



MONOLİTİK ZİRKONYUM RESTORASYONLAR

MONOLITHIC ZIRCONIUM RESTORATIONS

Dr. Hamza ULU*

Prof. Dr. Funda BAYINDIR**

Makale Kodu/Article code: 2478

Makale Gönderilme tarihi: 01.12.2015

Kabul Tarihi: 15.12.2015

ÖZ

Zirkonyum, diş hekimliği uygulamalarında tek diş restorasyonlardan çok üyeli restorasyonlara kadar yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Zirkonyum yüksek mekanik dayanıklılık, kabul edilebilir estetik ve uygun biyo-uyumluluğa sahip bir malzemedir. Ancak zirkonyum alt yapı ile beraber tabakalama ile elde edilen üst yapı porseleninde oluşan kohesiv kopma ve kırılma sorunu en büyük dezavantajdır. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla CAD/CAM teknolojileriyle beraber kullanılan monolitik zirkonyum malzemeler geliştirilmiştir. Monolitik zirkonyum restorasyonlar yüksek mekanik özellikleri, antagonist dişte düşük aşınma ve yüksek estetik özelliklerinden dolayı ilgi odağı haline gelmiştir. Ayrıca yetersiz interdental mesafe varlığında da implant üstü monolitik zirkonyum restorasyon kullanılması yaygınlaşmaktadır. Bu çalışma son yıllarda geniş kullanım alanı bulan monolitik zirkonyumlar hakkında bir literatür derlemesidir.

Anahtar Kelimeler: Monolitik, Zirkonyum, CAD CAM,

ABSTRACT

In dental applications, zirconium has been widely used from single unit to multi-unit restorations. Zirconia has high mechanical toughness, acceptable esthetic properties, and desirable biocompatibility. However the most important disadvantages is with layered zirconia, issues primarily related to chipping of the veneering porcelain. With the goal to eliminating the risk of veneer chipping or fracture, full anatomical monolithic zirconia materials were improved with CAD/CAM technology. Recently, complete zirconia monolithic restorations have gained attention because of their good mechanical properties; low wear of the enamel antagonist, and esthetic properties. In addition, the use of monolithic zirconia crowns in implant prostheses is increasing, especially when the interdental space is insufficient. This article presents a review of the literature about monolithic zirconia materials that has been widely used recently.

Key words: Monolithic, zirconium, CAD CAM

GİRİŞ

Zirkonyum kimyasal bir element olup, sembolü 'Zr' dir. Arapça 'altın renginde' anlamına gelen 'zargon' kelimesinden oluşmaktadır. 'Zargon' kelimesi ise Farsça bir kelime olan 'Zar' (altın) ve 'Gun' (renk) kelimele-
rinin birleşmesinden oluşur. Oda koşullarında gümüş-
şümsü beyaz renkli bir katıdır. Hekzagonal kristal bir yapı göstermektedir. Periyodik cetvelin 5. Periyodu'nda 4b grubunda yer alan bir geçiş elementidir. Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91.22 g/mol, değerleri +2, +3 veya +4'tür.¹

Zirkonya doğada saf halde bulunmaz. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen

mineralleri, zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)' dir.² Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon'dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonya ve baddeleyit' tir.

Zirkonyum sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dayanıklıdır.³ Zirkonyum metalinin saflığı, mekanik özelliklerini artırmaktadır. Zirkonyum reaktif bir metal olduğu için, hava veya solüsyon ile temas ettiğinde yüzeyinde hemen oksit tabakası oluşur. Oluşan oksit tabaka zirkonyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlar. Zirkonyumun diğer seramiklere göre fiziksel özellikleri üstündür.⁴

* Uzman Diş Hekimi, Gebze, Kocaeli

** Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD



Yapılan in vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanıklılığı ise 7-10 MPa olarak bulunmuştur. Yüksek direnç ve kırılma dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri, tetragonal-monoklinik faz transformasyonuna bağlıdır.¹

