



Makale Kodu/Article code: 809

Makale Gönderilme tarihi: 12.03.2012

Kabul Tarihi: 01.10.2012

DENTAL İMPLANT MATERYALLERİ

DENTAL IMPLANT MATERIALS

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ*

Yrd. Doç. Dr. Hasan GÜNGÖR**

ÖZET

Bugüne kadar kullanılan implant materyalleri arasında titanyum çok önemli bir yere sahiptir. Titanyumun kemik ile olan biyolojik uyumu üzerine birçok araştırma yapılmış ve güvenilirliğini ispatlanmıştır. Titanyumun en büyük dezavantajı mukozanın altından gri olan renginin yansmasıdır. Bu nedenle, özellikle ön diş kayıplarında estetik kaygıyı ortadan kaldırmak amacıyla metal olmayan implantların ya da hibrit implantların geliştirilmesi yoluna gidilmiştir. Yapılan çalışmalar, seramiklerinde tıpkı titanyum gibi kemikle birleşebildiğini göstermiştir. Seramik materyalleri içerisinde zirkonyum ön plana çıkmıştır. Zirkonyum, çekme gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı, seri üretim yapılabilmesi ve doku uyumluluğu açısından problem yaratmaması gibi sebeplerle implant materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Bu derlemenin amacı diş hekimliğinde kullanılan implant materyalleri hakkında bilgi vermektir.

Anahtar Kelimeler: İmplant materyalleri, titanyum, zirkonyum

ABSTRACT

In the dental implant materials, titanium has a very important place until now. Many studies were made in association with biocompatibility of titanium with bone and reliability of titanium was provided. Disadvantage of titanium is that it has gray color under gingiva. Therefore, ceramic and hybrid implants are developed in order to wipe out the esthetic concern, especially loosening of anterior tooth. The studies carried out have showed that ceramic implants are able to integrate with the bone like titanium implants. Zirconium came forward among ceramic implants. Zirconium has been used as implant material due to these reasons that biocompatibility, durability against tensile stress and ability of mass production.

The aim of this compilation is to give information concerning with implant materials used in dentistry.

Key Words: Implant materials, titanium, zirconium

GİRİŞ

Dental implant sabit ya da hareketli protezlere retansiyon ve desteklik sağlamak amacıyla, ağız mukozası ve/veya periostun altına, çene kemiklerinin içine ve/veya üzerine yerleştirilerek sabit, bölümlü veya tam protezlere desteklik yapan aloplastik maddelerden oluşan protetik apaneylere denir.^{1,2}

Modern dental implantoloji 1939 yılında başlamış ve o zamandan günümüze kadar geçen sürede klinik tecrübe ve uygulama alanları yeni materyaller, dizayn, yöntem ve teknikler ile hızla gelişmiştir.³ Dental implantlarda uzun dönemli başarılı sonuçlar elde edilebilmesi için; implantların uygulama yöntemlerinin ve implantlarda kullanılan materyallerin çeşitlerinin bilinmesi ve implant yüzey özelliklerinin osseintegrasyondaki etkisinin tanımlanması gerekmektedir.⁴ İmplantların yerleştirildiği kemiğin fizyolojik ve morfolojik durumu ve kullanılan materyallerle ilgili

* Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

** Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı



biyolojik özellikler osseointegrasyonun sağlanmasında önemli faktörler olarak nitelendirilmektedir.⁵ Osseointegrasyon, bir proteze destek sağlayabilecek implant gövdesine direkt oluşan kemik desteği (bağlantısı) olarak tanımlanmaktadır. Osseointegre implantlar, oklüzal kuvvetleri direkt olarak kemiğe aktarmaktadır.^{6,7}

Dental implant materyallerinde aranılan özellikler

Günümüzde kullanılan dental implantlar aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır.

