür ederim.

Maddi ve manevi desteklerinden ve teze katkılarından dolayı Dt. Mehmet Emre COŐKUN'a teşekkür ederim.

Benim bu günlere gelmemi sağlayan tüm aileme ve her konuda sabırla yardımlarını esirgemeyen eşim Dt. Emine Gülşah GÖKTOLGA AKIN'a sonsuz şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	V
ABSTRACT.....	VI
TEŞEKKÜR.....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	X
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	XI
SİMGELER DİZİNİ.....	XII
KISALTMALAR DİZİNİ.....	XIII
1 GİRİŞ.....	1
2 GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Manyetik Alan Kuvvet Çizgileri.....	4
2.2 Mıknatıs kuramları.....	5
2.3 Geçici Mıknatıslanma.....	5
2.3.1 Sürtünme ile Mıknatıslanma.....	5
2.3.2 Dokunma ile Mıknatıslanma.....	5
2.3.3 Etki ile Mıknatıslanma.....	5
2.4 Yerin Manyetik Alanı.....	6
2.5 Manyetizm tipleri.....	6
2.6 Mıknatısların Kullanıldığı Alanlar.....	8
2.7 Kapalı alan ve açık alan mıknatıs sistemleri.....	14
2.7.1 Gillings kapalı alan sistemi.....	15
2.7.2 Jackson kapalı alan mıknatıs sistemi.....	15
2.7.3 Magnedent kapalı alan mıknatıs sistemi.....	16
2.7.4 Keystone kapalı alan mıknatısı.....	17
2.7.5 Açık alan mıknatıslarının özellikleri.....	17
2.8 Keeper sistemleri.....	19
2.8.1 Simante edilen keeper sistemi.....	19
2.8.2 Vidalanan keeper sistemi.....	20
2.8.3 Post ve başlık şeklindeki keeper sistemi.....	20
2.9 Manyetik tutucu kullanılmasının avantajları.....	21
2.10 Manyetik tutucuların dezavantajları.....	21
2.11 Manyetik tutucuların hassas tutucular ile karşılaştırılması.....	21
2.12 Mıknatısların dokular üzerindeki etkileri.....	23
2.13 Korozyon.....	25
2.13.1 Korozyon çeşitleri.....	26
2.13.1.1 Homojen dağılımlı korozyon.....	27
2.13.1.2 Galvanik korozyon.....	28
2.13.1.3 Seçici korozyon.....	28
2.13.1.4 Tabakalaşma korozyonu.....	29
2.13.1.5 Aralık korozyonu.....	29
2.13.1.6 Oyuklanma korozyonu.....	29
2.13.1.7 Kaviteasyon korozyonu.....	30
2.13.1.8 Tanelerarası korozyon.....	30
2.13.1.9 Gerilim korozyon çatlaması.....	30
2.13.1.10 Korozyonlu yorulma.....	31
2.13.1.11 Erozyon korozyonu.....	31
2.13.1.12 Titreşimli korozyon.....	31

2.13.1.13 Hidrojen çatlaması.....	31
2.13.2 Korozyon testleri.....	32
2.13.2.1 Kimyasal yöntemler	32
2.13.2.1 Atomik Absorpsiyon Spektroskopisi	32
2.13.2.2 İndüktif olarak eşleşmiş plazma emisyon spektroskopisi	33
2.13.2.3 İndüktif olarak eşleşmiş plazma kütle spektroskopisi.....	33
2.13.2.2 Elektrokimyasal yöntemler	38
2.13.2.2.1 Potansiyodinamik polarizasyon testi.....	38
2.14 Tükürük.....	39
2.14.1 Yapay tükürük.....	40
2.15 Konu ile ilgili olarak yapılan diğer çalışmalar.....	43
3 MATERYAL VE METOT	46
3.1 Manyetik Alanlarının Tespiti.....	49
3.2 Çekim Kuvveti Testlerinin Yapılması.....	51
3.3 Korozyon Testlerinin Yapılması.....	53
4 BULGULAR.....	56
5 TARTIŞMA.....	62
6 SONUÇLAR.....	70
7 KAYNAKLAR.....	71
8 ÖZGEÇMİŞ.....	77

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Mıknatısın kutupları etrafında oluşan manyetik alan çizgileri ve manyetik alanın yönü.....	4
Şekil 2. Yerin manyetik alanı.....	6
Şekil 3. Zamanla (BH) max'taki gelişme.....	7
Şekil 4. Çene-yüz protezlerinde manyetik ataşman uygulamaları.....	12
Şekil 5. Dişüstü protezlerde mıknatıs uygulamaları.....	12
Şekil 6. Dişüstü protezlerde kök içi mıknatıs uygulaması (tek mıknatıs sistemi).....	13
Şekil 7. Gillings kapalı alan mıknatıs sistemi. a)ters kutuplu mıknatıs sistemi, b)benzer kutuplu mıknatıs sistemi, 1)düzenek içindeki keeper, 2)mıknatıs çifti, 3)koruyucu tabaka, 4)kök üzerindeki keeper.....	15
Şekil 8. Jackson kapalı alan mıknatıs sistemi. 1)düzenek içindeki keeper'lar, 2)mıknatıs, 3)kök üzerindeki keeper.....	16
Şekil 9. Açık alan (A) ve kapalı alan (B) mıknatıslarının oluşturduğu manyetik alanlar.....	17
Şekil 10. Manyetik ataşman sistemlerinin yapısı. Soldaki resimlerde longitudinal kesitler, sağdaki resimlerde ise içeriklerinin boyutları yer almakta. Tüm ataşman sistemleri, 4 mm çapında, 1.5 mm kalınlığında mıknatıs ve 4 mm çapında, 1 mm kalınlığında keeper'dan meydana gelmektedir. a) Cup-yoke tipi (Cup) b) sandwich-yoke tipi (Sw) c) split-pole tipi d) modifiye split-pole tipi e) silindir tipi.....	18
Şekil 11. Simante edilen keeper.....	19
Şekil 12. A)Vidalanan keeper sistemi. B)Post ve başlık şeklindeki keeper sistemi.....	21
Şekil 13. Lateral ve devirme kuvvetlerine karşı manyetik tutuculuk.....	22
Şekil 14. Galvanik korozyon.....	28
Şekil 15. Aralık korozyonu.....	29
Şekil 16. Oyuklanma ile oluşan bir korozyon hücresi. Çukurun dibi bir anot görevi görürken, çukur ağzındaki yüzeyler katot görevi görmektedirler...30	30
Şekil 17. Alevli Atomik Absorbsiyon Spektrofotometresi.....	33
Şekil 18. ICP-AES yönteminde kullanılan spektrometre.....	33
Şekil 19. Agilent 7500, ICP-MS ölçüm cihazı.....	34
Şekil 20. Spektroskopi yöntemlerinin genel özellikleri.....	35
Şekil 21. ICP-MS'in analiz genişliği.....	37
Şekil 22. Bazı nadir toprak elementlerinin spektrumları.....	38
Şekil 23. Hilop 5513 manyetik ataşman sistemi. A) Mıknatıs (üstte) ve keeper (altta) ayrı. B) Mıknatıs ve keeper temasta.....	46
Şekil 24. Hicorex 3513 manyetik ataşman sistemi. A) Mıknatıs (üstte) ve keeper (altta) ayrı. B) Mıknatıs ve keeper temasta.....	47
Şekil 25. Dyna 500 gr manyetik ataşman sistemi. A) Mıknatıs (üstte) ve keeper (altta) ayrı. B) Mıknatıs ve keeper temasta.....	48
Şekil 26. Steco U.00.01.T570 manyetik ataşman sistemi. A) Mıknatıs (altta) ve keeper (üstte) ayrı. B) Mıknatıs ve keeper temasta.....	48
Şekil 27. Akril bloklar üzerinde manyetik ataşman çiftleri temasta.....	49
Şekil 28. A) Manyetik alan değerlerinin tespitinde kullanılan gaussmetre B) Örneklerin tutturulmasında kullanılan yapıştırıcı ajan.....	50
Şekil 29. Manyetik alan şiddetinin tespiti için kullanılan düzenek.....	50
Şekil 30. Çekim kuvveti testinde kullanılan universal test cihazı.....	51
Şekil 31. Test örneklerinin cihazın alt ve üst parçasına yerleştirilmiş hali.....	52

Şekil 32. Çekim kuvveti değerlerinin okunmasında kullanılan bilgisayar ve Nxgen fm yazılımı.....	52
Şekil 33. 14 gün boyunca manyetik ataşman sistemlerinin bekletildiği kaplar.....	54
Şekil 34. Ataşman sistemlerinin 14 gün boyunca bekletildiği cihaz.....	54
Şekil 35. Korozyon testi için kullanılan ICP-MS test cihazı.....	54
Şekil 36. Fe tayininde kullanılan Atomik Absorbsiyon Spektrometresi.....	55
Grafik 1. Grafit Fırın Atomik Absorbsiyon Spektrometresinin dezavantajları	35
Grafik 2. ICP-AES'in dezavantajları	36
Grafik 3. Analiz yöntemlerinin mukayesesi	37
Grafik 4. Manyetik Alan Grafik Değerleri (mG).....	56
Grafik 5. Çekim Kuvveti Değerleri (gr).....	57
Grafik 6. Ataşman sistemlerinin çekim kuvveti değişimleri.....	59

ÇİZELGELER DİZİNİ

Tablo 1. Retansiyon sistemlerinde aşınmanın etkisi (gr).....	23
Tablo 2. Bölgesel Korozyon (sınıflanmış olarak).....	27
Tablo 3. Dişhekimliği açısından önem taşıyan korozyon türleri (şematik olarak).....	27
Tablo 4. Test yöntemlerinin kıyaslaması	36
Tablo 5. Manyetik Alan Değerleri (mG).....	56
Tablo 6. Çekim Kuvveti Değerleri (gr).....	57
Tablo 7. Manyetik ataşman sistemlerinin çekim kuvveti ölçümleri.....	58
Tablo 8. ICP-MS analiz sonuçları.....	60
Tablo 9. AAS analiz sonuçları.....	60

SİMGELER DİZİNİ

gr	: Gram
G	: Gauss
mG	: Miligauss
T	: Tesla
mT	: Militesla
MGOE	: Megaoersted
Nd	: Neodmiyum
Fe	: Demir
B	: Bor
Sm	: Samaryum
Co	: Kobalt
Ni	: Nikel
Cu	: Bakır
Pd	: Palladyum
Pt	: Platin
⁰ C	: Santigrat derece
CO ₂	: Karbondioksit
mm	: Milimetre
cm	: Santimetre
mm/dak	: Milimetre/dakika
ml	: Mililitre
ph	: power of hydrogen
r	: Korelasyon katsayısı
P	: İstatistiksel olarak önem
NaCl	: Sodyumklorür

KISALTMALAR DİZİNİ

AL-NI-FE	:	Alüminyum-nikel-demir
AL-NI-CO-CU-FE:	:	Alüminyum-nikel-kobalt-bakır-demir
(BH)max	:	Maksimum enerji ürünü
PTFE	:	Polytetrafluoroethylene
PMMA	:	Polimetilmetakrilat
MRI	:	Manyetik rezonans görüntüleme
AAS	:	Atomik Absorpsiyon Spektroskopisi
ICP-OES	:	İndüktif olarak eşleşmiş plazma optik emisyon spektrometre
ICP-MS	:	İndüktif Olarak Eşleşmiş Plazma Kütle Spektroskopisi
Nd:YAG	:	Neodymium – Yttrium Aluminum Garnet
PVD	:	Fiziksel buhar çökeltme
TIN	:	Titanyum nitrit
Parilen	:	Poli-(para)-ksilen
KW	:	Kruskal-Wallis
ATAL	:	Tübitak Ankara Test ve Analiz Labaratuarı
GFAAS	:	Grafit Fırın Atomik Absorbsiyon Spektrometresi

1. GİRİŞ

Mıknatıs, manyetik alan üreten nesne veya malzemedir. Demir, nikel, kobalt gibi bazı metalleri çeker, bakır ve alüminyum gibi bazı metallere ve metal olmayan malzemelere etki etmez. 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 çelikleri olmuştur. Koersivite ve kalıcı indüklenmesi sadece birkaç yüz oersted mertebelerinde kalan bu malzemelerin bugünün standartları ile yetersiz kaldığı söylenebilir. Bu çelikler Kobalt (Co), Tungsten (W), Molibden (Mo) katkılarıyla geliştirilmekle beraber enerji kapasiteleri 1930'lara kadar 1 megaoersted (MGOE) seviyelerinde kalmıştır.²

Bu dönemde Japonya'da Alüminyum-nikel-demir (AL-NI-FE), Hollanda'da Alüminyum-nikel-kobalt-bakır-demir (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. Ana manyetik materyal, ticari olarak en uygun olan nadir toprak materyali neodmiyum-demir-bor'dur.^{3,4} Diğer bir nadir toprak alaşımı da samaryum-kobalt'tır.^{5,6} Samaryum-demir-nitrid ise, yüksek manyetizasyon ve demanyetizasyon direncinin yanı sıra, korozyona ve sıcaklığa, Neodmiyum-demir-bor (Nd-Fe-B) tipi mıknatıslara göre daha dirençli olması nedeniyle, daimi mıknatıs uygulamaları için umut verici bir adaydır.⁷ Bu materyal üzerinde çalışmalar hala sürmekte ve gelecekte tıp ve dişhekimliği alanında kullanılmaları uygun olabilecektir.⁸ Mıknatıslar, dişhekimliğinde, ortodontide^{9,10} ve hareketli protezlerde olmak üzere iki temel kullanım alanına sahiptir. Küçük boyutlara sahip oluşları ve güçlü çekim kuvvetleri popüler olmalarının nedenleridir. Temizleme kolaylığı, hem hasta hem de hekim için yerleştirme kolaylığı, daimi retansiyon sağlaması gibi avantajları olmasına rağmen, korozyona karşı dirençlerinin düşük olması nedeniyle paslanmaz çelik ve titanyum gibi inert alaşımlarla kaplanmak zorundadırlar. Tükrük ile temasa geçmesi durumunda mıknatıslarda korozyon meydana gelmekte ve manyetizm kaybı oluşmaktadır.⁸

Klinik araştırmalarda, manyetik ataşman sistemlerinden elde edilen kuvvetlerin ilave tutuculuk için kullanıldığı, adhezyon, kohezyon, negatif hava basıncı vb. gibi kuvvetlerin sağladığı tutuculuğun böylece daha da arttırıldığı gösterilmiştir. Bu tür

mıknatısların toksik ve alerjik olmadığı, biyolojik yapı ile uyumlu olduğu, dişe sadece aksiyal (dişin uzun eksenine boyunca) kuvvetler uyguladığı için zayıf destek dişlerde de kullanılabilirdiğinden literatürde bahsedilmektedir.¹¹

Günümüzde daha küçük boyutlarda, yüksek çekim gücü ve korozyona karşı dirençli mıknatısların üretilebilmesi mümkün olmuştur. Bu da mıknatısların temel tutucu unsurlar olarak kullanılmalarına olanak sağlamaktadır.

Farklı tipteki fabrikasyon 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. Efsaneye göre Manyetit adı "sürüsünü otlatırken ayakkabısının çivileri ve sopasının ucu yapışıp kalan" Magnes adlı çobandan gelmektedir. Bir başka kabule göre de mıknatıslık özelliği taşıyan bu taşların bolca bulunduğu Anadolu'daki Manisa (Maeneisa) adlı kentten gelmektedir.²

Mıknatısların uçları çekme ve itme özelliği gösterirler. Mıknatıslık etkisinin en şiddetli olduğu bu 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. Elektrik yüklerinde olduğu gibi, mıknatısların da aynı kutupları birbirini iter, zıt kutupları ise birbirini çeker. 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. Cam, kağıt, tahta, plastik gibi maddeleri mıknatıs çekmez.¹²

Üç çeşit mıknatıs vardır.

1. Doğal mıknatıs : Doğada oluşan ve taş olarak bulunan mıknatıslardır.¹²

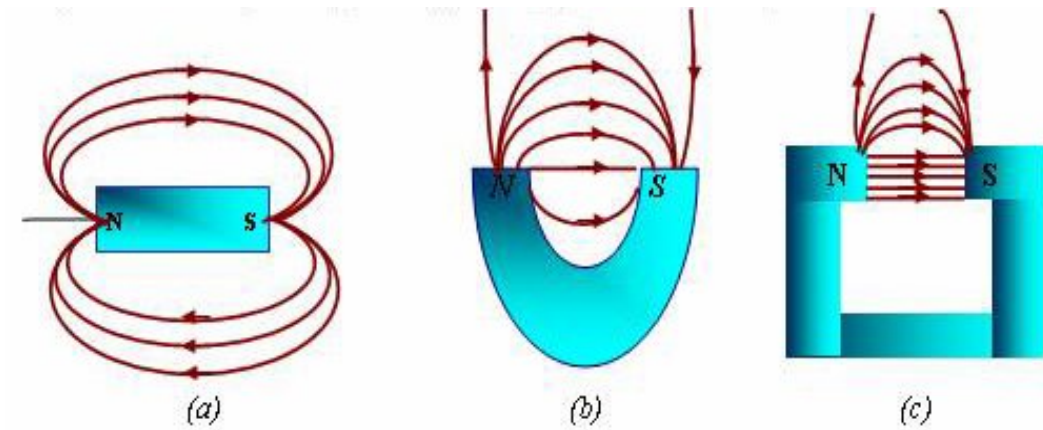
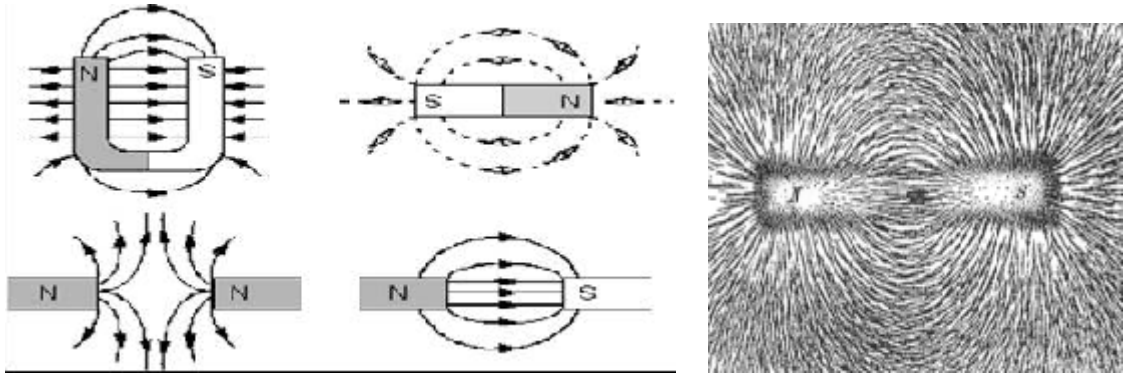
2. Yapay mıknatıs : Demir, nikel ya da kobalttan yapılır. Çubuk, pusula iğnesi, U şekline ve at nalı şekline benzeyen çeşitleri vardır. Bu tip materyallere daimi ya da geçici mıknatıslık kazandırılabilir.¹²

3. Elektromıknatıs : Manyetik özellik gösteren maddeye örneğin demir üzerine tel sarılıp telden akım geçirildiğinde oluşan mıknatıslardır.¹²

Sarmalın ortasına ferromanyetik bir cisim koyularak mıknatıslık özelliği yüzlerce kat arttırılabilir. Elektromıknatıslar, mıknatıslık özelliğini sadece telden akım geçtiği sürece korur. Oluşan manyetik alanın kuzey kutbunun yönü sağ el kuralı ile tesbit edilebilir. Elektromıknatıslar, elektrik motorları, parçacık hızlandırıcılar, röleler gibi cihazlarda, yüklü parçacıkları saptırmak veya elektrik enerjisini hareket enerjisine çevirmek gibi birçok amaç için kullanılırlar.¹

2.1. Manyetik Alan Kuvvet Çizgileri

Bir mıknatısın çekim etkisini gösterdiği alana manyetik alan denir. Bir cam levha üzerine demir tozları serpidikten sonra levhanın altına çubuk mıknatıs yerleştirilip levhaya yavaş yavaş vurulduğunda, demir tozları mıknatısın manyetik alan çizgilerine paralel hale gelirler. Demir tozlarının oluşturduğu çizgilere bakılarak normalde görülmeyen çizgilerin nasıl olduğu anlaşılır. Çubuk mıknatısın çevresindeki manyetik alan çizgileri şekildeki gibidir. Manyetik alan kuvvet çizgileri N kutbundan S kutbuna doğrudur (Şekil 1). Çizgilerin uç noktalarında sık olması manyetik alanın uç kısımlarında şiddetli olduğunu gösterir. Manyetik alan, çizgilerinin paralel olduğu yerlerdeki alana düzgün manyetik alan denir.¹²



Şekil 1. Mıknatısın kutupları etrafında oluşan manyetik alan çizgileri ve manyetik alanın yönü.¹³⁻¹⁵

2.2. Mıknatıs kuramları

Eski ve kısmen günümüzde de kullanılabilen bir kuram olan mıknatısın moleküler kuramına göre; mıknatıslanabilen cisimlerin içinde Kuzey (N) ve Güney (S) kutuplar bulunur. Cismin içindeki kutuplar, cisim mıknatıslanmadan önce moleküler seviyede düzensiz gruplar halindedir. Cisim manyetik hale geldiğinde, cismin içindeki 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

Mıknatıslığın modern elektron kuramı da kısmen aynı noktaları kabul eder ama yük fikrini bırakır. Domain veya atom gruplarından meydana gelen tanecik fikrine ağırlık verir. Manyetiklik durumunun sebebini atom ve moleküllerin manyetik momentlerine ve dış etkilerle cismin içindeki manyetik kuvvetin paralelleştirilmesine bağlar. Manyetik kuvvetin etkisiyle, kendisi manyetik olmadığı halde çekilen maddelere paramanyetik, itilen maddelere diyamanyetik denir. Paramanyetik maddelere örnek olarak alüminyum, baryum ve oksijen, diyamanyetik maddelere ise civa, altın ve bizmut verilebilir.¹

2.3. Geçici Mıknatıslanma

Yapay mıknatıslardan faydalanılarak manyetik özelliği olan demir, nikel ve kobalt geçici olarak mıknatıslanabilir. Üç yolla geçici mıknatıslanma elde edilebilir.

