

Zirkonyumla Güçlendirilmiş Seramikler ve Dental İmplantolojide Kullanımı

Zirconia Ceramics and Their Use In Dental Implantology

Ferhan Eğilmez^a, DDS, PhD, Arzu Zeynep Yıldırım Biçer^a DDS, PhD, Gülfem Ergün^b, DDS, PhD

^a Araştırma Görevlisi, Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi ,Protetik Diş Tedavisi A.D.

^b Doçent, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi A.D.

Özet

Titanyum, dental implantolojide yaygın olarak kullanılan biyomateryaldir. Bununla birlikte, oral ortama korozyon ürünlerinin salınımı ve hastaya özgü aşırı duyarlılık reaksiyonları oluşturması gibi nedenlerle hala tartışmalıdır. Son 20 yılda titanyumun biyoyoumluluğunu, çeşitli yüzey işlemlerini, bakteriyel adezyonunu, neden olabildiği enfeksiyöz hastalıkları değerlendiren pek çok çalışma yapılmıştır.

Son yıllarda dental implantlarda zirkonyumun (Y-TZP) gerek implant materyali, gerek dayanak olarak veya titanyumla birlikte (hibrit, zirkonyum boyunlu titanyum implant) kullanımları ilgi çekmektedir. Bu derlemede zirkonyumun dental implantolojide kullanımı açısından materyal özellikleri, dental uygulamalarda kullanılan farklı tip zirkonyum seramikler ve zirkonyum seramiklerin biyoyoumluluğunu içeren çalışmalar irdelenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Zirkonyum dayanak, zirkonyum implant, dental implantoloji

Summary

Titanium as a biomaterials of use, has been and still largely employed in dental implantology. However, its releasing corrosion products to the oral environment and causing individual hypersensitivity reactions are still controversial. A huge amount of researches involving biocompatibility, several surface treatments, bacterial adhesion or infectious diseases in implantology with titanium has also been engaged in the last 20 years.

Recent years, using zirconia (Y-TZP) as an implant material either abutment or using an alternative use with titanium (hybrid system, titanium screw and zirconia collar) attracts attention in dental implantology. Several investigations about the material properties of zirconia, different types of zirconia ceramics in dental practice and biocompatibility of zirconia ceramics were evaluated in this review.

Key Words: Zirconia abutment, zirconia implant, dental implantology

Giriş

Branemark ve ark.'nın¹ osteointegrasyonu tanımlaması ile kaybedilen dişlerin dental implantlar ile yeniden yerine konulması, oral rehabilitasyon için köklü bir değişimdir. Günümüzde oral kemik içi implant materyali olarak titanyum yaygın olarak kullanılmakla birlikte son yıllarda zirkonyumla güçlendirilmiş seramik materyaller (zirkonyum

seramikler) titanyuma alternatif olarak önerilmektedir.²

Estetik Özellikler Açısından Zirkonyum Seramikler

Modern implantolojinin erken dönem uygulamalarında, temel hedef, doku sağlığı ve implantın yaşam süresiyken son dönemlerde, restorasyonun başarı kriterleri arasında estetik de büyük önem kazanmıştır. Dünya Sağlık Örgütü sağlığı "hastalık ve güçsüzlüğün az olması hali ve bir bütün halinde fiziksel, mental ve sosyal mutluluk" olarak tanımlamıştır. Hastaların, restorasyonlardan fonksiyonel beklentilerinin yanı sıra estetik beklentileri de çok fazladır. İlk osteointegre implantların aksine günümüzde implantlar, üst çene ön bölge ve estetik

Dr.Ferhan EĞİLMEZ
Gazi Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
06510 Emek- ANKARA
Tel: +90 312 203 41 92
Faks: +90 312 223 92 26
E-posta: fegilmez@gazi.edu.tr

olarak hassas diğer bölgelere yerleştirilmektedir. Bu nedenle, son çalışmalar estetik bölgedeki implant uygulanmış tedavi sonuçlarına yoğunlaşmıştır.¹

Dişsiz hastaların estetik görünümleri kemik atrofisine bağlı olarak önemli oranda değişim göstermekte ve rezorbsiyonun devam etmesiyle geri dönüşümü olmayan olumsuzluklar meydana gelmektedir. İmplantlar kemiği stimüle ederek sağlıklı dişlere benzer şekilde kemiğin hacminin ve boyutlarının korunmasını sağlamaktadır. Yüz şekli de, destek kemik dokusunun korunmasına bağlı olarak değişime uğramaktadır. İmplant destekli restorasyonların, yumuşak dokuların basınçlarının dengelendiği ve desteklendiği nötral bölge yerine, estetik, fonksiyon ve fonasyona göre konumlandırılması önerilmektedir.³

İmplant tedavisinde klinik başarı ve iyi bir estetiğin elde edilmesi için çekim bölgesinin yanı sıra yüz ve dişlerdeki simetri, alt-üst dudak pozisyonları, gülme hattı, insizal-oklüzal düzlem oryantasyonu, diş oranları, morfolojileri, aksiyel eğimleri, kontak noktaları, gingival düzlem oryantasyonu, periodontal doku tipi, var olan dişeti çekilmeleri, oklüzyon tipi, fonksiyonel rehberlikler ve interdental-interoklüzal mesafenin yeterliliği değerlendirilmelidir.^{3,4}

İmplant protezlerinin hastaya özgü tasarımının yanı sıra implant materyali ve dayanaklarının biyolojik, fonksiyonel ve estetik gereksinimleri karşılayabilmesi gerekmektedir. Son yıllarda implant destekli sabit restorasyonlarda daha üstün bir estetik görünümün elde edilebilmesi için seramik implant ve dayanakların kullanımı ön plana çıkmıştır.⁵