- Komşu sert ve yumuşak dokular ile uyumlu olmalı
- Korozyona dirençli olmalı
- Toksik ve alerjik olmamalı
- Mekanik, fonksiyonel ve termal gerilimlere dirençli olmalı
- Gerekğinde şekillendirilebilmeli
- Yüzeyi kaplanabilmeli, şekillendirilebilmeli
- Yapımı, uygulanması ve vücut dokularıyla uyumu kolay ve yeterli olmalıdır.⁸⁻¹⁰

DENTAL İMPLANT YAPIM MATERYALLERİ

İmplantların üretiminde kullanılan materyaller incelendiğinde, literatürdeki ilk implant materyalinin Maya uygarlığı döneminde deniz hayvanlarının kabuğunun yapısında büyük oranda bulunan hidroksilapatit olduğu görülmektedir. Modern implantolojide bu güne kadar kullanılmış ve halen kullanılmakta olan materyaller olarak karbon, pirolitik karbon, vitroz karbon, seramik gibi materyaller sayılabilir. Fakat bugün ideale en yakın alloplastik materyalin metal orijinli olduğu kabul edilmektedir.¹¹ Metal alaşımları içinde ilk olarak paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımları kabul edilebilir özelliklerinden dolayı tercih edilmişlerdir. Bu alaşımlar daha çok işlenmiş, ısıtılmış durumda kullanılır. Güçlü darbelere dayanıklıdır. Ancak tüm alaşımlar içinde çatlak ve nokta korozyonunun en sık karşılaştığı alaşımlar paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımlarıdır.¹²

Altın, palladyum, tantalyum, platin ve bu metallerin alaşımları da implant materyali olarak kullanılmıştır. Fakat bu materyaller inert olmadıklarından ve çok pahalı olduklarından dolayı günümüzde kullanılmamaktadır.¹³

Günümüzde implantların yapımında titanyum ve titanyum alaşımları en sık kullanılan materyallerdir.¹⁴⁻¹⁷

Titanyum ve Alaşımları:

Titanyum, 1790 yılında Reverend William Gregor tarafından keşfedilmiştir.¹⁵ Yeryüzünde alüminyum, demir ve magnezyumun ardından en yüksek rezerve sahip dördüncü elementtir. Titanyum reaktif bir metaldir ve saf olarak elde edilmesi zordur. Saf titanyum, Dr. Wilhelm Kroll tarafından açıklanan "Kroll process" yöntemiyle titanyum cevherinin karbon ve Clorine bulunan ortamda ısı ileme tabi tutulmasıyla elde edilmektedir. Bu işlemlerle elde edilen titanyum klorür (TiCl₄), titanyum öncülünü elde etmek için erimiş sodyumla indirgenir. Yumuşak haldeki titanyum öncülü ise, basınç altında veya argon atmosferinde eritilip birleştirilerek titanyum ingotlar elde edilir.¹⁸⁻²¹

Titanyum, 1950'li yıllarda ilk olarak havacılık endüstrisinde "muhteşem metal" olarak kullanılmaya başlanmıştır. Sonraki dönemde ise medikal ve dental uygulamalarda geniş kullanım alanı bulmuştur. Titanyum ve alaşımlarının mükemmel biyolojik uyumları ve korozyon dirençleri, düşük elastiklik değerleri ve yüksek dirençleri, nisbeten düşük maliyetleri gibi özellikleri dental implant gibi bazı uygulamalarda titanyumu vazgeçilmez hale getirmiştir.¹⁸⁻²²

Saf Titanyum

Alaşım halde bulunmayan saf titanyum (CpTi), oksijen ve demir içeriğine göre Grade 1, Grade 2 Grade 3 ve Grade 4 olmak üzere 4 farklı şekilde bulunabilir (Tablo 1).²³

Tablo 1. CpTi'nin kimyasal bileşimi (%Ağırlık)

Element	Grade1	Grade2	Grade3	Grade4
Nitrojen (Max.)	0,013	0,03	0,05	0,05
Karbon (Max.)	0,10	0,10	0,10	0,10
Hidrojen (Max.)	0,01	0,01	0,01	0,01
Demir (Max.)	0,20	0,30	0,30	0,50
Oksijen (Max.)	0,18	0,25	0,35	0,40
Titanyum(Max.)	99,48	99,31	99,19	98,94

CpTi, % 0,18–0,40 oranında oksijen içermektedir.²⁴ Oksijen solüsyonda metalin tek fazda kalmasını sağlamaktadır. Oksijen, nitrojen ve karbon gibi elementler, sıkı paketli altıgen yapılı α fazında, kübik formu β -fazına göre daha fazla çözünürlüğe sahiptir. Bu elementler, solid haldeki yapıyı titanyuma dönüş-



türür ve α -fazının stabilizasyonuna yardım ederler. Molibden, kobalt, nikel, niobiyum, bakır, palladyum ve vanadyum gibi geçiş elementleri ise en çok kullanılan β stabilitörleridir. α - stabilitörleri, allotropik dönüşüm sıcaklığını arttırmasına karşın β stabilitörleri düşürmektedir. β fazlı titanyum alaşımları α - fazlı alaşımlara göre daha dirençli ancak daha kırılıgandır.²⁵

