

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE MANYETİK ATAŞMANLAR

MAGNETIC ATTACHMENTS IN PROSTHETIC DENTISTRY

Doç. Dr. Hakan AKIN*

Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR**

Makale Kodu/Article code: 618
Makale Gönderilme tarihi: 12.07.2011
Kabul Tarihi: 22.09.2011

ÖZET

Manyetik ataşmanlar, protetik diş tedavisinde, implant veya doğal diş kökü destekli hareketli bölümlü protezlerde ve çene-yüz protezlerinde tutucu unsurlar olarak kullanılmaktadırlar. Son dönemlerde, nadir toprak alaşımları, neodmiyum-demir-bor ve samaryum-kobalt esaslı ve lazer kaynaklı paslanmaz çelik kaplama miknatısların üretilmesi ile manyetik materyallerin geliştirilmesinde önemli adımlar atılmıştır. Bu derlemede, protetik diş tedavisinde kullanılan miknatısların gelişimi hakkında bilgi verilecek ve gelecek çalışmalar özetlenecektir. Ayrıca; manyetik ataşmanlar protezler için yeterli tutuculuğu sağlayabilir mi? sorusuna cevap bulunmaya çalışılacaktır.

Anahtar kelimeler: Miknatıs, Manyetik Ataşman, Protez

ABSTRACT

Magnetic attachments are used for a retention unit in removable prostheses either retained roots or osseointegrated implants and maxillofacial prostheses. Over the last decade, by producing laser-welded stainless steel encapsulating 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. This review will be chronicled the development of magnets in prosthetic dentistry and summarizes future research in their use. Furthermore, we will try to give an answer the question: 'are the magnetic attachments provide adequate retention force for dentures?'

Keywords: Magnet, Magnetic Attachment, Prosthesis

Protetik diş tedavisinde miknatıslar, implant veya diş kökü destekli hareketli protezlerde, çok parçalı protezlerde ve çene-yüz protezlerinde kullanılmaktadırlar.

Miknatıs Sistemleri

İki tip miknatıs sistemi bulunmaktadır. Benzer veya zıt kutuplu iki miknatısın kullanıldığı sistemler *çift miknatıs sistemi*, sadece bir miknatısın kullanıldığı, karşısında ise paladyum (Pd), kobalt (Co), ve nikel'den (Ni) oluşan ferromanyetik döküm alaşımından elde edilen ve 'keeper' adı verilen döküm parçanın yer aldığı sistemler ise *tek miknatıs sistemi* olarak isimlendirilmektedir (Resim 1). Günümüzde kullanılan miknatıs sistemleri tek miknatıs sistemleridir.¹

Manyetizm Tipleri

Manyetik materyaller, 'yumuşak' kolayca manyetize veya demanyetize olabilen ve 'sert' manyetik özelliklerini koruyabilen veya daimi miknatıslar olmak üzere iki şekilde isimlendirilirler. Bir materyalin yumuşak veya sert olduğu, manyetik alandan uzaklaştırıldıktan sonra manyetik özelliklerini kullanıp kullanamadığına bağlıdır.^{2,3}

Her atom bir miknatıstır ve 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 değildirler ve zayıf bir manyetik alan meydana getirirler. Manyetik bir materyalde, bu atomların büyük çoğunluğunun dizili olduğu küçük bölgeler vardır. Bu bölgelere 'domains' adı verilir.² Demanyetize durumunda bu bölgelerin

*Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Sivas.

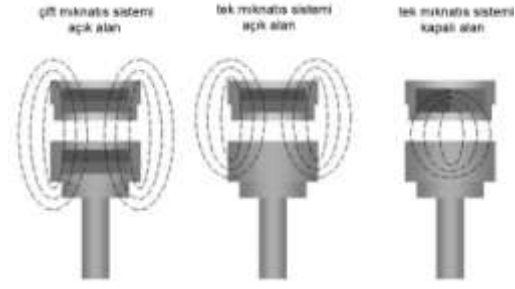
** Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Sivas.



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 uzaklaştırdıkları 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 sifıra indirilir.²

Manyetik malzemelerde, kapalı ve açık alan olmak üzere iki tip manyetik alan sistemi bulunmaktadır. Kapalı alan sistemlerinde, 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 (Resim 1⁴).^{1,2} 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.² Günümüzde birçok sistem kapalı alan sistemidir. Ağız içerisinde manyetik alanın etkilerini azaltmayı amaçlamaktadır.⁵ 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.⁵ Ayrıca keeper'lar manyetik akımı tamamlayabilir.

Bu sistemler benzer ebatlardaki açık alan sistemlerine oranla daha yüksek tutuculuk sağlama-larına rağmen, tutuculuk ayrılma arttıkça hızla azalmaktadır.^{6,7} İlk kapalı alan tasarımı, zıt kutuplarından birbirine bitişik iki mıknatıstan oluşan parçalı kutup tasarımıdır.⁸ Mıknatısın sadece bir kutbunun kullanıldığı sistemler ise '*açık alan sistemleri*' olarak isimlendirilir ve kuzey kutbu yukarıda güney kutbu ise aşağıda kalacak şekilde (veya tersi) kullanılırlar (Resim 1⁴).¹ Manyetik akım yine kuzeyden güneye, ancak kapalı alanın tersine bu kez mıknatısın dışında seyredir. 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.¹