Zirkonyumun Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

1. Stabilize edici oksidin miktarı
2. Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
3. Sıcaklık
4. Nem
5. Zaman⁵

Stabilize Edici Oksidin Miktarı: Stabilizatör oksitin gren büyüklüğünün ve oranının artması faz değişimini hızlandıran bir faktördür. ZrO₂'nin mekanik özelliklerini arttırmak amacı ile yapıya düşük oranda CaO, MgO, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilmeli ve bu oksitlerin ZrO₂ içinde homojen olarak dağılımı sağlanmalıdır. Yapılan çalışmalar sonucunda en iyi mekanik özelliklerin, yapının içerisinde % 2 oranında Y₂O₃ ilave edilmesi ile elde edildiği belirlenmiştir. Yttriyum oksit oranının artırılması durumunda; tetragonal fazın oranı azalır, gren boyutu artar ve bunun sonucunda yapının stabilitesi bozulur. Aynı zamanda yttrium oksit oranının artırılması sinterlenme ısısını düşürür. Sinterlemenin düşük ısıda yapılması ise yapı içindeki porozite miktarını artırarak kırılma dayanıklılığında azalmaya neden olur (Şekil 2.3).^{1, 6}

Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli:

Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli de mekanik özellikleri etkilemektedir. İdeal kırılma dayanıklılığı için, materyalin partikül boyutunun 0,3 µm olması gerektiği bildirilmiştir. Yapı içerisindeki partikül içeriğinin artması sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özelliklerini azaltmaktadır. Stabilizatör miktarının %1 oranında artırılması, yani % 3 Y₂O₃ ilave edilmesi, partikül boyutunun 1 µm'a ulaşmasına ve malzemenin mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olur.⁷ Partikül boyutunun artması durumunda ise, spontan olarak T-M faz değişimi meydana gelir. Bu değişim; yapının içindeki partikül dağılımının ince taneli ve homojen olmasıyla önlenebilir.¹ Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde edebilmek ve faz değişim sertleşmesi mekanizmasını aktive edebilmek için %2 oranında Y₂O₃ ilave edilmesi ve 0,3 µm gren boyutu idealdir.⁸

Eşit partikül miktarına sahip iki materyalin kırılma ve bükülmeye dayanıklılığı, poroziteye bağlı

olarak değişiklik göstermektedir. Porozite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zayıflamaktadır. Porozite miktarı, yapı içindeki çatlakların ilerleyişini de değiştirmektedir.⁹ Eğer materyal fazla miktarda poroziteye sahipse, çatlak ilerleyişini küçük grenler arasındaki boşluklardan yani intergranuler şekilde olacaktır. İntergranuler çatlak ilerleyişini, malzemenin mekanik direncinin yetersiz olduğu durumlarda görülmektedir.¹⁰

Sıcaklık: Sıcaklık artışı Y-TZP' nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Bunun nedeni, tetragonal fazdan monoklinik faza spontan geçiş olması ve malzemenin yarı-stabil özelliğini kaybetmesidir. Bu faz değişiminin ortaya çıkması için 200-300°C'lik kritik bir ısı aralığı gerekmektedir. Malzemenin 100-400°C'de uzun süre tutulması sonucu ortaya çıkan faz değişimine 'low-temperature degradation' (LTD; düşük ısıda bozunma) denir.¹¹ Ortamda nemin de var olması durumunda faz değişim miktarı artacak ve materyalin yarı stabil özelliğini kaybetmesinden dolayı mekanik özellikleri bozulacaktır.^{1, 7}

Nem: Nemin tek başına sinterlenmiş zirkonyanın mekanik direncini etkileyen bir faktör olmadığı, ancak yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiği zaman faz değişim hızının arttığı bildirilmiştir. Nemin düşük ısıda bozunma olayına etkisinin, birçok araştırmacı tarafından net bir şekilde açıklanamamasına karşın, yapılan bir çalışmada, zirkonya yüzeyindeki ZrO₂ tarafından suyun absorbe edilmesine bağlı olarak yüzeyde enerji biriktiği ve spontan T-M faz değişiminin olduğu bildirilmiştir.⁷

Zaman: Geleneksel porselenlerde görülen yorgunluk olayı, zirkonyanın yapısal farklılığı nedeniyle Y-TZP içeren seramiklerde görülmemektedir. Ancak Y-TZP içeren seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen ve tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla kendini gösteren bir yaşlanma olayı söz konusudur. Yaşlanma olayı sonucunda materyalin, yarı stabil özelliğini kaybetmesine bağlı olarak mekanik özellikleri bozulur.¹²

Yaşlanma olayı ile ilgili olarak aşağıdakiler söylenebilir;

1. T-M faz dönüşümü materyalin yüzeyinde başlayıp gövdenin içine doğru devam eder,
2. Yaşlandırma sonucunda materyalin yapısı, yoğunluğu ve direnci değişmektedir,
3. T-M faz dönüşümü buharın veya suyun içinde gelişir,
4. En kritik sıcaklık 200°C–300°C arasındadır,