Titanyum alaşımları

Titanyuma ilave edilen az miktardaki alüminyum ve vanadyum alaşımın direncini CpTi' ye göre oldukça fazla arttırmaktadır. Alüminyum, α - stabilitörü olarak görev yaparken, vanadyum, β - stabilizasyonunda rol oynamaktadır. α - β dönüşümünün ortaya çıktığı sıcaklıkta bu elementlerin titanyuma ilave edilmesi ile dönüşüm baskılanmış ve bu şekilde oda sıcaklığında hem α - hem de β - formları oluşmuş olur. Bu nedenle Titanyum alüminyum- vanadyum (Ti-6Al-4V) alaşımları, α ve β grenlerinin iki fazlı yapısına sahiptir. Kolay elde edilebilir olması, çalışma şartlarının uygunluğu ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özelliklere sahip olmalarından dolayı bu alaşımlar, farklı titanyum alaşımları arasında halen daha en yaygın olarak kullanılan biyomateryaldir.^{26,27}

Ti-6Al-4V'un implant materyali olarak tercih edilmesinin nedeni

Mekanik özelliklerinin uygun olmasının yanı sıra, titanyumun metal yüzeyinde hızlı bir şekilde oluşan ve çok stabil olan pasif film tabakası sayesinde mükemmel korozyon özellikleri olduğu bilinmektedir.²⁸ Titanyum olağanüstü biyouyumlu metal olarak, alerjik reaksiyonlara neden olmaz ve göreceli olarak radyolüsent özelliğe sahip bir elementtir.²⁹ Diğer yandan titanyumun elastiklik modülü diğer implant materyallerine göre kemiğin elastiklik modülüne daha yakındır, dolayısıyla kemik implant yüzeyinde kuvvet dağılımı daha düzenli olur.⁸

Titanyum implantlar termodinamik olarak stabil olsa da küçük miktarlarda iyon salınımı gösterirler. Korozyon sonucu salınan titanyumun gıda ile alınan titanyum değerlerinin çok altında kaldığı bilinmektedir.²⁴ Mekanik olarak titanyum, titanyum alaşımlarından daha kolay bükülür. Günümüzde implant uygulamalarında genellikle Ti-6Al-4V alaşımı kullanılmaktadır. Normal kök formu işlenmiş titanyum implantlar kompakt kemikten yaklaşık olarak 1,5 kat, işlenmiş Ti-6Al-4V alaşımı ise kompakt kemikten 6 kat

daha sağlamdır. Bu nedenle daha ince kesitteki tasarımlara olanak verir.¹¹

Ti-6Al-4V ile CpTi'nin bazı özelliklerinin karşılaştırılması Tablo 2'de gösterilmiştir. CpTi'nin elastisite modülü 110 GPa, Ti-6Al-4V'nun elastisite modülü ise 85 ile 115 GPa arasındadır. Bu değerler elastisite modülü 17-28 GPa olan kemikten oldukça yüksektir.¹⁷

Tablo 2. Ti-6Al-4V ile CpTi'nin bazı özelliklerinin karşılaştırılması

Özellik	CpTi	Ti-6Al-4V
Yoğunluk(gr/cm ³)	4,5	4,5
Döküm sıcaklığı (°C)	1700	1700
Tensile stres (MPa)	520	1000
Oransal sınır (MPa)	350	920
Elastisite Modülü(GPa)	110	85-115
Sertlik (VHN)	200	-
Esneklik (%)	20	14

Titanyumun biyouyumluluğu (biyokompatibilite):

Biyouyumluluk, inorganik bir materyalin spesifik bir uygulamada uygun bir konak yanıtı oluşturma yeteneği, başka bir deyişle biyolojik çevre ile uyum içinde olma kapasitesidir. İnorganik materyali oluşturan moleküllerin yapısı, tabiattaki organik yapının temelini oluşturan karbon molekülünün yapısına ne kadar yakınsa o materyalin vücut tarafından kabul edilebilirliği o kadar yüksektir. Daha açık bir ifade ile karbona benzer elektronik yapı göstermesi, yani atomunda elektron düzeni ve özelliklerinin karbona yakın olması, o materyalin vücut tarafından kabulünü kolaylaştırmaktadır. Fakat bu özellik tek başına yeterli olmamaktadır, çünkü benzer elektronik yapının yanında materyalin fiziksel ve kimyasal etkilere karşı dayanıklılığı da önemlidir. Bu nedenle materyalin korozyon direnci ön plana çıkmaktadır.¹¹