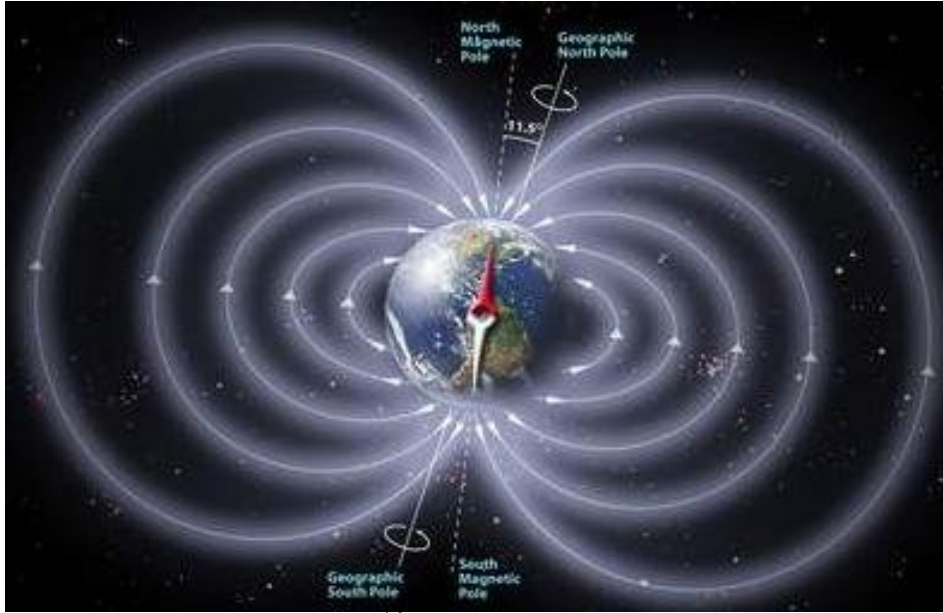
2.3.1. Sürtünme ile Mıknatıslanma: Bir demir çubuğa, mıknatısın her defasında aynı kutbu aynı yönlü sürtülürse, mıknatısın ilk sürtülen uç kısmı mıknatısla aynı kutuplu olacak şekilde demir çubuk geçici olarak mıknatıslanır.¹²

2.3.2. 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.¹²

2.3.3. 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. Bir mıknatıs demir çubuğun orta kısmına yaklaştırılırsa, demir çubuğun uç kısımları N, orta kısımları ise S kutbu olacak şekilde etki ile mıknatıslanır.¹²

2.4. Yerin Manyetik Alanı

Yerin magnetik alanının olduğu deneylerle tespit edilmiştir. Dünya, sanki kuzey yarı kürede N, güney yarı kürede S kutbu bulunan bir çubuk mıknatıs varmış gibi davranır.¹²



Şekil 2. Yerin manyetik alanı¹⁶

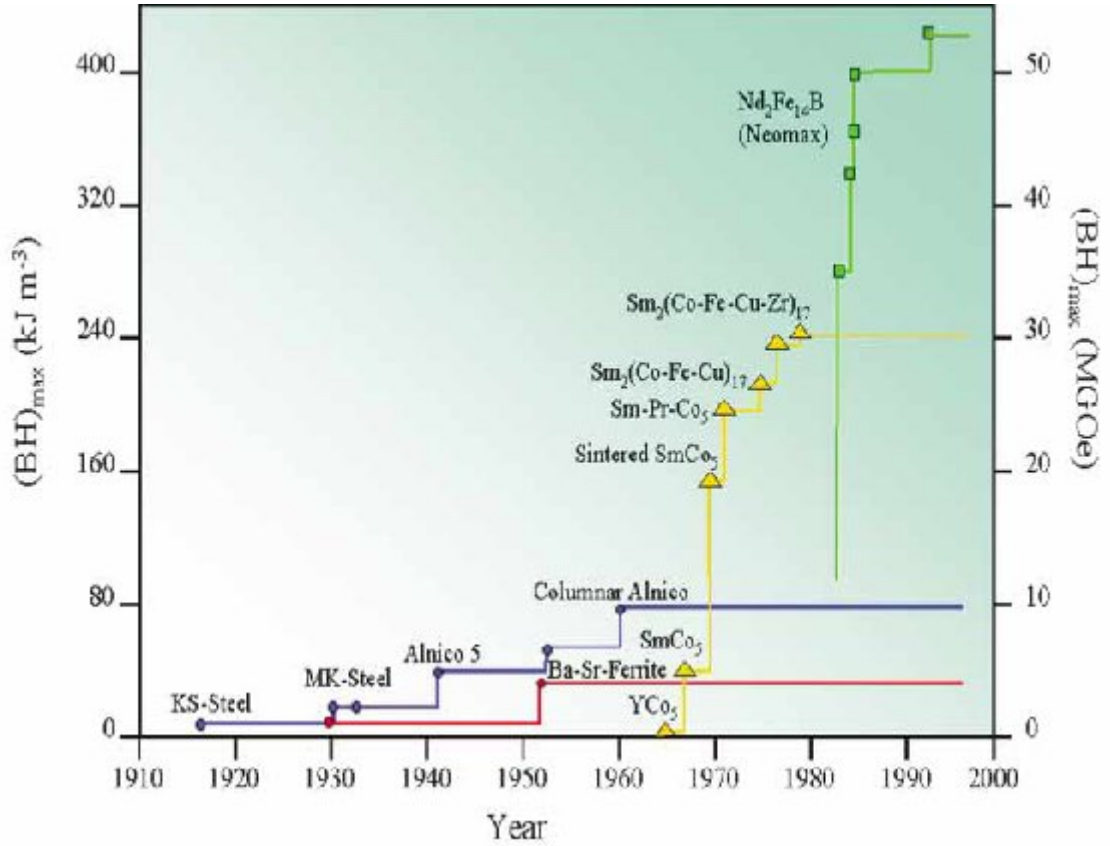
Manyetik kuzey ve güney kutup ile coğrafi kuzey ve güney kutup tam çakışmaz. Belli küçük bir açı kadar sapma gösterir. Ağırlık merkezinden asılmış bir çubuk mıknatıs, bulunduğu yerden geçen dünyanın çevresindeki manyetik alan kuvvet çizgilerine teğet olmak zorundadır. Bu nedenle ağırlık merkezinden asılmış bir çubuk mıknatısın N kutbu magnetik 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 (Şekil 2). Ekvatorda yere paralel, kutuplarda ise yere dik konuma gelir.¹²

Manyetik akım yoğunluğu birimi Tesla'dır. Yerin manyetik alanı 0.03-0.06 militesla'dır.¹⁷

2.5. Manyetizm Tipleri

Manyetik materyaller, 'yumuşak' kolayca manyetize veya demanyetize olabilen ve 'sert' manyetik özelliklerini koruyabilen ve daimi mıknatıslar olmak üzere iki şekilde isimlendirilirler. Bir materyalin yumuşak veya sert olduğu, manyetik alandan uzaklaştırıldıktan sonra manyetik özelliklerini kullanıp kullanmadığına bağlıdır.⁸ Her atom bir mıknatıstır, çekirdeğin etrafındaki elektronların hareketi ile manyetik bir alan meydana gelir. Fakat elektronların çoğu çifttir, eşit ve karşıt 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.⁸ Demanyetize durumunda bu bölgelerin yönleri rastgeledir ve ortalama manyetizasyonları yoktur. Manyetik alana uygulandıkları zaman domains dizilir ve bir doyum noktasına ulaşacak örneklerde ortalama bir manyetizasyon meydana getirir. Manyetik olarak yumuşak materyaller doyuma ulaşmak için sadece küçük alanlara ihtiyaç duyarken, sert materyaller büyük bölgelere ihtiyaç duyarlar. Uygulama alanından uzaklaştırıldıkları zaman, daimi bir mıknatıs veya sert materyal manyetizasyonlarını veya artık mıknatıslanma özelliklerini korurlar. Örneklerin manyetizasyonları, 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.⁸ Son zamanlarda, çeşitli manyetik materyallerdeki gelişmeler ve enerji ürünü (BH)max’daki ilerlemeler şekil 3’ de gösterilmiştir.



Şekil 3. Zamanla (BH)max’taki gelişme.⁴

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

1- Manyetik alan direnci

2- Manyetik süreklilik

Manyetik alan direnci, çekici veya itici kuvvetlerin bir ölçüsüdür; manyetik süreklilik ise bir cismin manyetize veya demanyetize edilebilmesinin zorluk veya kolaylık ölçüsüdür.¹⁸

2.6. Mıknatısların Kullanıldığı Alanlar

Mıknatıslar, pusula yapımında, kapı zilinde, telefon, radyo, televizyon, ses sistemleri, voltmetre, ampermetre, elektrik motorları, bazı oyuncakların yapısı gibi birçok yerde kullanılmaktadır. Sanayide demir parçalarını diğer maddelerden ayırmak için yine mıknatıslar kullanılır.

Mıknatısların dişhekimliğinde ortodontik uygulamalarda kullanımı 1978'lere kadar dayanmaktadır. Blechman ve Smiley,⁹ bir kedi model üzerinde kaninler ve molar dişler arasında intermaksiller kuvveti göstermek amacıyla mıknatısları denemişlerdir. Daha sonraki dönemlerde ise diastema,¹⁹ iskeletsel open-bite,²⁰⁻²⁵ palatal ekspansiyon,²⁶ posterior dişlerin intrüzyonu,^{19-23,27} gömülü dişlerin ekstrüzyonu,²⁸⁻³¹ molar distalizasyonu vakalarında³²⁻³⁶ ve fonksiyonel apareylerin birleştirilmesinde³⁷⁻⁴² kullanılmıştır. Manyetik sabit apareyler, Kawata ve ark.⁴³ ve Darendeliler ve Joho⁴⁴ tarafından, manyetik retansiyonun bir formu da Springate ve Sandler¹⁰ tarafından tanımlanmıştır. Sandler ve ark.⁴⁵ mıknatısları, vertikal olarak gömülü bir kanin dişinin sürmesini kolaylaştırmak amacıyla, 12 yaşındaki bir çocukta kullanmışlardır. Cerrahi operasyon yardımı ile NdFeB mıknatıs diş yüzeyine yapıştırılmıştır. Daha sonra ikinci bir NdFeB mıknatısı içeren hareketli bir aparey sürme boşluğunun üzerine yerleştirilmiştir. Burada bu sistem ile çekim kuvvetinin seviyesi araştırılmasına rağmen

4 aylık bir tedavi sonrasında, son düzeltmeleri yapabilmek amacıyla, sabit bir aparey ile konvansiyonel braket uygulamasına geçilmiştir. Vardimon ve ark.²⁸ braketin kanatları arasına bir NdFeB mıknatıs yerleştirilen edgewise braketleri kullanarak, 3. molar da dahil birçok gömülü dişin sürdürülmesini anlatmıştır. Gömülü dişler için bu tip tedavi yaklaşımlarının birçok avantajı vardır. Manyetik ataçman sistemleri friction-free sistemi göstermektedir, kuvvet süreklidir ve yönü değiştirilebilir, sürme yolu kontrol edilebilir. Bu da komşu dişlerdeki riski en aza indirir. Bu tekniğin en önemli avantajı ise, cerrahi operasyon sonrası mıknatıs yerleştirildikten sonra flap tamamiyle kapatılmasına rağmen, kapalı mukoperiosteum, sürme prosedürü tamamiyle normal olarak devam eder. Bu, dişin sağlıklı bir periodonsiyuma yerleşmesine ve enfeksiyon riskinin azalmasına olanak sağlar.⁴⁶

Blechman ve Smiley⁹'in uygulamasını takiben mıknatısların ortodontik uygulamalarda kullanılmaları yaygınlaşmıştır.^{10,20,21,23,27-30,32,33,35,37-41,43,44,47,48}

Protetik diş tedavisinde ise mıknatıslar, hareketli parsiyel ve total protezlerin ağız içerisinde tutuculuklarının sağlanmasında, klinik ve teknik prosedürlerinin kolay olabilmesi ve proteze kolaylıkla dahil edilebilmesi nedenleriyle kullanılmaktadırlar.⁸ Protez tutuculuğu için en az 40 yıldan beri kullanılmakta olan mıknatıslar, benzer kutupların birbirini itmesi ve zıt kutupların birbirini çekmesi prensiplerine göre iki şekilde kullanılmışlardır.¹⁸ Mıknatıslar, protetik dişhekimliğinde ilk olarak, itme gücünden faydalanılması yolu ile protezlerin yerlerinde kalmasını sağlamak amacıyla kullanılmışlardır.^{17,49-51} Alnico alaşımları kullanılmış, ancak yeterli manyetik tutuculuğun sağlanabilmesi için büyük boyutlarda olması gerektiğinden dolayı kullanımına devam edilmemiştir.¹⁷ Dr. Freedman mıknatısları, tam protezler içinde molar bölgelere gömmüş ve benzer kutuplar birbirlerine bakacak şekilde ayarlamıştır. Çenelerin kapanışa geçmesi ile mıknatısın itme gücünden faydalanılarak protezlerin yerlerinde kalmaları sağlanmaya çalışılmıştır.^{17,49-51} Ancak çeneler açıldığında, itme kuvvetinin etkisi mesafeye bağlı olarak hızla azaldığından bu sistem yaygın kullanım alanı bulamamıştır.^{11,18} Ek olarak, çenelerin istirahat konumunda veya dişlerin birbirlerine yaklaşması anında sürekli mevcut olan itme kuvvetlerinin, kret rezorbsiyonunu artırıcı etkisi üzerinde de durulmuştur.¹⁸

Mıknatısların çekim kuvvetinden faydalanılarak kullanımlarına dair ilk teşebbüsler, 1960'ların erken dönemlerinde, çene kemiğine implante edilmeleri⁴⁹⁻⁵² ile olmuştur. Ancak, yetersiz güç sağlamaları ve boyutlarının büyüklüğü nedeniyle problemler ortaya çıkmıştır. Mandibular total protezlerin tutuculuğunda mıknatıslar,

çene kemiğine implante edilerek de uygulanmış, kemik içindeki mıknatısların protez içindeki zıt kutuplu mıknatısları çekmesiyle tutuculuk sağlanmıştır. Dikdörtgen ve silindirik PMMA kaplı mıknatıslar ve Alnico V kullanılmıştır. Bu denemeler, iki mıknatıs arasındaki mesafe nedeniyle protez tutuculuğunda, mıknatısların yeterli kuvveti sağlayamadığını göstermiştir. Bu nedenle daha küçük ve daha güçlü olan Co-Pt mıknatısları kullanılmaya başlanmıştır.⁵⁰ 6,4×3,6×2,5 mm teflon kaplı platin-kobalt mıknatıslar kullanılmıştır.⁴⁹ Bu tür uygulamalar için Behrman başarılı sonuçlar aldığını belirtirken diğer araştırmacılar mıknatıslar arasında sürekli mevcut olan çekim kuvvetlerinin, kemik içine yerleştirilen mıknatısların yüzeye çıkmalarına neden olabileceğini öne sürmüşlerdir.¹⁸ İmplant edilen mıknatıslar kemik ve doku boyunca göç etmekte ve oral kavite ile temasa geçmektedir.⁵³ Maalesef bu mıknatıslar da yüksek maliyet, sınırlı kullanım alanı ve zor üretim gibi dezavantajlara sahiptirler. Başarı oranlarının düşük olması nedeniyle bu yöntemin kullanılması bırakılmıştır.

Mıknatıslar, dişüstü protezlerde retansiyon amacıyla ilk olarak 1960'larda, dudak damak yarıklı bir hastanın tedavisinde kullanılmışlardır.¹¹ Co-Pt alaşımı kalan dişler üzerinde kullanılmış ve protez içerisine de döküm Co-Pt alaşımı yerleştirilmiştir. Bu uygulamadan sonra, mıknatıslar ağızda bırakılan kökler üzerine simante edilerek overdenture'larda kullanılmaya başlanmıştır.⁵⁴

Dişhekimliğinde önceleri kullanılmış olan geleneksel Ferrite (demir) ve Alnico (alüminyum, nikel, kobalt) mıknatısları, yüksek manyetik alan direncine sahip olmalarına rağmen manyetik süreklilikleri düşüktür. 1967'de Joseph Becker ve Gary Hoffer tarafından, kobalt veya demir gibi bir çeşit element, nadir toprak 'rare earth' elementleri veya Lanthanum serileri olarak bilinen diğer bir sınıf elementle alaşım haline getirildiğinde, daimi mıknatısların daha üstün özelliklere sahip olduğu bulunmuştur. Bu yeni sınıfa 'nadir toprak elementleri' adı verilmiştir.¹⁸ İlk nadir toprak alaşımı, geçit elementi olarak Kobalt (Co), nadir toprak elementi olarak Samaryum (Sm)'un kullanılmasıyla üretilmiştir. Daha sonra geçit elementi olarak demir, nadir toprak elementi olarak neodmium'un kullanıldığı diğer bir nadir toprak alaşımı üretilmiştir. Alaşıma üçüncü bir element olarak bor'un eklenmesiyle, kristalin yapının stabilitesi arttırılmaya çalışılmıştır. Neodmium-demir-bor alaşımı, Samaryum-Kobalt alaşımına oranla beş kat daha güçlü olmakla beraber manyetik özellikleri, 70 C⁰'nin üstündeki sıcaklıklarda azalmaktadır. Her iki alaşım, kırılmaya ve ağız içindeki korozyona uğramaya meyillidirler.¹⁸

Nadir toprak mıknatıslarının bulunması ile Sm-Co mıknatıslar overdenture uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Sm-Co bir mıknatıs kök yüzeyi içerisinde açılan bir kaviteye ve benzer bir mıknatıs da protez içerisine yerleştirilmiştir.¹¹ Ağız ortamında mıknatısın korozyonunun önüne geçmek amacıyla döküm altın kaplama yapılmış ancak kesin bir başarı elde edilememiştir.⁸

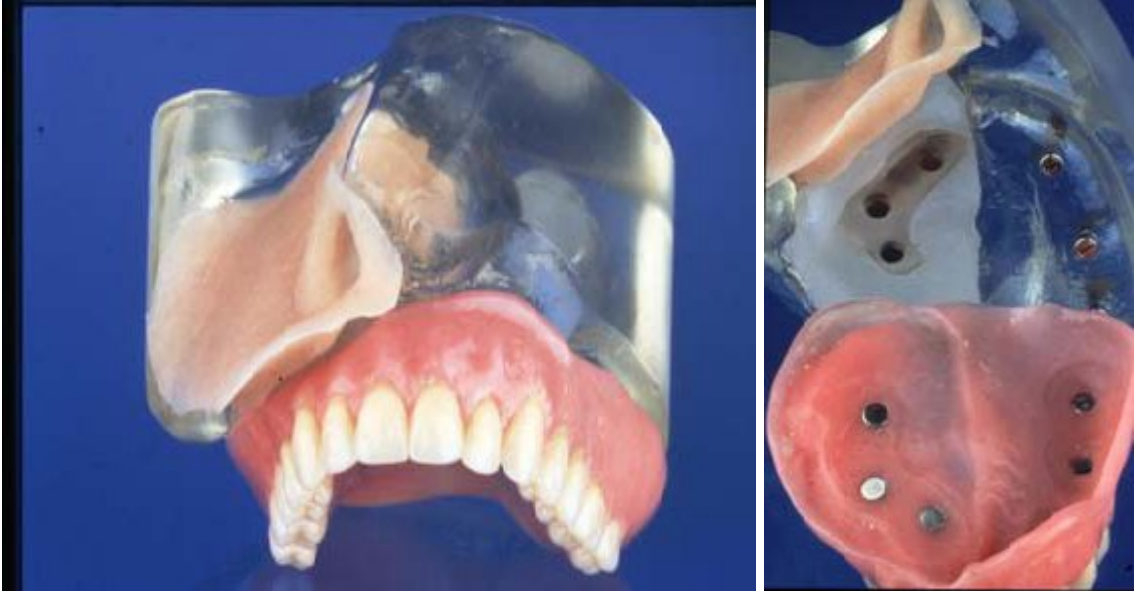
Daha güçlü manyetik materyal olan Sm-Co'nun bulunması ile implante mıknatısların protez retansiyonu amacıyla kullanılmasına yönelik çalışmalar tekrar başlamıştır.⁵⁵ Bu mıknatıslar Co-Pt mıknatısların boyut olarak beşte biri olmasına rağmen, aynı kuvveti sağlayabilmektedirler. Mıknatısların korozyona karşı olan duyarlılıkları nedeniyle proplast kaplaması (Polytetrafluoroethylene [PTFE] and pyrolytic graphite) kullanılmıştır. Köpekler üzerinde yapılan çalışmalar, proplast'ın in vivo ortamda samaryum-kobalt mıknatıslar için, etkili bir kaplama materyali olarak kullanılabileceğini göstermiştir.⁸ Mıknatıs cerrahi olarak yerleştirilirken, kaplama herhangi bir çatlak veya zarar görmediği sürece korozyon koruması sağlamaktadır. Proplast kaplama materyali olarak uzun süre kullanılamaz, PTFE polimer bağlı mıknatıslarda bağlayıcı madde olarak kullanılır.⁷ Ancak bunlar vücutta uzun süre kullanım için uygun değildirler, çünkü polimer içerisine yayılan nem, manyetik materyalin korozyon korumasını yetersiz hale getirir.⁸

Manyetik materyallerin çelişkili sonuçları ve manyetik alanların etkileri üzerine çok çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Manyetik alanın yumuşak dokular üzerine etkili olduğu endişesi nedeniyle, 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.⁵⁶ Ancak, Pd-Co-Pt alaşımının da korozyona en dirençli alaşım olduğu bulunmuştur.⁵⁷ Bu alaşımların avantajı daimi mıknatıs özelliği göstermemeleri ve bu sayede protez ağızdan uzaklaştırıldığında manyetik alanın ortadan kalkmasıdır. Kök keeper'ı olarak kullanılan diğer manyetik materyaller, manyetik paslanmaz çelik, 'permendur' (demir ve kobalttan oluşan bir alaşım) ve krom-molibden alaşımıdır.⁸

Mıknatısların, maksillofasial protezlerde ve obturatörlerde kullanımına dair çalışmalar ilk olarak 1971'de Javid⁵⁸ tarafından yapılmıştır.

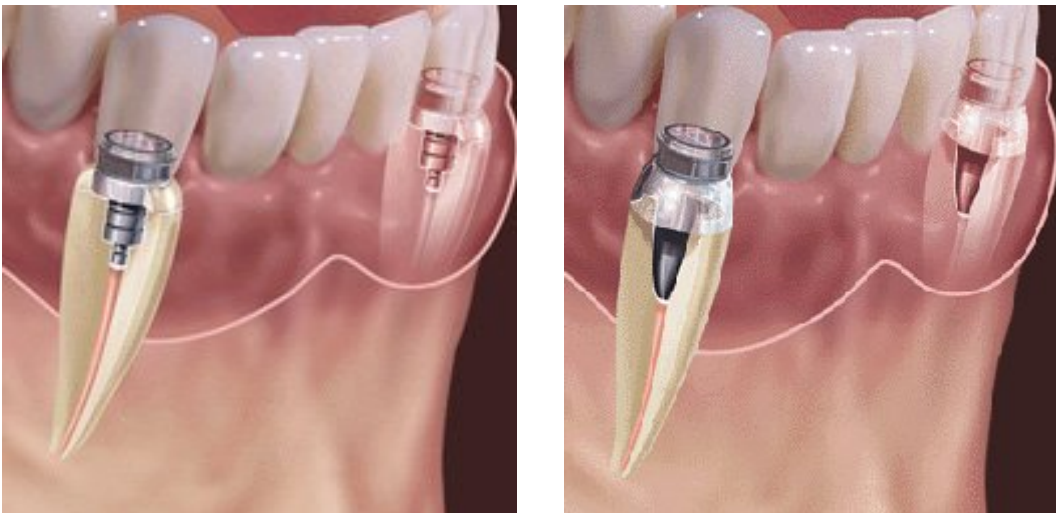
Günümüzde kullanılan manyetik tutucular, zıt kutupların birbirini çekmesi prensibi esas alınarak üretilmiştir, bu çerçevede ortodontide diş hareketlerinin oluşturulmasında, prosthodontide sırası ile parçalı protezlerde, obturatörlerde, çok

parçalı çene yüz protezlerinde (Şekil 4), overdenture'larda (Şekil 5) ve bölümlü protezlerde başarıyla kullanılmışlardır.¹⁷



Şekil 4. Çene-yüz protezlerinde manyetik ataşman uygulamaları⁵⁹

Manyetik tutucular en yaygın şekilde overdenture 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 gr değerinde tutuculuk elde edilmiştir.¹⁸



Şekil 5. Dişüstü protezlerde mıknatıs uygulamaları.⁵⁹

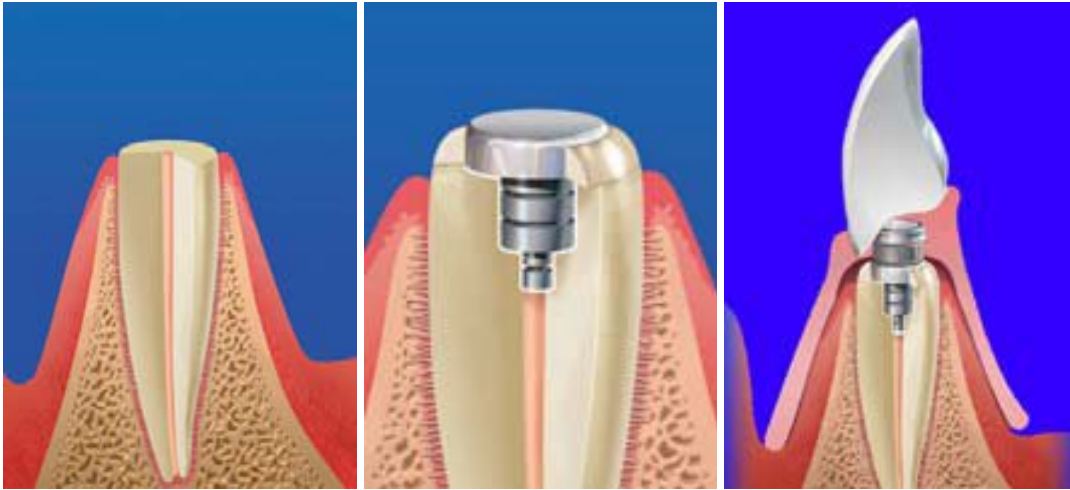
Çift mıknatıs sisteminde uzun süreli kullanım sonrası bazı dezavantajlar belirlenmiştir.¹⁸

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

2- 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.

3- Sistemdeki mıknatıslar etrafında kaçınılamayan ve sürekli olan bir manyetik alan oluşmuştur.

Sonraki uygulamalarda mıknatıslardan biri yerine manyetize olabilen alaşım kullanılmış ve önemli bir tutuculuk kaybı görülmemiştir. Tek bir mıknatısın kullanıldığı bu sistem 'tek mıknatıs sistemi' olarak bilinmektedir (Şekil 6). 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 optimum keeper kalınlığının 1.2 mm olduğu belirlenmiştir.¹⁸



Şekil 6. Dişüstü protezlerde kök içi mıknatıs uygulaması (tek mıknatıs sistemi).⁵⁹

Tek mıknatıs sisteminin avantajları şunlardır.

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

2- Alaşımla oluşturulmaya çalışılan kapalı manyetik alan devresiyle çekim miktarı artarken dokulara sızan manyetik alan azalmaktadır.

3- Alaşımın manyetik alan yönünün planlanmasıyla, çekim yönü ve miktarı kontrol edilebilmektedir.¹⁸

2.7. Kapalı Alan ve Açık Alan Mıknatıs Sistemleri

Kapalı alan sistemleri serbest manyetik akım alanlarının giderilmesi için mıknatısın iki kutbu demir veya paslanmaz çelikten herhangi bir ferromanyetik plaka (keeper) ile birleştirildiğinde serbest manyetik alan çelik plakaya geçer. Akımı bu şekilde kapalı devreye sokan manyetik ünitelere ‘kapalı alan sistemleri’ denir (Şekil 9B).¹⁸

Yumuşak mıknatısları (demirli veya martensitikli paslanmaz çelik veya bir Pd-Co-Ni alaşımı) içeren manyetik ataşmanların, daha az direnç gösteren yollardan 2 kutbunun paralel olarak bağlanması hücre içerisindeki dış alanları azaltır.⁸

Günümüzde birçok sistem kapalı alan sistemidir. Ağız içerisinde manyetik alanın etkilerini azaltmayı amaçlamaktadır.⁵² Kapalı alan mıknatıslarının bağlantısı açık alan mıknatıslarından daha etkilidir. Çünkü kapalı alan mıknatıslarında hem kuzey hem de güney kutup keeper ile bağlantı sağlayabilirken açık alan mıknatıslarında sadece bir kutup kullanılabilir.⁵² Ayrıca keeper’lar manyetik akımı tamamlayabilir. Bu sistemler benzer ebatlardaki açık alan sistemlerine oranla daha yüksek tutuculuk sağlamalarına rağmen, tutuculuk ayrılma arttıkça hızla azalmaktadır.^{60,61} İlk kapalı alan tasarımı, zıt kutuplarından birbirine bitişik iki mıknatıstan oluşan parçalı kutup tasarımıdır.⁶² Yumuşak manyetik bir keeper mıknatısların en üstüne tutturulur ve benzer bir keeper da kök içerisine yerleştirilir.

