

Dental İmplant Materyalleri

Dental Implant Materials

Nilüfer Çelebi Beriat*, Gülşah Gülay**, Ahmet Atıla Ertan***

Özet

Herhangi bir nedenle kaybolan bir dişin yerini çeşitli materyallerle doldurarak kişiye kaybettiği estetik ve fonksiyonu yeniden kazandırabilmek fikri insanoğlunu yüzyıllar boyunca meşgul etmiştir. Bu amaçla zaman içerisinde porselen, karbon, safir, kalsiyum fosfat, dental akrilik resin, kurşun, çelik, kobalt alaşımları, titanyum ve zirkonyum gibi malzemeler kullanılmıştır. Son yıllarda en sık kullanılan implant materyali titanyumdur. Bununla birlikte titanyumdan yapılmış implant tedavilerinin başarısını arttırmak için birçok yüzey modifikasyonu da geliştirilmektedir. Titanyum ile son zamanlarda üzerinde en çok çalışılan implant materyali ise zirkonyumdur. Bu malzeme ile yapılan çalışmalar titanyuma alternatif olarak zirkonyumun kullanılması konusunda umut vericidir.

Anahtar Kelimeler: Dental İmplant, Titanyum, Zirkonyum

Abstract

Over the course of centuries mankind tried to gain function and esthetic of lost teeth by implanting different materials in the jaws. For this purpose various materials was used such as carbon, calcium phosphate, acrylic resin, lead, stainless steel, cobalt alloys, titanium and zirconium. Success of implant therapy depends on the choice of material selection. Titanium is the material of choice in recent years. Several surface modifications on titanium were presented in literature to improve the success rate of implant therapy. Although titanium is used principally as an implant material, ceramic materials are being improved progressively and also have advantages such as zirconium.

Keywords: Dental Implant, Titanium, zirconium

* Dr. Dt, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu, Diş Protez Programı, Ankara

** Dt., Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi A.D., Ankara

*** Dr. Dt., Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi A.D., Ankara

Diş eksikliklerinin restorasyonu için değişik implant materyallerinin kullanımı eski tarihlerde başlamış ve gelişerek günümüzde değerli ve güvenilir bir tedavi haline gelmiştir. Birçok araştırmacı tarafından zaman içerisinde bazen sadece araştırmalar için bazen de ticari olarak üretilmek üzere metal ve metal alaşımları, polimer esaslı malzemeler, seramikler, cam ve karbon malzemelerden yapılmış implantlar kullanılmıştır¹.

Yirminci yüzyılın başında 1906 yılında Greenfield tarafından ilk "hollow" (ortası boş) iridium-platinum alaşımından yapılmış implant tanıtılmıştır². Bu tarihten 1930'lı yıllara kadar paslanmaz çelik ve kobalt-krom-molibden (Vitallium) alaşımların geliştirilmesi ile beraber bu malzemelerden üretilmiş implantlar kullanılmıştır. Strock Vitallium'dan implantları kemik içerisine yerleştirmeyi başarmış ve onbeş yıl gibi uzun bir süre boyunca bu implantlar ile yapılmış restorasyonların başarılı bir şekilde kullanıldığını bildirmiştir³. Bu araştırmacı bazı metallerin vücut sıvılarında galvanik akım sonucu korozyona uğradığını ve implantların biyolojik olarak uyumlu olması gerekliliğini bildirmiştir. O tarihlerde vücut sıvılarında elektrolitik bir aktivite göstermeyen tek metal alaşımı Vitalliumdan yivli implantlarla restorasyonlar yapan Strock, ayrıca implantların aksiyel yükler altında kalmasının önemini ve implant üzerine gelen aksiyel olmayan kuvvetlerin azaltılması gerektiğini de belirtmiştir. Aynı dönemde başka araştırmacılar tamamen farklı bir yönde ilerleyerek artık günümüzde kullanılmayan subperiosteal implantları geliştirmeye başlamışlardır. 1940'lı yıllarda Dahl tarafından geliştirilen bu implantlarda bir çok komplikasyon ile karşılaşmış olmakla beraber çok uzun süre ağızda kalan restorasyonlarda bildirilmiştir⁴. 1950'li yıllarda Dr. Branemark yaptığı çalışmalar sonucunda titanyum implantların gelişimini sağlayarak diş implantasyonu için kullanmıştır. Branemark ilk olarak düzgün "machined" yüzeyli titanyum implantlar kullanmıştır. Ancak daha sonra bu implantlar çeşitli yüzey uygulamaları kullanılarak daha başarılı hale getirilmiştir. Bu amaçla partikül püskürtme, asit etch, plasma spray, hidroksiapatit plasma spray yada bunların kombinasyonu kullanılmıştır. Böylece yüzey alanı artırılarak kısa vade de daha başarılı bir osseointegrasyon oluşturulması hedeflenmiştir⁵.