Korozyon, elementi oluşturan bileşiklerin çevre dokulardan uzaklaşmasına, başka bir ifade ile metal veya alaşımların, çevrenin etkisiyle kimyasal veya elektrokimyasal reaksiyonlar sonucu bölgesel ya da total anlamda yıkıma uğramalarına ya da özelliklerinde istenmeyen değişikliklerin meydana gelmesine denir.²



Bir materyalin elektriksel etki ile korozyona uğraması o materyalin elektrod oksidasyon potansiyeli ile yani o materyalden elektron koparabilmek için gereken minimum enerji ile ilgilidir. Materyalin elektrod oksidasyon potansiyeli ne kadar büyük ise materyalin korozyona karşı direnci o kadar fazla olacaktır. Bu aynı zamanda materyalin inertliğini yani kimyasal olarak etkisizliğini ifade eder.¹¹

Korozyon direnci, metalik biyomateryallerin en önemli özelliklerindedir. Korozyon, hem protezlerin bozulması hem de protezlerden potansiyel olarak toksik veya alerjik parçaların salınması anlamında ciddi problemler oluşturmaktadır. Hem CpTi hem de Ti-6Al-4V, korozyon direnci yüksek materyaller olarak oldukça fazla popülariteye sahiptir. Titanyumun yüksek korozyon direnci, yüzeydeki yaklaşık 10 nm kalınlıkta oluşan stabil pasif oksit tabakasına (TiO₂) bağlıdır. Bu oksit tabakası, titanyumu asit ataklarına, kimyasal ve ısı etkilere karşı korumaktadır. Mevcut oksit tabakası herhangi bir şekilde zarar görse bile hava ve su varlığında yeniden oluşabilmektedir. Kalıcı hasarların ortaya çıkması ağızda bulunmayan oldukça yüksek elementlerin varlığına bağlıdır. Biyolojik ortamda yapılan korozyon çalışmaları, titanyumun mükemmel korozyon direncini teyit etmiştir.^{17,29}

Titanyumun dayanıklılığı yakın alanlı altıgen kristal kafes şekline ve kristalografik oryantasyonuna, biyoyoumluluğu ise stabil pasif oksit tabakasına bağlıdır.³⁰

Titanyum ve alaşımlarının biyolojik uyumlulukları implant uygulamaları ile ispatlanmıştır.¹⁶

Osseointegrasyonun (titanyum-kemik bütünleşmesi) oluşmasında cerrahi teknik, implant materyali ve dizaynının yanı sıra, yüzey özelliklerinin de önemli işlevi olduğu düşünülmektedir. Kullanılan implantın yüzey özelliklerine göre kemik dokusunun cevabı farklı olmaktadır.³¹ İdeal implant materyalinin kemik iyileşme mekanizmasını engellemeyecek bir yüzeye sahip olması ve hatta bu yüzeyin kemik kalite ve kantitesine ve anatomik bölgeye bakılmaksızın iyileşmeyi artırıcı etkisinin bulunması gerektiği bir çok araştırmacı tarafından ifade edilmektedir.³² Ticari olarak satılmakta olan değişik implant sistemleri arasında dizayn ve yüzey özellikleri açısından önemli farklılıklar bulunmaktadır.³³ Yüzey hazırlama yöntemleri; fiziko-kimyasal, biyokimyasal ve morfolojik olmak üzere üç gruba ayrılabilir.³⁴ Yapılan araştırmalar sonucunda morfolojik

yöntemlerin fiziko-kimyasal yöntemlerden daha belirgin etkisinin olduğu saptanmıştır.³³

İmplant yüzeyine plazma püskürterek kaplama (TPS) yaygın olarak kullanılan yüzey pürüzlendirme işlemlerinden birisidir. Bu yöntemde, toz halindeki titanyum (Ti) veya hidroksiapatit (HA) plazma tabancasından çıkan gaz buharına katılarak eritilir ve implant yüzeyine uygulanarak yüzey kaplanır. Farklı boyutlardaki partiküller ile yapılan kumlama işlemi yaygın olarak uygulanan farklı bir yüzey pürüzlendirme işlemidir. Bu teknikte alüminyum oksit (Al₂O₃) veya titanyum oksit (TiO₂) partikülleri püskürtülerek implant yüzeyi pürüzlendirilir. Yüzey pürüzlendirmek amacı ile kullanılan diğer bir yöntem ise kimyasal pürüzlendirme işlemidir. İmplant asit solüsyonuna daldırılarak yüzeyin erozyona uğramasıyla pürüzlendirme işlemi yapılır. Ancak başka bir görüşe göre, partiküllerle pürüzlendirilmiş yüzeye asit uygulanma amacının implant yüzeyine yapışan partikül artıklarının temizlenmesi olduğunu bildirilmiştir.³⁵