Resim 1. Mıknatıs sistemleri ve manyetik alan tipleri.⁴

Diğer taraftan, ilk geliştirilen mıknatıs dizaynı Gillings'in parçalı-kutup dizaynıdır. Sonraki dönemlerde birçok ticari sistem kullanılmaya başlanmış ve bu sistemler için birçok dizayn geliştirilmiştir. Bu dizaynlardan bazıları Resim 2'de⁹ görülmektedir. Elde edilen tutuculuk, yan tabakaların ve gövdenin kalınlığına bağlı olmasına rağmen, mıknatıs sandviç dizaynının güzel çalıştığı gösterilmiştir.¹⁰ Elde edilen kuvveti arttırmak amacıyla bu ataşmanların dizaynı üzerinde finit element analizleri (FEA) yapılmıştır.¹¹ FEA, manyetik sistemin kuvvet dağılım karakteristiği ve kontak kuvvetleri hakkında bilgi verebilir ve bir dizayn içerisindeki manyetik alan dağılımını gösterebilir. Bir kapalı sistem dizaynı, dışarıdan yine bir kap tarafından çevrelenen bir kap içerisinde bir mıknatıstan meydana gelir ve aynı boyuttaki basit bir açık alan sistemine kıyasla daha fazla tutuculuk sağlar. Fakat, dairesel bir kapalı alan sandviç tipi dizaynı, hala daha büyük tutuculuk kuvveti sağlamaktadır. Eğer keeper materyali daha elipsoidal yapılırsa tutuculuk daha da artacaktır.¹¹

Manyetik materyaller ve kullanımları

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.¹ Mıknatıslar protetik dişhekimliğinde ilk olarak itme gücünden faydalanılması yolu ile protezlerin yerlerinde kalmasını sağlamak amacıyla kullanılmışlardır.¹²⁻¹⁵ Alüminyum-nikel-kobalt (Al-Ni-Co) alaşımları kullanılmış, ancak yeterli manyetik tutuculuğun sağlanabilmesi için büyük boyutlarda olması gerektiğinden dolayı kullanımına devam edilmemiştir.¹⁵ Freedman mıknatısları, tam protezler içinde molar bölgelere gömmüş ve benzer kutuplar birbirlerine bakacak şekilde ayarlamıştır. Çenelerin kapanışa geçmesi ile mıknatısın itme

olarak kullanılmaya başlanmıştır. Sm-Co bir mıknatıs kök yüzeyi içerisinde açılan bir kaviteye ve benzer bir mıknatıs da protez içerisine yerleştirilmiştir.¹⁶ Ağız ortamında mıknatısın korozyonunun önüne geçmek amacıyla döküm altın kaplama yapılmış ancak kesin bir başarı elde edilememiştir.² Diğer taraftan, implante mıknatısların protez retansiyonu amacıyla kullanılmasına yönelik çalışmalar tekrar başlamıştır.¹⁹ 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.

Yapılan çalışmalar, PTFE'nin in vivo ortamda Sm-Co mıknatıslar için, etkili bir kaplama materyali olarak kullanılabilceğini göstermiştir.² Mıknatıs cerrahi olarak yerleştirilirken, kaplama herhangi bir çatlak veya zarar görmediği sürece korozyon koruması sağlamaktadır. Fakat PTFE, kaplama materyali olarak uzun süre kullanılamaz,²⁰ çünkü polimer içerisine yayılan nem, manyetik materyalin korozyon korumasını yetersiz hale getirir.²



Resim 3. Mıknatıs ve keeper'dan oluşan manyetik ataşman sistemleri (kağıt 1mm²lik karelerden oluşmaktadır). 1. Dyna sistemi, 2. Titanmagnetics, 3. MicroPlant Magnet, 4. Multipurpose Mıknatıs sistemi, 5. Maxi Magnet, 6. Magnedisc sistemi, 7. Shiner smart mıknatıs sistemi.²⁵

Tablo I. Manyetik ataşman sistemleri.

	Ticari ismi	Mıknatıs/ Keeper	Çekim kuvveti (gr)	Kaplama	Kor veya yoke	Manyetik sistem ve alan	Kullanım alanı	Kullanım şekli	Üretici firma
1	Dyna WR Magnet,	Mıknatıs	500	316 / 316L	Nd-Fe-B	Tek Açık	Kök İmplant	Simante	Dyna Dental Engineering, Hollanda
	Dyna EFM alloy Keeper	Keeper						Vidalı	
2	Titanmagnetics System	Mıknatıs	300	Ti	Sm ₂ Co ₁₇	Çift Açık	Kök İmplant	Simante	Steco System Technic, Almanya
	Titanmagnetics insert	Keeper						Vidalı	
3	Micro Plant Magnet Sekundaranker	Mıknatıs	150	Ti	Nd-Fe-Pr-Mn	Çift Açık	İmplant	Vidalı	Gebr. Brasseler GmbH, Almanya
	Micro Plant Magnet Primaranker	Keeper							
4	Maxi Magnet (Protected shim)	Mıknatıs	800	Ti	447J1 Ne-Fe-Dy-Co	Tek Kapalı	İmplant	Vidalı	Technovent, İngiltere
	Maxi Magnet (IMC3.3)	Keeper			447J1				
5	Multi Purpose Magnet	Mıknatıs	700	Ti-6Al-4V	Nd-Fe-Dy-Co	Tek Kapalı	Parçalı protez, obtüratör	Mekanik tutuculuk	Technovent, İngiltere
		Keeper							
6	Magnedisc 800	Mıknatıs	800	AUM 20	Nd-Fe-B	Tek Açık	Kök İmplant	Simante	Attachment International, Amerika Birleşik Devletleri
	Universal Keeper	Keeper			AUM 20			Vidalı	
7	Shiner Smart Kit (Magnet)	Mıknatıs	680	416	Unknown	Tek Kapalı	Kök İmplant	Simante	Preat Corporation, Amerika Birleşik Devletleri
	Shiner Smart Kit (Keeper)	Keeper						630	
8	Hyper Slim Magnet (5513)	Mıknatıs	1200	XM 27	Nd-Fe-B	Tek Kapalı	Parçalı protez, obtüratör	Mekanik tutuculuk	Hitachi Metals Ltd, Japonya
	Hyper Slim Keeper (5513)	Keeper		447J1	447J1				
9	Hicorex Slim (4513)	Mıknatıs	470	XM27	Nd-Fe-B	Tek Kapalı	Kök obtüratör	Simante	Hitachi Metals Ltd, Japonya
	Hicorex Slim Keeper (4513)	Keeper		447J1	447J1			Mekanik tutuculuk	
10	Magfit DX800 Magnet	Mıknatıs	800	AUM20	Nd-Fe-B	Tek Kapalı	Kök İmplant	Simante	Aichi Steel Corp., Japonya
	Magfit Keeper	Keeper			AUM 20			Vidalı	