Kapalı alan manyetik tutucu sistemlerinin özellikleri

1- Mıknatısın herhangi iki kutbunun birden kullanılması ve alanların tümünün aynı yönde dolaşması sonucu, manyetik kuvvetin direnci kolaylıkla 1000 gr’a kadar çıkarılabilir.

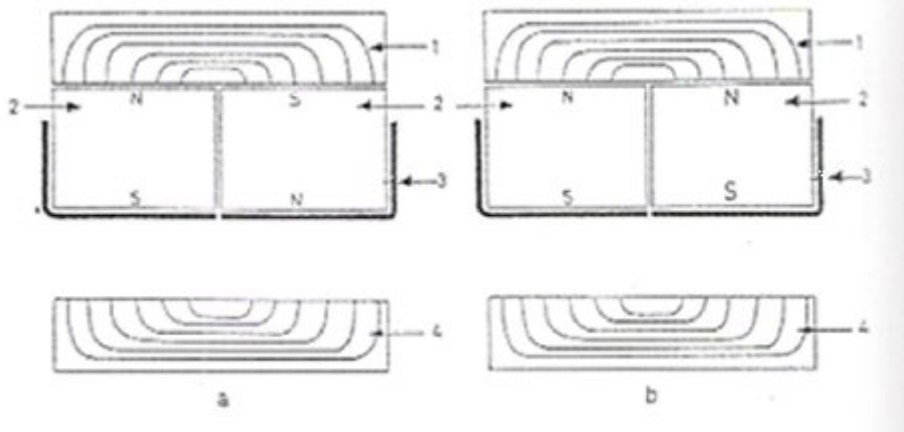
2- Kapalı alan mıknatıslarında manyetik alan mıknatısın tabanında kuzeyden güneye doğru aktığından kısa manyetik alanlar oluşur ve keeper’la temas geçtiğinde herhangi bir değişikliğe uğramazlar.

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

4- Kapalı alan mıknatıslarının oluşturdukları manyetik alan şiddeti oldukça azdır. Canlı dokular için güvenli sınırlardadır.¹⁸

2.7.1. Gillings kapalı alan sistemi

Sydney Üniversitesinde, bir çift nadir toprak silindirik mıknatıs, 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.^{18,63} Biri kök üzerinde diğeri mıknatıs içindeki keeper adı verilen çelik plakalar, manyetik akımı, kapalı bir devre içinde kuzey kutbundan komşu güney kutbuna, güney kutbundan ise komşu kuzey kutbuna geçirmektedir (Şekil 7). Bu tür planlamalara 'ters kutuplu mıknatıs sistemi' de 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 gr'lık tutuculuk elde edilmiştir.¹⁸

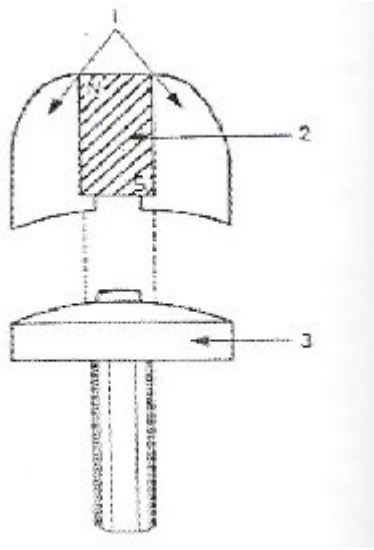


Şekil 7. Gillings kapalı alan mıknatıs sistemi.¹⁸ a:ters kutuplu mıknatıs sistemi, b:benzer kutuplu mıknatıs sistemi, 1)düzenek içindeki keeper, 2)mıknatıs çifti, 3)koruyucu tabaka, 4)kök üzerindeki keeper.

2.7.2. Jackson kapalı alan mıknatıs sistemi

Protezler için en etkili kapalı alan sistemini oluşturacak planlamayı belirlemek amacıyla, eşit hacimde Sm-Co alaşımı kullanılarak değişik şekillerde minyatür düzenekler yapılmıştır. Mıknatıs ve keeper'lar arasındaki değişik miktarlarda hava

boşlukları bırakılarak, kuvvet-hava boşluğu eğrileri ile ayrılma kuvvetleri hesaplanmıştır. En iyi tasarımın iki paslanmaz çelik keeper arasında sandviç edilerek hazırlanan bir adet nadir toprak mıknatısının kullanılması ile oluşturulabileceği öne sürülmüş ve ürün, araştırmacının ismini alarak piyasaya tanıtılmıştır (Şekil 8). Bu sistemin en önemli avantajı, keeper yüzeyinin 0.375^0 radial ark şeklinde yarı küresel formda olmasıdır. Bu planlama protezin $3-5^0$ lik hareketine izin vererek stres dağılımına yardımcı olur. Mıknatısı lateral yönde hareket ettirmek veya kaydırmak için, kuvvetin sadece onda biri gerekli olduğundan, keeper'ın ortasında birkaç derecelik lateral harekete izin verecek okluzal bir stop bulunmaktadır. Bu sistemde sağlanabilen tutuculuk kuvveti 750-800 gr'dır.¹⁸



Şekil 8. Jackson kapalı alan mıknatıs sistemi.¹⁸ 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 gr'lık 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. Bu sistemlerin Jackson sistemine göre diğer bir dezavantajının da keeper yüzeylerinin düz olması nedeniyle ortaya çıktığı belirtilmiştir. Düz yüzeylerin protezin radial hareketleri ile uyum sağlamayacağı, bu nedenle de protezin posterior bölgesi yüklendiğinde, düz keeper yüzeyinin ön bölgesiyle mıknatıs arasında hava boşluğu geliştiği bildirilmiştir. Protezden yük kalktığında bu

boşluğun tekrar kapanacağı ve bu açılıp kapanmayla ortaya çıkacak sesin, hastayı rahatsız edeceği ileri sürülmektedir.¹⁸

2.7.4. Keystone kapalı alan mıknatısı

Gillings mıknatısının sandviç şeklinde modifikasyonu olan 'Keystone mıknatısı', keeper'ının düz olması dışında Jackson sistemine benzemektedir.¹⁸

Tek mıknatıs sistemlerinde protez içindeki mıknatısta, tutuculuk için tek bir mıknatısın sadece kuzey veya güney kutbunun kullanıldığı sistemler 'açık alan sistemleri' olarak bilinmektedir (Şekil 9A).

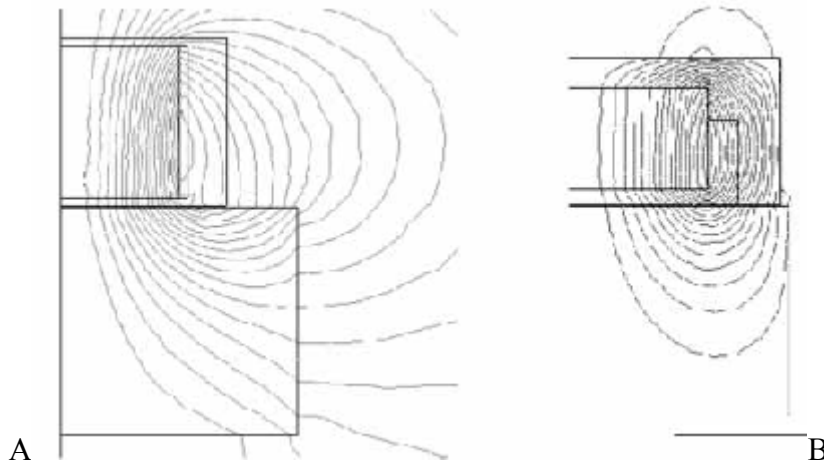
2.7.5. Açık Alan Mıknatıslarının Özellikleri

1- Açık alan mıknatısları, kuzey kutbu yukarıda güney kutbu ise aşağıda kalacak şekilde (veya tersi) kullanılırlar.¹⁸

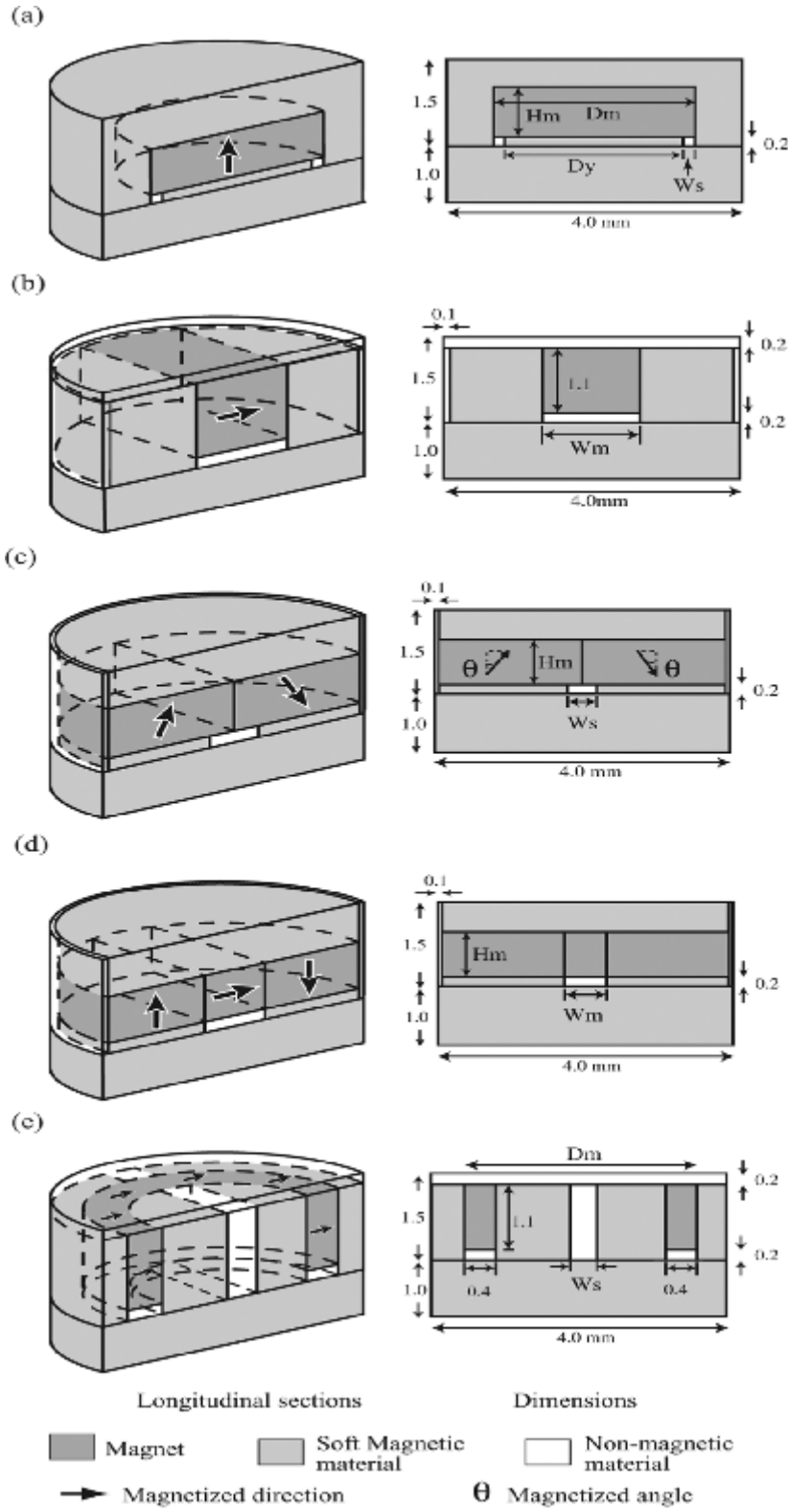
2- Manyetik akım yine kuzeyden güneye, ancak kapalı alanın tersine bu kez mıknatısın dışında seyreder. Bu şekilde uzun manyetik alanlar oluşturulur. Tek bir mıknatısın kullanımıyla, manyetik alanlar ikiye bölünüp ayrı yönlerde hareket ettiğinden, açık alan mıknatıslarının tutuculuğa katkısı daha azdır.¹⁸

3- 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.¹⁸

Şekil 10' da günümüzde kullanılan bazı manyetik ataşman sistemlerinin yapısı gösterilmektedir.



Şekil 9. Açık alan (A) ve kapalı alan (B) mıknatıslarının oluşturduğu manyetik alanlar.⁸



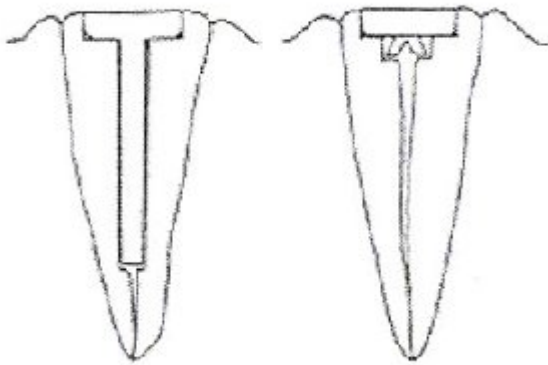
Şekil 10. Manyetik ataşman sistemlerinin yapısı. Soldaki resimlerde longitudinal kesitler, sağdaki resimlerde ise içeriklerinin boyutları yer almakta. Tüm ataşman sistemleri, 4 mm çapında, 1.5 mm kalınlığında mıknatıs ve 4 mm çapında, 1 mm kalınlığında keeper'dan meydana gelmektedir. a) Cup-yoke tipi (Cup) b) Sandwich-yoke tipi (Sw) c) Split-pole tipi d) Modifiye split-pole tipi e) Silindir tipi.⁶⁴

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.¹⁸

2.8.1. Simante Edilen Keeper Sistemi

Bu sistemde kök kanalının genişliğine göre postlu ve çatalı olmak üzere iki tip keeper kullanılmaktadır. Keeper'ın açıkta kalan yüzeyi gingival margin ile aynı seviyededir. Yerleştirme sonrası, bir miktar dentin açıkta bırakıldığından çürüğe meyilli olan hastalarda kullanılmaz. Lateral kök perforasyonuna yol açmamak amacıyla, destek olarak kullanılacak dişin kök yüzeyi, keeper, kavitesine izin verecek genişlikte olmalıdır (Şekil 11). Keeper kavitesi, küçükten büyüğe giden boyutlardaki frezlerle, bukkolingual yönde, oval ve keeper'ın rahatça oturtulabileceği boyutta hazırlanır. Kavite tamamlandığında, duvarları kök yüzeyine dik olmalıdır. Keeper'ın yapıştırılacağı simana ilave retansiyon oluşturmak amacıyla, kavite içerisinde oluk veya küçük undercut'lar hazırlanabilir.^{17,18} Simante edilen keeper 5 mm uzunluğunda, 3.2 mm genişliğinde ve 1.2 mm kalınlığındadır.¹⁷



Şekil 11. Simante edilen keeper.¹⁸

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.¹⁸

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.¹⁸

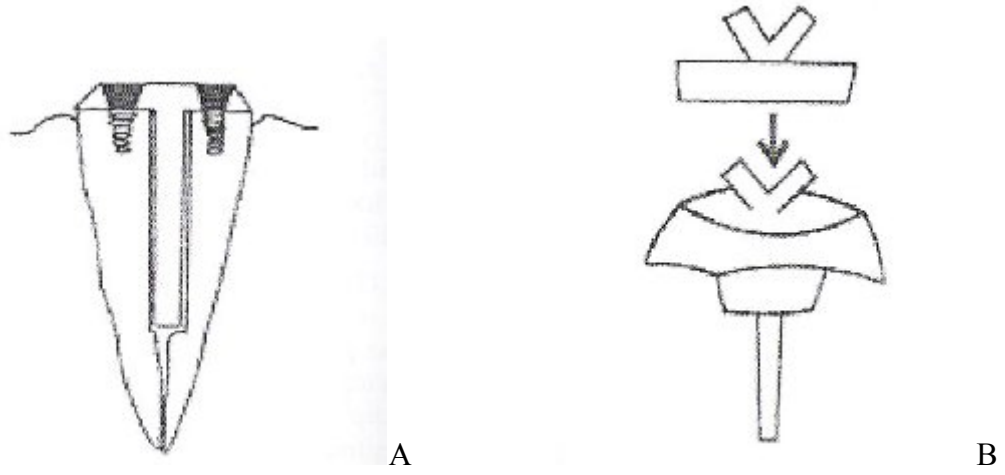
Kendiliğinden vidalanan pinlerin kök yüzeyine tutunması için, vidalı keeper'ın koni şeklinde iki adet deliği mevcuttur. 6mm uzunluğunda, 4 mm genişliğinde ve 1.2 mm kalınlığındadır. Simante edilen keeper gibi geniş kök yüzeyine ihtiyaç duyulmadığından, mandibular kesicilere bile uygulanabilir. Gerekliğinde boyutu küçültülebilir (Şekil 12A).¹⁷

Kök yüzeyinin kök kanalına dik olarak şekillendirilmesi faydalı, ancak şart değildir. Dentin vidaları için kök dentininde yuvalar açılır. Bu amaçla 5mm uzunluğunda pinler kullanılır.¹⁷

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.¹⁷ Başlığın üst yüzeyi gingival marjinin üzerinde kaldığından, mesafe kısıtlaması bu keeper sistemi için de geçerlidir.

Başlık kalınlığı en az 1.2 mm olmalıdır. Fabrikasyon keeper ile beraber yarı kıymetli veya kıymetsiz kullanılarak başlık dökülebildiği gibi, döküm içinde hazırlanan kaviteye keeper sonradan da yapıştırılabilir. Ancak bu yaklaşım elektrokimyasal korozyona yol açabileceğinden, manyetize olabilen alaşım kullanılması tercih edilmektedir (Şekil 12B).¹⁸



Şekil 12. A) Vidalanan keeper sistemi. B) Post ve başlık şeklindeki keeper sistemi.^{17,18}

2.9. Manyetik Tutucu Kullanılmasının Avantajları

- 1- Mıknatıslar serbest olarak kaydıkları için destek dişler üzerindeki lateral stresler azalmaktadır.
- 2- Laboratuvar işlemleri basit ve çabuktur.
- 3- Ekonomiktir
- 4- Estetiktir
- 5- Hijyenin yerine getirilmesi kolaydır
- 6- Tutuculuk kuvvetli ve sürekli olarak mevcuttur.¹⁸

2.10. Manyetik Tutucuların Dezavantajları

- 1- Mıknatıslar için yer sağlama ve genellikle devitalizasyon ve kronun kaldırılması işlemleri gereklidir.
- 2- Tutuculuk ve korozyon mıknatısın büyüklüğü ile orantılı olarak artmaktadır.¹⁸

2.11. Manyetik Tutucuların Hassas Tutucular İle Karşılaştırılması

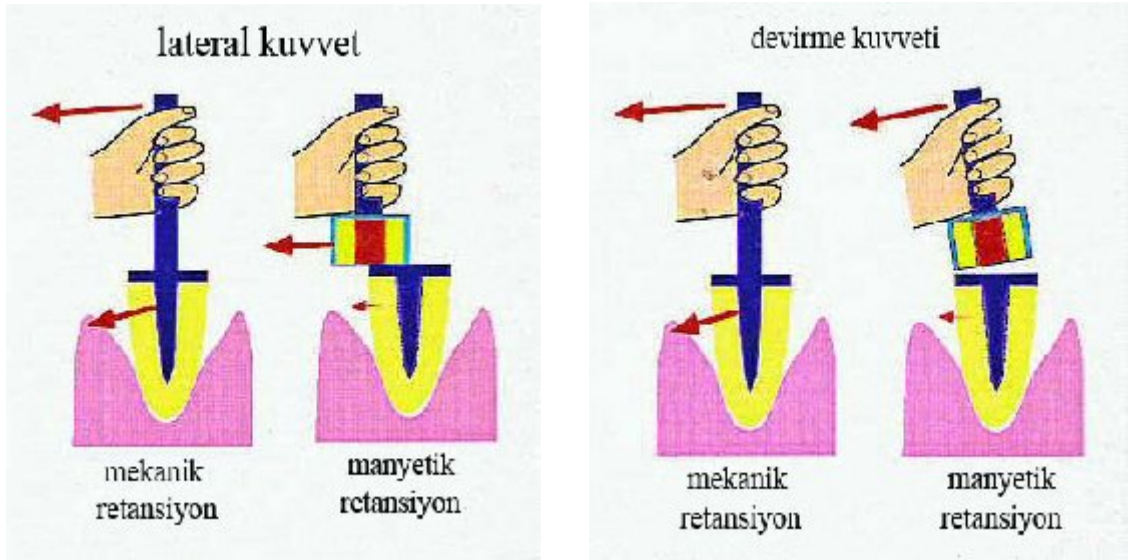
Manyetik tutucu sistemler birçok araştırmacı tarafından kullanılmış ve yaklaşık 5 yıllık ve daha uzun süreli klinik değerlendirmeler sonucunda hassas tutuculara olan üstünlükleri ortaya konulmuştur. Basitlik, düşük maliyet, kendiliğinden uyumlanma özelliği, tekrar kullanılabilme kolaylığı, kendi yapısında mevcut olan kuvvet kırıcılık, protezin küçük mesafelerde hareketini takiben tekrar eski yerini alması, lateral ve rotasyonel protez hareketlerine izin vermesi, destek dişlere gelen travma potansiyelinin düşük olması (Şekil 13), protezlerde besleme işleminin kolaylığı, değişmeyen tutuculuk kuvveti ve

bunun sonucunda kullanıma bağı olarak uyumlama gerektirmeyişi bu üstünlükleri arasında sayılabilir.^{17,18}

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.¹⁷

Manyetik ataşmanların maliyeti, diğer geleneksel yöntemlerde kullanılan tutucu sistemlerin maliyeti ile eşdeğerdir. Karmaşık laboratuvar işlemleri gerektiren birçok hassas tutucu sisteminden daha da ucuzdur.¹⁷ 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.¹⁷

Manyetik ataşman sistemlerinin ve hassas tutucuların, kullanılmaları sonucunda meydana gelen tutuculuk kaybına yönelik yapılan çalışma sonuçları tablo 1'de gösterilmiştir.¹⁷



Şekil 13. Lateral ve devirme kuvvetlerine karşı manyetik tutuculuk.

Tablo 1. Retansiyon sistemlerinde aşınmanın etkisi (değerler gram cinsindedir). (Ö.D: önemli değil).¹⁷

Sistem	Retansiyon (başlangıç)	Retansiyon (500 kullanım sonrası)	Değişiklik
Bona buffer anker (No. 44.02.9)	1820	1655	-9% (Ö.D)
Ceka	1007	792	-21%
Bona ball Anker (No.44.02.8)	394	128	-68%
Kurer pres çivi başlı	297	95	-68%
Gillings manyetik retansiyon ünitesi	263	273	+4% (Ö.D)
Saco manyetik ball slide	140	147	+5% (Ö.D)

Manyetik ataşman sistemlerinin, diğer tutuculara oranla retansiyon karakteristiği yönünden biraz zayıf kaldığı düşünülebilir. Chung ve ark.⁶⁵ yaptıkları çalışmalarında 9 adet ataşman sistemini mukayese etmiş ve manyetik tutucu sistemlerini en düşük tutucu sistemler olarak ortaya koymuştur. Çalışmalarında Shiner SR magnet, Magnedisc 800 magnet ve Maxi 2 magnet mıknatis sistemlerini kullanmışlardır.

2.12. Mıknatısların Dokular Üzerindeki Etkileri

Mıknatısların dokular üzerindeki etkisi iki şekilde meydana gelir. Fiziksel etki; yüksek manyetik alan varlığı neticesinde oluşabilir. Kimyasal etki; ise alaşımın kendisinden, aşınmış partiküller veya korozyon ürünlerinden lokal olarak gelişebileceği gibi, bunların yutulması sonucunda sistemik yolla da ortaya çıkabilmektedir.^{17,18} Bu tür alaşımların dokular üzerindeki mümkün etkileri üzerinde yoğun araştırmalar yapılmıştır.

Behrman ve Ergan akrilik resin 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 gözlememiş, radyografik olarak da kemik dokunun cerrahi defekti doldurarak mıknatıslara adapte olduğunu bulgulamışlardır.¹⁸ Köpeklerin çenesine iki Pt-Co mıknatısı implante eden Behrman, 10

hafta sonraki histolojik incelemede mıknatıslara karşı olumsuz doku reaksiyonu olmadığını belirlemiştir.¹⁸ 24 saat ve 6 aylık periodlarla, Pt-Co mıknatıslarını implante ettiği köpek mandibularını inceleyen ve benzer bir histolojik sonuç bulan Abati, mıknatısların etkisiz (inert) olduğunu, kemiğin iyileşme reaksiyonunu etkilemediğini ve protez tutuculuğunda yardımcı olarak güvenle kullanılabileceğini, Gorvy ve Pmerkler ile Caghan ve Hertz de, manyetik implantların hastalarda başarılı klinik kullanımlarını rapor etmişlerdir.¹⁸ Toto ve ark. ise, 10 köpeğin mandibulasına Pt-Co alaşımından hazırlanan mıknatısları implante etmişlerdir. 24 saat ve 3 ay sonra alınan örneklerde mıknatıslar arasındaki mukozanın enflame, nekrotik veya atrofik olduğu ve mıknatısların hareketiyle oluşan basınç nedeniyle kemik kaybı olduğu gözlenmekle beraber araştırmacılar tarafından, Pt-Co mıknatısların osseöz ve fibröz doku tarafından iyi kabul edildiği bildirilmiştir. Konuya ilişkin çeşitli çalışmalarda, altı aylık süre sonunda klinik veya mikroskobik seviyede doku yaralanmasına rastlanmadığı ve klinik olarak mıknatısların kemik içinde stabil durumda oldukları belirtilmiştir.¹⁸ Manyetik alanın, dokular üzerinde fiziksel açıdan etkili olduğunu bildiren araştırmacılar, deneylerinde 100 ile 1000 militesla'dan daha fazla manyetik alan kuvvetleri uygulamışlardır (*Tesla*, manyetik akım yoğunluğunun birimidir).^{17,18} Güçlü bir daimi mıknatısın kutupları yakınındaki akım yoğunluğunun ancak birkaç yüz militesla olduğu bildirilmektedir. Protez tutuculuğunda kullanılan Sm-Co mıknatıslarını çevreleyen serbest manyetik alanlar, dişeti kenarında 30 militesla'yı geçmeyecektir.^{17,18} 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.