Metal dayanakların koyu gri renklerinin dişetinden yansıması dezavantaj oluşturmaktadır. Birçok çalışma, implant çevresindeki mukozanın gri renk değişiminin metal dayanaklardan kaynaklandığını göstermiştir.^{6,7,8} Bundan dolayı, titanyum dayanak ve implantlar teknik açıdan stabil olmalarına rağmen, estetik bölgelerde endikasyonları sınırlı kullanım alanına sahiptir.⁷ Diş etinin ince, şeffaf olduğu durumlarda; yüksek gülme çizgisi gösteren olgularda ve estetik gereksinime bağlı olarak tam seramik restorasyonların endike olduğu olgularda seramik dayanakların kullanımı önerilmiştir.²

Materyal Özellikleri Açısından Zirkonyum Seramikler

Titanyumun ağız ortamında uzun süreli kullanımı açısından güvenilir bir materyal olduğunu gösteren çok sayıda çalışmanın yanı sıra titanyum partiküllerinin ve korozyon ürünlerinin salınımı ile ilgili aşırı duyarlılık reaksiyonları gelişebildiğinin bildirildiği çalışmalar da

mevcuttur.² Dental materyallere özgü yumuşak doku cevabı, protez yapımında kullanılan materyal seçiminde önemli bir faktördür. Dental materyallere tutunma eğilimi gösteren mikroorganizmalar, materyallere olan cevabı pekiştirir. Diğer materyallere oranla, seramik materyallere mikroorganizmaların daha az tutunma eğiliminde olduğu çalışmalarda rapor edilmiştir.^{9,10}

Dental Uygulamalarda Kullanılan Farklı Tip Zirkonyum Seramikler

Ortam basıncı altında alaşımınmamış zirkonyumun sıcaklığa bağlı olarak 3 kristalografik form sergilediği kabul edilmektedir.¹¹ Oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar olan sıcaklıklarda monoklinik fazda olan yapı, 1170-2370°C arasında tetragonal, 2370°C'den erime derecesine kadar olan sıcaklıklarda ise kübik faz sergilemektedir.¹² Tetragonal fazdan (*t*) monoklinik (*m*) faza dönüşüm sırasında materyal içerisinde yıkıcı başarısızlığa neden olabilen yaklaşık % 4,5 oranında önemli bir hacimsel artış meydana gelmektedir. Bu dönüşüm geri dönebilir bir durumdur ve soğuma sırasında yaklaşık 950°C civarında olmaktadır.¹¹ CaO, MgO, Y₂O₃ veya CeO₂ gibi stabilize edici oksitlerle saf zirkonyumun alaşımınması, oda sıcaklığında tetragonal yapının retansiyonunu, “*t* → *m*” dönüşümü sırasında meydana gelen stres oluşumunun kontrolünü, çatlak yayılımının etkin bir şekilde durdurulmasını ve yüksek sertliğin elde edilmesini sağlamaktadır.¹³

Zirkonyum içeren birçok seramik sistem mevcut ise de, günümüzde diş hekimliğinde yaygın olarak 3 sistem kullanılmaktadır. Bunlar yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP), magnezyum kısmi stabilize zirkonyum (Mg-PSZ) ve zirkonyumla güçlendirilmiş alümina (ZTA) dır.¹¹

1. Yttrium Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (3Y-TZP)

Biyomedikal alanda kullanılan zirkonyum, sıklıkla stabilize edici element olarak % 3 mol yttria (Y₂O₃) içermektedir.¹⁴ Y³⁺ katyonları ve Z⁴⁺ iyonlarının katyonik alanda rastgele dağılımlarına rağmen oksijenin katılması ile elektriksel nötrallik elde edilmektedir. 3Y-TZP, total kalça protezlerinin femoral baş kısmının yenilenmesi amacıyla 1980'lerin sonlarında üretilmişlerdir. Ancak 2000'li yıllarda meydana gelen ciddi başarısızlıklar sonucu ortopedik cerrahide kullanımları azalmıştır.¹¹

3Y-TZP, diş hekimliğinde kron protezlerinde ve sabit parsiyel protezlerde kullanılmaktadır. Restorasyon, sinterlenmemiş zirkonyum blokların yumuşak olarak işlenmesi ve sonrasında yüksek

sıcaklıkta tam sinterizasyonları veya tam sinterlenmiş blokların sert olarak işlenmesi ile elde edilmektedir.^{11,15} 3Y-TZP'nin mekanik özellikleri büyük ölçüde gren büyüklüğü ile ilişkilidir. Grenlerin büyük olması 3Y-TZP'yi daha az kararlı ve kendiliğinden tetragonal fazdan monoklinik faza ($t \rightarrow m$) dönüşümünün daha elverişli olmasına neden olurken küçük grenler ($<1\mu\text{m}$), dönüşüm oranının daha düşük olmasını sağlamaktadır.¹⁶ Bunun yanı sıra yaklaşık $0,2\mu\text{m}$ 'nin altındaki gren büyüklüklerinde dönüşüm mümkün olmamakta ve kırılma dayanımının azalmasına sebep olmaktadır.¹⁷ Gren büyüklüğünün yanı sıra, sinterleme şartları da restorasyonun kararlılığı ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Yüksek sinterleme sıcaklıkları ve uzun sinterleme süresi daha büyük grenlerin oluşumuna neden olmaktadır. Günümüzde, dental restorasyonlarda kullanılan 3Y-TZP yumuşak olarak işlenmekte ve üretici firmaya göre $1350-1550^\circ\text{C}$ arasında değişen sıcaklıklarda sinterlenmektedir.¹¹ Sinterleme sıcaklığının geniş aralıkta olması, muhtemelen gren boyutu ve sonra 3Y-TZP'nin kararlılık aşamasında etkili olmaktadır.¹⁸