Yapılan çalışmalar sonucunda TPS-kaplama ve asitleme-kumlama ile hazırlanan yüzeyler arasında, asitleme-kumlama tekniği uygulanan implantların daha iyi bir ankraj sağladığı, TPS kaplama uygulanan implantlarda oluşan kopmaların yabancı cisim reaksiyonu yaratabileceği şeklindeki bulgulardan dolayı, üretici firmalar TPS-kaplı implantlarını asitleme-kumlama uygulanan yüzeylere çevirmişlerdir.³⁶

Araştırmacılar ıslanabilirliği artmış bir implant yüzeyinin (hidrofilik yüzey) konak doku hücrelerinin proteinleri tarafından daha fazla suya benzer kabul edileceğini, dolayısı ile bu proteinlerin normal hallerini koruyabileceklerini ileri sürmüşlerdir. 2007 yılında kullanıma giren "suyu seven" hidrofilik yüzeyli implantların tedavi başarısını artırdığını gösteren bulgular elde edilmiştir. Hidrofilik implant yüzeyinin vücuda yerleştirildiği andan itibaren iyileşme başlamasına karşın, hidrofilik yüzeyli olmayan titanium implantlarda ise implant çeperinde oluşan asidik tabakanın vücut tarafından ortadan kaldırılmasından sonra iyileşme başlamaktadır.³⁶ Yapılan bir araştırma sonucunda, aynı firma tarafından üretilen hidrofilik olmayan implantların başarı oranı %98 olarak saptanırken, hidrofilik implantta bu oran % 99,9 olarak saptanmıştır.³⁷

Hidrofilik implantlar ile implantlarda elde edilen başarının artmış olmasının yanı sıra tedavideki toplam bekleme süresi de rutin olarak üç haftaya inmiştir. Klasik implant tedavisinde ise bekleme süresi üç ile altı



ay arasında değişmektedir. Ayrıca hidrofilik yüzey nedeni ile, kemikte başlangıç stabilitesi yüksek olan implantlar üzerine hemen aynı seansta kuron takılarak dişin kullanıma girmesine de olanak tanımaktadır. 'Hemen implant' uygulaması olarak adlandırılan bu yöntem, diğer yöntemlerle benzer başarı oranına sahiptir ve hastaların tek seansta yeni bir diş kavuşmasına olanak tanımaktadır. Ayrıca asitleme-kumlama uygulanan yüzeylere hidrofilik özellik kazandırılarak iyileşme sürecinin hızlandırıldığı gösterilmiştir.³⁸

Tüm bu modifikasyonlara ilave olarak, implantlar yerleştirildikten sonra osteoblastik aktivitenin artması ve kemik apozisyonunun sağlanması için seramikler ve farklılaşma faktörleri ile yüzeylerin kaplanması gündeme gelmiştir. Kemik ile bağlanma özelliği olan biyoaktif seramikler, apatitler, kalsiyum fosfatlar ve Bone Morphogenetic Protein (BMP) ile muamele edilmiş osteokondüktif ve osteoindüktif materyaller implant yüzeylerinin kaplanmasında kullanılarak pek çok çalışma yapılmıştır.³⁹⁻⁴²

Osseointegrasyonun, seramik materyali çevresinde de oluşması farklı seramik malzemelerinin implant materyali olarak kullanılmasını gündeme getirmiştir.⁴³ Seramikler üstün biyolojik uyumları ve inert olmalarından dolayı dental implantlar için uygun materyallerdir. Bu materyaller özellikle alveol kretlerinin yükseltilmesinde veya kemik defektlerinin doldurulmasında implant olarak kullanılmıştır. Ancak seramiğin kuvvetlere karşı dayanıksızlığı, kullanım alanlarını sınırlandırmaktadır. Klinik çalışmalarda başarı gösteren seramik tipi alüminyum-oksit içerikli polikristalin veya tek kristalin yapıda olan safir seramiklerdir.⁴⁴ Son zamanlarda ise zirkonyum oksit seramikler kullanılmaktadır.⁴⁵