Sm-Co alaşımlarının dokular üzerindeki muhtemel kimyasal etkilerine ilişkin açıklamalarda kıymetsiz alaşımla kaplanan mıknatısların 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.¹⁷ Protez tutuculuğu için kullanılan mıknatısların korunmasız yüzeyleri için geçerli olan aşınma oranı 1mm/sqmm/seneden azdır. Bu miktarın Co ve Sm un ileri sürülen maksimum yutma seviyelerinden daha az olduğu göz önünde bulundurularak mıknatısların 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.¹⁸

Diğer taraftan mıknatıslar bazı mekanik aletlerle etkileşime geçmektedirler. Mıknatıs içeren protez kullanan hastalarda, manyetik rezonans görüntüleme (MRI) yöntemi kullanılırken hastaların protezlerini çıkarmaları gerekmektedir. Aynı doğrultuda diş üstü protezlerde kök kanalı içerisine yerleştirilen mıknatıslar da uygulama öncesi uzaklaştırılmalıdır. Mıknatıslar ayrıca pacemaker kullanan hastalarda da bazı etkileşimler göstermektedir. Kullanılan mıknatısların boyutları ve sayısı arttıkça etkileşim artmaktadır.⁵⁹

2.13. Korozyon

Korozyon, malzemelerin içinde buldukları ortamın etkisiyle, kimyasal ve elektrokimyasal reaksiyonlar sonucunda fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinde değişimlerin meydana gelmesidir.^{66,67}

Korozyonun temel nedeni metallerin arıtılmış saf formlarında kararsız olmalarından kaynaklanmaktadır. Metaller daima doğada buldukları şekildedeki formlarına tekrar geri dönme eğilimindedirler.⁶⁸

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.⁶⁶

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.⁶⁶

Adeta korozyon için yaratılmış olan ağız ortamındaki, sıcaklıktaki değişimler, sürekli ıslaklık, gıdaların neden olduğu pH değişiklikleri, oksijen basıncı oynamaları gibi olaylar, hep korozyona katkıda bulunan faktörlerdir. İyonlar, gıda, sıvı ve diş fırçası etkisiyle uzaklaştırıldığı için, ağızda korozyonun sürekli olduğu düşünülmektedir.

Korozyon çoğunlukla istenmeyen bir durumdur. Dişhekimliği uygulamalarında tek yararlı olduğu düşünülen durum, amalgam dolguların etrafında oluşan korozyondur, çünkü korozyon ürünleri kenar aralığını tıkar ve ağız içi bakterilerin ve sıvıların sızintısını engeller.⁶⁹

Ağız içine yerleştirilen bir restorasyon veya aygıt, çeşitli etmenlerin etkisiyle korozyona uğrar. Statik koşullardaki salınım ile dinamik koşullardaki (örneğin çiğneme basıncı altındaki) salınım birbirlerinden dikkatle ayrılmalıdır. Statik koşullarda elektrolit içine daldırılmış bir materyalin yüzeyinde korozyon ürünlerinden oluşan bir koruyucu veya yarı koruyucu bir tabaka oluşmaktadır.⁶⁹ 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. Sadece statik koşullarda amalgamın yüzeyinden zamana bağlı cıva salınımında ciddi düşüşler olabilirdi,⁷⁰ çünkü yüzeyde korozyon ürünleri rahatsız edilmeden bir tabaka oluşturabilirlerdi. Böyle bir durum söz konusu olmadığı için, korozyon, dolayısıyla cıva salınımı tüm hızıyla devam edecektir. Aynı durum kobalt esaslı alaşımlar,⁷¹ altın ve gümüş için de söz konusudur.

Dinamik koşullarda durum tamamen değişirken, stres korozyonu öne çıkmaktadır. Sadece statik koşullara göre aralıklarla amalgamın yüklemeye maruz bırakıldığı durumlarda toplam cıva salınımında artışlar olur.⁷⁰ Böyle yükleme durumlarında amalgam yüzeyi kırılabilir. Bazı metal ve alaşımlar soylulukları sayesinde, diğerleri ise koruyucu yüzey tabakaları sayesinde korozyona dirençlidirler.⁶⁹

2.13.1. Korozyon Çeşitleri

Korozyonu; korozyon mekanizmasına göre, korozyona uğrayan malzemenin cinsine göre, endüstriyel branşa göre, korozif ortamın türüne göre ve korozyona uğrayan malzemenin görünümüne göre sınıflandırabiliriz.⁶⁶

Mühendislik açısından daha önemli olan bölgesel korozyon 3 ana başlık altında incelenir (Tablo 2):^{69,72}

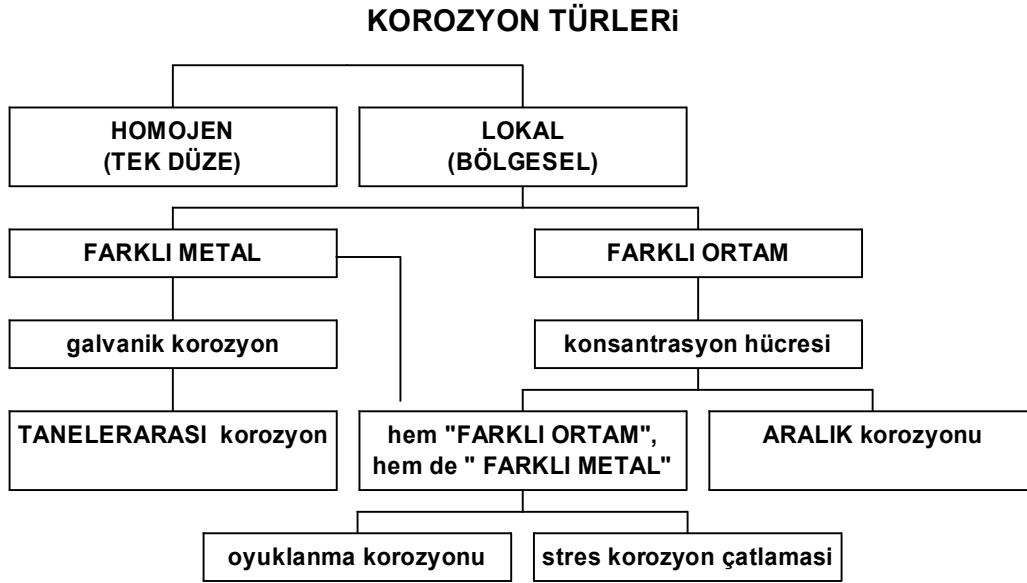
- 1) Gözle görülebilen korozyon (MAKRO KOROZYON)
- 2) Mikroskopla görülebilen korozyon (MİKRO KOROZYON)
- 3) Karışık korozyon (MİKRO + MAKRO KOROZYON)

Dişhekimliği açısından önem taşıyan korozyon türleri tablo 3'te gösterilmiştir.

Tablo 2. Bölgesel Korozyon (sınıflanmış olarak)^{69,72}

I – MAKRO korozyon	II – MİKRO korozyon	III - MAKRO + MİKRO korozyon
a) Galvanik korozyon b) Seçici korozyon c) Tabakalaşma d) Aralık korozyonu e) Oyuklanma korozyonu f) Kavitasyon korozyonu	a) Tanelerarası korozyon b) Gerilim korozyon çatlama c) Korozyonlu yorulma	a) Erozyon korozyonu b) Titreşimli korozyon c) Hidrojen çatlama

Tablo 3. Dışhekimliği açısından önem taşıyan korozyon türleri (şematik olarak).⁶⁹



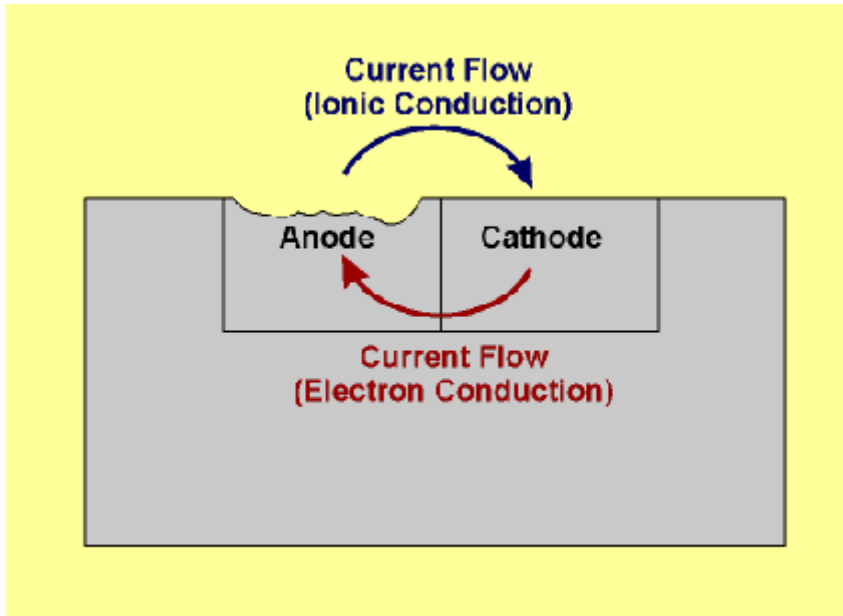
2.13.1.1. Homojen Dağılımlı Korozyon

En yaygın görülen bir korozyon türü olup, metal malzemelerin yüzeylerinde birbirine yakın konumda bulunan mikroanot ve mikrokatot bölgeleri arasındaki elektrokimyasal etki ile meydana gelir. 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.^{66,73-75}

Bu korozyon, yüzey kaplama ve katodik koruma yöntemleriyle kontrol edilebildiği gibi, korozyon önleyici madde kullanmak suretiyle de büyük ölçüde önlenir.⁶⁶

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 14). Ortamdaki malzemeden daha soy olanı katot, diğeri ise anot olarak davranır ve anot olarak davranan malzeme korozyona uğrar.⁶⁶ 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.⁶⁸ Bu tür korozyonun önlenmesinde; aynı ortamda çalışacak malzemelerin galvanik seriye göre seçilmeleri veya parçalar arasında iyi bir yalıtım yapılması gerekmektedir.^{66,68,73-75}



Şekil 14. Galvanik korozyon⁷⁶

2.13.1.3. Seçici Korozyon (MAKRO Korozyon)

Bir alaşım içinde bulunan elementlerden birinin korozyona uğrayarak uzaklaşması sonucu oluşan korozyon olayıdır. 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. Seçici korozyon daha çok pirinç malzemelerde ve lamel grafitli dökme demirlerde görülmektedir.^{66,73-75}

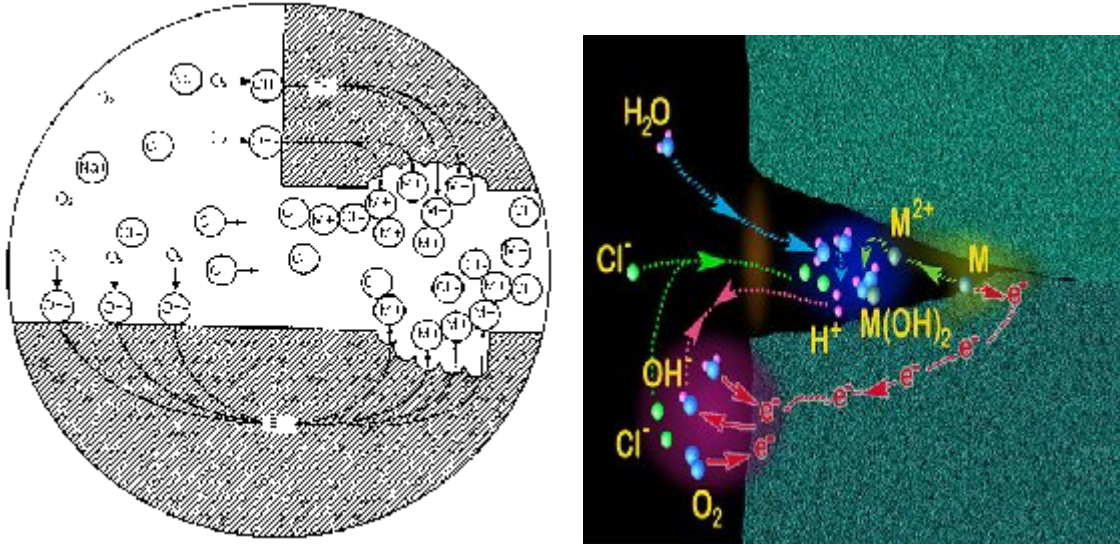
2.13.1.4. Tabakalaşma Korozyonu (MAKRO Korozyon)

Defter yaprakları gibi görülen korozyondur. Endüstriyel ve denizel ortamlarda, özellikle Al ve alaşımlarında görülür. İki metal tabakası arasındaki nem sonucu iki tabakanın birbirinden ayrılması şeklinde ortaya çıkar.⁶⁶

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 (Şekil 15).^{68,69,73,75}

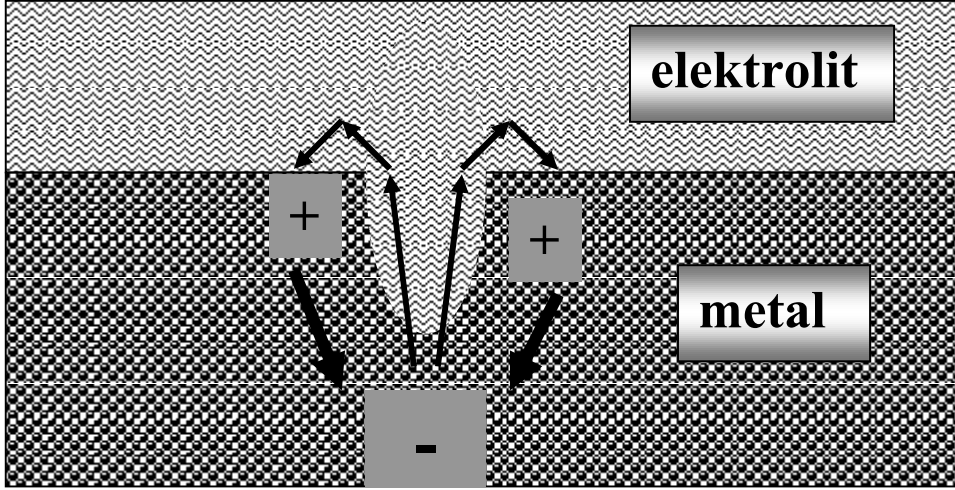
Aralığı oluşturan eleman veya parçaların her ikisinin de metal olması gerekmez. Parçalardan biri lastik veya cam olabilir.



Şekil 15. Aralık korozyonu^{66,73}

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 16). Oyuk içindeki en derin yerdeki metal atomlarının iyonize olarak çözeltilmeye geçmesi ile oyukun daha da derinleşmesi söz konusudur.^{68,69,73-75}



Şekil 16. Oyuklanma ile oluşan bir korozyon hücresi. Çukurun dibi bir anot görevi görürken, çukur ağzındaki yüzeyler katot görevi görmektedirler.⁶⁹

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.⁶⁹

2.13.1.7. Kavitasyon Korozyonu (MAKRO Korozyon)

Kavitasyon korozyonu mekanik etmenler nedeniyle oluşur. Su borusu içinden çok hızlı bir su akıyorsa, meydana gelen kavitasyon ile metal yüzeyinde korozyon meydana gelir.⁶⁹

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.^{73,77}

2.13.1.9. Gerilim Korozyon Çatlaması (MİKRO Korozyon)

Mekanik gerilimlerin (stress) ve koroziv ortamın birlikte neden olduğu ve genellikle çatlaklar şeklinde gerçekleşen bir çözünmektir. Gerçekleşmesi için ortamda agresif bir iyon bulunmalıdır. Korozyon sonucu mekanik tahribat ortaya çıkmış olur.^{69,73-75}

2.13.1.10. Korozyonlu Yorulma (MİKRO Korozyon)

Malzemenin, özellikle başlangıçta korozyon varsa, çok düşük yük değişimlerinde dahi yorulma sonucu çatlaklar göstermesidir. Çatlaklar oluşması, malzeme için geri dönüşü olmayan bir durumdur.⁶⁹

2.13.1.11. Erozyon Korozyonu (MAKRO + MİKRO korozyon)

Doğrudan doğruya fiziksel olarak aşınma sonucunda meydana gelen korozyondur.⁶⁹

2.13.1.12. Titreşimli Korozyon (MAKRO + MİKRO korozyon)

Birbiri üzerinde hareket eden iki yüzeyin arasındaki arayüzey kuru ise ve yüzeydeki oksit filmi tahribata uğruyorsa, ortamdaki su buharı ile çok hızlı bir korozyon başlar.⁶⁹

2.13.1.13. Hidrojen Çatlaması (MAKRO + MİKRO 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.

Sulu ortamlarda korozyon üzerine, pH, oksitleme gücü, sıcaklık, çözelti akışı, çözeltinin içeriği ve yoğunluğu gibi çevresel faktörler etki etmektedir.⁶⁹ Biyolojik organizmalar neredeyse tüm doğal sulu ortamlarda bulunurlar. Tüm bu ortamlarda, organizmalar maddelerin yüzeyine tutunarak büyüme ve biyolojik bir film, yani bir biyofilm oluşturma eğilimindedir.⁶⁹ Metal veya alaşımların yüzeyinde oluşan biyofilm tabakası korozyonu etkileme özelliğine sahiptir. Sonuç olarak, korozyon olmayacak ortamlarda korozyon oluşması, korozyon şeklinde değişiklik veya korozyon miktarında azalma veya artış olabilir. Korozyon üzerine önemli etkisi olduğu bilinen organizmalar, bakteri, yosun ve mantar gibi mikroorganizmalardır.⁶⁹

Metallerin korozyona eğilimi elektromotif serideki yerlerine göre bellidir. Negatif elektrod potansiyeline sahip elementler reaktiflerdir, yani hidrojen iyonu ile eşleştirildiklerinde kolay iyonize olurlar, pozitif olanlar reaktif değildirler, yani zor iyonize olurlar ve soy metaller olarak adlandırılırlar.⁷⁸ Diğer taraftan, alüminyum veya titanyum gibi elementler negatif potansiyel değerlerine sahip olmalarına karşın, yüzeylerindeki pasif bir oksit tabakası nedeniyle, korozyona karşı dirençlidirler. Aktif metallerin korozyon hızları pasiflere göre daha yüksektir.

2.13.2. Korozyon Testleri

Metal ve alaşımlarının korozyon hızları kimyasal ve elektrokimyasal yöntemlerle belirlenebilir.⁷⁹ Kimyasal yöntemler 3 tanedir:⁶⁹

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

2.13.2.1. Kimyasal Yöntemler

Kimyasal yöntemlerden, spektroskopi yöntemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunların başında Atomik Absorpsiyon 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. Atomik Absorpsiyon Spektroskopisi (AAS), bu amaçla sıklıkla kullanılan hassas bir analiz yöntemidir. 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.⁸⁰

Alevli atomik absorpsiyon spektrofotometresi, elementel analizlerde kullanılan önemli bir araçtır (Şekil 17). Örnekteki aranan elementler, o elemente has dalga boyundaki ışığı soğurması yardımıyla bulunmaktadır. Katot lambada, aranan elementin dalga boyu genelde elementin kendisinin uyarılması ile elde edildiği için, örnekteki miktarlar için kesin sonuçlar verebilmektedir. Genellikle metaller için kullanılır.⁸¹

AAS de kullanacağımız yakıtı, atomlaştıracığımız elemente göre seçmeliyiz. Başlıca kullanılan yakıtlar Asetilen, Hidrojen, Propan, Bütan ve doğal gazlardır. AAS de yakıcı gaz olarak oksijen, diazotmonoksit, hava, hava+oksijen kullanılır.⁸¹



Şekil 17. Alevli Atomik Absorbsiyon Spektrofotometresi.⁸¹

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.⁸² Şekil 18’de ICP-AES cihazı gösterilmiştir.



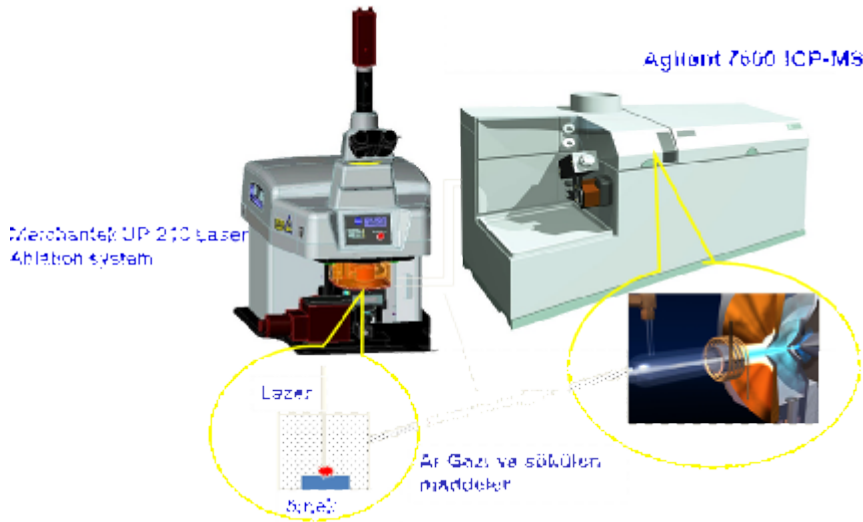
Şekil 18. ICP-AES yönteminde kullanılan spektrometre.⁸²

2.13.2.3. 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 19’da ICP-MS cihazı gösterilmiştir. Kütle spektrometresi girişinde, bu materyaller 6000°C’lik sıcaklıkta

iyonlaşmaktadır. Yaygın olarak kullanılan lazer cinsi, Nd:YAG kısa adı ile bilinen Neodymium – Yttrium Aluminum Garnet'tir. 1.064 nm'lik dalga boylu Nd:YAG lazer ışınının çapı 6 mm olup, örnek üzerinde 10 pm büyüklüğünde bir yere odaklaştırılması sonucunda oluşturulan kraterin büyüklüğü yaklaşık 50 µm civarında olmaktadır. Kraterin derinliği örneğin cinsine bağlı olarak değişmektedir.⁸³

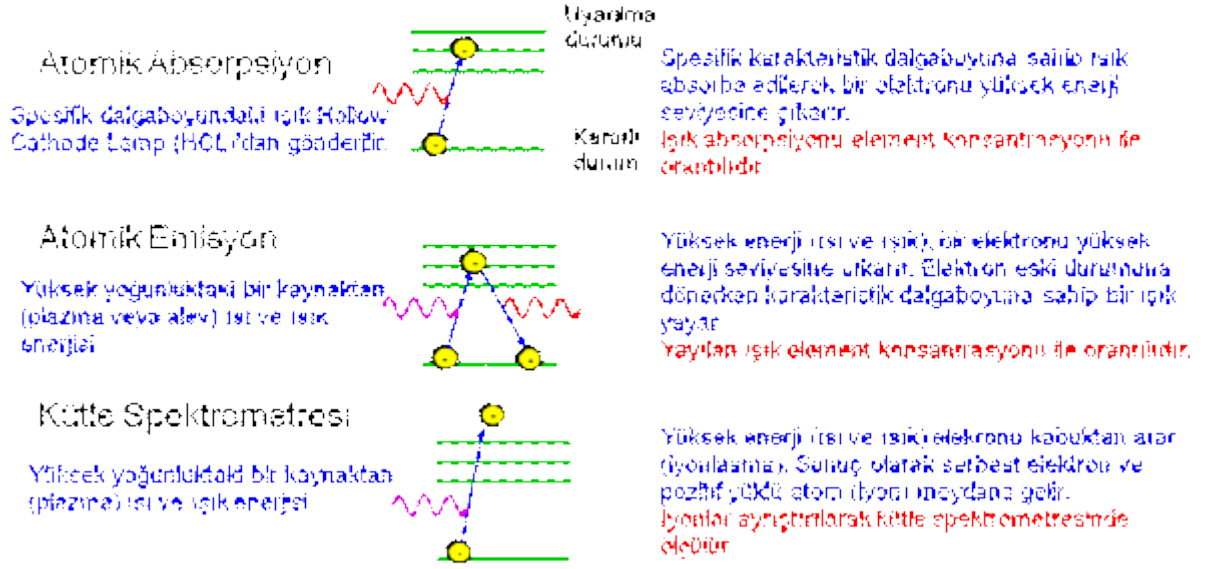
Yer bilimlerindeki uygulama alanları, iz elementlerin kantitatif analizleri, silikat minerallerinde nadir toprak elementlerinin analizleri ve radyojenik izotop oranlarının saptanması ve sıvı kapanımlarının analizleri olarak sıralanabilir. Birden fazla, elementin veya izotopun analizi kuadropul kütle analizörü kullanımıyla ve iyon şiddetlerinin arka arkaya ayarlanmasıyla gerçekleştirilebilmektedir. Analiz süresi element başına yaklaşık 1 saniye kadar olmaktadır.⁸³



Şekil 19. Agilent 7500, ICP-MS ölçüm cihazı.⁸²

ICP-MS, daha geniş dinamik aralık ve daha az interferanslar sağlarken, GFAAS'nin hassasiyeti ile OES'in hızı ve esnekliğini bir araya getirir.⁸² Şekil 20'de atomik spektroskopi yöntemlerinin genel özellikleri belirtilmiştir. Grafik 1,2,3 ve tablo 4 ile şekil 21'de spektroskopi yöntemleri değerlendirilmektedir. Yöntemlerin avantajları ve dezavantajları gösterilmiştir.