3Y-TZP'nin bir miktar kübik zirkonya içerdiği bildirilmiştir.¹¹ Chevalier ve ark.¹⁸, biyomedikal uygulamalarda 3Y-TZP'nin içerisinde bulunan kübik zirkonyumun istenen bir durum olmadığını ve bunun yttrium stabilize edici iyonlarının eşit olmayan dağılımlarından kaynaklandığını göstermişlerdir. Yttrium içerisindeki kübik grenler artarken tetragonal grenler azalır ve daha az kararlı olur.¹⁸ Bu işlem " $t \rightarrow m$ " sırasında stres indüksiyon dönüşümünü önler ve kumlama ve aşındırma yapılmadıkça, son yüzeyde hemen hemen monoklinik faz yoktur. Birçok üretici, dental uygulamalarda kullanılmak üzere üretilen 3Y-TZP bloklarının, aşındırılması ve kumlanmasını önermemektedir. Ayrıca, tam sinterlenmiş blokların sert olarak işlenmesi ile üretilen restorasyonların belirgin oranda monoklinik faz içerdiği görülmüştür.¹⁹ Bu genellikle yüzeydeki mikro çatlaklar, düşük ısılardaki bozulmaya karşı aşırı hassasiyet ve düşük dayanıklılık ile ilişkilendirilmektedir.¹¹ Zhang ve ark.'nın^{20,21} çalışmalarında, 3Y-TZP'nin uzun dönem performansında keskin çentik (sharp indentation) hasarının etkisi değerlendirilmiş ve 3Y-TZP'nin uzun dönem performansında, döngüsel yüklemeye yapıldığı zaman, kumlamanın ve çok düşük yükler kullanılsa bile keskin çentik hasarının, zarar verici etkiye sahip olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmalar, biyomedikal uygulamalarda kullanılan 3Y-TZP'nin son yüzey şeklinin önemini vurgulamaktadır.

2. Cam İnfiltre Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina (ZTA)

Zirkonyumun stres indükleyen dönüşümünde avantajlı diğer bir yaklaşım, alümina ile kombinasyonudur ve zirkonyum ile güçlendirilmiş alümina oluşur.¹¹ Bu materyaller, son zamanlarda biyoseramikler olarak kabul edilmiştir. Ticari olarak kullanılan dental üründen biri olan In-Ceram® Zirconia® (Vident™), In-Ceram® Alumina® ya % 12 mol seryum ile stabilize edilmiş, hacimce % 33 oranında zirkonyum (12Ce-TZP) eklenerek geliştirilmiştir.²²

In-Ceram® Zirconia® slip casting tekniği ile veya yumuşak olarak makinede işleme yöntemi ile işlenebilmektedir. Başlangıç sinterleme 1100°C de 2 saatte olmakta, cam faz, son ürünün yaklaşık % 23' ünü oluşturmaktadır. Slip-cast tekniğinin bir avantajı, sınırlı büzülme olmasıdır. Bununla birlikte, porozite miktarı sinterlenmiş 3Y-TZP'den daha fazladır ve % 8-11 arasındadır. Bu, kısmen 3Y-TZP'ye oranla In-Ceram® Zirconia®'nın daha düşük mekanik özelliklere sahip olduğunu açıklamaktadır.¹¹ Bununla birlikte, Ce-TZP seramiklerin alümina seramiklerle karşılaştırıldığında, aynı koşullar altında, daha iyi ısı stabilitesine, daha fazla eğilme dayanımına, daha düşük elastisite modülüne ve daha yüksek kırılma sertliğine sahip olduğu, düşük ısılarda bozulmaya karşı 3Y-TZP'ye oranla daha fazla direnç gösterdiği belirtilmektedir.^{2,11} In-Ceram® Zirconia®'nın slip cast tekniğine oranla makinede işlenmesinin daha iyi mekanik özellik gösterdiği düşünülmektedir. Diğer yandan, Guazzato ve ark.²³, In-Ceram® Zirconia®'nın makinede işlenmesine ($476 \pm 50\text{MPa}$) oranla slip-casting ($630 \pm 58\text{MPa}$) tekniği ile daha yüksek bükülme direncine sahip olduğunu, kırılma dirençleri arasında ise anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar, her iki materyalin büyük alumina grenleriyle ($6\mu\text{m}$ uzunluğunda $2\mu\text{m}$ genişliğinde) küçük zirkonyum grenlerinin ($1\mu\text{m}$ den az çapta) kümelendiği benzer mikro yapı sergilediğini, çatlak yapısının ZrO_2 için transgranüler, Al_2O_3 için intragranüler olduğunu bildirmişlerdir. Biyomedikal uygulamalar için yeni geliştirilen ZTA mükemmel mekanik özelliklere sahiptir, alumina matriks içinde zirkonyum grenler uniform dağılmaktadır.^{11,24} Bu dağılım sol-gel işlemi sırasında sağlanmaktadır. Çatlaktaki ilerleme " $t \rightarrow m$ " dönüşümünü tetiklemekte, buna bağlı olarak meydana gelen hacimsel artış, alümina matriks içerisinde mikro çatlakların oluşmasına neden olmakta ve matriksi çevreleyen transforme partiküller sayesinde materyal sertliği daha da artmaktadır.¹¹