Fonksiyonel yükler altında organize canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasındaki direk yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanan osseointegrasyon, kul-

lanılan implant malzemelerinin başarısı için en önemli kriterdir⁶. İmplant tedavisinin başarısı için uygun materyal seçimi ve implantın yerleştirileceği dokuda mukozal inflamasyon ve infeksiyon belirtisi olmaması ve implantı çevreleyen kemik miktarının niceliği ve niteliği de çok önemlidir⁷. Bu amaçla kullanılacak materyalde bulunması gereken özellikler:

- çevre dokular ile uyumlu olmalı
- korozyona dirençli olmalı
- alerji yapmamalı
- mekanik yüklerle karşı dayanıklı olmalı
- steril edilebilmeli
- kolay üretilbilmeli
- ekonomik olmalı
- homojen olmalıdır⁸.

İmplant materyalleri:

Dental ve maksillofasial implant yapmak için çok çeşitli malzemeler kullanılmıştır. Bu malzemeler metaller ve alaşımları, polimer esaslı malzemeler, seramikler, cam ve karbonlar olarak sayılabilir. Bu malzemelerden elde edilen implantların hepsi ticari olarak kullanılmamış bazıları sadece araştırma amaçlı kullanılmıştır. Bazıları sadece günümüzde artık kullanılmayan periosteal implantların yapımında kullanılmıştır¹.

Paslanmaz çelik (Fe-Cr-Ni): Cerrahi olarak austenitic formunda kullanılmakta olup %18 Cr ve %8 oranında nikel ve %2 C içeriğine sahiptir⁵. Yapısındaki Cr çeliği korozyona daha dayanıklı bir hale getirirken Ni içeriği materyali kırılmaya dayanıklı bir hale getirmektedir⁹. Paslanmaz çelik yüksek dayanıklılık ve çekilebilirlik özelliğine sahiptir. Bu materyal ucuz olması ve fabrikasyonunun kolay olmasına rağmen implant diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanına sahip değildir⁵. Nikelin alerjik özelliği ve korozyona olan dayanıksızlığı ve korozyon sonucunda ortaya çıkan iyonların vücudun diğer bölgelerinde immün cevabı başlatması ve ağız içerisinde kullanılan başka bir materyalle galvanik akım meydana getirmesi nedeniyle tercih edilmezler^{5,10}. Bu nedenle nikel alerjisi olan hastalarda kullanılmamalıdır¹⁰. Son zamanlarda yapılan çalışmalarda nikel içermeyen Nitrojen austenitic paslanmaz çeliğin normal paslanmaz çeliğe göre korozyona olan dayanıklılığının daha fazla olduğu gösterilmiştir¹¹. Paslanmaz

çeliğin hidroksiapatit ile yüzey muamelesi sonucunda korozyon rezistansının arttığı ve bunun osseointegrasyonu olumlu yönde etkilediği belirtilmiştir¹².

Krom-Kobalt-Molibden(Cr-Co-Mo): ilk 1929 yılında Vitalyum adı ile piyasaya sunuldu⁴. İçeriğinde %63 kobalt, %30 Cr, %5 molibden ve az miktarda Ni, W, Mn,Fe,Ti,Ta,Si bulunmaktadır⁵. Molibden stabilize edici, krom korozyonu önlemek için pasifleştirici olarak ve karbonda materyali sertleştirmek için kullanılır^{5,10}. Elastik modülü yüksektir. Molibden ve tungsten alaşımı güçlendirir. Nikelin %2.5 üzerine çıkması doku hasasiyetine neden olur. Demir oranı arttıkça korozyon dayanıklılığı azalır⁵. En çok döküm restorasyonlar için kullanılır. Bu nedenle subperiosteal implant yapımında çok kullanılmıştır. Doğru bir şekilde hazırlandığında biyolojik olarak uyumlu olmaktadır⁵. İlk yerleştirildiğinde herhangi bir elektrokimyasal aktivite ya da doku reaksiyonu meydana gelmez. Ancak Vitallium kronik inflamasyon ve mobilite ile birlikte seyreden fibröz enkapsulasyon meydana getirmektedir. Materyalin performansını artırmak için alüminyum oksit seramikler yüzeye eklenmiştir. Alüminyum oksit ve zirkonyum oksit kaplamanın Vitallium üzerine biyolojik olarak olumlu bir etkisi olmamıştır. Cr-Co-Mo alaşımı ve paslanmaz çelik, titanyumun çok daha biyoyumlu olmasına rağmen dökülebilirlik ve maliyet açısından subperiosteal implant vakaları gibi daha büyük implantların yapımında tercih edilebilmektedirler⁵.