Manyetik materyallerin sonuçları ve manyetik alanların etkileri üzerine çok çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Manyetik alanın yumuşak dokular üzerine etkili olduğu endişesi nedeniyle, yumuşak manyetik bir materyal olan paladyum-kobalt-nikel (Pd-Co-Ni) alaşımı kök yüzeyinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir.² Bu noktada üç alaşım üzerinde araştırmalar yapılmıştır. Paladyum-kobalt (Pd-Co), paladyum-kobalt-krom (Pd-Co-Cr) ve Pd-Co-Ni. Korozyon dirençleri, manyetik ve fiziksel özellikleri değerlendirildikten sonra, Pd-Co-Ni alaşımının en uygun alaşım olduğu bulunmuştur.²¹ Ayrıca, paladyum-kobalt-platin (Pd-Co-Pt) alaşımının da korozyona en dirençli alaşım olduğu bulunmuştur.²² Bu alaşımların avantajı daimi mıknatıs özelliği göstermemeleri ve bu sayede protez ağızdan uzaklaştırıldığında manyetik alanın ortadan kalkmasıdır.

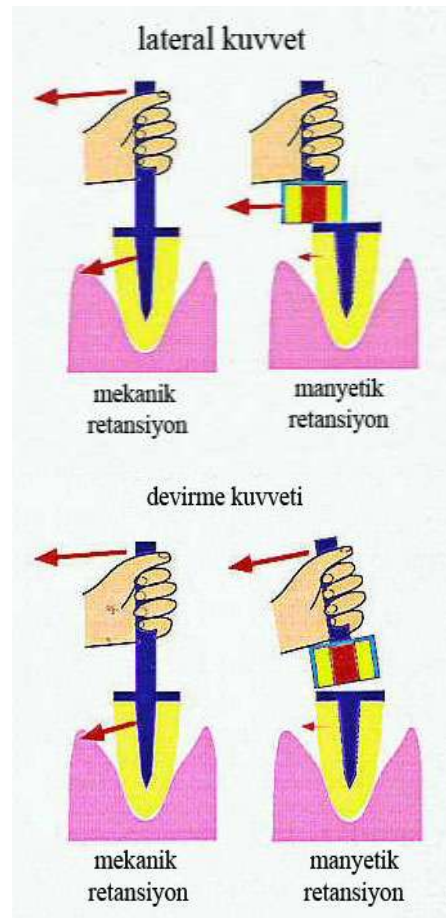
Günümüzde demir-platin (Fe-Pt) sistemlerin manyetik özellik gösterdiği bilinmektedir. Bu sistem içerisinde %39,5 Fe oranı sert mıknatıs özelliklerinin oluşturulmasına olanak sağlar. İçerikteki Pt'nin oranındaki düşmeye bağlı olarak yüksek manyetizasyon özelliği gösteren yumuşak mıknatıslar elde edilir. Bu sayede Fe-Pt alaşımları, yüksek çekim kuvveti sağlar ve içeriğindeki yüksek platin (%70 ağırlıkça) oranı sayesinde korozyona yüksek direnç göstermesi beklenir.²³ Bu, Fe-Pt alaşımlarının, mıknatısla temasa geçtiklerinde güçlü bir çekim kuvveti ürettikleri ve manyetik ataşman keeper'ı olarak kullanılabilirler anlamına gelir.²⁴

Tablo I'de günümüzde kullanılan bazı manyetik ataşman sistemlerinin üretici firma bilgileri ve bazı fiziksel özellikleri belirtilmiştir. Resim 3'de²⁵ ise mıknatıs ve keeper'dan oluşan bazı manyetik ataşman sistemleri gösterilmiştir.

Neden manyetik ataşmanlar?

Manyetik ataşmanlar genellikle mandibular overdenture'ların tutuculuğu için kullanılmaktadır. Birçok yazar bu konuda, mıknatısların kullanımı için yöntemler tarif etmişlerdir.²⁶⁻²⁸ Bununla birlikte, implant üstü manyetik ataşman uygulamalarına yönelik birçok başarılı çalışma rapor edilmiştir.²⁹⁻³³ 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 (Resim 4), protezlerde besleme işleminin kolaylığı, değişmeyen tutuculuk kuvveti ve bunun sonucunda kullanıma bağlı olarak uyumlama gerektirmeyişi bu üstünlükleri arasında sayılabilir.^{1,15}



Resim 4. Lateral ve devirme kuvvetlerine karşı manyetik tutuculuk.