5. Stabilize edici oksitin konsantrasyonunun artması veya tane boyutunun azalması transformasyon oranını düşürür,

6. Mekanik özelliklerdeki bozulma, materyaldeki mikro ve makro çatlaklarla ve T-M faz geçişiyle birlikte meydana gelir.¹¹

Zirkonya Seramiklerin Üretimi

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya blokların aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına karşın, bloğun elde ediliş şekline bağlı olarak direnç ve ışık geçirgenliği açısından farklılıklar bulunmaktadır.¹³

Üretim şekline göre yttrium içeren zirkonya bloklar; Green Stage Zirkonya, Pre-sinterize Zirkonya ve Sinterize Zirkonya olmak üzere üçe ayrılmaktadır.^{3, 13}

Green Stage Zirkonya Blok

Seramik tozlarının özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan preslenmesi ile hazırlanan bu bloklar tebeşir kadar yumuşak ve en kolay işlenebilen bloklardır. Kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle şekillendirilirler. Sinterleme esnasında oluşabilecek büzülme için kompanse etmek için normal boyutlarından %20-25 daha büyük hazırlanırlar. Sinterleme işleminden sonra sinterlenmemiş poröz zirkonya, yaklaşık %20-30 oranında bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir.^{3, 13, 14}

Pre-Sinterize Zirkonya Blok

Pre-sinterize zirkonya bloklar, green zirkonyanın, 500°C'de yaklaşık olarak 30 dakika fırınlanması ile elde edilir. Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak elmas ve karpit frezler ile su soğutmalı ortamda 'green machining' olarak adlandırılan 'ham şekillendirme' işlemine tabi tutulur. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapılar, basınçsız olarak 1350°C-1500°C arasında sinterlenir. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonya yaklaşık %20-30 oranında bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir.¹

Sinterize Zirkonya Blok

Sinterlenmesi tamamlanmış bloklardır ve doğrudan aşındırma işlemine tabi tutulurlar. Sinterize zirkonya bloklar elde edilirken öncelikle materyal, yaklaşık olarak 1300°C de sinterlenir. Daha sonra partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla, isostatik ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak), 1000 bardan daha yüksek bir basınç altında 1400-1500°C'lik bir ısı ile ısıtılır. Ardından beyazlaşmaya kadar açık havada ısıtma işlemine devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca

maruz kalarak gri-siyah bir renk alan Y-TZP'nin oksitlenerek beyaz bir renk alması için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekmektedir. Bu materyalin, green stage bloklara göre daha geçirgen ve yoğun bir yapıya sahip olması ve direncinin %20 oranında yüksek olması gibi avantajları bulunmasına karşın, şekillendirme sırasında daha fazla zaman harcanması ve kullanılan elmas frezlerin aşınması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu bloklardan hazırlanan restorasyonlar direkt olarak gerçek boyutunda şekillendirilirler.¹

Zirkonyum metali sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir.³ Zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası havaya, neme ve asitlere karşı inaktif olmasını sağlar, böylece normal koşullar altında su, hava veya alkali çözeltiler ile reaksiyona girmez.¹⁵

Zirkonya biyouyumluluğu yüksek olan bir materyaldir.¹⁶ Yapılan çalışmalarda, zirkonya ile ilgili herhangi bir lokal ya da sistemik yan etki görülmemiştir.¹⁷ Ayrıca düşük termal iletkenlikleri sebebiyle, oluşabilecek pulpa irritasyonu riskini azaltırlar.¹⁸

Opak beyaz renkte oldukları için feldspatik porselenlerle veneere edilerek, alt yapı materyali olarak kullanılmıştır.¹⁹ Bu kuronlarda karşılaştığımız en büyük problem ve kısa ömürlü olma sebepleri, özellikle veneer porselende meydana gelen kohesiv kırılmalardır.²⁰ Bunun için CAD/CAM sistemlerle üretilen, veneer porselene ihtiyaç duyulmayan, yalnızca tek bir materyalden üretilen monolitik kuronlar geliştirilmiştir. Son zamanlarda, üstün mekanik özelliklerinden dolayı monolitik zirkonyumun (MZ) klinik endikasyon sahası gittikçe genişlemiştir.²¹