Polimerler: İmplant materyali olarak polimetilmetakrilat ve polietilfloretilen ilk kez 1930'lu yıllarda kullanılmıştır. Bu materyaller birbirine kovalent bağlarla bağlanarak polimer yapıyı oluşturan monomerlerden meydana gelir. Genellikle yüksek molekül ağırlığına sahip kompleks moleküllerdir ancak diğer biyomateriyaller ile karşılaştırıldığında daha yumuşak, fleksible ve daha düşük elastisite modülüne sahiptirler. Polimerlerin düşük mekanik özellikleri implant materyali olarak kullanımlarını engellemektedir⁵. Bununla birlikte sağlıklı bir diş ile osteointegre bir implant arasındaki en belirgin farklılıklardan biri olan periodontal ligamentin etkisini yaratmak ve araştırmak üzere bazı in vitro ve hayvan çalışmalarında implantların dış yüzeylerini kaplayan polimerlerden yararlanılmıştır^{13,14}. Polimerler, dental implantlar için bazı komponentlerin yapımında ve klinik olarak bazı implant sistemlerinde (IMZ implant sistemi) sadece implant gövdesinin iç kısmında periodontal ligamenti taklit etmek ve şok absorblamak amacıyla kullanılmışlardır¹⁵.

Karbonlar: Karbon ve karbon bileşikleri implantolojide kullanılmak üzere 1960'lı yıllarda tanıtıldı. Vitröz karbon düşük konakçı cevabı nedeniyle biyoyumlu bir materyaldir. Çalışmalar kemikle olan bağlantısını HA kaplamalardakine benzer olduğunu göstermiştir. Metalik implantlarla karşılaştırıldığında karbon inert bir materyaldir⁵. Ancak kırılma dayanıklıkları oldukça azdır ve elektiriksel ve termal geçirgenlikleri yüksektir. Elektrokimyasal nedenlerden dolayı karbon sadece kobalt ve titanyum alaşımları için kaplama olarak kullanılabilir^{9,16}.

Titanyum: günümüzde kullanılan en popüler implant materyalidir. Doğada saf olarak bulunmaktadır. Biyoyumluluğu iyi olan bir materyaldir¹⁷. Titanyum pek çok olumlu fiziksel özelliğe sahiptir^{5, 18, 19}. Yüzeyindeki TiO'e bağlı olarak korozyona olan direnci yüksektir¹⁸. Saf titanyum TiO, TiO₂, TiO₃ formlarında bulunmaktadır. En stabil olan formu TiO₂'dir. Saf titanyum ve titanyum alaşımları Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-4V(ELI) titanyumun en sık kullanılan formlarıdır. Saf titanyum gradeler halinde bulunmakta ve her gradein içeriği ve dolayısıyla özellikleri yönünden farklılıklar bulunmaktadır. Ti alaşımları okluzal kuvvetler karşısında yüksek kırılma dayanıklılığı göstermektedir. Yapısı nedeniyle kemik ile titanyum yüzeyleri arasında uygun stres dağılımı meydana gelmektedir⁵.

Titanyum reaktif bir maddedir. Titanyum doku içinde inert kalır. Kemik doku titanyumun girintili çıkıntılı yüzeyine doğru büyüme gösterir. Titanyum yüzeyi üzerindeki etkin değişiklikler sonucunda osteointegrasyon sürecini hızlandıran yapılar elde edilmiştir²⁰. Osteointegrasyonun başarısı için makroskopik ve mikroskopik düzeydeki yüzey topografisi de, implant dizaynı ve materyal kadar önem taşımaktadır²¹. Yüzeyi pürüzsüz olan implantlar ($S_a < 0.2\mu m$) hem yumuşak hem de sert doku ile gösterdikleri zayıf ilişki nedeni ile tercih edilmemektedir. Yüzeyi pürüzsüz, polisajlı implantlar mekanik kuvvetlere karşı direnç gösterememekte ayrıca dişeti epitelinin apikale doğru inmesine izin verdiklerinden dolayı derin peridontal ceplerin oluşmasına neden olurlar²². Bununla birlikte herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış Branemark sistemi implantların çok başarılı bir geçmişi vardır. Dikkatli hasta ve kemik alanı secimi, titiz cerrahi yaklaşım ve uzun iyileşme süreci sonucu bu implantlar çok yüksek başarı oranları göstermişlerdir, mandibulada beş yıllık süreçte %99 ve maksillada %85 başarı oranları vardır^{23,24}. Bunun se-

bebi olarak bu implantlara herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamasına rağmen düşük de olsa pürüzlü bir yüzeye sahip olmaları gösterilmektedir²⁵.