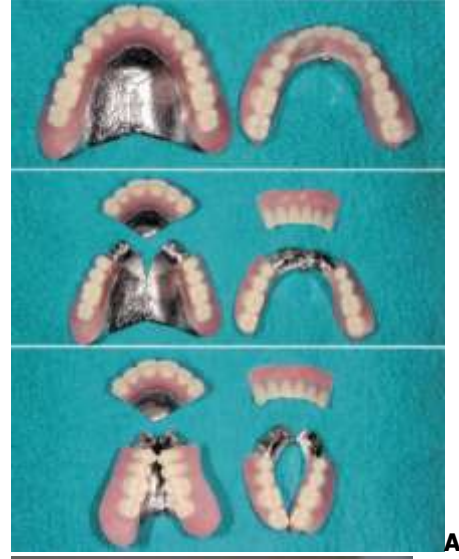
Ortegon ve ark.³⁴ paralel olmayan implanlarda veya paralel olmayan hassas tutucu ataşmanlarında, tutuculuğun kullanım sonrası önemli derecede azaldığını göstermişlerdir. Ataşmanların yan duvarlarında aşınmalar veya daimi deformasyonlar tespit etmişlerdir. Bu tip vakalarda, hassas tutucuların aksine, manyetik ataşmanlarda tutuculuk kaybı görülme-yecektir.

Lateral kuvvetlerin manyetik ataşmanlarda olmayışı, zayıf kemik desteği olan doğal diş kökü üzerine yapılacak olan dişüstü protezlerde de kullanılmalarını avantajlı kılmaktadır (Resim 5³⁵). Yine benzer şekilde kemik içi implant boyunun kısa olduğu veya kemiğin ince olduğu ve implantla kemiğe uygulanan kuvvetlerin azaltılmasının istendiği durumlarda hareketli protezin tutuculuğunda manyetik ataşmanlar tercih edilmelidir. Bu tip durumlara, göz protezleri güzel bir örnek olmaktadır. Bazı implantların yönü kranial fossaya doğru, bazıları ise tam tersi yönde yerleştirilmiş ise veya hem üst kenar hem de alt kenarda implantlar mevcut ise manyetik ataşman sistemleri ideal tutucular olarak karşımıza çıkmaktadır. Manyetik ataşmanların kullanımı protetik işlemleri basitleştirir ve hijyeni kolaylaştırır. Birbirinden bağımsız destek yapılar olan manyetik ataşmanları, hastalar daha karmaşık üst yapılara oranla daha kolay temizleyebilmektedirler. Yine ellerini kullanma becerisi yetersiz olan hastalarda protezin yerine oturtulması ve çıkartılması daha kolaydır. Ayrıca manyetik ataşmanlar protezin yerleştirilmesi sırasında kendiliğinden doğru pozisyonunu almasına yardımcı olur.³⁶

Diğer taraftan, ağız açıklığı, çiğneme kaslarının fibrozisi,³⁷ yüz yanıkları,³⁸ baş dokusu hastalıkları,³⁹ dudak operasyonları, skleroderma ve baş-boyun travması⁴⁰ sonrasında kısıtlanmış olabilir. Özellikle de baş-boyun bölgesi radyoterapileri sonrasında sıklıkla görülen bir durumdur. Hareketli bölümlü protez kullanan bu hastaların protezlerini takıp çıkartmalarının mümkün olmadığı durumlarda parçalı protez yapma ihtiyacı doğacaktır. Gerek döküm ve gerekse de hazır manyetik ataşman sistemleri parçalı protezlerin tutuculuğunda kullanılmaktadır (Resim 6).^{35,41,42}



Resim 5. Dişüstü protezlerde manyetik uygulamaları.³⁵



Resim 6. Manyetik ataşmanların parçalı protezlerde ve çene-yüz protezlerinde kullanımı. **A.** Hareketli parsiyel protezde döküm Fe-Pt uygulaması.⁴¹ **B.** Hazır manyetik ataşman sisteminin parçalı obturator protezinde kullanılması.⁴² **C.** İmplant destekli çene-yüz protezinde manyetik ataşman uygulaması.³⁵

Manyetik tutuculuk yeterli midir?

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. Manyetik ataşman sistemlerinin, diğer tutuculara oranla retansiyon karakteristiği yönünden biraz zayıf kaldığı düşünülebilir. Chung ve ark.⁴³ 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 mıknatıs sistemlerini kullanmışlardır. Ancak, Gillings,⁴⁴ manyetik ataşman ve hassas tutucu sistemleri 500 kez takıp çıkartma işlemi sonrasında, tutucu özelliklerini değerlendirmişler ve manyetik ataşmanların aksine, hassas tutucularda önemli ölçüde kayıp olduğunu tespit etmişlerdir. Ayrıca, Gillings,⁴⁴ klinik tecrübeler ışığında manyetik tutucuların 5 N'luk bir kuvvet sağladığını ve bunun tek bir ataşman için kabul edilebilir sınır olan 4 ile 10 N arasında bir değer olduğunu bildirmiştir. Buna ilave olarak, dörtten fazla mıknatısın kullanıldığı tam protez vakalarında, hastaların protezi çıkarmakta zorlandığını belirtmiştir.⁴⁴ Benzer şekilde, Akin ve ark.³'nün çalışmalarında Dyna, Titanmagnetics, Hyper slim ve Hicorex Slim mıknatıs sistemlerinin tutucu özelliklerini araştırmışlar ve sadece Titanmagnetics'in 2,3 N ile yetersiz kalacağını belirtmişlerdir. Diğer mıknatıs sistemlerine ilişkin ölçülen değerler hiç de küçümenecek değerler değildir. Özellikle Hyper Slim manyetik ataşman sistemi yüksek çekim kuvveti (9,2 N) ile manyetik ataşman sistemleri için umut verici bir adaydır.