Monolitik terimi Yunanca'daki "mono: tek" ve "lithos: taş" kelimelerinden gelmektedir. Malzemelerin baştanbaşa düzenli bir özelliğe sahip olduğu anlamına gelir. Monolitik malzemeler mikro yapı olarak iki veya daha çok fazlıdır. Yine de sabit özelliklere sahiptirler.²²

Zirkonyum seramikler üretildikten sonra diş hekimliğinde uzun süre ve geniş çapta kullanım alanı bulmuştur. Opak beyaz renkte oldukları için feldspatik porselenlerle veneere edilerek, alt yapı materyali olarak kullanılmıştır.¹⁹

Bu kuronlarda karşılaştığımız en büyük problem ve kısa ömürlü olma sebepleri, özellikle veneer porselende meydana gelen kohesiv kırılmalardır.²⁰ Bunun için CAD/CAM sistemlerle üretilen, veneer porselene ihtiyaç duyulmayan, yalnızca tek bir materyalden üretilen monolitik kuronlar geliştirilmiştir. Son zamanlarda,



üstün mekanik özelliklerinden dolayı MZ'nin klinik endikasyon sahası gittikçe genişlemiştir.²¹

MZ' ler yüksek biyouyumluluğa sahip oldukları gibi; gözeneksiz yapısı ve yüksek translüenslik özellikleri sayesinde mükemmel doğal görünüme sahiptirler. Görünümlerinin bu derece doğala yakın olması sebebi ile estetiği sağlamak için seramiklerle veneere edilmeleri gerekmemektedir. Yalnızca özel boyama solüsyonları ile boyanarak doğal diş rengi elde edilebilmektedir. Bu özelliğinin bize en büyük getirisi de veneer porselen ile zirkonyum alt yapı arasında görülen "chipping" denilen kopma ve kırılmalarla karşılaşılmasıdır.²³

Bu özellikleri dikkate alındığında gülme hattı içerisinde bulunan her bir diş için estetik hiçbir kaygı yaşamadan son derece rahatlıkla kullanılacak bir restorasyon şeklidir.²⁴

Monolitik zirkonyumlar, kısmi olarak yttrium ile stabilize edilmiştir (%0.01). Bu da materyale; yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısıya dayanma gücü (2600 °C'ye kadar) vermektedir. Özellikle ısıya karşı olan bu direnç, yüksek boyutsal stabiliteye sahip bir materyal olmasını sağlamaktadır.¹⁹ Solid ya da translusent olarak da adlandırılan bu blokların yapısındaki atomlar, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçmektedir.²⁵

Ayrıca aşınma dirençleri doğal dişe çok yakındır. Veneer seramik olarak kullanılan porselenin mikroyapısı, zamanla karşıt doğal dişte abrazyonlara ve yaşlanmalara sebep olurken; MZ kuron böyle bir abrazyon dezavantajına sahip değildir. Monolitik zirkonyumlar yüksek biyouyumluluğa sahip oldukları gibi; yapıları gözeneksizdir.²³ Bu sebeple, antagonist dişlerde aşınmaya sebep olmamaktadır. Özcan ve ark.²⁶ yaptıkları çalışmada, MZ kuronların antagonist dişlerde minimal düzeyde aşındırma yaptığını, bu aşındırma miktarının Zr esaslı kuronlara göre anlamlı derecede düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Sripetchdanond ve ark.²⁷ MZ kuronların doğal dişlerde aşınmaya sebep olmadığını belirtmişlerdir.

Kırılmaya karşı gösterdikleri yüksek direnç, interokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda kullanım avantajı sağlamaktadır. 0.5 mm'lik bir okluzal kalınlıkta bile yeterli direnci ve sağlamlığı gösterebilmeleri, posterior restorasyonlarda kullanılabilmelerini sağlamaktadır.²⁸⁻³⁰

Monolitik zirkonyum restorasyonlar, CAD/CAM sistemleri ile hazırlanmaktadır. Bu sebeple karşıt diş veya restorasyonlarla uygun şekilde bir kapanış ilişkisi

elde edilmektedir.³¹

Batson ve ark.²³ metal-seramik, lityum disilikat ve monolitik zirkonyum kuronların klinik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında; CAD/CAM ile üretilen kuronların kabul edilebilir derecede yüksek klinik özellikleri olduğunu bildirmişlerdir. Bununla beraber, Monolitik zirkonyumun % 80 oranında antagonist bölge ile hiçbir okluzal uyumsuzluk göstermediğini bildirmişlerdir. Ayrıca; MZ kuronların gingival marjın uyumlarının, ABD sağlık servisi kriterlerine göre değerlendirildiğinde, yeterli olduğunu bildirmişlerdir. Monolitik zirkonyum üreten firmalar ve marka isimleri Tablo 1'de gösterilmektedir