Her ne kadar yüzeyi pürüzlendirme işlemlerine tabi tutulmamış Branemark sistemi gibi implantlarda yüksek klinik başarı oranları gösterilmiş olsa da, osseointegrasyonu hızlandırmak, iyileşme süresini kısaltmak ve düşük kemik kalitesine sahip anatomik alanlarda da kullanımı sağlamak amacıyla implantların yüzey özellikleri geliştirilmeye devam edilmiştir.

Mekanik kuvvetlere karşı daha dirençli olmalarına rağmen pürüzlü yüzeye sahip implantlar plak akümülyasyonuna neden olarak peri implantitis gelişimine yol açabilirler ve bu nedenle implantın pürüzlü yüzeyi açığa çıkarsa implant başarısız olur²⁶.

Yüzey pürüzlülüğü ya aşındırma işlemleri ya da kaplama yöntemleri ile elde edilir. Aşındırma işlemleri genelde kumlama, asit ile pürüzlendirme ve ya her ikisinin kombinasyonunu kapsar. En sık kullanılan kaplama yöntemi ise plazma spray'dir²⁷.

Günümüzde en yaygın olarak kullanılan yüzey pürüzlendirme işlemi kısaca SLA (sand-blasted, large-grit, acid-etch) olarak bilinen ve kumlama takiben sıcak asit banyosunu içeren yöntemdir. Bu yöntemle implant yüzeylerinde ortalama $S_a=1.8\mu\text{m}$ lık bir yüzey pürüzlülüğü elde edilebilmektedir²⁵. Bu sistemin implantları kullanılarak elde edilen klinik başarılar dikkat çekicidir.

Nobel Biocare firmasının TiUnite model implantında ise yüzey pürüzlülüğü elektrolitik solusyonda yapılan anodik oksidasyon sonucu elde edilmektedir. Yüzey pürüzlülüğü apikale doğru artmakta ve ortalama olarak $R_a=1.2\mu\text{m}$ dir. Bu implantlardaki klinik başarı yumuşak kemik ve immediate yüklemeye olmasına rağmen dört sene sonunda %97 dir²⁸.

En pürüzlü implant yüzeyleri plazma spray yöntemi ile edilenlerdir. Yüzey pürüzlülüğü üretici firmaya göre değişkenlik göstermekle beraber ortalama olarak $6\mu\text{m}$ dir²⁹. Bu implantlardaki aşırı pürüzlülük mekanik kuvvetlere karşı direnci arttırmakla birlikte, peri implant enflamasyonun ve resesyonunda sebebi olabileceği bildirilmiştir^{30,31}.

İmplant yüzeyi ile ilgili son yenilikler genellikle nanoteknolojik boyutta olmaktadır. Nanoteknolojik müdahaleler implant yüzeyini yalnızca topografik olarak değil

kimyasal olarak da değiştirmektedir. Bu yüzey işlemleri implant yüzeyinin iyonlar, biomoleküler ve hücrelerle olan etkileşimine etki ederek osseointegrasyon sürecini geliştirmeyi hedeflemektedir. Ticari olarak piyasaya sürülmüş az sayıda nanoteknolojik implant yüzeyi vardır. Bunlardan birisi AstraTech firmasının geliştirdiği Osseospeed implant yüzeyidir. Kısaca TiO_2 ile pürüzlendirmeyi takiben hidroflorik asit muamelesini içeren bu yüzey 50 ile 100 nm boyutta yüzey pürüzlülüğüne sahiptir^{32,33}. Bu nanotopografiye sahip implantlar ile ilgili ilk klinik çalışma %98.7 lik bir başarı oranı bildirilmiştir³⁴.

Bir diğer nanotopografiye sahip ticari olarak mevcut implant yüzeyi ise 3i Innovations firmasının geliştirdiği nanotite implantlardır. Bu yüzey işlemi CaP tanecikleri ile yüzeyin kaplanmasını içerir. Bu implant ile yapılan hayvan deneylerinde bu yöntemin kemik gelişimini dört ve sekiz haftalık süreç içinde arttırdığı bildirilmiştir³⁵.