3. Kısmi Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

Biyomedikal uygulamalar için, Mg-PSZ üzerinde önemli çalışmalar yapılsa da bu materyal büyük gren boyutundan (30-60 µm) kaynaklanan pöröz bir yapıya sahiptir. Bu durum, materyalin aşınmasına sebep olmaktadır.¹⁴ Mikro yapı, kübik stabilize zirkonya matrisi içinde teragonal yapı sergilemektedir. Materyaldeki kompozisyonda MgO oranı % 8-10 arasındadır. Yüksek sinterleme ısısına (1680-1800°) ek olarak soğuma siklusu tam olarak kontrol edilmelidir.²⁵ Çünkü dönüşebilir t-faz çökmesi bu aşamada meydana gelmekte ve materyalin kırılma dayanıklılığının kontrol edilmesinde kritik bir faktör olan hacimsel artış bu aşamada oluşmaktadır. SiO₂' den yoksun Mg-PSZ' den ön madde oluşturmaktaki güçlüklerden dolayı, magnezyum silikatlar düşük Mg içeren grenler ile şekillenir ve "t→m" dönüşümü olur.¹¹ Bu durum mekanik özelliklerin zayıf olması ve materyalin daha az kararlı yapıda olması ile sonuçlanır. Denzir-M (Dentronic AB) dental uygulamalarda kullanılan Mg-PSZ seramiğe bir örnektir.²⁶

Zirkonyum seramiklerin dental implantolojide kullanım alanı bulmalarının bir nedeni de seramik implantların sinterleme tekniklerindeki gelişmelerdir. Seramik implantlarda uygulanan HIP (hot isostatic postcompaction) işlemi, özel bir sinterleme işlemidir ve Y-TZP' nin özelliklerini geliştirir. Günümüzde HIP yöntemi, kırılma mekaniğinin geliştirilmesinde kullanılır. Materyalin yoğunluğunu arttırmak amacıyla kapalı bir sistemde yüksek sıcaklık ve basınç uygulanması işlemidir. Böylece materyal direncinin yaklaşık % 20 oranında arttığı ifade edilmiştir. HIP, pöröziteyi azaltıp, yoğunluk ve saflığı artırarak restorasyonun ömrünü uzatır, düşük risklerde çatlak büyüme eğilimini azaltır.²⁷

Son günlerde, mikrodalga sinterleme tekniği kullanılarak CaO-ZrO₂ sisteminde zirkonyum seramiklerin stabilizasyonunu geliştirmek amacı ile % 8 mol CaO ilave edilmektedir. Böylece seramiklerin (CaO-PSZ), implantolojide spesifik kullanımları açısından Vickers sertlikleri ve kırılma dirençleri uygun hale getirilmiştir. Diğer PSZ seramikler, özellikle biyouyumluluk için test edilen Mg-PSZ, cesaretlendirici sonuçlar vermiştir. Bununla birlikte, biyomedikal uygulamada Mg-PSZ kullanımı özel ısı donanımı gerektiren ısılarda sinterlenmesi, silikondioksit ve alüminyumun uzaklaştırılmasının olanaksız olması gibi nedenlerle tercih edilmemektedir.¹²

Estetik ve mekanik özelliklerinin yanı sıra zirkonyum seramiklerin dental implantolojide tercih edilmelerinin diğer bir sebebi de bazen hastaların tümüyle metal içermeyen restorasyonlara sahip olma istekleridir.²

İmplant protezlerinin hastaya özgü tasarımının yanında implant materyali ve dayanaklarının biyolojik, fonksiyonel ve estetik gereksinimleri karşılayabilmesi gerekmektedir. Son yıllarda implant destekli sabit restorasyonlarda daha üstün bir estetik görünümün elde edilebilmesi için seramik implant ve dayanakların kullanımı ön plana çıkmıştır.⁵

Seramik Dayanakların Gelişimi

İlk seramik dayanak 'Seramik Kor' 1993 yılında üretilmiştir.^{28,29} Bu dayanak, metal seramik dayanakların makaslama kuvveti direncine ulaşan alümina seramik prototipidir.⁴ Metal dayanaklarla karşılaştırıldığında, bu yeni dayanaklar, düşük korozyon, yüksek biyouyumluluk ve düşük termal iletkenlik gibi özelliklere sahiptir.²⁸ Diğer taraftan, metal seramik dayanaklar ile karşılaştırıldıklarında, seramik korlarla yapılmış restorasyonlar daha dayanıksızdır.³⁰ Bu nedenler, seramik dayanaklar için yeni dizayn ve materyal arayışına yol açmıştır. Alumina bloklar (In Ceram, Vita) kullanılarak seramik dayanaklar üretilmiştir.⁴ Genel olarak iyi bir estetik sonuç için diğer bir yenilik uyumlanabilir CerAdapt (Nobel Biocare) dayanakların gelişimidir. Bu dayanak, yüksek sinterli alüminyum oksitten oluşmaktadır ve önceki dayanaklara göre daha dayanıklıdır.^{31,32} İmplant destekli tek kronlarda ve ön ve premolar bölgesindeki kısa dişsiz boşluklara uygulanacak implantlarda daha iyi estetik sonuç elde edebilmek için seramik dayanaklar kullanılmaktadır.^{2,33,34} İlk dental implant dayanakları metalden üretilmiştir. Titanyum dayanakların kullanımı, implant dayanak ara yüzünde galvanik ve koroziv reaksiyonların oluşumunu önlemekte ve yumuşak doku sağlığını desteklemektedir.³⁵ Bununla birlikte porselenin pişirme derecelerinde titanyumun aşırı oksidasyonu ve titanyum yüzeyindeki oksitlere zayıf bağlantı, titanyum-porselen sistemleri için problem olabilmektedir.³⁶ Metal dayanaklar, genel olarak, başarılı implant destekli restorasyonlar için gerekli hijyen, fonksiyon ve estetiği kısmen yerine getirmektedir. Alüminyum oksit (CeAdapt ve Seramik Estetik Abutment; Nobel Biocare) veya zirkonyum oksit (Estetik Zirkonyum Abutment; Nobel Biocare; ve ZiReal Post; 3i Innovations Inc) gibi seramik implant dayanakların metal dayanaklara göre, gelişmiş estetik,

translusens, yapım kolaylığı, adaptasyon ve biyouyumluluk gibi avantajlara sahiptir.³²