Tablo 1. Monolitik zirkonya üreten firmalar

Monolitik Zirkonya Blok	Üretici Firma
Prettau Zirconia	Zirconzahn/ İTALYA
Ceramill Zolid	Girrbach/AVUSTURYA
inCoris TZI	Sirona/ ALMANYA
Lava Plus High Translucency Zirconia	3M Espe/ ABD
Bruzzir Solid Zirconia	Glidewell/ ABD

Endikasyonları

Zirkonyum alt yapıli seramik kuronların kullanıldığı tüm endikasyonlar, monolitik zirkonyum için de geçerlidir. Ayrıca yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı;

- Uzun gövdeli köprü protezlerinde
- Full ark köprü protezlerinde
- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda
- Endokurondarda
- İnley ve onley kuronlarda
- İmplant üstü kuronlarda kullanım alanı bulmaktadır.²⁸

Avantajları

- Daha yüksek translüenslik
- Seramik-zirkonyum arasında kopma olmaması
- Antagonist dişte abrazyona sebep olmaması
- Daha yüksek bükülme direnci
- Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesi olarak sayılabilir.¹⁹

Dezavantajları

- Maliyet
- Laboratuvar aşamalarının zor olması olarak gösterilebilir.²⁸



SONUÇ

Monolitik zirkonyumlar biyouyumlulukları, gözeneksiz yapıları, antagonist dişlerde aşınmaya sebep olmaması, zirkonyum alt yapıli restorasyonlarda karşılaşılan veneer porselende meydana gelen kohesiv kırılmaların olmaması avantajları ile kliniklerde geniş kullanım potansiyeline sahip bir malzemedir. Monolitik zirkonyumların daha kapsamlı in-vitro ve in-vivo araştırmaları incelenmesi malzemenin klinik endikasyonlarına daha fazla ışık tutacaktır.

KAYNAKLAR

11. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999; 20: 1-25.
12. Berthelsen CL, Stillely KR. Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. *J Am Dent Assoc*, 2000; 131: 59-66.
13. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 2004;48: 531-44.
14. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 2004; 31: 682-88.
15. Robin C, Scherrer SS, Wiskott HW, de Rijk WG, Belser UC. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocotec system. *Dent Mater* 2002; 18: 389-95.
16. Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil*, 2003; 30: 758-64.
17. Saldana JM, Ramirez H, Viguera DJ. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. 2003; 18.
18. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*, 2005; 30: 382-8.
19. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 1998; 14: 64-71.
20. Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*, 2004; 17: 155-64.
21. Sato TS. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *Baski*. 1985; 356-9.
22. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res*, 1999;47: 481-93.
23. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001;86: 520-5.
24. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 2004;7: 25-45.
25. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 2006;27: 535-43.
26. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 1999;20: 371-6.
27. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002;17: 793-8.
28. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*;2008, 204: 505-11.
29. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*, 2013; 29: 1201-8.
30. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*, 2012;4: 76-83.
31. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2011;106: 145-52.
32. Vikisözlük. Monolitik nedir?. <http://tr.wiktionary.org/wiki/monolitik>.
33. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*, 2014; 112: 770-7.



24. Laboratories G. Bruxzir Solid Zirconia. <http://www.bruxzir.com/>.
25. Laboratories G. Bruxzir Solid Zirconia. <http://www.bruxzir.com/>. 10.01.2015.
26. Ozcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*; 2003, 30: 194-203.
27. Sripecthdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2014; 112: 1141-50.
28. Zirkonzahn. Prettau Anterior. <http://www.zirkonzahn.com/us/prettau-zirconia>. 10.10.2014.
29. Nakamura K1, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand*. 2015;73:602-8.
30. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, Longquan S. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014;35:93-101
31. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. 2007; 3: 34-8.

Yazışma Adresi

Prof. Dr. Funda BAYINDIR
Atatürk Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi anabilim dalı
25240 ERZURUM
bayindirf@atauni.edu.tr