Seramikler: Kemik defektleri, kemik agumentasyonu, osteoporotik lezyonların tedavisinde kullanılan pek çok sentetik ve biyolojik materyal bulunmaktadır. Bu materyaller ayrıca implant yüzeyinin kaplanarak termodinamik olarak stabil ve hidrofilik bir iyonik seramik yüzeyin elde edilmesi için kullanılmaktadır. Bu özellikleriyle kemik ve çevreleyen dokularla güçlü bir bağlantı yapabilmektedirler. Bu seramikler plazma spray yada kaplama yaparak implant üzerine uygulanarak bioaktif yüzeyler elde edilmektedir. Bu materyaller genellikle kırılğandırılar, yüksek elastik modülü, düşük tensile strenghte sahiptirler⁵.

Aluminyum oksit inert olması, iyon salınımı ve immun cevap oluşturmaması nedeniyle seramik implantlar için altın standart olarak gösterilmiştir. Metalik yüzeyli implantlarla karşılaştırıldığında yüksek yüzey ıslanabilirliği göstermektedir. Bioaktif materyaller değildir ve kemik formasyonunu indüklemeler⁵. Alfaaluminoksit kristalleri canlı dokuda toksik değildir. Oksijen iyonları arasında yerleşmiş küçük aluminyum iyonları bulunmaktadır. Oksijen iyonları safirin dış kısmında yerleşir ve materyalin su moleküllerine afinitisini dolayısıyla biyoyumluluğu artırır³⁶. Yeteri kadar dayanıklı materyaller olmamaları nedeniyle implant materyali olarak kullanılmazlar³⁷. Aluminyum oksit dental implantların klinik uygulamalarına Tübingen endosseoz implantlar örnek verilebilir. Bu implantlarla yapılan 5 yıllık takip çalışmalarında %85 oranında başarı gösterilmiştir³⁸. Bu implantlar aluminyum oksitin mekanik

özelliklerinden dolayı sıkıştırma tipi kuvvetlere karşı dayanıklı olmasına rağmen bükülme, çekme tipi kuvvetlere karşı dayanıksızdırlar. Bu nedenle implantın geometrik boyutları özellikle alt anterior bölgede kullanılmalarına izin vermemektedir. Sonuç olarak kısıtlı endikasyonları kullanımlarını sınırlandırmıştır. Bununla birlikte klinik çalışmalarda yüzey özelliklerinin sert ve yumuşak dokuda iyileşme sürecinin başarılı olduğunu göstermiştir³⁷.

Kalsiyum fosfat seramikler de biyouyumlu materyallerdir. Hidroksiapatit dişlerin ve kemiğin doğal yapısı olan kalsiyum fosfat seramiktir. Biyouyumlu materyallerdir ve resorbe olmaz. Blok yada granuler formlarda kemik grefti ve augmentasyon için kullanılırlar⁵. Hidroksiapatit oldukça zayıf bir materyal olduğu için tek başına dental implant olarak kullanılamaz. Dolayısıyla metal implantlar hidroksiapatitle kaplanarak kemiğe olan bağları güçlendirilmiştir³⁹⁻⁴². Bu materyallerin kristalin içeriğinin osteokondüktif etkiyi artırdığı belirtilmiştir⁴³. Trikalsiyum fosfat resorbe olabilen kalsiyum fosfat materyalidir. Belirli hızda resorbe olabilmesi ve yerini kemiğe bırakması nedeniyle kemik grefti olarak kullanımı yaygındır. Kalsiyum fosfatların implant yüzeyi kaplamasında kullanılmaya nedeni kristal özellikleridir. Ne kadar kristalin yapıda olurlarsa klinik çözülmeye o kadar dirençli olurlar. Bu tip seramik kaplamaların en büyük avantajı kemikle implant yüzeyinin adaptasyonunu sağlayarak metal yüzeyli implantlara göre daha yakın kemik implant kontağı sağlamasıdır³⁶.