Zirkonyum Oksit

Zirkonyum (Zr), atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22 olan kimyasal bir elementtir. Doğada serbest olarak bulunmamakta, zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve Zirkonyum oksit (ZrO_2) olarak bulunmaktadır. Zirkonyum hegzagonal formda bir yapı göstermektedir. Isı değişikliğine ve korozyona karşı oldukça dirençlidir. ZrO_2 kristali tane çapının küçük olması, dayanıklılık ve sertliğinin fazla olması, yüksek kırılma direnci göstermesi ve elastisite modülünün az olması nedeniyle son yıllarda diş hekimliğinde oldukça popüler bir hale gelmiştir.⁴⁶

Dental uygulamalarda kullanılan 3 çeşit zirkonyum içeren seramik sistemi mevcuttur. Bunlar; stabil olmayan saf zirkonyum, parsiyel stabil zirkonyum (PSZ) ve tam stabilize zirkonyumdur. Saf zirkonyum çoğunlukla abraziv olarak kullanılmaktadır. Yapısındaki faz değişiklikleri, materyalin birçok alanda kullanımını imkansız hale getirmektedir.⁴⁷

Saf zirkonyum, oksitlerin ilavesi ile 1000 derecenin üzerinde ısıtıldığında tetragonal faza geçmekte tekrar oda ısısına düşürüldüğünde ise saf zirkonyumdan farklı olarak kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini almaktadır. Günümüzde yaygın olarak, diğer metal oksitlerden daha üstün özellikleri olduğu için, stabilizatör olarak Y_2O_3 kullanılmaktadır. Böylece Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP) elde edilmektedir.⁴⁸ Bu maddenin biyomedikal olarak kullanımı, mükemmel mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu nedeniyle ilk olarak ortopedi alanında kalça çıkıklarında femur başı için olmuştur. Diş hekimliğinde yerini alması ise 1990'ların başında endodontik post ve implantlarda kullanılmasıyla başlamıştır. Yttrium oksit ile stabilize edilmiş zirkonyum yüksek dayanma gücü ve renk avantajıyla özellikle çok üniteli posterior köprülerde metal alaşımlarına önemli bir alternatif oluşturmuştur. Kırılma ve esneme direnci bakımından feldspatik porselenden yaklaşık 6 kat, alüminadan ise yaklaşık 2 kat daha güçlüdür.^{49,50}

Zirkonyum oksitle kaplanmış implantlarla ilgili invitro ve hayvan deneyleri yapılmıştır.⁵¹⁻⁵³ Ichikawa ve ark⁵³ yaptıkları çalışma sonucunda, zirkonyum veya alüminyum oksitle kaplanmış implantlar arasında önemli bir fark bulamamışlar ve iki malzemenin doku uyumunun birbirine benzediğini, zirkonyum seramiğinin alüminyum oksite göre iki kat daha fazla dayanıklı olduğunu, bunun nedeninin de zirkonyumun tetragonal yapısından kaynaklandığını belirtmişlerdir. Zirkonyum oksitin kemiğe afinitesinin diğer biyo uyumlu seramik ve materyallere göre daha fazla olduğu düşünülmektedir. Zirkonyum oksit ile kemik bağlantısının daha iyi olmasının nedeninin, bu materyalin mikro morfolojik yapısındaki özelliklerinden kaynaklandığı düşünülmektedir.^{51,52}

Kırılma dayanıklılığının ve elastisite modülünün yüksek olmasının da kemik iyileşmesine katkıda bulunduğu düşünülmektedir.⁵⁴ Zirkonyum oksit aşınmaya ve korozyona karşı dirençlidir. Zirkonyum oksitin herhangi



bir toksik, immünolojik veya kanserojenik etkisi bulunmamaktadır.⁵⁵

Zirkonyumda en büyük dezavantajlardan birinin bazen oluşan kırılmalar olduğu gösterilmiştir. Bunun en büyük nedeninin zirkonyumun vücut ısısının üzerinde bir ısıya maruz kaldığında, su emme özelliğinden dolayı su moleküllerinin araya girip genleşmesi ve kopmaların olmasıdır. Üretici firmalar üretim aşamasında bu probleme de çözümler bulmaya çalışmışlardır.⁵⁶