Diğer taraftan, önceki çalışmalar^{6,18} destekleyecek nitelikte, Nd-Fe-B mıknatısların Sm-Co mıknatıslara ve kapalı alan sistemlerinin de açık alan sistemlerine oranla daha fazla çekim kuvveti oluşturduğu da tespit edilmiştir.

Korozyon

Mıknatısların tutucu unsurlar olarak kullanılması sonucu karşılaşılan en büyük problem korozyondur.^{19,45-47} Hem Sm-Co hem de Nd-Fe-B, tükürük gibi klorid içerikli sıvılar içerisinde korozyona karşı hassastırlar. Nadir toprak mıknatıslarının korozyon ürünlerinin, in vitro çalışmalarda sitotoksik etkiye sahip oldukları gösterilmiştir.^{48,49} Bu nedenle manyetik

materyaller, dental uygulamalarda kullanılmadan önce oral sıvılardan güvenli bir şekilde ayrılmalıdırlar. Bazı mıknatıs yapıları paslanmaz çelik veya titanyum ile kaplanmalarına rağmen, yaklaşık 18 aylık klinik kullanımları sonucunda korozyona maruz kalmakta ve tutuculuk kaybına uğramaktadırlar.^{50,51}

Ayrıca, korozyon ürünleri protez dişlerin renklenmesine de neden olmaktadır. Manyetik ataşmanların korozyonu iki farklı mekanizma yolu ile olur.⁵² Bunlar; kaplama materyalinin bozulması ve nemin ve iyonların mıknatısa diffzyonu şeklindedir.

Hem Nd-Fe-B hem de Sm-Co mıknatıslar tükürük içerisinde hızlı bir şekilde korozyona uğrarlar ve bakterilerin varlığı Nd-Fe-B mıknatıslarının korozyonunu arttırmaktadır.^{53,54} Wilson ve ark.⁵³ plak varlığında 21 günlük bir period süresinde, streptococcus sanguis varlığında, mıknatısın kütlesinin %3.2'sini kaybettiğini gözlemlemiştir. Mikroorganizmanın olmadığı durumda ise kütle kaybının %1,4 olduğunu tespit etmiştir. Korozyonun önüne geçebilmek amacıyla mıknatısların kaplanması da içeren birçok yöntem denenmiştir ve birçok kaplama materyali kullanılmıştır.⁵⁵

Korozyon tespitinde mıknatısların çekim gücünden faydalanılması ile ilgili sınırlı sayıda çalışma vardır. Yiu ve ark.¹⁸ korozyona maruz kalan mıknatısların çekim güçleri azalacaktır gerçeğinden hareketle koroziv ortamda bıraktıkları mıknatısların çekim güçlerindeki azalmayı tespit etmişlerdir. Ayrıca, çok küçük boyutlarda (0.3 mm) mıknatısların yeterli çekim kuvveti (Yiu ve ark. göre 300 gr) ile üretilmesinin korozyonu oldukça düşüreceğini ve mıknatısların boyutlarının korozyon üzerinde etkili olduğunu savunmuşlardır. Kitsugi ve ark.⁴⁷ ise nadir toprak elementlerinin yüksek korozyon saldırısına maruz kaldıklarını, hem Nd-Fe-B ve hemde Sm-Co mıknatısların çekim kuvvetlerinde büyük oranda azalma meydana geldiğini rapor etmişlerdir.

Titanyum ve paslanmaz çelik en yaygın olarak kullanılan kaplama materyalleridir.² Genel olarak mıknatıslar protez içerisine gömülürken, keeper'lar kanal içerisine yerleştirilirler. Keeperlar genellikle yumuşak manyetik özellik gösteren, paslanmaz çelikten meydana gelmişlerdir. Paslanmaz çeliğin en büyük dezavantajı ise korozyon direncinin düşük olmasıdır.²³ Manyetik paslanmaz çeliğin (SUS447J1) %1'lik laktik asit veya %0.9'luk sodyum klorid solusyonunda ferrit ve krom iyonları salınımı yaptığı tespit edilmiştir.^{23,56,57} Metallerden korozyona bağlı olarak salınan metal iyonlarının



alerjiye neden olduğu belirtilmektedir.⁵⁸ Buna ek olarak ağızda kullanılan mıkna-tısların korozyon mekanizması farklı metallerle bir kullanıldığında yalnız başına kullanıldığı zamana göre daha kötü bir çevreye (korozyon) sahip olur.⁴⁷

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. Mıkna-tısları TIN ile kaplamak, çekim kuvvetlerine etki etmeden korozyona karşı dirençlerini artırmaktadır.⁵⁷

Kaplama materyalindeki sürekli aşınma mıkna-tısa kadar uzanır⁵⁰ ve bu aşınmalar sonucunda yüzeyde derin çizikler ve oyuklar meydana gelir.⁵² Mıkna-tıs yapısında meydana gelen korozyon sonucunda, mıkna-tıs paslanmaz çeliği yeterince destekleyemez ve paslanmaz çelik plastik olarak içerden deforme olur. Bu klinik olarak mıkna-tısın ortasında oluk şeklinde gözlenir.⁵⁰ Mıkna-tısın 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.⁵² Sanayide, aşınmanın önüne geçmek amacıyla, titanyum ve krom-nitrit gibi diğer kaplama materyalleri kullanılmaktadır. Titanyum-nitrit bazı ortodontik uygulamalarda kullanılmasına rağmen, bu kaplamaların kullanılmalardan önce araştırma yapılması gerekmektedir.

Polimerik materyaller ile kaplı olan ataşmanlara yönelik problem ise, kaplama arasından mıkna-tısa doğru nemin ve iyonların difüzyonudur. Burada bozulma zamanı korozyon hızına ve kaplama materyalinin kalınlığına bağlı olarak değişmektedir.⁵²

Kaplama materyali olarak kullanılan parilen, ilk olarak Vardimon ve ark.⁵⁹ tarafından önerilmiştir. Parilen [poli-(para)-ksilen], 1.4-phenylene 1.2-ethenediyol'den meydana gelir ve 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.