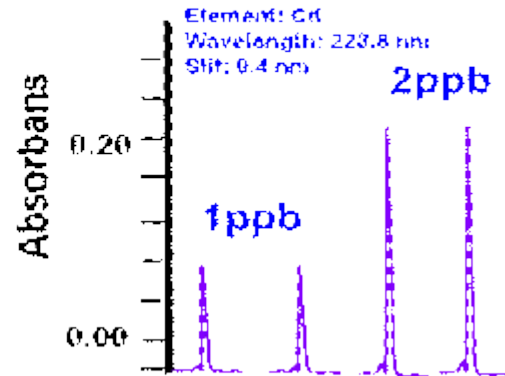
Atomik Spektroskopi



Şekil 20. Spektroskopi yöntemlerinin genel özellikleri.⁸²

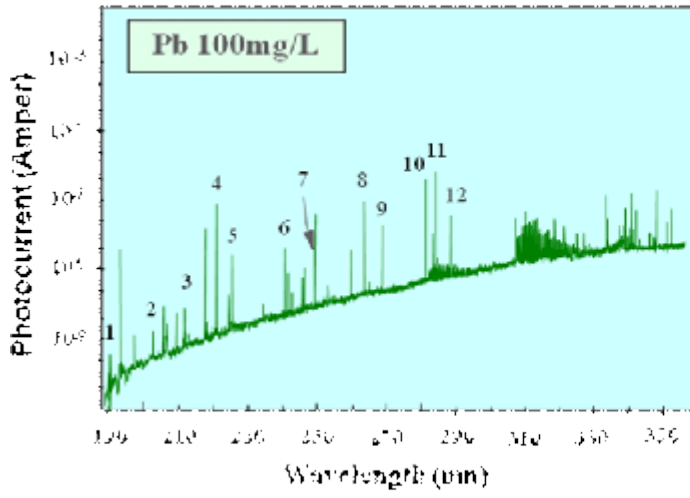
GFAAS'nin Problemleri

- Kötü tekrarlanabilirlik
- Ölçüm hızı düşük
- İnterferanslar
- Dar ölçüm aralığı
- Bazı elementler imkansız



Grafik 1. Grafit Fırın Atomik Absorpsiyon Spektrometresinin dezavantajları.⁸²

ICP-AES'in Problemleri

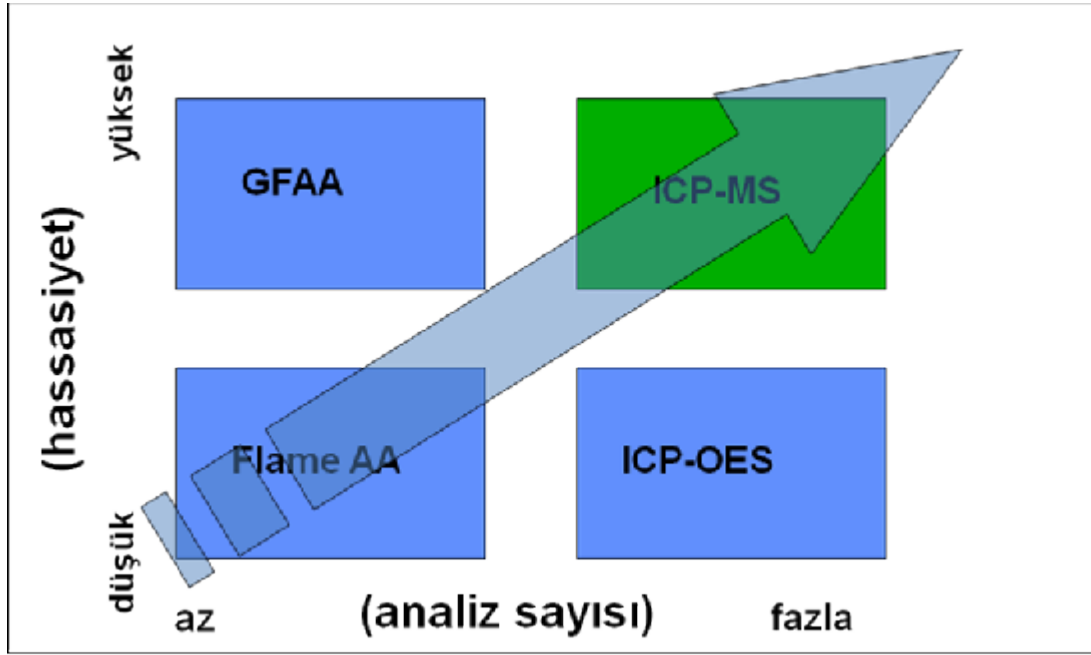


- Düşük Hassasiyet (% - 10 ppb)
- Yüksek ve devamlı gürültü
- Matrise bağlı olarak gürültüde dalgalanma
- Spektral interferanslar
- Elementler arasında geniş hassasiyet değişimi
- Geniş enstrumantasyon

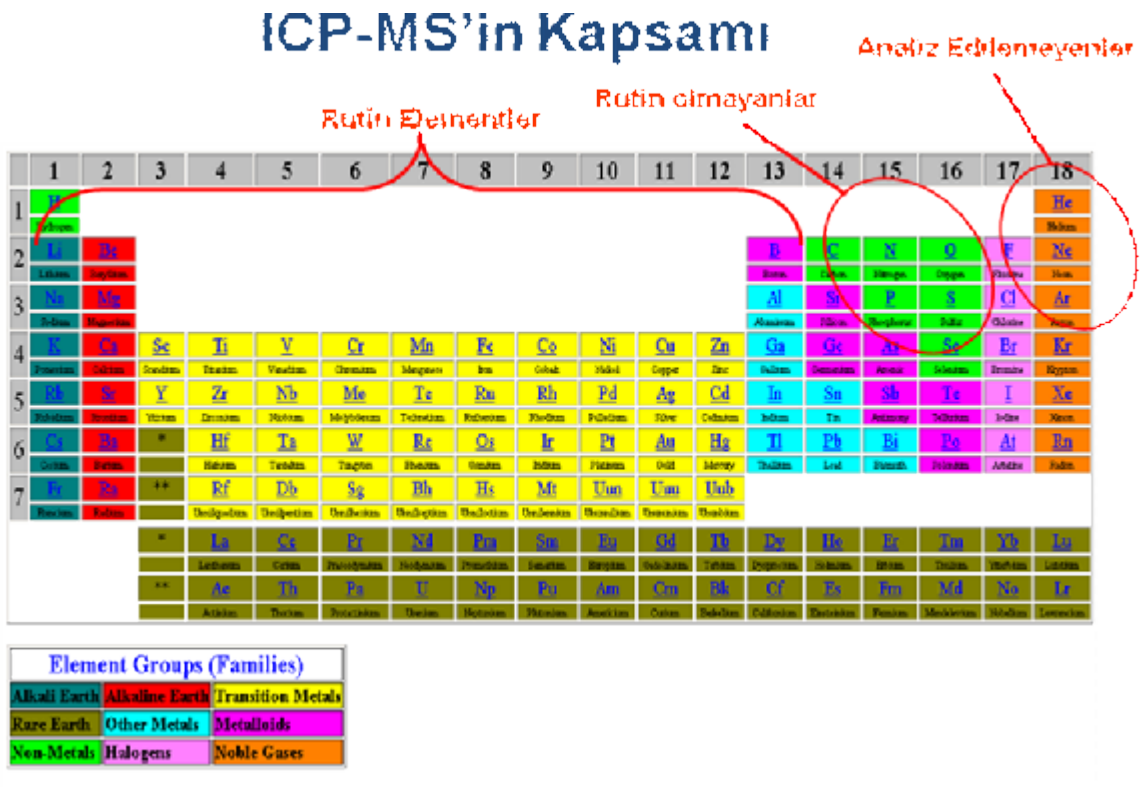
Grafik 2. ICP-AES'in dezavantajları.⁸²

Tablo 4. Test yöntemlerinin kıyaslaması. * Sadece Agilent 7500 Serisinde⁸²

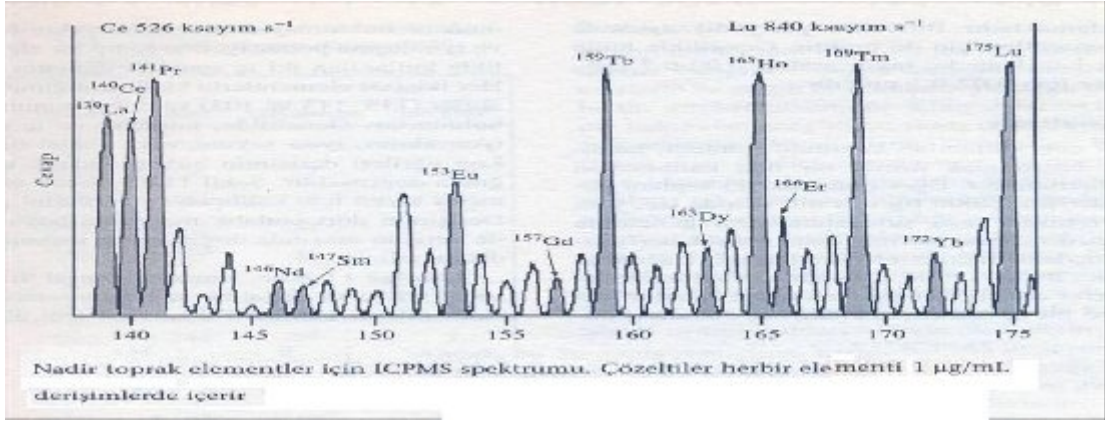
Kriter ¹	GFAAS	Sıralı	Eşzamanlı	ICP-MS
		ICP-OES	ICP-OES	
Deteksiyon Limitleri	ppt	ppb	ppb	ppq-ppt
Doğrusal Aralık	2-3	4-6	4-6	9*
Interferanslar	Makul	Çok	Çok	Az
Hız	Yavaş	Yavaş	Hızlı	Hızlı
Kapsam	Zayıf	İyi	İyi	Mükemmel
Çoklu Element	Hayır	Evet	Evet	Evet
Eşzamanlı	Hayır	Hayır	Evet	Evet
Örnek Hacmi	uL	mL	mL	uL or mL
Fiyat	\$	\$	\$\$	\$\$\$
Çalışma Masrafları	\$\$\$	\$\$	\$\$	\$\$



Grafik 3. Analiz yöntemlerinin mukayesesi.⁸²



Şekil 21. ICP-MS'in analiz genişliği.⁸²



Şekil 22. Bazı nadir toprak elementlerinin spektrumları.⁸⁴

Genellikle atomik kütle spektrumları, optik emisyon spektrumlarından daha basittir ve değerlendirilmesi daha kolaydır. Bu özellik, nadir toprak elementleri için önemlidir. Bu spektral basitlik şekil 22’de görülmektedir. Burada, atom kütleleri 139-175 aralığında olan 14 nadir toprak elementinin bir karışımının atomik kütle spektrumu yer almaktadır. Böyle bir karışımın optik emisyon spektrumu o kadar karmaşıktır ki, değerlendirilmesi, sıkıcı, zaman alıcı ve belki de olanaksızdır.⁸⁴ 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.

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.⁶⁹ Potansiyelin sürekli değiştirilmesi tekniğine ise potansiyodinamik yöntem denir. 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.^{69,85}

2.14. Tükürük

Tükürük, parotid, submandibular ve sublingual bezler (major tükürük bezleri) ile labial, lingual, bukkal ve palatal bezlerden (minör tükürük bezleri) ağız ortamına salınan berrak, hafifçe asidik ve mukoseröz bir salgı, önemli bir ağız sıvısıdır.^{69,86} Ağız sağlığının sürdürülmesi ve korunması için önemlidir. Dişleri ve oral mukozanın korunmasında rol oynamasının yanı sıra oral mukozaya kayganlık verir. Ayrıca, yeme, konuşma ve yutkunmada yardımcı görevler üstlenirken içerdiği yapılar ile antimikrobiyal fonksiyonlar gibi daha birçok fonksiyonda rol oynamaktadır.⁸⁷⁻⁸⁹ Son 10 yıldır, tükürükten sistemik hastalıkların teşhis ve araştırmasında, noninvaziv bir numune olarak dahi yararlanılmaktadır.⁸⁸⁻⁹¹

Tükürük %99'u sudan oluşan son derece seyreltik bir sıvıdır.⁹² Çeşitli tükürük bezlerinin salgılarının miktar ve bileşimleri farklı koşullar altında değişkenlik gösterir. Bileşimi, uyarı ile de değişirken, uyarının süresi, şiddeti ve şekli önemli rol oynamaktadır.⁹³ İnsandan insana ve günün çeşitli saatlerinde büyük oranda değişkenlik gösteren tükürük bileşiminin sayısal olarak belirlenmesi imkansız görünmektedir. Ancak, Jenkins,⁹⁴ yüzlerce bireyden standart bir yöntemle elde ettiği verileri bir tabloda toplamayı başarmıştır. Edgar,⁹⁵ sayısal değerler vermemekle beraber, tükürük yapı taşlarından proteinleri, Jenkins'e göre, daha ayrıntılı değerlendirmiştir.

Bakteriler, epitel hücreleri ve münin, tükürük bileşiminin analize edilmesini, dolayısıyla tükürük yapı taşlarının sayımını zorlaştıran faktörlerdir. Ayrıca, analiz öncesi tükürük toplandıktan sonra, ani CO₂ kaybı nedeniyle bileşimde oluşan değişiklik de kesin sonuçlar elde edilmesini zorlaştıran bir faktördür.⁶⁹ Değişik bezlerden farklı miktarlarda komponent ve salgı gelmesi nedeniyle tükürüğün ağız içinde değişik bölgelerde değişik tip koruma sağladığı düşünülmektedir.⁹⁶ Tükürük bezleri otonom sinir sisteminin hem sempatik, hem de parasempatik kısımları tarafından kontrol edilmektedir.⁹⁷ Tükürük sodyum, potasyum, kalsiyum, magnezyum, bikarbonat ve fosfatları da kapsayan birçok elektrolit içerir. Ayrıca, immünglobülinler, proteinler,

enzimler, müsinler ve üre ve amonyak gibi azot içeren ürünler de içerir. Bu komponentler çeşitli alanlarda görevler üstlenirler.

2.14.1. Yapay Tükürük

Sentetik tükürük insan tkrgne olabildiğince yakın fiziko-kimyasal özellikleri olacak şekilde yapılmıştır. Xerostomili hastalarda tükürük azlığı veya hatta yokluğu sentetik tükürük ile giderilmeğe çalışılır. Özellikle tükürük salgısı herhangi bir sebeple azalmış olan hastalarda, antibakteriyel aktivitenin önemi düşünülerek, klinik olarak doğal tükürük uyarılmasının ne kadar yararlı olacağı tahmin edilebilir. Sentetik tükürük ıslatma ve yıkama için çok önemlidir, ama doğal tükürük komponentlerine oranla çok daha az bir koruma sağlamaktadır. Tkrgn komponentlerinin çok çeşitli görevleri üstlenmesinden ve değişkenliğinden dolayı yapay tükürük yapımı son derece zor bir iştir.^{98,99}

Dental alaşımların ağız içindeki korozyon davranışlarını laboratuvar ortamında araştırmadaki en büyük zorluklardan biri hiç kuşkusuz uygun bir yapay tükürük kullanılmasıdır. Daha önce de bahsedildiği gibi, yapay tükürük geliştirilmesi zordur, çünkü tükürük çok karmaşık bir yapıya sahip olduğu gibi, içindeki yapıtaşlarının değerlerinde de büyük oynamalar olur.⁹⁴ Bu oynamalar gelen uyarının tipine, süresine ve yoğunluğuna, beslenme alişkanlıklarına, günün hangi saati olduğuna, yaşa, hastalıklara ve alınan ilaçlara bağlıdır. Bu nedendir ki, bir tek tükürük formülünün gerçek tkrg taklit edip edemediği bilinemez. Değişik tuz içerikli ve oranlı birçok yapay tükürük karışımı nerilegelmiştir.¹⁰⁰

Mıknatısların tutucu unsurlar olarak kullanılması sonucu karşılaşılan en büyük problem korozyondur.^{55,101-103} Hem Sm-Co hem de Nd-Fe-B, tükrük gibi klorid içerikli sıvılar içerisinde korozyona karşı kırılgan ve hassastırlar. Nadir toprak mıknatıslarının korozyon ürünlerinin, in vitro çalışmalarda sitotoksik etkiye sahip oldukları gösterilmiştir.^{104,105} Bu nedenle manyetik materyaller, dental uygulamalarda kullanılmadan önce oral sıvılardan güvenli bir şekilde ayrılmalıdırlar. Bazı mıknatıs yapıları paslanmaz elik veya titanyum ile kaplanmalarına rağmen, yaklaşık 18 aylık klinik kullanımları sonucunda korozyona maruz kalmakta ve tutuculuk kaybına uğramaktadırlar.^{106,107}

Ayrıca, korozyon ürünleri protez dişlerin renklenmesine de neden olmaktadır. Manyetik ataşmanların korozyonu iki farklı mekanizma yolu ile olur.⁶³ Birincisi

kaplama materyalinin bozulması ile, diğeri ise nemin ve iyonların miknatısa diffizyonu ile.

Hem Nd-Fe-B hem de Sm-Co miknatıslar tükruk içerisinde hızlı bir şekilde korozyona uğrarlar ve bakterilerin varlığı Nd-Fe-B miknatıslarının korozyonunu arttırmaktadır.^{108,109}

Wilson ve ark.¹⁰⁸ plak varlığında 21 günlük bir period süresinde, streptococcus sanguis varlığında, miknatısın kütesinin %3.2'sini kaybettiğini gözlemlemiştir. Mikroorganizmanın olmadığı durumda ise kütle kaybının %1,4 olduğunu tespit etmiştir.

Korozyonun önüne geçebilmek amacıyla miknatısların kaplanmasını da içeren birçok yöntem denenmiştir ve birçok kaplama materyali kullanılmıştır.¹¹⁰

Titanyum ve paslanmaz çelik en yaygın olarak kullanılan kaplama materyalleridir⁸. Genel olarak miknatıslar protez içerisine gömülürken, keeper'lar kanal içerisine yerleştirilirler. Keeperlar genellikle soft manyetik özellik gösteren, paslanmaz çelikten meydana gelmişlerdir. Paslanmaz çeliğin en büyük dezavantajı ise korozyon direncinin düşük olmasıdır.¹¹¹

Manyetik paslanmaz çeliğin (SUS447J1) %1'lik laktik asit veya %0.9'luk sodyum klorid solusyonunda ferrit ve krom iyonları salınımı yaptığı tespit edilmiştir.¹¹¹⁻¹¹³ Metallerden korozyona bağlı olarak salınan metal iyonlarının alerjiye neden olduğu belirtilmektedir.¹¹⁴

Buna ek olarak ağızda kullanılan miknatısların korozyon mekanizması farklı metallerle bir kullanıldığında yalnız başına kullanıldığı zamana göre daha kötü bir çevreye (korozyon) sahip olur.¹⁰³

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. Miknatısları TiN ile kaplamak, çekim kuvvetlerine etki etmeden korozyona karşı dirençlerini artırmaktadır.¹¹³

Kaplama materyalindeki sürekli aşınma miknatısa kadar uzanır¹⁰⁶ ve bu aşınmalar sonucunda yüzeyde derin çizikler ve oyuklar meydana gelir.⁶³ Miknatıs yapısında meydana gelen korozyon sonucunda, miknatıs paslanmaz çeliği yeterince destekleyemez ve paslanmaz çelik plastik olarak içerden deforme olur. Bu klinik olarak miknatısın ortasında oluk şeklinde gözlemlenir.¹⁰⁶ Miknatısın aşırı aşınması, bazı implant sistemlerinde kullanılan, titanyum-nitrit kaplı soft manyetik kök keeper'ın

aşındırıcı yapısı nedeniyle meydana gelebilir. Paslanmaz çeliğin korozyon çürüğü, koroziv oral çevre nedeniyle meydana gelmekte ve farklı sistemlerde benzer korozyonlar gözlenmektedir.⁶³ Sanayide, aşınmanın önüne geçmek amacıyla, titanyum ve krom-nitrit gibi diğer kaplama materyalleri kullanılmaktadır. Titanyum-nitrit bazı ortodontik uygulamalarda kullanılmasına rağmen, bu kaplamaların kullanılmalarından önce araştırma yapılması gerekmektedir.

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.⁶³ Yüksek güvenilirliği olan sistemleri elde edebilmek için, lazer kaynaklı kaplama teknikleri gibi geçirgenliği olmayan diğer yöntemler kullanılmalıdır. Lazer kaynağı, Dyna ve Steco gibi bazı açık alan sistemlerinde kullanılmaktadır.⁸ Kaplama materyali olarak kullanılan parilen, ilk olarak Vardimon ve ark.²⁸ 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.

Parilen kaplaması, nadir toprak miknatislarına 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 gelebilmektedir. 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.¹¹⁰ 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.¹¹⁰

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, mıknaatısın oral çevreye maruz kalması derecesinde, abrazyon ve çizikler nedeniyle bozulabilir. Bu meydana geldiği zaman mıknaatıs hızlı bir şekilde korozyona uğrar.^{108,109} Bu nedenle, kaplama materyali sadece biouyumlu değil, aynı zamanda da ağız içi kuvvetlere karşı yeterli dirence sahip olmalıdır.

2.15. Konu ile ilgili olarak yapılan diğer çalışmalar

Schmitz, alt tam proteze mıknaatısların eklenmesi ile yer değiştirmeye karşı direncin arttığını (vertikal yönde 193 gr, horizontal yönde 103 gr) bulgulamıştır. 1967'de Winkler ve Pearson konuşma ve çiğneme hareketleri sırasında protezdeki yer değiştirmenin mıknaatıslar sayesinde oldukça azaldığını ifade etmişlerdir.¹⁸

Mıknaatıslar facial protezin oral proteze retansiyon ve stabilitesi amacıyla maksillofacial prosthodonti'de daha yaygın olarak kullanılmıştır.¹⁸ Gillings değişik mıknaatıslarla farklı kalınlıklara sahip keeper'ların tutuculuk potansiyellerini incelemiş ve 1mm optimum kalınlığa sahip keeper ile 200 gr'lık ayrılma kuvveti elde edileceğini ileri sürmüştür; açık alan ve kapalı alan mıknaatıslarının tutuculuklarını karşılaştırdığı diğer bir araştırmasında ise kapalı alan mıknaatısı ile keeper arasında 270 gr'lık; açık alan çift mıknaatıs sisteminde ise 170 gr'lık tutuculuk belirlemiştir. 0.3 mm den daha az miktardaki hava boşluklarında, kapalı alan sisteminin tutuculuğu daha fazla olmuş; 0.3 mm yi geçen hava boşluklarında açık alan çift mıknaatıs planlaması daha fazla yerleşme kuvveti göstermiştir. 1978'de Cerny Sm-Co mıknaatıslarının dental protezler için teorik olarak yeterli tutuculuk oluşturacağını açıklamış, 1981'de kroşesiz protez yapımı için Sm-Co mıknaatıslarının kullanımını önermiştir (mıknaatıslardan biri destek dişe simante edilirken diğeri direkt olarak protez kaidesine yerleştirilmiştir. Kullanılan mıknaatısların boyutu destek dişlerin boyutuna ve vitalitesine bağlıdır. Destek dişin vital olması durumunda mıknaatıs, ekvator hattı altında veya üzerinde olmak üzere lingual yüzeyde açılan kaviteye simante edilir.¹⁸ Protez ağza yerleştirildikten sonra destek dişle karşılaşan kısma mıknaatısın diğeri parçası simante edilir). 1979'da Moghadam ve Scandrett tarafından, overdenture'larda tutuculuğu arttırmak için mıknaatısların kullanılmasına ilişkin bir teknik tanımlanmıştır. Beş hassas tutucu ile iki mıknaatıs sisteminin tutuculuğunu karşılaştıran Loke, diğeri tutucularda tutuculuk kaybı

kaydederken mıknatıs sisteminde hiçbir tutuculuk kaybı olmadığını açıklamıştır. Laird ve ark. ters kutuplu kapalı alan mıknatısının maksimum ayrılma kuvveti gösterdiğini, çift mıknatıs sisteminin ise yerleşme kuvvetinin daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.¹⁸ 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. Kroone ve Bates kapalı alan mıknatıslarını manyetize olabilen keeper'lar ile kullanarak ayrılma kuvvetlerini incelemişler ve Gillings'in belirlediği değerlerden daha düşük kuvvetler elde etmişlerdir. 1983'te Kinouchi ve ark., iki mıknatıs arasındaki mesafe ve mıknatıs hacimleri arasında bağlantı kurarak, olması gereken mıknatıs planlamalarını belirtmişlerdir. Sarnat kapalı alan mıknatıslarına oranla çift mıknatıs sistemlerinde, mıknatıs ve keeper arasındaki hava boşluğunun tutuculuğu daha az etkilediğini bildirmiş; ayrıca mıknatısların horizontal harekete mekanik açıdan en dirençsiz sistem olduklarını ve horizontal yöndeki tutuculuğunun, protezi yerinde tutmak için yetersiz kaldığını ileri sürmüştür. Çift taraflı serbest sonlanan bölümlü protezler için Sm-Co mıknatıslarını tutucu unsur olarak değerlendiren Highton ve ark. böyle bir planlamada kökler ve periradiküler alanlardaki gerilimlerin I bar'lı plana oranla daha az, tutuculuk yeteneklerinin ise daha fazla olduğunu gözlemişler; mıknatıs ile keeper arasındaki hava boşluğunun ayrılma kuvveti ile inceledikleri diğer bir çalışmalarında maksimum tutuculuğun, mıknatıs ile keeper'ın temasta olması ile elde edileceğini belirtmişlerdir. Sasaki ve ark. 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 vurgulamışlardır.¹⁸

Pezzoli ve ark. iki tarafı serbest sonlanan bölümlü protezlerin tutuculuğunda, distal yüzeylerine kron dışı keeper'ların monte edildiği manyetize olabilen destek kronlardan yararlanmışlardır. 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.¹⁸

1988'de yine Pezzoli ve ark. manyetik tutucuların etkisini arttırmak amacıyla, keeper uzantılarını manyetize olabilen destek kronların distal rehber düzlemlerine paralel olacak şekilde yerleştirerek tutuculuk ve kuvvet dağılımını incelemişlerdir. Bu planlamada elde edilen tutuculuk değerlerinin daha önce incelenen horizontal ve oblik planlamalardan daha düşük, ancak I bar kroşelerle aynı değerde olduğu belirtilmiştir.¹⁸

Lewandowski ve ark. Sm-Co mıknatısına oranla Nd mıknatısları ile daha fazla manyetik direnç oluşturulduğunu ileri sürmüşlerdir. Alt Kennedy Class I, mod.1 olgularına uygulanan overdenture'lardaki farklı tutucularda (orta-kısa başlık, Ceka bağlantısı, Dyna mıknatısı ve Dalla Bona) kuvvet dağılımını fotoelastik yöntemle araştıran Öztekin tutucu unsurları dikey ve yatay yüklemelerdeki stabilite bakımından üstünlük sırasına göre orta-kısa başlık, Ceka, Dyna ve Dalla Bona şeklinde sıralamıştır. Aynı yıl 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 olduklarını öne sürmüştür. Kennedy Class II modifikasyon 1 olgusunda Nd alaşımından yapılan üç çeşit manyetik tutucu sistemi (kapalı alan:Gillings ve Shiner; açık alan:Dyna) etkinliğini tutuculuk ve kuvvet analizi ile değerlendiren Akaltan tarafından sırasıyla manyetik sistemlerde 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. Ek olarak manyetik tutucu sistemlerin seçiminde protezin serbest ya da dişle sonlanan özellikte olmasının ve destek dişlerin periodontal sağlık durumunun dikkate alınması; tutuculuk kuvveti fazla olan rijid manyetik sistemler kullanıldığında, destek dişlerde oluşan gerilim miktarının azaltılması yönünden iki destek dişin splitlenmesi ileri sürülmüştür.¹⁸

3. MATERYAL VE METOT

Araştırmanın, Tübitak Ankara Test ve Analiz Laboratuvarı, Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D Laboratuvarı, Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Tedavi Bölümü Laboratuvarı ve Fimadent Diş Laboratuvarında gerçekleştirildi.