Zirkonyom implantlar genelde CAD/CAM sistemi ile basınç ve yüksek ısı altında sinterleme ile üretilmektedirler. 1250 Mpa (+/-129) basınca dayanıklıdırlar. Dişeti ile uyumluluk açısından yapılan çalışmalarda; zirkonyumun titanyuma göre daha az plak tuttuğu saptanmış, diş etine uyumunun titanyumdan daha iyi olduğu görülmüştür. Ayrıca titanyum implantlarda olduğu gibi diş eti kenarında metal yansıması yapmadığı için doğala en yakın görüntüyü vermektedir.^{57,58}

Akagawa ve arkadaşları⁵⁴ zirkonyum oksit kaplanan implantlara erken yükleme yapıldığında implant çevresinde fibröz doku oluşmadığını, titanyum implantlar ile karşılaştırıldığında ise iki malzeme arasında herhangi bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Akagawa ve arkadaşları⁵⁴ zirkonyum oksit kaplı implantların, implant-kemik birleşiminin çok iyi olduğunu, abutmant hazırlanması sırasında da zirkonyumun kolayca şekillendirilebileceğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, zirkonyum oksidin kısa dönem başarısının çok olumlu olmasına karşın, uzun dönem sonuçlarının da değerlendirilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

Schultz-Mosgau ve arkadaşları⁵⁹ zirkonyum kon uygulanan vakalarda kemik iyileşmesinin titanyum kon uygulanmasına göre daha iyi olduğu belirtmişlerdir.

Grösser-Schreiber ve arkadaşları⁶⁰ ZrN ve TiN kaplanmış disklerde tükürük içinde veya dışında plak birikimini karşılaştırmışlar ve Zr N kaplanmış disklerde plak birikiminin daha az olduğunu belirtmişlerdir. Bunun da dişeti iltihabına karşı avantaj olacağını rapor etmişlerdir.

Klinik uygulamalarda, zirkonyum oksit implantların başarısı tam olarak bilinmemektedir.^{51,60} Asitle pürüzlendirme yapılmadığından dolayı uzun süreli kemik bağlantısı ile ilgili çalışmalar titanyumla kıyaslama yapabilmek adına daha yetersizdir. Bu nedenle uzun seri çalışmalarına ihtiyaç vardır. Firmalar bu durumu göz önünde bulundurarak iki parçalı olan

implantları da (hibrit implantlar) üretmeye başlamış ve hekimlerin kullanımına sunmuşlardır.⁵⁸

KAYNAKLAR

1. Yavuzılmaz H. Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. Ankara: Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Yayınları; 2003.
2. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent 2005; 94: 10-92.
3. Ataoğlu H. Kemik içi dental implantların klinik radyolojik ve mikrobiyolojik olarak incelenmesi. Doktora tezi, Konya, 2005: 1.
4. Hakkı SS, Ertuğrul AS. Dental implantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyondaki önemi. SÜ Diş Hek Fak Derg 2009;18:336-41.
5. Hobo S, Ichida E, Garcia L. Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. Quintessence Publishing Company, Tokyo, 1990.
6. Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO. Basic Histology. Prentice-Hall International Inc Connecticut 1989;11:155-157.
7. Albrektsson T. Hard tissue implant interface. Aust Dent J 2008;53:34-38 (Review).
8. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. J Prosthodontics 1998; 11: 391-401.
9. Edgerton M, Levine MJ. Biocompatibility: It's future in prosthodontic research. J Prosthet Dent 1993; 69: 406-15.
10. O'Neal, RB, Sauk JJ, Someman MJ. Biological Requirements for material integration. JOral Imp 1992; 18: 243-55.
11. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları 1996: 67-133.
12. Rolant M, Langer B. Dental Implant. Review J Periodontol 1992;63: 859-70.
13. Neville B, Damm D, Allen C, Bouquot. J Oral & Maxillofacial Patology: Soft tissue tumors W.B. Saunders Company 1995:373-4.
14. Bişkin T. Osseointegreprotezler. Oral Dergisi 1986;3:20- 23.
15. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. Missouri: Mosby 2002.
16. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J 1993; 43: 245-53.
17. Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-