Yüksek güvenilirliği olan sistemleri elde edebilmek için, lazer kaynaklı kaplama teknikleri gibi geçirgenliği olmayan diğer yöntemler kullanılmalıdır. Lazer

kaynağı, günümüzde, yeni nesil olarak da nitelendirilebileceğimiz tüm manyetik ataşman sistemlerinde kullanılmaktadır. Bu teknikte kaplama materyali olarak seçilen paslanmaz çelik veya titanyum, köşel rinden lazer ışını kullanılarak kaynak yapılmaktadır.⁶⁰ Süreklilik 160 - 300 A, spot çapı 0,4 - 1,6 mm ve atım hızı 1 - 13 ms ve argon gazı altında, Nd:YAG lazer kullanılmaktadır.⁶¹

Okuno ve Takada⁶⁰ anodik polarizasyon yöntemiyle, manyetik ataşman sistemlerinin lazer kaynak noktalarının zarara uğramadığını ve sızıntının söz konusu olmadığını bildirmelerine rağmen, Boeckler ve ark.⁶² ve Akin ve ark.⁶³ indüksiyon eşleşmeli plazma kütle spektrometre yöntemiyle korozyonun mıkna-tısa ulaştığını göstermişlerdir. Akin ve ark.⁶³ gelişen teknolojinin korozyon miktarını azaltmayı başardığını, ancak kaplama materyalindeki sorunları tamamen çözmeyi başaramadığını savunmuşlardır.

Ahmad ve ark.⁶⁴ parilen ve PTFE kaplamalarının, nadir toprak mıkna-tıslarının, manyetik ve korozyon özellikleri üzerindeki etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, PTFE'nin parilene oranla mıkna-tısın manyetik alan yoğunluğunu daha iyi koruduğunu bulmuşlardır.

Klinik uygulamada, mıkna-tıslar 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 sure-since 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, mıkna-tısın oral çevreye maruz kalması derecesinde, abrazyon ve çizikler nedeniyle bozulabilir. Bu meydana geldiği zaman mıkna-tıs hızlı bir şekilde korozyona uğrar.^{53,54} Bu nedenle, kaplama materyali sadece biouyumlu değil, aynı zamanda da ağız içi kuvvetlere karşı yeterli dirence sahip olmalıdır.

Mıkna-tısların Dokular Üzerindeki Etkileri

Mıkna-tısların dokular üzerindeki etkisi korozyon ürünleri nedeniyle meydana gelmektedir. Diğer taraftan, 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 belirlenmiştir.^{1,15} Bondemark ve ark.⁶⁵ ortodontik samaryum-kobalt mıknatısların manyetik alanlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, birbirini çeken mıknatıs çiftlerinin, birbirini iten mıknatıs çiftlerinden ve de tek başına mıknatıstan daha fazla manyetik alan şiddeti oluşturduğunu bulmuşlardır. Ayrıca, Hosoi ve ark.²⁵ çalışmalarında Dyna, Magnedisc, Steco, Micro Plant, Smart Magnet Kit, Maxi Magnet, Multipurpose Magnet ve Phisio Magnet'in, manyetik sızıntı değerlerinin, Dünya Sağlık Örgütü'nün belirlediği, 5mm'lik bir mesafede güvenli sınır olan 40mT'nin altında olduğunu rapor etmişlerdir. Ancak, 2,3 mm'lik bir mesafede ise Dyna, Steco ve Multipurpose Magnet'in güvenli değeri aştığını tespit etmişlerdir.

Diğer taraftan mıknatıslar bazı mekanik aletlerle etkileşime geçebilmektedirler. 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 (kalp pili) kullanan hastalarda da bazı etkileşimler göstermektedir. Kullanılan mıknatısların boyutları ve sayısı arttıkça etkileşim artmaktadır.³⁵

Mıknatıslar mikrodalga enerjisi ile de etkileşime geçebilmektedirler. Lemon ve ark.⁶⁶ mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon uygulamasının, mıknatısların çekim kuvvetleri üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, uygulamanın çekim kuvvetini %12 civarında azalttığını bulmuşlardır.