Seramik dayanaklar, metal dayanaklara göre daha estetik ve mukozada daha az renk değişimine sebep olmaktadır.^{6,37} Bunun yanı sıra, titanyuma oranla zirkonyum gibi seramik dayanaklarda daha az bakteri adezyonu gözlenmiştir.³⁸

Seramik dayanaklar titanyum dayanakların aksine supragingival kron marjin sonlanması yapılabilir. Böylece kron kenarlarının adaptasyonunun kontrolü sağlanabildiği gibi kronun simantasyonu ve siman artıklarının temizlenmesi kolaylaşacaktır.⁵ Geleneksel metal destekli seramik restorasyonlar ile karşılaştırıldığında seramik dayanaklar, periodonsiumla daha uyumludur ve oral hijyenin ideal olmadığı vakalarda bile doku sağlığını desteklemektedir. Ayrıca alumina ve zirkonyum seramiklerin yumuşak doku ile birleşmesi titanyum ile benzerdir.^{9,34}

Alüminyum oksit ve yttrium stabilize zirkonyum oksit ile doğal dişlerin renk uyumunun ve implant ile tam marjinal adaptasyonun sağlandığı, zirkonyum oksitin alüminyum oksite göre üç kat daha fazla esnek, iki kat daha dayanıklı, Young modülünün iki kat daha az olduğu bildirilmiştir. Zirkonyum oksit, alüminyum oksite oranla daha radyopaktır. Dolayısıyla alüminyum oksit bazlı seramik dayanaklar daha estetik görüntü vermektedirler.⁴⁰

Seramik dayanakların dezavantajı ise kırılma yapıları nedeniyle gerilme kuvvetlerine karşı dirençsiz olmalarıdır. Materyaldeki mikro-yapısal defektler, gerilme kuvvetleri ile çatlaklara neden olabilmektedir.⁶ Bunun yanında zirkonyum oksit opak özelliği nedeniyle dişeti altı ve dişeti üstü preparasyonlarda yansıma yapmaktadır. Dayanıklı malzeme özelliği zirkonyum oksitin işlenmesini zorlaştırmaktadır.^{33,40}

Seramik dayanakların kırılma dayanımları ile ilgili bir çalışmada, metal dayanaklar kadar yüksek kırılma dirençlerine sahip olmadıklarından sadece ön bölgede ve tek diş restorasyonlarında kullanılmaları önerilmektedir.⁵

Aşırı overbite, brüksizm veya yabancı cisim ısırma gibi alışkanlıkları olan bireylerde seramik dayanakların kullanımı önerilmemektedir. Hastanın kapanışı nedeniyle dayanak yüksekliğinin 7 mm den, aksiyel kalınlığının ise 0,7 mm den az olduğu durumlarda ve implantın cerrahi olarak yanlış yerleştirilmesine bağlı olarak dayanağın 30° den fazla açılması gerektiği olgularda ve posterior bölgede seramik dayanakların kullanılması uygun değildir.^{5,9}

Metal dayanaklarda dayanağın kendisinden daha çok tutucu vidanın kırılması izlenebilirken seramik dayanaklarda ise dayanağın kendisinde kırılma gözlenmektedir. Seramik dayanakların kırılmaları durumunda ise tamirleri mümkün değildir. İmplant destekli seramik dayanakların üzerine yapılan tüm seramik restorasyonların adeziv siman ile yapıştırılması önerilmektedir. Simantasyon işleminin doğru bir şekilde yapılması restorasyonun uzun dönem başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Seramik dayanağın kırılması durumunda adeziv simantasyon nedeniyle tüm seramik restorasyonun da tekrar yapılması gerekmektedir.⁵

Seramik İmplantların Gelişimi

Ağız içi implantlar, birçok hastanın yaşam kalitesini arttırmaktadır.²⁷ Pek çok farklı formda, materyal kullanılarak ve farklı yüzey özelliklerine sahip dental implantlar piyasada bulunmakla birlikte bugün kemik içi silindirik vida yüzeyli ticari saf titanyum implantlar altın standart olarak görülmektedir. Günümüzde seramik ağız içi implantların, üretiminde sıklıkla kullanılan materyal, küçük oranlarda alümina ilave edilmiş veya edilmemiş yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP, zirkonyum) dir.⁴

Seramik implantları (CBS: the Crystalline Bone Screw) ilk bildiren kişi Sandhaus' tur. Ortalama 5 yıllık periyotta Crystalline Bone Screw sadece % 25 başarı göstermiştir. 1987'de Sandhaus, Cerasand (Incermed, Lausanne, İsviçre) seramik implantı üretmiştir, ancak bu sistem ile ilgili uzun dönem klinik veri bulunmamaktadır. 1976'da, Schulte ve Heimke, anterior bölgeye implant uygulanmasında kullanılan alüminyum oksit Tübingen implantı (Frialit I; Friadent) tanıtmıştır. Bu implantın klinik raporlarının yanı sıra, uzun dönem bilimsel verileri mevcuttur.⁴

Alümina, düşük kırılma direncinden dolayı, kırılmaya yatkın olarak bilinmekte ve bu sebepten maksiler posterior bölgede implant kaybının olduğu vakalar bulunmaktadır.⁴² Bu yüzden oral implant olarak alümina yerine geçecek seramik materyali arayışı başlamıştır. 1990'lardan günümüze diş hekimliğinde kullanılan seramik materyali zirkonyumdur.^{4,27}

1970'lerde Amerika ve Almanya'da seramik implantlar ilk kez medikal eklem olarak uygulanmış, dental endosseous implantasyon için, Al₂O₃ yapısındaki Tübingen implant 1974'te tanıtılmıştır. Biyouyumlu bir materyal olmasına rağmen kırılma insidansının yüksek olması, titanyumun bu materyalin yerini almasına neden olmuştur.⁴³ Bu materyal, düşük korozyon

potansiyeli, düşük termal iletkenlik, yüksek bükülme direnci (900-1200 Mpa), dayanıklılık (1200 Vickers) ve Weibull modülü (10-12) gibi iyi kimyasal ve fiziksel özellik göstermektedir.^{43,44}