Bioglass(silika bazlı cam) diğer bir bioaktif seramiktir. Kalsiyum, sodyum, Silika partikülleri çeren yoğun bir seramik materyaldir⁵. 1967 yılında Florida Üniversitesinde Hench tarafından geliştirilmiştir⁴⁴. İçeriğindeki kalsiyum ve fosfata bağlı olarak karbonhidroksiapatit bir tabaka oluşturmaktadır. Yüzeydeki pH değişimlerine bağlı olarak bu tabakadan dokulara doğru kalsiyum, fosfat, silika ve sodyum iyonu salınımı meydana gelmektedir. Yüzeyde silikadan zengin bir jel meydana gelir. Bunun üzerinde ise kalsiyum ve fosfattan zengin bir tabaka meydana gelir. Yüzeyde osteoblastlar çoğalır ve kollajen lifler meydana gelir³⁶. Bu tabaka 100-200 µm kalınlığında olup oldukça güçlü bir bağ meydana getirir. Güçlü bir bağ meydana gelmesine rağmen oldukça kırılğan bir materyal olması nedeniyle tek başına implant materyali olarak kullanılmasını engel-

ler⁵. Kemik formasyonunu indüklemesi nedeniyle graft materyali olarak kullanımı yaygındır. Bioglassın metal yada seramik ile olan bağlantısının zayıf olması nedeniyle implant yüzeyi kaplanmasında tercih edilmez⁵.

Zirkonyum: zirkonya materyali sahip olduğu üstün mekanik özellikleri nedeniyle oksit seramikler arasında özel bir yer edinmiştir. Çevresel ısıya bağlı olarak zirkonya materyali sıcaklığa bağlı olarak üç kristalografik form gösterir. Oda sıcaklığından 1170 °C 'ye kadar monoclinic faz, 1170 °C ile 2370 °C arasında tetragonal form ve 2370 °C derece üzerinde kübik forma sahiptir⁴⁵. Soğutma ile birlikte tetragonal fazdan monoclinic faza dönüşüm sırasında artan hacme bağlı olarak katastrofik başarısızlıklar meydana gelir. Bu değişim geri dönüşümlüdür ve 950 °C 'de başlar. Saf zirkonyumun CaO, MgO, Y₂O₃ ve CeO₂ gibi stabilize eden oksitlerle birlikte kullanılması sonucunda oda sıcaklığında tetragonal fazda kalması sağlanarak monoclinic faza dönüşüm engellenir. Bu da materyale yüksek dayanıklılık sağlar. Özellikle yttrium ile stabilize edilen zirkonya üstün mekanik özellikleriyle implant diş hekimliğinde önemli bir yere sahiptir⁴⁶. Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirconia polycrystal (Y-TZP) osteoblastik hücre proliferasyonu için uygun bir materyaldir⁴⁷. Yüzey pürüzlendirme işlemleri ile kemik içerisinde daha yüksek stabilite göstermektedir⁴⁸. Zirkonyum doğada nadir bulunan bir elementtir ancak genellikle yttrium ile stabilize edilerek sentezlenebilir. Böylece stabil kristal formasyon sağlanarak yoğun, sert, dayanıklı bir yapı elde edilir⁴⁶.

Konvansiyonel titanyum implantların porselen translusensisinde azalma ve gingival marjın bölgesinde gri renklenme meydana getirmesi nedeniyle özellikle yüksek gülme hattı ve ince mukozası olan hastalarda estetik problemler meydana getirmektedir. Yumuşak dokudaki küçük değişiklikler sonucunda marjinde titanyumu ortaya çıkmaktadır^{21,49}. Bu amaçla farklı yüzey özelliklerine sahip zirkonyum implantlarla yapılan bir yıllık takip çalışması sonucunda zirkonyum implantların titanyum implantlara bir alternatif olabileceği gösterilmiştir⁵⁰. Zirkonya boyunlu titanyum gövdeye sahip implantlarla yapılan çalışmada iki yıllık takip sonucunda olumlu periodontal değerler elde edilmiştir⁵¹. Yapılan çalışmalarda değişik bakterilerin titanyum, titanyum alaşım ve zirkonya yüzeyleri üzerine adezyonu karşılaştırılmış ve adezyonun zirkonya üzerinde %40 daha az olduğu

gösterilmiştir. Titanyum ve zirkonya arasında yapılan karşılaştırmalı immuno-histokimyasal değerlendirmede zirkonya lehine sonuçlar elde edilmiştir. Bu da zirkonyanın periimplant yumuşak dokular için çok daha sağlıklı bir biyomateryal olduğunu göstermektedir⁵².

Son zamanlarda bilgisayar destekli programlar kullanılarak yapılan zirkonyum abutmentler üzerindeki çalışmalar uzun dönemli başarı ortaya koymuştur⁵³. Zirkonyum oksit yüzey kaplamalı implantlarda osteonegrasyonun daha başarılı olduğu bulunmuştur⁵⁴.