Gelecek Çalışmalar

Yeni nesil manyetik ataşman sistemleri yaklaşık 10 N'luk çekim kuvveti ile hareketli protezlerde, parçalı protezlerde ve çene-yüz protezlerinde tutuculuğun temininde hassas tutuculara alternatif olabilecektir. Ancak lazer kaynak alanlarında nemin difüzyonu çok çok azalmasına rağmen devam etmekte ve kuvvet kaybına neden olmaktadır. Korozyona ve aşınmaya daha dirençli kaplama materyalleri üzerine ilave çalışmalar gerekmektedir. Lazer kaynak yöntemine uyumlu ve kaynak bölgesinde korozyona ve aşınmaya yüksek oranda direnç gösterebilecek kaplama materyalleri üzerinde çalışmalar yapılmasına ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Ulusoy M, Aydın AK. Dişhekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Cilt I. Ankara. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın No:23. 2003. s. 487-509.
2. Riley MA, Walmsley AD, Harris IR. Magnets in prosthetic dentistry. J Prosthet Dent 2001;86(2):137-42.
3. Akin H, Coskun ME, Akin EG, Ozdemir AK. Evaluation of the attractive force of different types of new-generation magnetic attachment systems. J Prosthet Dent 2011;105(3): 203-7.
4. Boeckler AF, Morton D, Ehring C, Setz JM. Mechanical properties of magnetic attachments for removable prostheses on teeth and implants. J Prosthodont 2008;17(8): 608-15.
5. Walmsley AD. Magnetic retention in prosthetic dentistry. Dent Update 2002;29(9):428-33.
6. Akaltan F, Can G. Retentive characteristics of different dental magnetic systems. J Prosthet Dent 1995;74(4):422-7.
7. Highton R, Caputo AA, Matyas J. Retentive and stress characteristics for a magnetically retained partial overdenture. J Oral Rehabil 1986;13(5): 443-50.
8. Gillings BR. Magnetic retention for complete and partial overdentures. Part I. J Prosthet Dent 1981; 45(5):484-91.
9. Tegawa Y, Kinouchi Y. Dental magnetic attachment: Toward third generation devices. IEEE Trans Biomed Engin 2008;55(3):1185-90.
10. Jackson TR, Healey KW. Rare earth magnetic attachments: the state of the art in removable prosthodontics. Quintessence Int 1987;18(1):41-51.
11. Tanaka Y, Hiranuma K, Iwama Y, Honkura Y. Sealed dental magnetic attachment developed by three-dimensional magnetic analysis. Proceedings of the 10th International Workshop on Rare Earth Magnets and Applications. Kyoto, Japan; May 1989.
12. Tanaka Y, Nakamura Y, Hoshiai K. General remarks concerning magnetic attachments in prosthetic dentistry, Proc Japan Acad 2002;78 (B):97-105.
13. Behrman, S.J. Magnets implanted in the mandible: aid to denture retention. J Am Dent Assoc 1964;68(2):206-15.



14. Freedman H. Magnets to stabilize dentures. *J Am Dent Assoc* 1953;47(3):288-97.
15. Gillings BRD. Magnetic denture retention systems. In: *Overdentures and telescopic Prostheses*. Vol 2, Quintessence; London. 1985. p. 191-241.
16. Özdemir AK. Hareketli Protezler (Kliniğe Hazırlık). Cumhuriyet Üniversitesi Yayınları: No:89. Sivas. 2002. s. 25-26.
17. Toto PD, Choukas NC, Abati A. Reaction of bone to a magnetic implant. *J Dent Res* 1963;42:643-52.
18. Yiu EYL, Fang DTS, Chu FCS, Chow TW. Corrosion resistance of iron-platinum magnets. *J Dent* 2004;32(6):423-9.
19. Connor RJ, Svare CW. Proplast-coated high-strength magnets as potential denture stabilization devices. *J Prosthet Dent* 1977;37(3):339-43.
20. Jiles D. An introduction to magnetism and magnetic materials. 2nd ed., Chapman and Hall: London. 1988. p. 3-16, 44-48, 89-102, 363-393.
21. Kinouchi Y, Ushita T, Tsutsui H, Yoshida Y, Sasaki H, Miyazaki T. Pd-Co dental casting ferromagnetic alloys. *J Dent Res* 1981;60(1):50-8.
22. Vrijhoef MM, Mezger PR, Van der Zell JM, Greener EH. Corrosion of ferromagnetic alloys used for magnetic retention of overdentures. *J Dent Res* 1987;66(9):1456-9.
23. Watanabe I, Hai K, Tanaka Y, Hisatsune K, Atsuta M. In vitro corrosion behavior of cast iron-platinum magnetic alloys. *Dent Mater* 2001;17(3):217-20.
24. Watanabe I, Tanaka Y, Udoh K, Fukunaga T, Hisatsune K, Atsuta M. Attractive force of castable magnetic alloys to dental Fe₁₄Nd₂B magnet. *J Dent Res (special issue)* 1999;78:237.
25. Hosoi T, Ohkubo C, Takada Y, Okuno O, Nakamura Y, Tanaka Y, Ishigami T, Umekawa Y, Kikuchi A, Mizutani H. Foreign Dental Magnetic Attachments. The 7th International Conference on Magnetic Applications in Dentistry. Tokyo, Japan, March 3-21, 2008.
26. Gillings BR. Magnetic retention for overdentures. Part II. *J Prosthet Dent* 1983;49(5):607-18.
27. Gillings BR. Magnetic denture retention systems: inexpensive and efficient. *Int Dent J* 1984;34(3):184-97.
28. Kroone HB, Bates JF. Overdentures with magnetic retainers. *Br Dent J* 1982; 152(9): 310-313.
29. van Waas MAJ, Kalk W, van Zetten BL, van Os JH. Treatment results with immediate overdentures: an evaluation of 4.5 years. *J Prosthet Dent* 1996;76(2):153-7.
30. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil* 1999;26(3):195-202.
31. Davis DM. Implant supported overdentures—the King's experience. *J Dent* 1997; 25(Suppl 1):33-7.
32. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Gigilo JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures. Part II. Patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent* 1995;73(4):364-369.
33. Carlyle LW, Duncan JM, Richardson JT, Garcia L. Magnetically retained implant denture. *J Prosthet Dent* 1986;56(5):583-6.
34. Ortegon SM, Thompson GA, Agar JR, Taylor TD, Perdakis D. Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2009;101(4):231-8.
35. Biesaga RK. Manual Dyna Magnet System (Prospektüs).
36. Asar NV, Yazıcıoğlu H, Yaluç S, Yılmaz C. İmplant destekli yüz protezleri. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2008;25(1):41-9.
37. Jones JL, Wagner S. Management of Radiotherapy and Chemotherapy. In: Peterson LJ (eds). *Principles of oral and maxillofacial surgery*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins: 1992.
38. Maragakis GM, Garcia-Tempone M. Microstomia following facial burns. *J Clin Pediatr Dent* 1998;23(1):69-74.
39. al-Hadi LA. A simplified technique for prosthetic treatment for microstomia in a patient with scleroderma: a case report. *Quintessence Int* 1994;25(8):531-3.
40. Smith PG, Muntz HR, Thawley SE. Local myocutaneous advancement flaps. Alternatives to cross-lip and distant flaps in the reconstruction of ablative lip defects. *Arch Otolaryngol* 1982;108(11):714-8.
41. Watanabe I, Tanaka Y, Ohkubo C, Miller AW. Application of cast magnetic attachments to sectional complete dentures for a patient with microstomia: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2002;88(6):573-7.
42. Akin H, Akin G, Ozdemir AK. Magnet-retained sectional definitive obturator for an infrastructure maxillectomy patient with limited jaw opening: A