Zirkonyum İmplantların Biyouyumluluğu

Zirkonyumun, spesifik kristalin yapısı nedeniyle, mekanik streslerle oluşan çatlaklar, implant kırıklarına yol açmaz. Yüksek kimyasal dirence ek olarak, titanyum implantlara oranla zirkonyum implantlara bakteri tutulumu daha düşüktür.^{43,45}

Zirkonyum ilk kez oral implant kaplama materyali olarak hayvan çalışmalarında kullanılmıştır. 1975'te Cranin ve ark.⁴⁶ köpeklerde zirkonyum kaplı Vitallium implant kullandığı çalışmada, zirkonyum kaplı 9 implantın 5 tanesinin konnektif doku ile çevrelendiğini ve sonuçların memnun edici olmadığını gözlemişlerdir. Zirkonyum ve titanyum implantların histolojik yüzey analizinde, Albrektsson ve ark.⁴⁷ titanyum implantlarda, 20-40 nm kalınlığında olan proteoglikan tabakasını, zirkonyum kaplı implantlarda, 30-50 nm kalınlığında saptamışlardır ve kollagen fibriller, titanyum ile karşılaştırıldığında daha fazla bulmuşlardır. Bu erken dönem iki çalışma ile implant materyali olarak zirkonyumun, titanyuma yeterli bir üstünlüğünün olmadığı sonucunu vurgulamışlardır.⁴

1990'ların başında yapılan çeşitli köpek çalışmalarında alümina, zirkonyum ve paslanmaz çeliğin biyouyumluluğu karşılaştırılmış ve birkaç deneyde, farklı materyallerin kemiğe affinitesinin farklı olmadığı gösterilmiştir. Bununla birlikte, araştırmacılar kemik ve implant arasında ince fibröz membran bulunduğunu bildirmişlerdir.^{48,49}

Akagawa ve ark.⁵⁰ köpeklerde yaptıkları bir çalışmada, implant yerleştirilmesinden bir hafta sonra yüklenen ve yüklenmeyen zirkonyum implantları üç ay sonra histolojik açıdan değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda, araştırmacılar implantların mobil olmadığını ve deney süresince kırık meydana gelmediğini bildirmişlerdir. İmplantla direkt kemik birleşmesi iki grup için de değerlendirilmiş ve bir hafta sonra, yüklenen grupta yüklenmeyen gruba göre daha fazla marjinal kemik kaybı olduğu gösterilmiştir. Çalışmada titanyum kontrol grubu ile karşılaştırılma yapılmamıştır.

Günümüzde klinik olarak rutin olarak kullanılmaları da, zirkonyum implantlara karşı artan bir ilgi vardır. Son yapılan araştırmaların sonuçları incelendiğinde zirkonyumun kemikle olan integrasyonu daha uyumlu hale gelmiş ve titanyumdan farklı olmadığı saptanmıştır.^{42,51}

Zirkonyumun, toksik potansiyeli *in vitro* olarak fibroblast, lenfosit, monosit, makrofaj ve osteoblastlar gibi farklı hücre dizileri ile değerlendirilmiştir. Zirkonyum tozlarının (ZrO_2/Y_2O_3) fibroblast hücre dizilerinde toksik etki yapmadığı gösterilmiştir. Lenfosit, monosit ve makrofajlar üzerinde yapılan biyouyumluluk testlerinde Ca-PSZ tozları ve alüminanın, titanyum oksite oranla daha az toksik olduğu bulunmuştur.¹² Diğer taraftan, Mebouta-Nkamgeu ve ark.⁵², alümina ve zirkonyum tozlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, zirkonyum ile karşılaştırıldığında alümina partiküllerinin insan monositlerini makrofajlara dönüştürmede yüksek sitotoksikite gösterdiğini rapor etmişlerdir. Ayrıca zirkonyumun osteoblastlar üzerine sitotoksik etki gösterdiği bildirilmiştir.⁵² Ca-PSZ ve Y-PSZ farelerde peritoneal enjeksiyon sonucunda herhangi lokal ve sistemik etki göstermemiştir. Sert dokularda biyouyumluluğu değerlendiren araştırmacılar, maymun femuruna %6 Y_2O_3 içeren stabilize zirkonyum yerleştirmişlerdir. Herhangi bir yan etki görülmezken, belirgin şekilde içeri büyüme görüldüğü ifade edilmiştir.¹²

İmplantlar çevresindeki mikroflora doğal dişler ile benzerdir ve periodontitis ile ilişkili mikrobiyal patojenler (*Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*) implant kaybına sebep olabilir.⁵³ Titanyum üzerine bakteri tutulumu ve kolonizasyonu *in vivo* ve *in vitro* olarak değerlendirilmiştir. Titanyum implantlara bakteri tutulumu ve kolonizasyon derecesi yüzey pürüzlülüğü ile ilişkilidir. Yüzey düzensizliği plak akümülyasyonunu kolaylaştırmaktadır.¹² Rimandini ve ark.⁵⁴ titanyum ve zirkonyum üzerine bakteri tutulumunu değerlendirdikleri çalışmalarında, titanyuma oranla zirkonyumun üzerine erken dönem bakteri kolonizasyonunun daha az olduğunu göstermişlerdir. Scarano ve ark.⁵⁵ yaptıkları diğer çalışmada benzer bir şekilde zirkonyum üzerine erken dönem bakteri tutulumu ve kolonizasyonun titanyuma oranla belirgin derecede daha az olduğu bildirilmiştir.