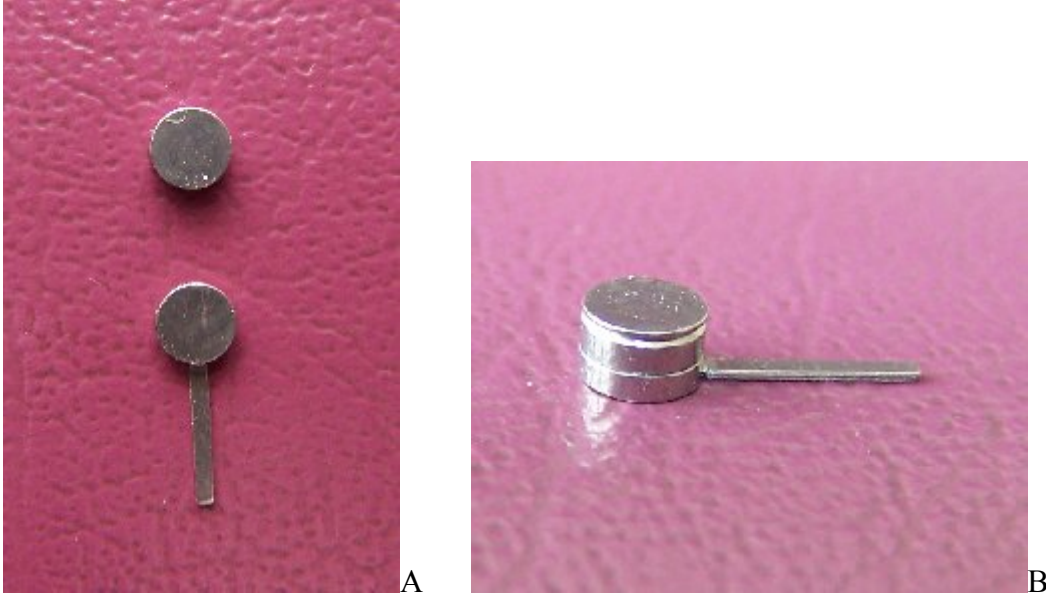
Çalışmada farklı tipteki fabrikasyon mıknatıs sistemlerinin korozyona karşı dirençlerini, çekim kuvvetlerini ve manyetik alanlarını incelemek üzere Hilop 5513 (Hitachi Metals, Japonya), Hicorex 3513 (Hitachi Metals, Japonya), Dyna 500 gr (Dyna Dental Engineering, Hollanda) ve Steco U.00.01.T570 (Steco-system-technic, Almanya) manyetik ataşman sistemleri seçildi.

Hilop 5513 manyetik ataşman sistemi, 5.5 mm çapında, 1.3 mm yüksekliğinde mıknatıs ve 5.5 mm çapında, 0.8 mm yüksekliğinde keeper'dan meydana gelmektedir (şekil 23). Hilop 5513, neodmiyum-demir-bor'dan üretilmiş, bir kapalı alan mıknatısıdır. Parçalı hareketli protezlerde ve çene-yüz protezlerinde kullanılmak üzere tasarlanmıştır.



şekil 23. Hilop 5513 manyetik ataşman sistemi. A) Mıknatıs (üstte) ve keeper (altta) ayrı. B) Mıknatıs ve keeper temasta.

Hicorex 3513 manyetik ataşman sistemi ise, 3.5 mm çapında, 1.3 mm yüksekliğinde mıknatıs ve 3.5 mm çapında, 0.8 mm yüksekliğinde keeper'dan meydana gelmektedir (Şekil 24). Hicorex 3513 de, neodmiyum-demir-bor'dan üretilmiş, bir kapalı alan mıknatısıdır. Hilop gibi parçalı hareketli protezlerde, çene-yüz protezlerinde kullanılmak üzere tasarlanmıştır.



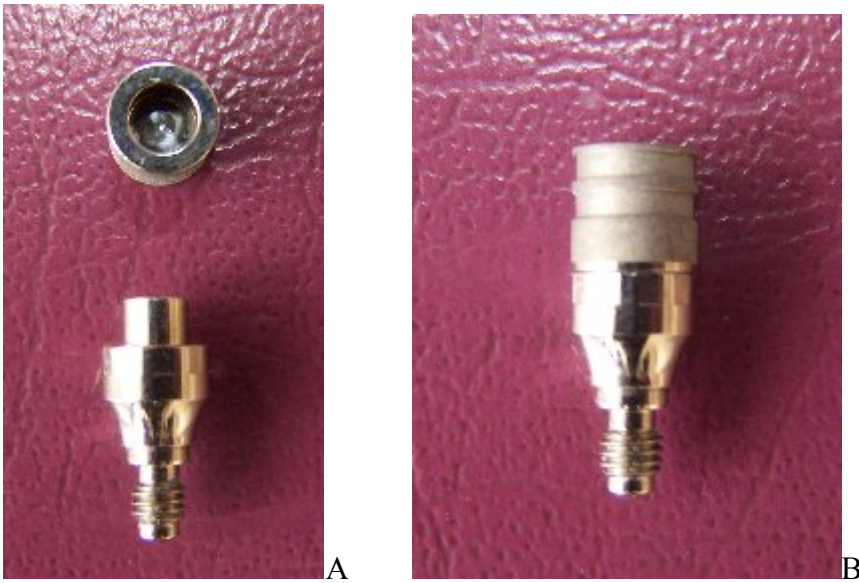
Şekil 24. Hicorex 3513 manyetik ataşman sistemi. A) Mıknatıs (üstte) ve keeper (altta) ayrı. B) Mıknatıs ve keeper temasta.

Dyna 500 gr manyetik ataşman sistemi, 4.8 mm çapında, 2.7 mm yüksekliğinde mıknatıs ve 4.8 mm çapında, 5.7 mm yüksekliğinde keeper'dan meydana gelmektedir (Şekil 25). Dyna 500 gr da neodmiyum-demir-bor'dan üretilmiş bir mıknatıstır, ancak diğer sistemlerden farklı olarak Dyna bir açık alan mıknatısıdır. Parçalı protezlerde ve çene-yüz protezlerinde de kullanılabilmesine rağmen esas olarak diş üstü protezler için üretilmiştir. Keeper kök içerisine, mıknatıs parçası ise proteze yerleştirilerek uygulanmaktadır.



Şekil 25. Dyna 500 gr manyetik ataşman sistemi. A) Mıknatıs (üstte) ve keeper (altta) ayrı. B) Mıknatıs ve keeper temasta.

Steco U.00.01.T570 manyetik ataşman sistemi, 5.7 mm çapında, 12.8 mm yüksekliğinde mıknatıs ve 5.7 mm çapında, 5.7 mm yüksekliğinde keeper'dan meydana gelmektedir (Şekil 26). Steco ise, samaryum-kobalt'tan üretilmiş, yumuşak bir açık alan mıknatısıdır. İmplant üstü hareketli protezler için tasarlanmıştır. Dyna sisteminden farklı olarak mıknatıs parçası implant içerisine yerleştirilirken, keeper protez içerisine yerleştirilir.



Şekil 26. Steco U.00.01.T570 manyetik ataşman sistemi. A) Mıknatıs (altta) ve keeper (üstte) ayrı. B) Mıknatıs ve keeper temasta.

3.1. Manyetik Alanlarının Tespiti

Mıknatısların manyetik alanlarının tespiti Fimadent Diş Laboratuvarında, gaussmetre (Tes 1390, TES Electrical Electronic Corp, Tayvan) ile belirlendi (Şekil 28A). 20 mm çapında ve 20 mm yüksekliğinde akril (Vertex Orthoplast, Vertex-Dental B.V, Hollanda) bloklardan 20 adet hazırlandı. Manyetik ataşman sistemlerinden 5'er tane alındı. Akril bloklar hazırlanırken, aynı zamanda blokların üzerine, ataşman sistemlerinin mıknatıs parçaları yerleştirildi ve polimerizasyonu takiben tesviye işlemleri yapılarak numuneler elde edildi (Şekil 27). Numuneler paralelometre'ye yapıştırıcı ajan (Pattex, Henkel, İstanbul, Türkiye) (Şekil 28B) vasıtası ile tutturuldu. Paralelometre'nin alt parçasına ise gaussmetre, oynamayacak şekilde sıkıca yerleştirildi (Şekil 29). Aşağı-yukarı ve sağ-sol yönde hareket ettirilen mıknatıslar gaussmetreye değene kadar yaklaştırıldı ve en yüksek değere ulaşılmaya çalışıldı. Mıknatısları hareket ettirirken, mandibulanın açma-kapama ve lateral hareketleri taklit edilmeye çalışıldı. Bu işleme, ekranda okunan en yüksek manyetik alan değeri değişmeyene kadar devam edildi. Ayrıca, mıknatıslar üzerine keeper'lar yerleştirildi ve aynı işlemler mıknatıslar keeper ile temasta iken, manyetik alanın nasıl etkilendiğini tespit edebilmek amacıyla yapıldı. Daha sonra keeper'ların manyetik alan oluşturup oluşturmadığının tespiti için, akril bloklardan 20 adet daha hazırlandı, keeper'lar yerleştirildi ve ölçümler yapıldı. Ölçümler, yine manyetik alan ölçerin ekranında okunan en yüksek manyetik alan değeri değişmeyene kadar yapıldı.

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 27. Akril bloklar üzerinde manyetik ataşman çiftleri temasta.



A



B

Şekil 28. A) Manyetik alan değerlerinin tespitinde kullanılan gaussmetre (Tes 1390, TES Electrical Electronic Corp, Tayvan), B) Örneklerin tutturulmasında kullanılan yapıştırıcı ajan.



Şekil 29. Manyetik alan şiddetinin tespiti için kullanılan düzenek.

3.2. Çekim Kuvveti Testlerinin Yapılması

Çekim kuvveti testleri Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Laboratuvarlarında yapıldı. Üniversal test cihazı (Lloyd Lf plus, Ametek Inc. Lloyd Instruments, Leicester, İngiltere) (Şekil 30) kullanılarak çekim kuvvetleri tespit edildi. Manyetik alan tespiti için hazırlanan numuneler daha sonra çekim kuvvetlerinin tespitinde de kullanıldı. Mıknatıs sistemlerinin mıknatıs ve keeper'dan oluşan parçaları, üniversal test cihazının alt ve üst parçasına yapıştırıcı ajan kullanılarak tutturuldu (Şekil 31). Kafa hızı 50 mm/dak olarak ayarlandı. Daha sonra Nxgen fm yazılımı (Şekil 32) yardımı ile mıknatısların çekim kuvvetleri ölçüldü. Çekim kuvveti testleri her bir mıknatıs sistemi için 10 kez tekrar edildi.

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 30. Çekim kuvveti testinde kullanılan üniversal test cihazı (Lloyd LF plus, Ametek Inc. Lloyd Instruments, Leicester, İngiltere)



Şekil 31. Test örneklerinin cihazın alt ve üst parçasına yerleştirilmiş hali.



Şekil 32. Çekim kuvveti değerlerinin okunmasında kullanılan bilgisayar ve Nixgen fm yazılımı.

3.3. Korozyon Testlerinin Yapılması

Korozyon testleri, Fimadent Diş Laboratuvarında, Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D Laboratuvarında ve Tübitak Ankara Test ve Analiz Laboratuvarında (ATAL) gerçekleştirildi. 10 ml, ph 2.3, %1'lik laktik asit ve yine 10 ml, ph 7.3, %0.9'luk NaCl solusyonlarından 4'er adet hazırlandı ve kapaklı plastik kaplar (Fıratmed, İstanbul, Türkiye) içerisine konuldu. Her bir manyetik ataşman sisteminden bir adet laktik asit solusyonuna, bir adet de NaCl solusyonuna yerleştirildi (Şekil 33). 14 gün süresince 37 C⁰ de bekletildi. Bu işlem için sirkülasyonlu su banyosu cihazı (BM 302, Nüve, Ankara, Türkiye) (Şekil 34) kullanıldı. 14 günün sonunda manyetik ataşman sistemleri solusyonlar içerisinden çıkartıldı. Solusyonlar, Ankara Test ve Analiz Laboratuvarında (ATAL), indüktif olarak eşleşmiş plazma kütle spektrometre (ICP-MS) cihazı (Agilent 7500, Agilent Technologies Inc, California, Amerika) (Şekil 35) ve Atomik Absorbsiyon Spektrometre (AAS) cihazı (Perkin Elmer AAnalyst 800) (Şekil 36) kullanılarak analiz edildi. Aynı zamanda, boş bir kap, 10'ar ml laktik asit ve NaCl solusyonları da metod çalışması için kullanıldı. ICP-MS yöntemi ile neodmium, bor, samaryum ve kobalt tayini yapılırken, demir için AAS yöntemi 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 gömüldü. Manyetik ataşman sistemlerinin mıknatıs ve keeper'dan oluşan parçaları, üniversal test cihazının (Lloyd LF plus, Ametek Inc. Lloyd Instruments, Leicester, İngiltere) alt ve üst parçasına yapıştırıcı ajan kullanılarak 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.

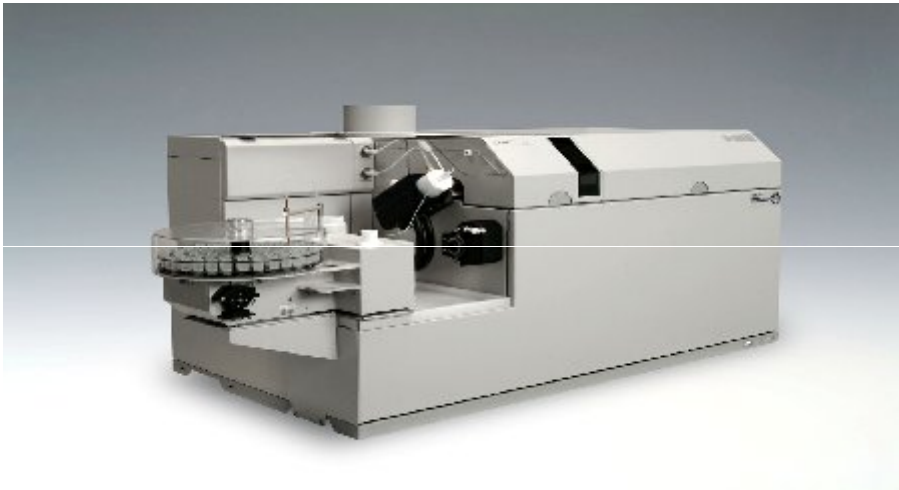
Ölçümler sonucunda elde ettiğimiz veriler SPSS 14.0 (SPSS Inc, USA) programına yüklendi. Verilerin değerlendirilmesinde Kruskal-Wallis (KW) testi ve Mann-Whitney U testi kullanıldı.



Şekil 33. 14 gün boyunca manyetik ataşman sistemlerinin bekletildiği kaplar.



Şekil 34. Ataşman sistemlerinin 14 gün boyunca bekletildiği cihaz.



Şekil 35. Korozyon testi için kullanılan ICP-MS test cihazı.



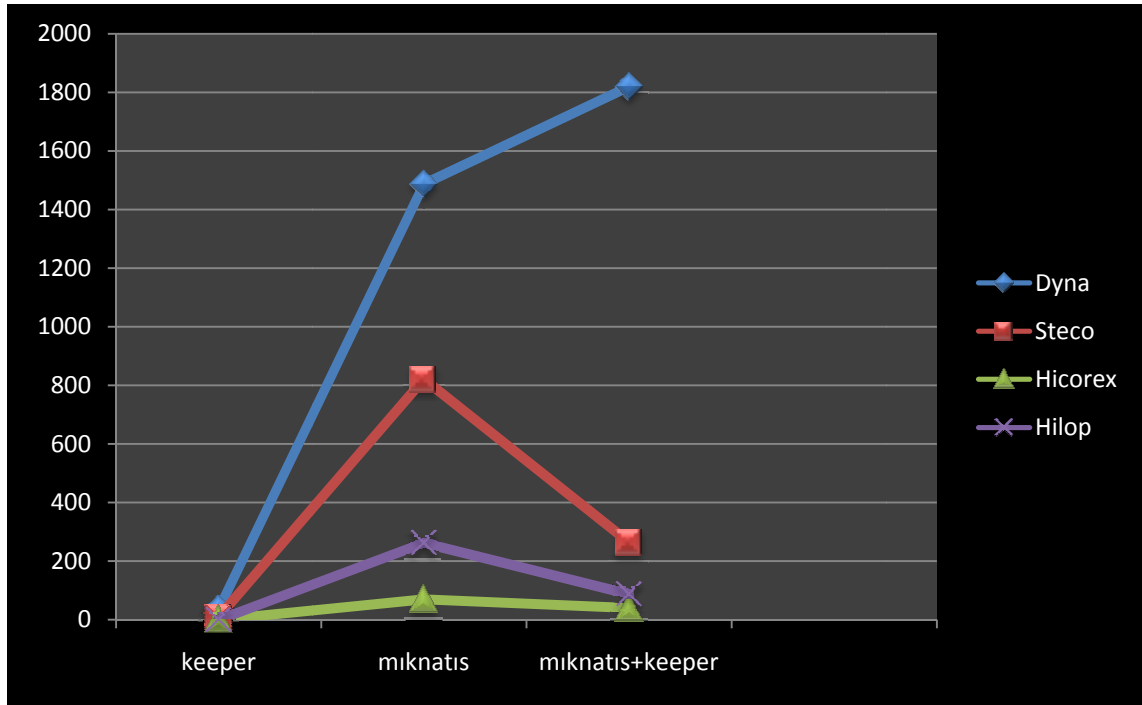
Şekil 36. Fe tayininde kullanılan Atomik Absorbsiyon Spektrometresi.

4. BULGULAR

Manyetik ataşman sistemlerinden elde edilen örneklerin oluşturdukları manyetik alan değerleri tablo 5’de görülmektedir.

Tablo 5. Manyetik Alan Değerleri (mG).

	keeper(mG)	mıknatıs(mG)	Mıknatıs+keeper(mG)
Dyna	36±3,16	1487±33,39	1819±92,58
Steco	9±1,87	821±53,10	264±27,10
Hicorex	0	69±5,93	40±3,84
Hilop	0	262±29,93	87±10,35



Grafik 4. Manyetik Alan Grafik Değerleri (mG).

Gruplara ilişkin manyetik alan değerleri karşılaştırıldığında farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$).

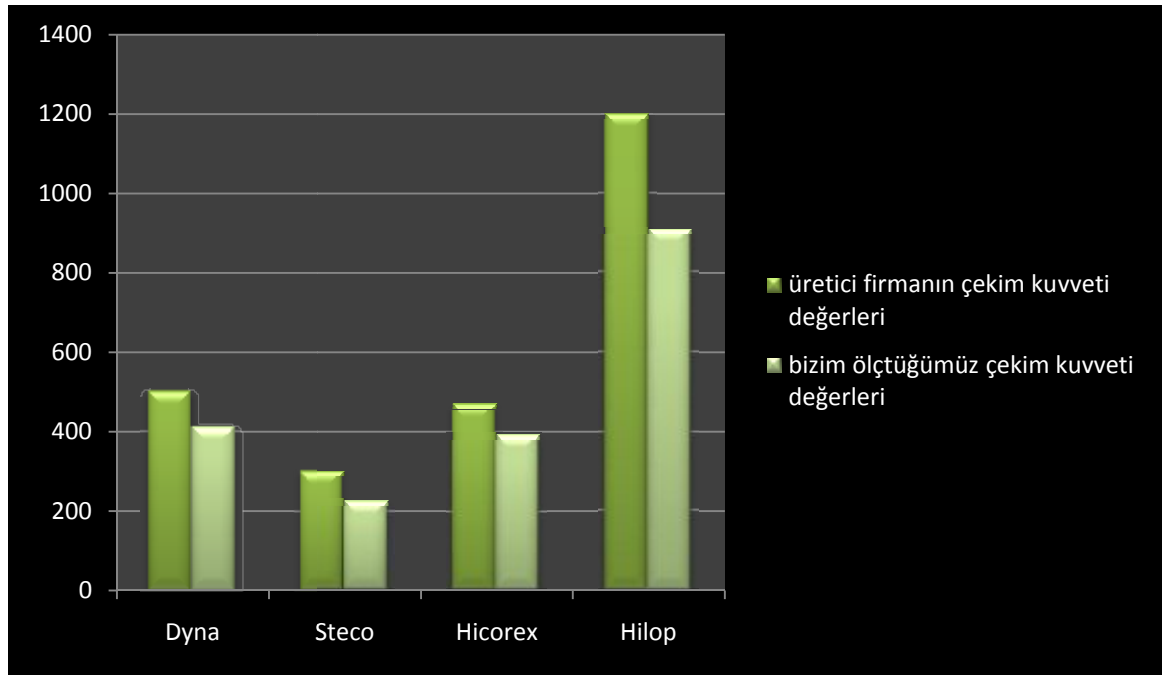
En fazla manyetik alan oluşturan ataşman sistemi Dyna olarak bulundu. Hicorex ve Hilop manyetik ataşman sistemlerinin keeperları tek başlarına manyetik alan oluşturmazken, Steco'nun keeper'ının çok az, Dyna'nın keeper'ının ise neredeyse Hicorex çifti kadar manyetik alan oluşturduğu bulundu. Açık alan mıknatısları olan

Dyna ve Steco, kapalı alan mıknatısları Hicorex ve Hilop' a oranla daha fazla manyetik alan oluşturdukları bulundu. Dyna sisteminde mıknatıs ve keeper temasta iken oluşan manyetik alan yalnız mıknatısın oluşturduğu manyetik alandan daha fazla bulundu (Tablo 5),(Grafik 4).

Manyetik ataşman sistemlerinin üretici firmalar tarafından belirtilen çekim kuvveti değerleri ve bizim ölçümlerimiz sonrası elde ettiğimiz çekim kuvveti değerleri aşağıdaki tabloda (Tablo 6) görülmektedir.

Tablo 6. Çekim Kuvveti Değerleri (gr).

	Üretici firmaların belirttiği çekim kuvveti değerleri (gr)	Ölçülen çekim kuvveti değerleri (gr)
Dyna	500	411
Steco	300	226
Hicorex	470	393
Hilop	1200	910

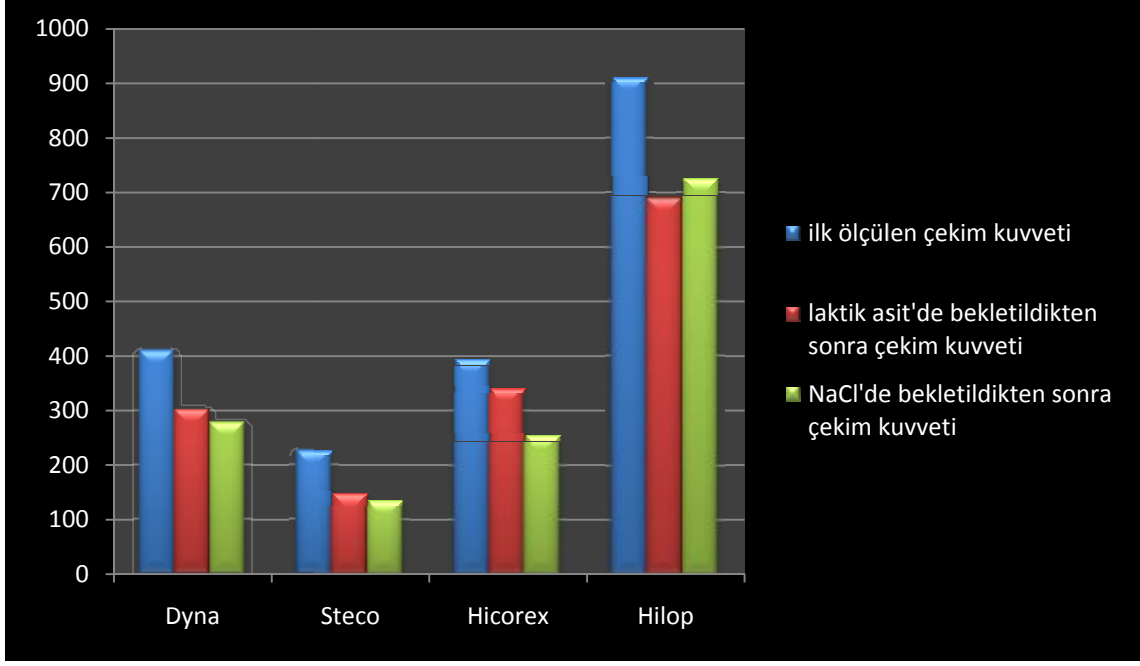


Grafik 5. Çekim Kuvveti Değerleri (gr).