- 4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 467-72.
18. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int* 1996; 27: 401-8.
19. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent* 1985; 54: 410-4.
20. Kononen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 4-7.
21. Berg E, Wagnere WC, Davik G, Dootz ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 250-7.
22. Adhestop www.medinfo.dist.unige.it/~adhestop/cp_titanium.htm. İtalya; [cited]; Available from.
23. Niinomi M. Metallic biomaterials. *J Artif Organs* 2008; 11: 105-10.
24. Brune D, Evje D, Melsom S. Corrosion of gold alloys and titanium in artificial saliva. *Scand J Dent Res* 1982; 90: 168-171.
25. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry, In; Contemporary Implant Dentistry. Misch CE, editor. St Louis: Mosby; 1999.
26. Akça K. Mandibuler Kennedy I ve II vakalarında uygulanan implant destekli sabit protezlerde kemigin farklı bukko-lingual açılanmasından kaynaklanan streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırılması. Hacettepe Üniversitesi, Ankara, 1988.
27. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am* 2007; 51: 603-27.
28. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater* 2008; 1: 30-42.
29. Kedici SP, Aksut AA, Kilicarslan MA, Bayramoglu G, Gokdemir K. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 800-8.
30. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Illinois: Quintessence Pub. Co. Inc.; 1997.
31. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991 Jul;25:889-902.
32. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 15:15-46. Review.
33. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:622-33.
34. Schroedcr A, Sütler F, Buser D, Krekeler G. Oral Implantology: Basics, ITI Hollow Cylinder System. New York: Thieme Medical Publishers 1996: 80-110.
35. Wernnerberg A, Albrektsson T. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:38-45.
36. <http://www.tavsiyedyorum.com/>
37. Bornstein MM, Cionca N, Mombelli A. Systemic conditions and treatments as risks for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:12-27 (Review).
38. Howell TH, Martuscelli G, Oringer RJ. Polypeptide growth factors for periodontal regeneration. *Cur Opin Periodontol* 1996;3:149-56.
39. Jung RE, Windisch SI, Eggenschwiler AM, Thoma DS, Weber FE, et al. A randomized-controlled clinical trial evaluating clinical and radiological outcomes after 3 and 5 years of dental implants placed in bone regenerated by means of GBR techniques with or without the addition of BMP-2. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:660-6.
40. Leknes KN, Yang J, Qahash M, Polimeni G, Susin C, et al. Alveolar ridge augmentation using implants coated with recombinant human bone morphogenetic protein-2: radiographic observations. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1027-33.
41. Lutz R, Park J, Felszeghy E, Wiltfang J, Nkenke E, Schlegel KA. Bone regeneration after topical BMP-2-gene delivery in circumferential peri-implant bone defects. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:590-9.



42. Stadlinger B, Pilling E, Huhle M, Mai R, Bierbaum et al. Evaluation of osseointegration of dental implants coated with collagen, chondroitin sulphate and BMP-4: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008;37:54-9.
43. Boening K.W, Wolf B.H, Schmidt A.E, Kastner K, Walter M.H. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84:419-24.
44. Dayangaç B. İmplant materyali olarak titanyum. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg* 1988;12:241-3.
45. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: Chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18:590-5.
46. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
47. Berit IA. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; 18: 590-5.
48. Christel P, Meunier A, Heler M, Torre JP, Pielle CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater* 1989; 23: 45-61.
49. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for allceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 557-62.
50. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Biliot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium oxide based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 237-44.
51. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera All Ceram crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84:419-24.
52. Boundrias P, Shoghiikian E, Morin E, Hutnik P. Esthetics Option for the Implant- Supported Single-Tooth Restoration-Treatment Sequence With a Ceramic Abutment. *J Can Dent Assoc* 2001;67:508-14.
53. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992; 68:322-6.
54. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 599-604.
55. Scarano A, Carlo FD, Quaranta M, Piattelli A.(2003). Bone response to zirconia ceramic implants: An experimental study in rabbits. *J of Oral Implantology* 2003; 29, 8-12.
56. Saldana JM, Ramirez H, Viguera DJ, Iga T, Schneider GA. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res* 2003;18.
57. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46:405-26.
58. <http://www.hadiyap.com/>
59. Schultze-Mosgau S, Schliephake H, Radespiel-Tröger M., Neukam W. Osseointegration of endodontic endosseous cones. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89:91-8.
60. Grössner-Schreiber B, Fetter T, Hedderich J, Kocher T, Schreiber S, Jepsen S. Prevalence of dental caries and periodontal disease in patients with inflammatory bowel disease: a case-control study. *J Clin Periodontol* 2006;33:478-84.

Yazışma Adresi:

Prof. Dr. Zeynep Yeşil Duymuş
Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
e-mail: zyesilz@hotmail.com