Zirkonyum implantların pürüzlendirilmesinde, asitle dağlamanın zirkonyumda bir etkisi olmaması sebebiyle sadece air abrazyon yapılmaktadır.⁴ Bununla birlikte, sulu zirkonyum tozu ile zirkonyum implantları ve gözenekleri kaplanmış ve sinterleme esnasında gözenekler pişirilmiştir ve pöröz yapı elde edilmiştir.¹² Zirkonyumun yüzey koşullandırılmasına ilişkin iki yeni teknik geliştirilmiştir. Plazma sprey tekniğinde iyonlar, elektronlar ve nötral parçacıklar içeren ve iyonize bir gaz olan plazma atomlar, vakum altında yüzeye

uygulanır. Bu yöntem ile kovalent bağlar sayesinde bağlanma kuvveti artırılabilir. Diğer teknikte ise, seramiğin iç yüzüne porselen incileri yerleştirilerek bağlanmanın artırılacağı savunulmaktadır.⁵⁵

Günümüzde Scotti ve ark.nın⁴², glazeli ve polisajlı Y-TZP nin erken dönem dental plak formasyonunu değerlendirdikleri çalışmalarında 2 grup arasında fark bulunmamıştır. Bununla birlikte, yüzeydeki düzensizlikten dolayı glazeli yüzeylerde daha fazla plak biriktiği ifade edilmiştir.

Zirkonum seramikler, yüksek dayanıklılığına rağmen eskimeye (yaşlanmaya) eğilimlidir. Eskimenin, zirkonyumun mekanik özellikleri üzerinde zararlı etkileri bulunmasına karşın, direnç değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir ölçüde olduğu bildirilmiştir. Kendiliğinden veya yavaş bir şekilde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm, düşük ısı bozulması olarak adlandırılmakta ve seramikte değişikliklere yol açarak dayanıklılığını azaltabilmektedir. Bozulma; sıcaklık, buhar, stres, partikül boyutu, materyalin mikro ve makro çatlakları, stabilize edici oksitlerin konsantrasyonu, üretim ve veneer tekniklerinden etkilenmektedir. Bunun önlenmesi için, farklı stabilize edici oksitler, uygulanan fabrikasyon tekniklerinin ve protokollerinin değiştirilmesi gerekmektedir.⁵⁶

Sonuç

2004 yılından itibaren zirkonyum implantlar piyasada yer almaktadır. Yapılacak uzun dönem klinik çalışmalar sayesinde bu sistemlerin kullanımına ilişkin daha net bilgiler elde edileceği, şimdiye kadar elde edilen veriler ışığında zirkonyumun gerek implant materyali, gerek dayanak olarak veya titanyum ile hibrit kullanımının dental implantolojide umut vaat edici olduğu düşünülmektedir

In vitro ve *in vivo* çalışmalarda zirkonyumun farklı mikro yapıya sahip olduğu ve kemik yapımını uyarıcı özellik taşıdığı gösterilmiştir. Zirkonyum yüzeyine yapılan pek çok fiziksel ve kimyasal işlemin biyolojik doku ilişkisinde rol oynadığı belirtilmiştir. Zirkonyumun doğal diş görünümünü taklit edebilme özelliğinden dolayı estetik beklentilere de cevap verebildiği vurgulanmıştır. Dokuyla son derece uyumlu olan zirkonyum, yüksek dirence sahip bir porselendir ve bu özelliklerinden dolayı günümüzde posterior bölge restorasyonlarında gerek tek kron, gerekse 3-4 üniteli sabit bölümlü protez uygulamalarında kullanılmaktadır. Zirkonya, yüksek dayanıklılığına rağmen eskimeye (zayıflamaya) eğilimlidir. Eskimenin, aşındırma ve

yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır. Alt yapıların eskimesi ile uzun dönem yüklemeleri arasındaki ilişki düşündürücüdür. Görünümleri oldukça opaktır. Günümüzde kullanılan zirkonyum seramik sistemlerinin birbirinden farklı üretim ve uygulama biçimleri vardır. Bu malzemelerin başarılı bir şekilde klinik kullanımı, hekim becerisi, üretim tekniği, simantasyon ve bonding işlemleriyle yakından ilişkilidir. Uygun endikasyon, doğru klinik ve teknik uygulamalar klinik başarıyı arttıracaktır.

Özetle, dental uygulamalar için zirkonyum seramiklerin yüksek dayanıklılıkları faydalı görünse bile uzun dönem başarı ve güvenilirlikleri dikkatle değerlendirilmelidir.

Kaynaklar

1. Al-Sabbagh M. Implants in the esthetic zone. Dent Clin North Am 2006; 50: 391-407.
2. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. Clin Oral Implants Res. 2009; 4: 32-47.
3. Carl E. Mish. Dental Implant Prosthetics. 2005; Mosby, 15.
4. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. Periodontology 2000. 2008; 47: 224-243.
5. Firidinoğlu K, Toksavul S, Toma M. İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutmant kullanımı. EÜ Diş Hek Fak Derg 2007; 28: 145-150.
6. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. Clin Oral Impl Res 2009; 20: 4-31.
7. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hammerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. Intern J Periodontics Restorative Dent 2008; 28: 357-366.
8. Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part i. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. Clin Oral Impl Res 2007; 18: 569-574.
9. Boundrias P, Shoghiikian E, Morin E, Hutnik P. Esthetic option for the implant-supported single-tooth