En fazla çekim kuvveti Hilop manyetik ataçman sisteminde bulundu. Steco ise en az çekim kuvvetine sahip manyetik ataçman sistemi olarak bulundu (Tablo 6)(Grafik 5 ve 6). Kapalı alan sistemlerinin açık alan sistemlerine oranla daha fazla çekim kuvveti oluşturduğu tespit edildi.

Tablo 7. Manyetik ataçman sistemlerinin çekim kuvveti ölçümleri.

Gruplar	Çekim kuvveti $x \pm s$ (gr)	Laktik asit'de		NaCl'de		Sonuç
		bekletildikten sonra çekim kuvveti $x \pm s$ (gr)	bekletildikten sonra çekim kuvveti $x \pm s$ (gr)	bekletildikten sonra çekim kuvveti $x \pm s$ (gr)	bekletildikten sonra çekim kuvveti $x \pm s$ (gr)	
Dyna	411,75±19,20	303,60±33,00	279,90±47,96	F=76,117 P=0,001 p<0,05		
Hicorex	393,52±28,88	340,63±44,46	254,05±40,64	F=61,27 P=0,001 p<0,05		
Hilop	910,30±71,62	691,95±102,75	725,25±94,95	F=28,55 P=0,001 p<0,05		
Steco	226,05±21,63	147,60±22,20	135,00±23,49	F=105,92 P=0,001 p<0,05		
Sonuç	F=1017,40 P=0,001 p<0.05	F=297,32 P=0,001 p<0,05	F=393,15 P=0,001 p<0,05			



Grafik 6. Ataşman sistemlerinin çekim kuvveti değişimleri.

Her dört manyetik ataşman sistemine ait ilk çekim kuvvetleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p<0.05$), (Tablo 7).

İlk çekim kuvvetleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında Dyna ile Hilop, Dyna ile Steco, Hicorex ile Hilop, Hicorex ile Steco ve Hilop ile Steco arasında farklılık önemli ($p<0.05$) iken, Dyna ile Hicorex arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur.

Laktik asit ve NaCl solüsyonlarında bekletilen ataşman sistemlerinin çekim kuvvetleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında, Dyna ile Hilop, Dyna ile Steco, Hicorex ile Hilop, Hicorex ile Steco ve Hilop ile Steco arasında farklılık önemli ($p<0.05$) iken, Dyna ile Hicorex arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur.

Hicorex ataşman sisteminin ilk çekim kuvveti, laktik asit sonrası çekim kuvveti ve NaCl sonrası çekim kuvveti değerleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur ($p<0.05$). İkişerli olarak karşılaştırıldığında ilk çekim kuvveti ile laktik asit sonrası çekim kuvveti, ilk çekim kuvveti ile NaCl sonrası çekim kuvveti ve laktik asit sonrası çekim kuvveti ile NaCl sonrası çekim kuvveti arasındaki fark önemli bulunmuştur ($p<0.05$).

Dyna, Hilop ve Steco ataşman sistemlerinde de ilk çekim kuvveti, laktik asit sonrası çekim kuvveti ve NaCl sonrası çekim kuvveti değerleri kendi arasında karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur ($p<0.05$). Ancak, ikişerli olarak karşılaştırıldığında, ilk çekim kuvveti ile laktik asit sonrası çekim kuvveti, ilk çekim

kuvveti ile NaCl sonrası çekim kuvveti arasında fark bulunurken ($p<0.05$), laktik asit sonrası çekim kuvveti ile NaCl sonrası çekim kuvveti önemsiz bulunmuştur.

14 gün koroziv ortamlarda bırakılan mıknatıs sistemlerinin, ICP-MS ve AAS korozyon testi analizi sonuçları tablo 8 ve tablo 9’ da verilmiştir.

Tablo 8. ICP-MS analiz sonuçları. Sonuçlar ($X \pm S$) (N=3) olarak hesaplanmıştır.

Numune kodu	⁵⁹ Co (mg/kg)	¹⁴⁹ Sm (mg/kg)	¹⁴³ Nd (mg/kg)	¹⁰ B (mg/kg)
NaCl Steco	0,0522±0,0043	0,2576±0,0091	----	----
NaCl Hicorex	----	----	0,2697±0,0112	1,208±0,0740
NaCl Hilop	---	----	0,2456±0,0203	1,409±0,0496
NaCl Dyna	---	----	0,1953±0,0089	0,6704±0,0105
Laktik Asit Steco	0,0696±0,0048	0,2959±0,0102	----	----
Laktik Asit Hicorex	----	----	0,2875±0,0065	< LOD
Laktik Asit Hilop	----	----	0,3314±0,0110	< LOD
Laktik Asit Dyna	----	----	0,2718±0,0191	0,3101±0,0277

Tablo 9. AAS analiz sonuçları. Sonuçlar ($X \pm S$) (N=3) olarak hesaplanmıştır.

Numune kodu	Fe (mg/kg)
NaCl Steco	10,634± 0,2257
NaCl Hicorex	2,886±0,1608
NaCl Hilop	10,970±0,1090
NaCl Dyna	8,317±0,4524
Laktik Asit Steco	8,295±0,1095
Laktik Asit Hicorex	1,591±0,1555
Laktik Asit Hilop	7,919±0,8760
Laktik Asit Dyna	6,779±0,8440

Nadir toprak elementlerinde, demire oranla çok az miktarlarda korozyon gerçekleşmiştir. NaCl solüsyonunun, laktik asit solüsyonuna oranla daha koroziv olduğu görülmüştür. Hilop manyetik ataşman sistemi en fazla korozyona maruz kalan sistemdir. Onu sırasıyla Steco, Dyna ve Hicorex takip etmektedir.

İstatiksel metot; çalışmamızın verileri SPSS 14.0 programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde Varyans analizi, Tukey testi, tekrarlı ölçümlerde varyans analizi, Bonferroni testi, Kruskal Wallis testi, MannWhitney U testi, Friedman testi ve Wilcoxon testi uygulanmıştır. Verilerimiz tablolarda aritmetik ortalama F standart sapma şeklinde belirtilip yanılma düzeyi 0,05 olarak alınmıştır.

5. TARTIŞMA

Dışhekimliğinde kullanılan manyetik ataşman sistemleri Samaryum-Kobalt veya Neodmiyum-Demir-Bor içerikli yumuşak tipi mıknatıslardır. Farklı markalara ait mıknatıslar farklı özelliklere sahip oldukları gibi benzer özellikler de göstermektedirler.

Çalışmamızda kullandığımız sistemler tercih edilirken, üretici firmaların beyanları doğrultusunda, manyetik ataşman sistemlerinin oluşturdukları manyetik alanlar göz önünde bulundurulmuştur. Çalışmamızda kapalı alan ve açık alan mıknatıslarının oluşturdukları manyetik alanların farklılık gösterip göstermediğinin yanı sıra mıknatısların üretildiği elementler de değerlendirilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız Dyna, Neodmiyum-Demir-Bor, Steco ise Samaryum-Kobalt'tan oluşan açık alan mıknatıslarıdır. Bu sayede farklı tiplerde açık alan mıknatıslarını değerlendirme imkanı olmuştur. Yine çalışmamızda kullandığımız Hilop ve Hicorex ise kapalı alan mıknatısları olup Neodmiyum-Demir-Bor'dan oluşmaktadır.

Manyetik alanlarının yanı sıra ataşman sistemlerinin çekim kuvvetleri de değerlendirilmiştir. Hilop, üreticiler tarafından belirtilen değerlere göre piyasanın en yüksek çekim gücüne sahip oluşu nedeniyle de tercih edilmiştir. Yüksek çekim gücü için yaklaşık 5.5 mm'lik bir çapa sahip olan Hilop'a oranla daha küçük yüzey alanına sahip, ancak daha az çekim gücü oluşturan Hicorex ise korozyon ve korozyon sonrası çekim kuvveti kaybı için değerlendirilmek üzere seçilmiştir.

Bondemark ve ark.¹¹⁵ ortodontik samaryum-kobalt mıknatısların manyetik alanlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, manyetik alan ölçümlerini gaussmetre ile yapmışlardır. Birbirini çeken mıknatıs çiftlerinin, birbirini iten mıknatıs çiftlerinden ve de tek başına mıknatıstan daha fazla manyetik alan şiddeti oluşturduğunu bulmuşlardır.

Ahmad ve ark.¹¹⁶ 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.

Çalışmamızda, manyetik ataşman sistemlerinin oluşturdukları manyetik alan değerlerini tespit etmek amacıyla gaussmetre kullanıldı. Manyetik alan şiddetlerini karşılaştırıldığımızda, Dyna en yüksek manyetik alan şiddeti oluşturan ataşman sistemi olarak bulundu. Dyna sisteminde, mıknatıs parçasının oluşturduğu manyetik alan şiddetinin, keeper'ın sisteme eklenmesi ve mıknatıs ile temasa geçmesi ile arttığı

gözlendi. Bu sonuç Bondemark ve ark. çalışmaları ile örtüşmektedir, ancak diğer sistemlerde bunun tam tersi bir durum söz konusudur. Diğer sistemlerde mıknatıs ve keeper temasta iken, manyetik alan şiddetinin azaldığı gözlemlendi. Hicorex en düşük manyetik alan şiddetine sahip ataşman sistemi olarak bulundu.

Manyetik alan şiddetinin etkileri konusunda çok fazla çalışma yapılmamıştır. Manyetik alanın çevre dokular üzerinde zararlı etkiler oluşturduğu düşünülmektedir. Bu doğrultuda yapılan bazı çalışmalarda, 100 ile 1000 militesla arasında manyetik alan şiddetleri uygulanmış ve komşu dişetinde bile, güçlü mıknatısların 30 militesla civarında manyetik alan şiddeti oluşturabileceği söylenmiştir.^{17,18} Oysaki, çalışmamızda bazı manyetik ataşman sistemleri için, manyetik alan şiddeti çok daha yüksek bulunmuştur. Ancak dokular üzerindeki etkileri araştırılmamıştır.

Yiu ve ark.¹¹⁷ mıknatısların çekim kuvvetini tespit etmek için instron test cihazını kullanmışlardır. Kafa hızı 2 mm/dak ya ayarlanmış ve her bir örnek için test 3 kez tekrarlanmıştır.

Saygılı ve Sahmalı,¹¹⁸ iki farklı manyetik ataşman sistemini iki farklı hassas tutucu sistemi ile mukayese ettikleri çalışmalarında, mıknatısların çekim kuvvetlerini instron test cihazı ile belirlemişlerdir. Kafa hızı 0.5 mm/dak olup 8'er örnek kullanmışlardır.

Akaltan ve Can⁶¹ açık ve kapalı sistem mıknatıslarının çekim kuvvetlerini değerlendirdikleri çalışmalarında instron test cihazını kullanmışlardır. 0.5 mm/dak ve 50 mm/dak olmak üzere iki ayrı kafa hızında ölçümler yapmışlardır. Düşük hız ile yüksek hız arasında yapılan ölçümlerde anlamlı fark bulmuşlardır. 50 mm/dak çiğneme esnasında, mandibulanın protez kaidesinden uzaklaşma hareketine yakın bir değerdir.

Watanabe ve ark.¹¹⁹ Fe-Pt mıknatısların çekim kuvvetini ölçmek amacıyla universal test cihazını kullanmışlardır. Cihaz 5.0 mm/dak kafa hızına sahiptir. Çalışmalarında örneklerden 5'er adet kullanmışlardır.

Lemon ve ark.¹²⁰ mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon uygulamasının, mıknatısların çekim kuvvetleri üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında universal test cihazını kullanmışlardır. Kafa hızını ise 10 mm/dak olarak ayarlamışlardır. Uygulamanın çekim kuvvetini %12 civarında azalttığını bulmuşlardır.

Chung ve ark.⁶⁵ Era white, Era gray, Locator LR white, Locator LR pink, Spheroflex ball, Hader bar&metal clip, Shiner SR magnet, Magnedisc 800 magnet ve Maxi 2 magnet olmak üzere 9 ayrı ataşman sisteminin retansiyonuna baktıkları çalışmalarında universal test cihazını kullanmışlardır. Kafa hızı 50 mm/dak'dır.

Biz de çalışmamızda üniversal test cihazını kullandık. Kafa hızı mandibular hareketin yaklaşık değeri olan 50 mm/dak olarak ayarlandı. Hilop en yüksek çekim kuvvetine sahip ataşman sistemi olarak bulundu. Çekim kuvveti, mıknatısın büyüklüğü ile doğru orantılı olarak artar. Hilop, kullanılan manyetik ataşman sistemleri içerisinde en büyük yarıçapa, ancak, Hicorex ile beraber en düşük yüksekliğe sahip ataşman sistemidir.

Lewandowski ve ark.¹²¹ manyetik ataşman çiftlerinin (mıknatıs ve keeper) birbirlerinden hızla uzaklaştırıldığında, kapalı alan ve açık alan sistemleri arasında ayrılma kuvvetlerinde fark olmadığını rapor etmişlerdir. Ancak, Akaltan ve Can,⁶¹ hem düşük (0,5 mm/min) hem de yüksek hızda (50 mm/min), kapalı alan mıknatıs sistemlerinin açık alan sistemlerine oranla daha fazla çekim kuvveti oluşturduklarını tespit etmiştir. Çalışmamız, Akaltan ve Can⁶¹'in çalışması ile örtüşmektedir ve kapalı alan sistemlerinin açık alan sistemlerine oranla daha fazla çekim kuvveti oluşturduğu tespit edilmiştir. Açık alan mıknatıslarından biri olan Steco, implant üstü teleskop uygulamaları için üretilmiştir. Tutuculuk sadece manyetik olarak sağlanmamaktadır. Diğer taraftan, açık alan mıknatıs sistemlerinden biri olan Dyna ile kapalı alan mıknatıs sistemlerinden biri olan Hicorex'in benzer çekim kuvvetlerine sahip olduğu görülmüştür. Ancak Dyna boyut olarak Hicorex'ten oldukça büyüktür. Ataşman sistemlerinin çekim kuvvetleri değerlendirilirken boyutları göz ardı edilmemelidir. Çünkü boyut arttıkça çekim kuvveti artmaktadır. Gelişen teknoloji sayesinde, çok daha küçük boyutlarda çok daha güçlü mıknatıslar üretilme imkanı doğmuştur. Çekim kuvveti üzerine yapılan çalışmalarda diğer tutucu sistemlere (manyetik olmayan) oranla oldukça yetersiz görülmüştür. Ancak çalışmamızda ölçülen değerler hiç de küçümsenecek değerler değildir. Özellikle hilop sistemi yüksek çekim kuvveti ile manyetik ataşman sistemleri için umut verici bir adaydır. Diğer taraftan, önceki çalışmaları^{8,61,117} destekleyecek nitelikte, çalışmamızda NbFeB mıknatısların SmCo mıknatıslara oranla daha fazla çekim kuvveti oluşturduğu tespit edilmiştir. SmCo'dan meydana gelen Steco sistemi en düşük çekim kuvvetine sahip sistem olarak bulunmuştur.

Ağız ortamından kaynaklanan çeşitli faktörler korozyon oranı üzerinde etkilidir.⁶⁹ Tamponlayıcı sistemi ve organik yapısı sayesinde metalik restorasyonları inaktif duruma getirme yeteneği ile inhibitör ya da yetersiz sekresyon ve zayıflamış tamponlama kapasitesi ile stimulator faaliyet gösteren tükürük, ağız içi ısı, pH ve oksijen değişimleri, yiyecek ve içeceklerin fiziksel ve kimyasal özellikleri, dental plak,

gastrik asitin geri kaçıışı, proteinlerin varlığı, ilaç alımı, ısırma kuvvetlerinin miktar ve dağılımındaki değişiklikler, gerilim, basınç, makaslama kuvvetleri ile bağıntılı biyomekanik koşullar ve ağız içerisinde bulunan diğer metalik restorasyonlarla etkileşim korozyon hızını ve oranını belirler. Ayrıca alaşımlara yapışan dental plak, pH'ı düşürücü etkisi ile asidik ortam yaratır.⁶⁹

Alaşımından, koroziv ortamda başlangıçta fazla ancak daha sonra pasivasyon nedeni ile azalarak sabit bir oranda devam eden element salınımı olmaktadır. Alaşımından element salınımı tamamen durmamaktadır. Başlangıçtaki fazla salınımın azalması alaşım yüzeyinde pasif tabakanın oluşmasına bağlıdır. Bunun sonucu alaşımın yüzeyinde korozyona dirençli bölgeler meydana gelir. Bu bölgeler herhangi bir etkenle bozulana kadar korozyon oranı çok düşük seyreder. Ağız ortamında meydana gelen pasivasyon tükürükteki koruyucu pelikül tabakası nedeni ile özellikle dikkat çekicidir.

Ağız ortamı, birçok değişkenin bulunduğu karmaşık bir ortamdır. Ağız ortamının, laboratuvar şartlarında birebir taklit edilebilmesi mümkün değildir. Ağız ortamında değişkenlik gösteren sıcaklık ve pH değerlerinin ayarlanabilmesi olanaksızdır. Dahası tükürük proteinleri farklı pH değerlerinde etkin olmaktadır, denature olurlar ve sürekli olarak da tazelenirler. Yapay tükürük içerisinde kullanılan çeşitli organikler de, aşırı pH değişikliklerinde dekompoze olurlar. Bir başka deyimle proteinler alçak veya yüksek pH değerlerinden olumsuz etkilenmektedirler.¹²²

Mezger ve ark.¹²³ yapay tükürük içindeki müsin'in korozyon üzerine etkisini araştırmış ve müsin'in korozyon potansiyelini artırdığını, fakat korozyon hızını etkilemediğini bulmuşlardır.

Clark ve Williams¹²⁴ saf serum fizyolojik ile karşılaştırıldığında, protein içeren serum fizyolojik solüsyonlarının korozyon üzerine 30 ila 40 kere arttırıcı etkisi olabileceğini ileri sürmüşlerdir. Çeşitli metallerin korozyonunda organik maddelerin katılımıyla ortaya çıktığından bahsedilen inhibisyon, çalışmada kullanılan organik tükürük komponentlerinin metal yüzeye adsorbsiyonu ile meydana geldiği düşünülmektedir.

Khan ve ark.¹²⁵ titanyumun serum fizyolojik, 10%'luk fetal dana serumu ve dana albümini çözeltileri içindeki korozyon davranışlarını incelemişlerdir. Çalışmanın sonucu olarak, protein çözeltilerinin korozyonu azaltıcı etkisi bulunduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmanın sonuçlarını etkileyebilecek zorluklardan birisi de proteinlerin deneyin sonuna kadar bütünlüğünü koruyamaması ve yapısal özelliğini kaybetmesi (denatüre

olma) ihtimalidir. Bu duruma Williams ve ark.¹²⁶ değinmişlerdir. Ağız ortamında tükürük sürekli olarak taze protein taşıyacağı için, metal yüzeyinde bozulmaya başlayan koruyucu film tabakasını yenileyerek, korozyon hızını uzun vadede düşük tutabilir. Bu durumu in vitro olarak tekrarlamak imkansız olduğu için, yapılan çalışmanın sonuçları, kullanılan metallerin seçilmiş belirli ortamlardaki korozyon davranış eğilimlerini anlamak için yararlı olmuştur. Protein ile metal arasında oluşan bağlantının kuvveti ve proteinin adsorbe ve desorbe olma (ayrılma) hızları da koruyucu film tabakasının stabilitesi, dolayısıyla korozyon hızı açısından önemlidir.

Watanabe ve ark.¹¹¹ miknatısları, ph 2.3 %1 lik laktik asit (10 ml) ve ph 7.3 %0.9 luk NaCl (10ml) solusyonları içerisine gömmüşler ve solusyonları da 37 C⁰ lik subanyosu ile çevrelemişlerdir. Miknatıslar koroziv ortamda 7 gün boyunca tutulmuştur.

Yiu ve ark.¹¹⁷ ise koroziv ortam olarak asidik, nötr ve alkalın ortamları kullanmayı uygun görmüşler ve ph 2.70±0.10, %1 lik laktik asit, ph 12.00±0.05, %0.1 lik sodyum sülfid ve ph 6.80±0.05 yapay tükürük kullanmışlardır.

Endo ve ark.¹²⁷ immersion testi için %0.9 luk NaCl solüsyonunu, İimuro ve ark.¹¹² ise %1 lik laktik asit solüsyonunu 7 gün süresince kullanmışlardır.

Assis ve ark.¹²⁸ ise koroziv ortam olarak Hank solüsyonunu, 37 C⁰ de 72 saat süresince kullanmışlardır. Hank solüsyonu, NaCl 0.1369, KCl 0.0054, MgSO₄ _ 7H₂O 0.0008, CaCl₂ _ 2H₂O 0.0013, Na₂HPO₄ _ 2H₂O 0.0003, KH₂PO₄ 0.0004, C₆H₁₂O₆H₂O 0.0050, Kırmızı fenol 1% 0.0071 (Bileşim konsantrasyonu, Mol/L) meydana gelen ve ph 6.8 olan bir solüsyondur.

Ahmad ve ark.¹¹⁶ miknatısları, oda sıcaklığında, 4 hafta boyunca 6ml'lik yapay tükürük içerisinde bekletmişlerdir. Kullanılan yapay tükürük ph 6.0 olup, sodyum klorid, 0.400g/L; potasyum klorid, 0.400g/L; kalsiyum klorid, 0.795g/L; sodyum fosfat, 0.780g/L; sodyum sülfid, 0.005g/L ve üre, 1.000g/L ihtiva etmektedir.

Hai ve ark.¹¹³ 10ml, ph 2.3, %2 lik laktik asit solüsyonunu ve 10ml, ph 7.3, 0.1mol/L fosfat buffered saline kullanmışlardır. Miknatıslar 7 gün süresince 37 C⁰ de immersion testine tabi tutulmuştur.

Kitsugi ve ark.¹⁰³ %1 lik NaCl, %1 lik laktik asit, %0.05 lik HCl, %0.1 lik Na₂S ve Greenwood'un yapay tükürüğü kullanılmıştır. 37 C⁰ de 42 gün boyunca miknatıslar koroziv ortamda bekletilmiştir.

Çalışmamızın deney şartları için vücut sıcaklığı olan 37 C⁰ seçilmiştir. Çalışmamızda ağız ortamını mümkün olduğunca taklit edebilmek adına asidik ve alkalın ortamlar kullanılmıştır. ph 2.3 %1 lik laktik asit (10 ml) ve ph 7.3 %0.9 luk

NaCl (10ml) koroziv ortamları hazırlanmıştır. Mıknatıslar koroziv ortamlarda 14 gün boyunca bekletilmiştir.

Korozyon testi birçok şekilde yapılabilmektedir. 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 kütlesinin hesaplanmasıdır.

Ahmad ve ark.¹¹⁶ mıknatısların kaplamalarını ve bu kaplamaların manyetik alanlarına olan etkilerini araştırdıkları çalışmalarında indüktif olarak eşleşmiş plazma kütle spektrometresi (ICPMS) yöntemini kullanmışlardır.

Hai ve ark.¹¹³ titanyum nitrat kaplı manyetik paslanmaz çeliğin korozyonu üzerine yaptıkları çalışmada hem indüktif olarak eşleşmiş plazma atomik emisyon spektrometre hem de fotodinamik polarizasyon yöntemini kullanmışlardır.

Endo ve ark.¹²⁷ çalışmalarında elektrokimyasal yöntemlerin yanı sıra atomik absorpsiyon spektrometre testini de kullanmışlardır.

Watanabe ve ark.¹¹¹ döküm Fe-Pt alaşımı keeperlarının korozyonuna bakmışlar ve anodik polarizasyon testini kullanmışlardır.

Kitsugi ve ark.¹⁰³ ağırlık değişimi ve anodik polarizasyon yöntemi ile NdFeB ve SmCo mıknatısların korozyonunu değerlendirmişlerdir.

Assis ve ark.¹²⁸ titanyumun ve paslanmaz çeliklerin korozyonunu tespit etmek için yaptıkları çalışmalarında elektrokimyasal yöntemlere başvurmuşlardır. Fotodinamik polarizasyon ve elektrokimyasal empedans spektroskopisi yöntemlerini kullanmışlardır.

Korozyon tespitinde mıknatısların çekim gücünden faydalanılması ile ilgili sınırlı sayıda çalışma vardır. Yiu ve ark.¹¹⁷ korozyona maruz kalan mıknatısların çekim güçleri azalacaktır gerçeğinden hareketle koroziv ortamda bıraktıkları mıknatısların çekim güçlerindeki azalmayı tespit etmişlerdir.