- clinical report. Cumhuriyet Dent J 2011;14(1):33-9.
43. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. J Prosthodont 2004;13(4):221-6.
44. Gillings BR. Magnetic denture retention systems. In: Preiskel HW. Precision attachments in prosthodontics: overdentures and telescopic prosthesis. Vol 2. London: Quintessence; 1985. p. 191-241.
45. Angelini E, Pezzoli M, Zucchi F. Corrosion under static and dynamic conditions of alloys used for magnetic retention in dentistry. J Prosthet Dent 1991;65(6):848-53.
46. Drago CJ. Tarnish and corrosion with the use of intraoral magnets. J Prosthet Dent 1991;66(4):536-40.
47. Kitsugi A, Okuno O, Nakano T, Hamanaka H, Kuroda T. The corrosion behavior of Nd₂Fe₄B and SmCo₅ magnets. Dent Mater J 1992;11(2):119-29.
48. Gendusa NJ. Magnetically retained overlay dentures. Quintessence Int 1988;19(4):265-71.
49. Bondemark L, Kurol J, Wennberg A. Orthodontic rare earth magnets—in vitro assessment of cytotoxicity. Br J Orthod 1994;21(4):335-41.
50. Walmsley AD, Frame JW. Implant supported overdentures—the Birmingham experience. J Dent 1997;25(Suppl 1):543-47.
51. Davis DM, Packer ME. Mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants with either ball attachments or magnets: 5-year results. Int J Prosthodont 1999;12(3):222-9.
52. Riley MA, Williams AJ, Speight JD, Walmsley AD, Harris IR. Investigations into the failure of dental magnets. Int J Prosthodont 1999;12(3): 249-54.
53. Wilson M, Kpendema H, Noar JH, Hunt N, Mordan, NJ. Corrosion of intra-oral magnets in the presence and absence of biofilms of Streptococcus sanguis. Biomaterials 1995;16(9): 721-5.
54. Wilson M, Patel H, Kpendema H, Noar JH, Hunt NP, Mordan NJ. Corrosion of intra-oral magnets by multi-species biofilms in the presence and absence of sucrose. Biomaterials 1997;18(1):53-7.
55. Noar JH, Wahab A, Evans RD, Wojcik AG. The durability of parylene coatings on neodymium-iron-boron magnets. Eur J Orthod 1999;21(6):685-93.
56. Iimuro FT, Yoneyama T, Okuno O. Corrosion of coupled metals in a dental magnetic attachment system. Dent Mater J 1993;12(2):136-44.
57. Hai K, Sawase T, Matsumura H, Atsuta M, Baba K, Hatada R. Corrosion resistance of a magnetic stainless steel ion-plated with titanium nitride. J Oral Rehabil 2000;27(4):361-6.
58. Suzuki N. Metal allergy in dentistry: detection of allergen metals with X-ray fluorescence spectroscopy and its application toward allergen elimination. Int J Prosthodont 1995;8(4):351.
59. Vardimon AD, Graber TM, Drescher D, Bourauel C. Rare earth magnets and impaction. Am J Orthod Dentofac Orthop 1991;100(6):494-512.
60. Okuno O, Takada Y. Corrosion resistance and biocompatibility of a dental magnetic attachment. Interface Oral Health Sci 2007;105-14.
61. Liu J, Watanabe I, Tanaka Y, Hisatsune K, Atsuta M. Laser penetration into cast Fe-Pt magnetic alloy and Co-Cr alloy. Journal of the Japanese Society of Magnetic Application in Dentistry 2005;14(2):4-6.
62. Boeckler AF, Ehling C, Morton D, Geis-Gerstorfer J, Setz JM. Corrosion of dental magnet attachments for removable prostheses on teeth and implants. J Prosthodont 2009;18(4):301-8.
63. Akin H, Coskun ME, Topcuoglu T, Ozdemir AK. Can laser welding stop the corrosion of new generation magnetic attachment systems? Mater Res Innov 2011;15(1):66-9.
64. Ahmad KA, Drummond JL, Graber T, BeGolec E. Magnetic strength and corrosion of rare earth magnets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;130(3):275.e11-275.e15.
65. Bondemark L, Kurol J, Wisten A. Extent and flux density of static magnetic fields generated by orthodontic samarium-cobalt magnets. Am J Orthod Dentofac Orthop 1995;107(5); 488-96.
66. Lemon JC, Brignoni RA, Collard SM, Martin JW, Powers JM, Chambers MS. In vitro effect of microwave irradiation on the retentive force of magnets. J Prosthet Dent 2004; 91(4): 368-73.

Yazışma Adresi

Doç. Dr. Hakan Akin
Cumhuriyet Üniversitesi Dışhekimliği Fakültesi
Protetik Dış Tedavisi AD
58140, Sivas
Tel: 0346 2191010-2794
Fax: 0 3462191237
E-mail: drhknkn@hotmail.com