- restoration-treatment sequence with a ceramic abutment *J Can Dent Assoc* 2001; 9: 508-14.
10. Derand P, Derand T. Bond Strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 131-135.
 11. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008; 24: 299-307.
 12. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomedical Mater Res Part B: Appl. Biomater.* 2009; 88: 519-29.
 13. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia, *Biomaterials* 2006; 27: 2186–2192.
 14. Piconi C, Macauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial, *Biomaterials.* 1999; 20: 1–25.
 15. Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Autom* 2003; 23: 382-90.
 16. Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *J Am Ceram Soc* 1982; 65: 642-50.
 17. Cottom BA, Mayo MJ. Fracture toughness of nanocrystalline ZrO₂ -3 mol Y₂O₃ determined by Vickers indentation. *Scripta Mater* 1996; 34:809-14.
 18. Chevalier S, Deville E, Münch R, Jullian and F. Lair. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis, *Biomaterials* 2004; 25: 5539–5545.
 19. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics, *Dent Mater* 2004; 20: 449–456.
 20. Zhang Y, Lawn B. Fatigue sensitivity of Y-TZP to microscale sharp-contact flaws, *J Biomed Mater Res: Appl Biomater* 2005; 72B: 388–392.
 21. Zhang Y, Lawn B, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics, *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater* 2004; 71B: 381–386.
 22. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic, *Biomaterials* 2004;25: 2153–2160.
 23. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic, *Dent Mater* 2005; 21: 454–463.
 24. Fantozzi G, Chevalier J, Guilhot B. Processing microstructure and thermomechanical behavior of ceramics. *Adv Eng Mater* 2001; 3: 563-9.
 25. Gren D, Hannink R, Swain M. Transformation toughening of ceramics. Boca Raton, FL: CRC Pres; 1988.
 26. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering, *Dent Mater* 2006; 22: 778–784.
 27. Cales B, Stefani Y, Lilley E. Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *J Biomed Mater Res* 1994; 28: 619-624.
 28. Pespino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent* 1993; 5: 29-36.
 29. Pespino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. *J Esthet Dent* 1993; 5: 63-8.
 30. Andersson B, Schaerer P, Simion M, Bergstrom C. Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 318-324.
 31. Lewis S, Beumer J 3rd, Hamburg W, Moy P. The ‘UCLA’ abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3: 183-9.
 32. Sadeq A, Cai Z, Woody RD, Miller AW. Effect of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium, *J Prosthet Dent* 2003; 8: 255-62.
 33. Yıldırım M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments a new era in achieving optimal esthetic in implant dentistry *Int. J Periodontics Rest Dent* 2000; 20: 81-91
 34. Malkoç MA, Sevimay M. Protetik Diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *SÜ Diş Hek Fak Derg* 2009; 18; 208-216.
 35. Scarano A, Piatelli M, Caputi S, Favero GA, Patelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004; 75: 292-296.
 36. Schneider R. Implant Replacement of the Maxillary Central incisor utilizing a modified ceramic abutment (Thommen SPI ART) and ceramic restoration. *J Esthet Restor Dent* 2008; 20: 21-28.
 37. Bindl A, Mohrmann WM. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112: 197-204.
 38. Chang PP, Henegbarth EA, Lang LA. Maxillary zirconia implant fixed partial dentures opposing an acrylic resin implant fixed complete denture: a two year clinical report. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 321-30.

39. Koçak A, Türker ŞB. Diş hekimliğinde zirkonyum. Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Derg. 2006; 16; 1; 41-45.
40. Fartash B, Arvidson K. Long-term evaluation of single crystal sapphire implants as abutments in fixed prosthodontics. Clin Oral Impl Res 1997; 8: 58-67.
41. Tan PL, Dunne JT Jr. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. J Prosthet Dent 2004; 91: 215-218.
42. Scotti R, Kantorski KZ, Monaco C, Valandro LF, Ciocca L, Bottino MA. SEM evaluation of in situ early bacterial colonization on a Y-TZP ceramic: a pilot study. Int J Prosthodont 2007; 20: 419-422.
43. Koch FP, Weng D, Krämer S, Biesterfeld S, Jahn-Eimermacher A, Wagner W. Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. Clin. Oral Impl. Res. 2010; 21: 350-356
44. Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. Clin Oral Impl Res 2006; 17: 565-571.
45. Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piatelli A. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. J Oral Impl 2003; 29: 8-12.
46. Cranin AN, Schnitman PA, Rabkin SM, Onesto EJ. Alumina and zirconia coated vitallium oral endosteal implants in beagles. J Biomed Mater Res 1975; 9: 257-262.
47. Albrektsson T, Hansson HA, Ivarsson B. Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. Biomaterials 1985; 6: 97-101.
48. Hayashi K, Inadome T, Tsumura H, Mashima T, Sugioka Y. Bone-implant interface mechanics of in vivo bio-inert ceramics. Biomaterials 1993; 14: 1173-1179.
49. Hayashi K, Matsuguchi N, Uenoyama K, Sugioka Y. Reevaluation of the biocompatibility of bioinert ceramics in vivo. Biomaterials 1992; 13: 195-200.
50. 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.
51. Schultze-Mosgau S, Schliephake H, Radespiel-Troger M, Neukam FW. Osseointegration of endodontic endosseous cones: zirconium oxide vs titanium. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000; 89: 91-98.
52. Mebouta-Nkamgeu E, Adnet JJ, Bernard J, Zierold K, Kilian L, Jallot E, Benhayoune H, Bonhomme P. In vitro effects of zirconia and alumina particles on human blood monocyte-derived macrophages: X-ray microanalysis and flow cytometric studies. J Biomed Mater Res 2000; 52: 587-594.
53. Ong ES, Newman HN, Wilson M, Bulman JS. The occurrence of periodontitis-related microorganisms in relation to titanium implants. J Periodontol 1992; 63; 200-205.
54. Rimondini L, Cerroni L, Carrasi A, Toricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An in vitro and in vivo study. Int J Oral Maxillofac Implants 2002; 17: 793-7.
55. Paolo FM, Pierfrancesco RI, luca R. An overview of zirconia cermics; 'Basic properties and clinical applications. J Dent 2007; 35: 819-26.
56. Nağaç ÇI, Ergün G. Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. GÜ Diş Hek Fak Derg. 2008; 25: 51-60.