İn vitro elektrokimyasal tekniklerin, çok düşük korozyon hızlarını bile ölçebilecek kadar hassas oldukları bilinmektedir.¹²⁹ Klinik olarak bize tam doğru ve uygun bilgiler verip vermediği tartışma konusu olmasına rağmen, günümüzde bu teknikler korozyon ölçümü yapılan çalışmaların temelini oluşturmaktadır, çünkü kolay ve hızlıdır. Bu yöntemlerden biri potansiyodinamik polarizasyon tekniğidir. Bu teknik bize anodik yük, açık devre, oyuklanma ve pasivasyon potansiyelleri ile ilgili ayrıntılı bilgiler verebilmektedir. Bunların dışında bize pasif bölgeyi ve oyuklanma korozyonuna karşı hassasiyeti de göstermektedir. Açık devre potansiyeli, yani alaşımın belirli bir çevrede oluşan kendi potansiyeli, alaşımın galvanik bir eşleşmede anot mu

yoksa katot mu olacağını belirlemek için yararlıdır. Potansiyodinamik polarizasyon tekniğinin bazı zaafı vardır. Kısa süreli bir test olduğu için, bir alaşımın uzun bir zaman dilimindeki korozyon davranışı hakkında bilgi edinmek için tek bir deney yeterli değildir. Bu nedenle, dişhekimliğinde kullanılan alaşımların düzenli deneysel yöntemi olarak yetersiz görünse de, bu sorunun üstesinden deneylerin birçok kez yapılarak, tekrarlanabilirliğinin kesinleştirilmesi ile gelinebilir ve böylece uzun zaman aralığındaki korozyon davranışı hakkında da sağlıklı öngörülerde bulunulabilir. Holland potansiyodinamik polarizasyon tekniğinin en büyük dezavantajı olarak kısa süreli bir test olmasını, uzun vadedeki korozyon davranışı hakkında pek bir fikir vermemesini göstermektedir. Potansiyodinamik polarizasyon test yöntemi ile ölçüm için yüklü partiküller (iyon ve elektron) bulunmalıdır. Eğer korozyon ile yüksüz partiküller salınırsa, bunlar ölçümden kaçır ve korozyon hızı ölçümü hatalı sonuçlar verebilir.⁶⁹

1980'lerin başından beri ICPMS, birçok element için düşük gözlenebilirlik sınırları, yüksek seçiciliği, iyi doğruluk ve kesinliğiyle en önemli tekniklerden biri olarak gelişmektedir. ICP-MS, daha geniş dinamik aralık ve daha az interferanslar sağlarken, GFAAS'nin hassasiyeti ile OES'in hızı ve esnekliğini bir araya getirir.⁸² Genellikle atomik kütle spektrumları, optik emisyon spektrumlarından daha basittir ve değerlendirilmesi daha kolaydır. Bu özellik, nadir toprak elementleri için önemlidir. Atom kütleleri 139-175 aralığında olan 14 nadir toprak elementinin bir karışımının optik emisyon spektrumu o kadar karmaşıktır ki, değerlendirilmesi, sıkıcı, zaman alıcı ve belki de olanaksızdır. Nadir toprak elementlerinin tayininde ICP-MS kullanılmaktadır.⁸⁴ AAS yöntemi ise nadir toprak elementi olmayan diğer metallerde kolaylıkla kullanılabilir. Hassas ölçüm yapabilmesi ve ucuz olması en önemli avantajlarından. Çoklu element analizi yapılmasına çok fazla olanak vermemektedir.^{80,82}

Biz de bu nedenle çalışmamızda, Kobalt ve nadir toprak elementleri olan Neodmiyum, Bor ve Samaryum tespitinde indüktif olarak eşleşmiş plazma kütle spektrometre (ICP-MS) yöntemini, Demir elementinin analizinde ise Atomik Absorbsiyon (AAS) yöntemini kullandık.

Ayrıca, koroziv ortamda mıknaatılar bekletilmeden önce ve bekletildikten sonra çekim kuvvetlerinde meydana gelen değişiklikler de değerlendirilerek korozyon testi desteklenmeye çalışıldı.

Kitsugi ve ark.¹⁰³ nadir toprak elementlerinin yüksek korozyon saldırısına maruz kaldıklarını, hem NdFeB ve hemde SmCo mıknaatılarının çekim kuvvetlerinde büyük

oranda azalma meydana geldiğini rapor etmişlerdir. Biz de çalışmamızda benzer sonuçları elde ettik. Manyetik ataşman sistemlerinde (hem NdFeB ve hemde SmCo) %20 ile %40'a yakın çekim kuvveti kaybı tespit ettik. Kitsugi ve ark. tersine çalışmamızda NaCl solusyonu laktik asit solusyonundan daha koroziv bulunmuştur.

Yiu ve ark.¹¹⁷ çok küçük boyutlarda (0.3 mm) mıknatısların yeterli çekim kuvveti (300 gr) ile üretilmesinin korozyonu oldukça düşüreceğini rapor etmişlerdir. Mıknatıslarının boyutlarının korozyon üzerinde etkili olduğunu söylemişlerdir.

Mıknatısların korozyon sonuçlarını değerlendirirken korozyona etki eden bazı özelliklerini de göz ardı etmememiz gerekir. Çalışmamızda yer alan manyetik ataşman sistemleri içerisinde en yüksek çekim kuvvetine sahip olan Hilop sistemi aynı zamanda da en fazla korozyona uğrayan sistem olarak bulundu. Yüksek çekim kuvveti elde ederek avantaj sağlarken iki hususta dezavantaja sahip olur. Bunlar artan boyut ve korozyondur. Korozyonun çekim kuvvetleri üzerinde ne kadar etkili olduğunu ve kaybın ne kadar olduğunu tespit etmek amacıyla solüsyonlarda bekletilen ataşman sistemleri işlem sonrası bir kez daha test edildi. Hilop sistemi korozyona rağmen en yüksek çekim kuvvetini oluşturan sistem olarak bulundu. Ancak, yaklaşık olarak çekim kuvveti %20 kayba uğradı. En düşük korozyon ise en küçük boyutlara sahip olan Hicorex sisteminde görüldü. Lazer kullanılarak, paslanmaz çelikle kaplanmış olan ataşman sistemleri için boyutun korozyon üzerinde yine de etkili olup olmadığı sorusu bu şekilde yanıtlanmış oldu. Gelişen teknoloji korozyon miktarını azaltmayı başarmış, ancak kaplama materyalindeki sorunları tamamen çözmeyi başaramamıştır.

6. SONUÇLAR

Dişhekimliğinde protetik tedavide parçalı protezlerde, çene-yüz protezlerinde, dişüstü ve implant üstü protezlerde ve ortodontide kullanılan, farklı tipteki mıknatıs sistemlerinin korozyona karşı dirençlerini, çekim kuvvetlerini ve manyetik alanlarını karşılaştırmalı olarak incelediğimiz çalışmamızın sonuçları aşağıdaki şekilde sıralanmıştır:

1- En fazla korozyona maruz kalan ataşman sistemi Hilop olarak bulundu. Onu sırası ile Steco, Dyna ve Hicorex'in izlediği tespit edildi.

2- Dyna, Steco, Hicorex ve Hilop gruplarında manyetik alan değerleri (mG) karşılaştırıldığında farklılık istatistiksel olarak önemli bulundu. ($p<0.05$) Dyna en yüksek manyetik alan şiddeti oluşturan ataşman sistemi olarak bulundu. Dyna sisteminde, mıknatıs parçasının oluşturduğu manyetik alan şiddetinin, keeper'ın sisteme eklenmesi ve mıknatıs ile temasa geçmesi ile arttığı görüldü. Ancak, Dyna'nın aksine diğer sistemlerde, mıknatıs ile keeper temasta iken manyetik alan şiddetinin azaldığı görüldü. Dyna'dan sonra, oluşturdukları manyetik alan şiddetinin yüksekliğine göre sırası ile Steco ve Hilop'un geldiği bulundu. En düşük manyetik alan şiddeti ise Hicorex sisteminde gözlemlendi.

3- Dyna, Steco, Hicorex ve Hilop gruplarında çekim kuvveti değerleri (gr) karşılaştırıldığında farklılık istatistiksel olarak önemli bulundu. ($p<0.05$) En yüksek çekim kuvveti Hilop sisteminde görüldü. Onu, Dyna ve Hicorex'in takip ettiği görüldü. En düşük çekim kuvvetine Steco'nun sahip olduğu tespit edildi.

4- Dyna, Steco, Hicorex ve Hilop gruplarında, korozyon sonrası çekim kuvveti değerleri ilk çekim kuvveti değeri ile karşılaştırıldığında farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ($p<0.05$) Laktik asit ve NaCl koroziv ortamları arasında değerlerde farklılık olmasına karşın istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Steco, yaklaşık %30 çekim kuvveti değer kaybı ile en fazla korozyondan zarar gören sistem olarak bulundu.

5- Kapalı alan mıknatıs sistemlerinin açık alan sistemlerinden daha fazla çekim kuvveti oluşturduğu tespit edildi. NdFeB mıknatısların da SmCo mıknatıslara oranla daha fazla çekim kuvveti oluşturduğu gözlemlendi.

7. KAYNAKLAR

- 1- Duran M. Miknatis. <http://wikipedia.org/wiki/Miknatis>.
- 2- Anonim. <http://aksamagnet.com.tr>
- 3- Sagawa, M., Furimura, S., Togowa, N., Yamatoto, H. and Matsuura, Y. (1984). New material for permanent magnets on a base of Nd and Fe, *J Appl Phys*, 55, 2083-2087.
- 4- Croat, J.J., Herbst, J.F., Lee, R.W. and Pinkerton F.E. (1984). Pr-Fe and Nd-Fe-based materials. a new class of high-performance permanent magnets (invited), *J Appl Phys*, 55, 2078-2082.
- 5- Strnat, K.J. (1972). The hard magnetic properties of rare earth-transition metal alloys. *IEEE Trans Magn*, 8, 511-516.
- 6- Tawara, Y. and Strnat, K.J. (1976). Rare earth-cobalt permanent magnets near the 2-17 composition. *IEEE Trans Magn*, 12, 954-958.
- 7- Jiles, D. (1988). An introduction to magnetism and magnetic materials. 2nd ed., Chapman and Hall, London, 3-16, 44-48, 89-102, 363-93.
- 8- Riley, M.A., Walmsley, A.D. and Harris, I.R. (2001). Magnets in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent*, 86, 137-142.
- 9- Blechman, A.M. and Smiley, H. (1978). Magnetic force in orthodontics. *Am J Orthod*, 74, 435-443.
- 10- Springate, S.D. and Sandler, P.J. (1991). Micromagnetic retainers: an attractive solution to fixed retention. *Br J Orthod*, 18, 139-141.
- 11- Özdemir, A.K. (2002). Hareketli Protezler (Kliniğe Hazırlık). Cumhuriyet Üniversitesi Yayınları, No:89, Sivas, 25-26.
- 12- Anonim. http://www.baktabul.com/fizik/24103-miknatis-nedir-miknatis-tipleri-miknatislerin_ozellikleri-miknatislar.html
- 13- Anonim. http://www.fizik.us/yeni/ekle1/Elektrik_dosyalar/image052.gif
- 14- Anonim. <http://www.ikiyabanci.com/attachments/fizik/6321d1199747376-miknatis-miknatis-yapisi-miknatis-turleri-mikkuram.png>
- 15- Anonim. http://w3.gazi.edu.tr/web/syaman/elektrik13_dosyalar/image004.jpg
- 16- Anonim. http://www.indigodergisi.com/dunya_manyetik_alan_k.jpg.
- 17- Gillings, B.R.D. (1985). Magnetic denture retention systems. In: *Overdentures and telescopic Prostheses. Vol 2*, Quintessence, London, 191-241.
- 18- Ulusoy, M. and Aydın, A.K. (2003). Dişhekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Yayın No:23, cilt I, Ankara, 487-509.
- 19- Muller, M. (1984). The use of magnets in orthodontics. an alternative means to produce tooth movement. *Eur J Orthod*, 6, 247-253.
- 20- 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.
- 21- Woods, M.G. and Nanda, R.S. (1988). Intrusion of posterior teeth with magnets. An experiment in growing baboons. *Angle Orthod*, 58, 136-150.
- 22- 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.
- 23- Kiliaridis, S., Egermark, I. and Thilander, B. (1990). Anterior open bite treatment with magnets. *Eur J Orthod*, 12, 447-457.
- 24- 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.

- 25- 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.
- 26- 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.
- 27- 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.
- 28- 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.
- 29- Sandler, P.J., Meghji, S., Murray, A.M., Springate, S.D., Sandy, J.R., Crow, V., et al. (1989). Magnets and orthodontics. *Br J Orthod*, 16, 243-249.
- 30- Sandler, P.J. (1991). An attractive solution to unerupted teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 100, 489-493.
- 31- 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.
- 32- Darendeliler, M.A. and Friedli, J.M. (1994). Case report: treatment of an impacted canine with magnets. *J Clin Orthod*, 28, 639-643.
- 33- 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.
- 34- 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.
- 35- Bondemark, L. and Kurol, J. (1992). Distalization of maxillary first and second molars simultaneously with repelling magnets. *Eur J Orthod*, 14, 264-272.
- 36- 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.
- 37- 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.
- 38- 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.
- 39- 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.
- 40- 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.
- 41- Darendeliler, M.A., Yüksel, S. and Meral, O. (1995). Open-bite correction with the Magnetic Activator Device IV. *J Clin Orthod*, 29, 569-576.
- 42- Chate, R.A.C. (1995). The propellant unilateral magnetic appliance (PUMA): a new technique for hemifacial microsomia. *Eur J Orthod*, 17, 263-271.
- 43- 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.
- 44- Darendeliler, M.A. and Joho, J.P. (1992). Class II bimaxillary protrusion treated with magnetic force. *J Clin Orthod*, 26, 361-368.
- 45- Sandler, P.J., Meghji, S., Murray, A.M., Springate, S.D., Sandy, J.R., Crow, V. and Reed, R.T. (1989). Magnets and orthodontics. *Br J Orthod*, 16, 243-249.

- 46- Mancini, G.P., Noar, J.H. and Evans, R.D. (1999). The physical characteristics of neodymium iron boron magnets for tooth extrusion. *Eur J Orthod*, 21, 541-550.
- 47- Muller, M. (1984). The use of magnets in orthodontics. an alternative means to produce tooth movement. *Eur J Orthod*, 6, 247-253.
- 48- Blechman, A.M. (1985). Magnetic force system in orthodontics. Clinical results of a pilot study. *Am J Orthod*, 87, 201-210.
- 49- Tanaka, Y., Nakamura, Y. and Hoshiai, K. (2002). General remarks concerning magnetic attachments in prosthetic dentistry, *Proc Japan Acad*, 78, 97-105.
- 50- Behrman, S.J. (1964). Magnets implanted in the mandible: aid to denture retention. *J Am Dent Assoc*, 68, 206-215.
- 51- Freedman, H. (1953). Magnets to stabilize dentures. *J Am Dent Assoc*, 47, 288p.
- 52- Walmsley, A.D. (2002). Magnetic retention in prosthetic dentistry. *Dent Update*, 29, 428-433.
- 53- Toto, P.D., Choukas, N.C. and Abati, A. (1963). Reaction of bone to a magnetic implant. *J Dent Res*, 42, 643-652.
- 54- Moghadam, B.K. and Skandrett, F.R. (1979). Magnetic retention for overdentures. *J Prosthet Dent*, 41, 26-29.
- 55- Connor, R.J. and Svare, C.W. (1977). Proplast-coated high-strength magnets as potential denture stabilization devices. *J Prosthet Dent*, 37, 339-343.
- 56- 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.
- 57- 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.
- 58- Javid, N. (1971). The use of magnets in a maxillofacial prosthesis. *J Prosthet Dent*, 25, 334-341.
- 59- Biesaga, R.K. Manual Dyna Magnet System (Prospektüs).
- 60- 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.
- 61- Akaltan, F. and Can, G. (1995). Retentive characteristics of different dental magnetic systems. *J Prosthet Dent*, 74, 422-427.
- 62- Gillings, B.R. (1981). Magnetic retention for complete and partial overdentures. Part I. *J Prosthet Dent*, 45, 484-491.
- 63- 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.
- 64- Tegawa, Y. and Kinouchi, Y. (2008). Dental magnetic attachment: Toward third generation devices. *IEEE Trans Biomed Engin*, 55, 1185-1190.
- 65- 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.
- 66- Eker, A.A. Korozyon. http://www.yildiz.edu.tr/~akdogan/lessons/malzeme2/Korozyon_ve_Korozyondan_Korunma.pdf
- 67- 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.
- 68- Ateş, A.E. and Soybilge, Ö.C. Alüminyumun Korozyonu. Sunum.
- 69- Bilhan, H. (2003). Çeşitli organik tükürük komponentlerinin farklı döküm alaşımları ve amalgamın korozyonu üzerine etkisi. Doktora tezi. İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

- 70- Brune, D. (1985). A model for recording mercury release from an amalgam surface. *Biomaterials*, 6, 357-359.
- 71- 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.
- 72- Çakır, A.F. (2002). İstanbul Teknik Üniversitesi, Metalurji dersi, ders notları.
- 73- Anonim. <http://www.tembelteneke.net>
- 74- Eroğlu M. Seminer. http://imomalatya.org.tr/seminer/2/mehmeteroglu/KOROZYON_VE_KOROZYONDAN_KORUNMA.ppt.
- 75- Anonim. <http://www2.aku.edu.tr/~evcin/biomaterials/metalik.pdf>
- 76- Anonim. <http://www.corrosion-club.com/images/corrosioncell.gif>
- 77- Anonim. Paslanmaz çelikler ve korozyon. Korozyon ve türleri. 37-45. http://www.saritas.com.tr/ktlg/pdf/Paslanmaz_Celik_Saritas_06.pdf.
- 78- McCabe, J.F. (1990). *Applied Dental Materials*, 7th edition, Butler & Tanner Ltd., London, 1-27.
- 79- Kedici, S.P., Aksüt AA, Kılıçarslan, M.A., Bayramoğlu, G. and Gokdemir K. (1998). Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil*, 25, 800- 808.
- 80- Anonim. <http://acikarsiv.ankara.edu.tr/fulltext/385.htm>
- 81- Anonim. <http://www.canerler.comAASNAZIM.PPT>
- 82- Boz, V. ICP-MS'e Giriş, Agilent Technologies. Sunum.
- 83- Paktunç, A.B. (1996). Yerbilimlerinde mikroanalitik yöntemler. *Jeoloji Mühendisliği*, 49, 41-48.
- 84- Karacan, M. Sunum. w3.gazi.edu.tr/~mkaracan/enstrumental/Atomik%20Kutle%20Spektroskopisi.ppt
- 85- Mülders, C., Darwish, M. and Holze, R. (1996). The influence of alloy composition and casting procedure upon the corrosion behaviour of dental alloys: an in vitro study. *J Oral Rehabil*, 23, 825- 831.
- 86- Matsuo, R. (2000). Role of saliva in the maintenance of taste sensitivity. *Crit Rev Oral Biol Med*, 11, 216-229.
- 87- Lenander-Lumikari, M. and Loimaranta, V. (2000). Saliva and Dental Caries. *Adv Dent Res*, 14, 40-47.
- 88- Wong, D.T. (2006). Salivary diagnostics powered by nanotechnologies, proteomics and genomics. *J Am Dent Assoc*, 137, 313-321.
- 89- Streckfus, C.F. and Bigler, L.R. (2002). Saliva as a diagnostic fluid. *Oral Dis*, 8, 69–76.
- 90- Humphrey, S.P. and Williamson, R.T. (2001). A review of saliva: Normal composition, flow and function. *J Prosthet Dent*, 85, 162-169.
- 91- Reichart, P. (1993). The biological approach in oral diagnosis. *Int Dent J*, 43, 355-358.
- 92- Grant, D.A., Stern, I.B. and Listgarten, M.A, editors. (1988). Saliva. In: *Periodontics*. 6th edition, CV Mosby, St Louis ,135-146.
- 93- Edgar, W.M. (1992). Saliva: its secretion, composition and functions. *Br Dent J*, 172, 305-312.
- 94- Jenkins, G.N. (1978). “Saliva”, in: *The Physiology and Biochemistry of the Mouth*. 4th Edition, Blackwell Scientific Publications, 284-359.
- 95- Edgar, W.M. (1990). Saliva and dental health. Clinical implications of saliva: report of a consensus meeting. *Br Dent J*, 169, 96-98.
- 96- Levine, M.J. (1993). Development of artificial salivas. *Crit Rev Oral Biol Med*, 4, 279-286.

- 97- Veerman, E.C., van den Keybus, P.A. and Nieuw Amerongen, A.V. (1996). Human glandular salivas: their seperate collection and analysis. *Eur J Oral Sci*, 104, 346-352.
- 98- Shori, D.K., Proctor, G.B., Garrett, J.R. and 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, 98s.
- 99- Tenovuo, J. (1998). Antimicrobial function of human saliva- how important is it for oral health. *Acta Odontol Scand*, 56, 250-256.
- 100- Fusayama, T., Katayori, T. and Nomoto, S. (1963). Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. *J Dent Res*, 42, 1183-1197.
- 101- Angelini, E., Pezzoli, M. and Zucchi, F. (1991). Corrosion under static and dynamic conditions of alloys used for magnetic retention in dentistry. *J Prosthet Dent*, 65, 848-853.
- 102- Drago, C.J. (1991). Tarnish and corrosion with the use of intraoral magnets. *J Prosthet Dent*, 66, 536-540.
- 103- Kitsugi, A., Okuno, O., Nakano, T., Hamanaka, H. and Kuroda, T. (1992). The corrosion behavior of Nd₂Fe₄B and SmCo₅ magnets. *Dent Mater J*, 11, 119-129.
- 104- Gendusa, N.J. (1988). Magnetically retained overlay dentures. *Quintessence Int*, 19, 265-271.
- 105- Bondemark, L., Kurol, J. and Wennberg, A. (1994). Orthodontic rare earth magnets—in vitro assessment of cytotoxicity. *Br J Orthod*, 21, 335-341.
- 106- Walmsley, A.D. and Frame, J.W. (1997). Implant supported overdentures—the Birmingham experience. *J Dent*, 25(Suppl 1), 543-547.
- 107- Davis, D.M. and Packer, M.E. (1999). Mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants with either ball attachments or magnets: 5-year results. *Int J Prosthodont*, 12, 222-229.
- 108- Wilson, M., Kpendema, H., Noar, J.H., Hunt, N.P. and Mordan, N.J. (1995). Corrosion of intra-oral magnets in the presence and absence of biofilms of *Streptococcus mutants*. *Biomaterials*, 16, 721-725.
- 109- Wilson, M., Patel, H., Kpendema, H., Noar, J.H., Hunt, N.P. and Mordan, N.J. (1997). Corrosion of intra-oral magnets by multi-species biofilms in the presence and absence of sucrose. *Biomaterials*, 18, 53-57.
- 110- 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.
- 111- Watanabe, I., Hai, K., Tanaka, Y., Hisatsune, K. and Atsuta, M. (2001). In vitro corrosion behavior of cast iron-platinum magnetic alloys. *Dent Mater*, 17, 217-220.
- 112- Iimuro, F.T., Yoneyama, T. and Okuno, O. (1993). Corrosion of coupled metals in a dental magnetic attachment system. *Dent Mater J*, 12, 136-144.
- 113- 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.
- 114- Suzuki, N. (1995). Metal allergy in dentistry: detection of allergen metals with X-ray fluorescence spectroscopy and its application toward allergen elimination. *Int J Prosthodont*, 8, 351p.
- 115- 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.

- 116- 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.
- 117- 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.
- 118- Saygili, G. and Sahmali, S. (1998). Retentive forces of two magnetic systems compared with two precision attachments. *J Oral Sci*, 40, 61-64.
- 119- Watanabe, I., Tanaka, Y., Fukunaga, H., Hisatsune, K. and Atsuta, M. (2001). Attractive force of castable iron-platinum magnetic alloys. *Dent Mater*, 17, 197-200.
- 120- 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, 368-373.
- 121- Lewandowski, J.A., White, K.C., Moore, D. and Johnson, C. (1988). An investigation of two rare earth magnetic systems by measuring grip force and reseating force. *J Prosthet Dent*, 60, 705-711.
- 122- McMurry, J. and Castellion, M.E. (1992). Protein Denaturation in: *Fundamentals of General Organic Chemistry*, 522p.
- 123- Mezger, P.R., Van't Hof, M.A., Vrijhoef, M.M.A., 'S Gravenmade, E.J. and Greener, E.H. (1989). Effect of mucin on the corrosion behaviour of dental casting alloys. *J Oral Rehabil*, 16, 589-596.
- 124- Clark, G.C.F. and Williams, D.F. (1982). The effects of proteins on metallic corrosion. *J Biomed Mater Res*, 16, 125-134.
- 125- Khan, M.A., Williams, R.L. and Williams, D.F. (1999). The corrosion behaviour of Ti-6Al-4V, Ti 6Al-7Nb, and Ti-13Nb-13Zr in protein solutions. *Biomaterials*, 20, 631-637.
- 126- Williams, D.F., Askill, I.N. and Smith, R. (1985). Protein adsorption and desorption phenomena on clean metal surfaces. *J Biomed Mater Res*, 19, 313-320.
- 127- Endo, K., Suzuki, M. and Ohno, H. (2000). Corrosion characteristics of ferric and austenitic stainless steels for dental magnetic attachment. *Dent Mater J*, 19, 34-49.
- 128- Assis, S.L., Rogero, S.O., Antunes, R.A., Padilha, A.F. and Costa, I. (2005). A Comparative Study of the *In Vitro* Corrosion Behavior and Cytotoxicity of a Superferritic Stainless Steel, a Ti-13Nb-13Zr Alloy, and an Austenitic Stainless Steel in Hank's Solution. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 73B:109-116.
- 129- Geis-Gerstorfer, J. (1994). In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent*, 22, 247-251.

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Hakan Akın
Doğum Yeri ve Tarihi	Sivas, 25/10/1980
Medeni Hali	Evli
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, 58140-Sivas
E-posta Adresi	dthkn@hotmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Atatürk Süper Lisesi, 1998
Lisans	Marmara Üniversitesi, 2004