Kaynaklar

1. Lemons JE. Dental implant biomaterials. Journal of the American Dental Association (1939). 121;716-719,1990.
2. Greenfield EJ. Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. Int J Oral Implantol. 7;63-68,1991.
3. Slavkin HC. Biomimicry, dental implants and clinical trials. Journal of the American Dental Association (1939). 129;226-230,1998.
4. Schou S, Pallesen L, Hjorting-Hansen E, Pedersen CS, Fibaek B. A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. Clinical oral implants research. 11;171-178,2000.
5. Kenneth AJ. Science of Dental Materials. St. Louis: Elsevier Science, 2003.
6. Branemark P ZG, Albrektsson T. Tissue integrated Prosthesis-Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Co, 1985.
7. McKinney R. Endosteal Dental Implants. St.Louis: Mosby Year Book Inc., 1991.
8. Fagon M. Implant Prosthodontics Surgical and Prosthetic. St. Louis: Mosby Year Book Inc., 1990.
9. Anderson N. Applied Dental Materials. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1977.
10. Misch E. Contemporary Implant Dentistry. St Louis Mosby Inc., 1999.
11. Komada M, Murakami, R., Tsuchida, N., Harada, Y., Fukaura, K., Fukumoto, S. Metal injection molding method of Ni-free austenitic stainless steel II. Microstructure and mechanical properties. Adv Mater Res. 26-28;19-22,2007.
12. Fathi MH, Salehi M, Saatchi A, Mortazavi V, Moosavi SB. In vitro corrosion behavior of bioceramic, metallic, and bioceramic-metallic coated stainless steel dental implants. Dent Mater. 19;188-198,2003.
13. Meijer GJ, Starmans FJ, de Putter C, van Blitterswijk CA. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. Journal of oral rehabilitation. 22;105-111,1995.
14. Meijer GJ, Radder A, Dalmeijer R, de Putter C, Van Blitterswijk CA. Observations of the bone activity adjacent to unloaded dental implants coated with Polyactive or HA. Journal of oral rehabilitation. 22;167-174,1995.
15. Kirsch A, Ackermann KL. The IMZ osteointegrated implant system. Dental clinics of North America. 33;733-791,1989.
16. McAdoo HA, Soni NN, Tatum RC. Vitreous carbon and teflon as a soft tissue and bone substitute in osseous tissue implants. Quintessence Int Dent Dig. 12;565-568,1981.
17. Abrahamsson I, Cardaropoli G. Peri-implant hard and soft tissue integration to dental implants made of titanium and gold. Clinical oral implants research. 18;269-274,2007.
18. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. The Journal of prosthetic dentistry. 54;410-414,1985.
19. Steinemann SG. Titanium--the material of choice? Periodontol 2000. 17;7-21,1998.
20. Ratner BD. Replacing and renewing: synthetic materials, biomimetics, and tissue engineering in implant dentistry. J Dent Educ. 65;1340-1347,2001.
21. Heydecke G, Kohal R, Glaser R. Optimal esthetics in single-tooth replacement with the Re-Implant system: a case report. Int J Prosthodont. 12;184-189,1999.
22. Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. Clinical oral implants research. 7;201-211,1996.
23. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR, et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. Journal of periodontology. 59;287-296,1988.
24. Eckert SE, Parein A, Myshin HL, Padilla JL. Validation of dental implant systems through a review of literature supplied by system manufacturers. The Journal of prosthetic dentistry. 77;271-279,1997.

25. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 15;331-344,2000.
26. van Steenberghe D, Naert I, Jacobs R, Quirynen M. Influence of inflammatory reactions vs. occlusal loading on peri-implant marginal bone level. *Advances in dental research.* 13;130-135,1999.
27. Arlin ML. Survival and success of sandblasted, large-grit, acid-etched and titanium plasma-sprayed implants: a retrospective study. *Journal (Canadian Dental Association).* 73;821,2007.
28. Glauser R, Ruhstaller P, Windisch S, Zembic A, Lundgren A, Gottlow J, et al. Immediate occlusal loading of Brånemark System TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 4-year results of a prospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research.* 7 Suppl 1;S52-59,2005.
29. Al-Nawas B, Gotz H. Three-dimensional topographic and metrologic evaluation of dental implants by confocal laser scanning microscopy. *Clinical implant dentistry and related research.* 5;176-183,2003.
30. d'Hoedt B, Schulte W. A comparative study of results with various endosseous implant systems. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 4;95-105,1989.
31. Mau J, Behneke A, Behneke N, Fritzeimer CU, Gomez-Roman G, d'Hoedt B, et al. Randomized multicenter comparison of 2 IMZ and 4 TPS screw implants supporting bar-retained overdentures in 425 edentulous mandibles. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 18;835-847,2003.
32. Abron A, Hopfensperger M, Thompson J, Cooper LF. Evaluation of a predictive model for implant surface topography effects on early osseointegration in the rat tibia model. *The Journal of prosthetic dentistry.* 85;40-46,2001.
33. Cooper LF, Zhou Y, Takebe J, Guo J, Abron A, Holmen A, et al. Fluoride modification effects on osteoblast behavior and bone formation at TiO₂ grit-blasted c.p. titanium endosseous implants. *Biomaterials.* 27;926-936,2006.
34. Stanford C, Johnson, GK., Fakhry, A., Gratton, D., Mellonig, JT., Wanger, W. Outcomes of a fluoride modified implant one year after loading in the posterior-maxilla when placed with the osteotome surgical technique. *Appl Osseointegration Res.* 5;50-55,2006.
35. Goene RJ, Testori T, Trisi P. Influence of a nanometer-scale surface enhancement on de novo bone formation on titanium implants: a histomorphometric study in human maxillae. *The International journal of periodontics & restorative dentistry.* 27;211-219,2007.
36. McKinney R. *The Dental Implant: Clinical and Biological Response of Oral Tissues.* Massachusetts: PSG Publishing Company 1985.
37. Haubenreich JE, Robinson FG, West KP, Frazer RQ. Did we push dental ceramics too far? A brief history of ceramic dental implants. *J Long Term Eff Med Implants.* 15;617-628,2005.
38. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *Journal of clinical periodontology.* 18;474-481,1991.
39. Gottlander M, Albrektsson T. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium implants. The importance of the implant design. *Clinical oral implants research.* 3;71-76,1992.
40. Gottlander M, Albrektsson T, Carlsson LV. A histomorphometric study of unthreaded hydroxyapatite-coated and titanium-coated implants in rabbit bone. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 7;485-490,1992.
41. Ishizawa H, Ogino M. Characterization of thin hydroxyapatite layers formed on anodic titanium oxide films containing Ca and P by hydrothermal treatment. *J Biomed Mater Res.* 29;1071-1079,1995.
42. Morris HF, Ochi S, Spray JR, Olson JW. Periodontal-type measurements associated with hydroxyapatite-coated and non-HA-coated implants: uncovering to 36 months. *Ann Periodontol.* 5;56-67,2000.
43. Chang YL, Lew D, Park JB, Keller JC. Biomechanical and morphometric analysis of hydroxyapatite-coated implants with varying crystallinity. *J Oral Maxillofac Surg.* 57;1096-1108; discussion 1108-1099,1999.
44. Thomas MV, Puleo DA, Al-Sabbagh M. Bioactive glass three decades on. *J Long Term Eff Med Implants.* 15;585-597,2005.
45. Bremner A. *The study of dentistry.* Brooklyn: NY, 1994.
46. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 35;819-826,2007.
47. Bachle M, Butz F, Hubner U, Bakalini E, Kohal RJ. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clinical oral implants research.* 18;53-59,2007.
48. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clinical oral implants research.* 18;662-668,2007.

49. Jung RE, Sailer I, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. The International journal of periodontics & restorative dentistry. 27;251-257,2007.
50. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. The International journal of oral & maxillofacial implants. 22;430-435,2007.
51. Bianchi A, Bosetti, M., Dolci, Jr G., Sberna MT., Sanfilippo, F., Cannas M. In vitro and in vivo follow-up of titanium transmucosal implants with a zirconia collar. J App Biomater Biomech. 2;143-150,2004.
52. Gehrke P, Degidi, M., Ferlemann, D. Facilitation of full ceramic implant restorations in the esthetic zone. 12th International Friadent Symposium. Salzburg, Austria 2006.
53. Sundh A, Sjogren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copes. Dent Mater.2007.
54. Sollazzo V, Pezzetti F, Scarano A, Piattelli A, Bignozzi CA, Massari L, et al. Zirconium oxide coating improves implant osseointegration in vivo. Dent Mater. 24;357-361,2008.

Yazışma Adresi:

Dr. Nilüfer Çelebi Beriat
Hacettepe Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu, Diş Protezi Programı Sıhhiye, Ankara 06100
nberiat@hacettepe.edu.tr