



## ZİRKONYA ESASLI TAM SERAMİK RESTORASYONLAR

### ZIRCONIA FULL CERAMIC RESTORATIONS

Dr. Altay ULUDAMAR\*

Dt. Şeyda AYGÜN\*\*

Prof.Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN\*\*\*

**Makale Kodu/Article code:** 595  
**Makale Gönderilme tarihi:** 09.06.2011  
**Kabul Tarihi:** 19.12.2011

#### ÖZET

Metal destekli porselen restorasyonlar klinik olarak uzun yıllardan beri başarıyla kullanılmalarına rağmen, porselen ile kaplanmak zorunda olan metal alt yapı, özellikle marjinlerde gri renkte hoş olmayan bir görüntüye sebep olabilmektedir. Bu problemin çözümü için çok sayıda tam porselen sistemi, metal destekli porselenlere alternatif olarak geliştirilmişlerdir. Bunlardan In-ceram alt yapıların bükülme direnci pekçok tam seramik sistemden üstündür ve ışık geçirgen estetik porselenlerle kaplanarak, anterior kron ve 3 üye sabit parsiyel protezlerin hazırlanmasına izin verirler. Alumina alt yapıların klinik olarak başarıyla kullanılmasını takiben son zamanlarda zirkonyum oksit alt yapıların kullanımında bunlara eklenmiştir. Klinikte zirkonyum oksitin kor materyali olarak kullanımı tatminkar optik özellikler, 1000 MPa'ı geçen yüksek bükülme direnci ve biyouyumluluk gibi avantajlar sunmaktadır. Alüminyum oksit seramiklere göre daha dirençli olmaları ve posterior bölgelerde çok üyeli sabit parsiyel protezlerin yapımına olanak tanınmaları, zirkonyum oksit tam seramik restorasyonların kullanımlarını her geçen gün arttırmaktadır. Bunlardan en yaygın olarak kullanılanı yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit polikristalleridir.

**Anahtar Kelimeler:** Tam Seramik Restorasyon, Zirkonya

#### ABSTRACT

Although metal reinforced porcelain restorations have been clinically used successfully for many years, the metal substructure that has to be covered with porcelain may result in unpleasant gray appearance especially at the margins. Many full porcelain systems have been developed as an alternative to the metal reinforced porcelains to solve this problem. From these, the In-cream substructures have higher resistance to bending than many other full ceramic systems and allow preparation of an anterior crown and 3-unit fixed partial prostheses. Following successful clinical use of alumina substructures, use of zirconium oxide substructures was introduced recently. Clinical use of zirconium oxide as the core material brings about many advantages such as satisfactory optical features, a high resistance to bending exceeding 1000 MPa and a biologic harmony. The use of zirconium oxide ceramic restorations is increasing since they are stronger than aluminum oxide ceramics and allow construction of multi units restorations. From these, the one having the most extensive clinic applications is the yttrium stabilized zirconium poly-crystals.

**Key words:** Full Ceramic Restorations, Zirconia

#### GİRİŞ

Tam seramik restorasyonların estetik ve metal destekli seramik restorasyonların da kırılma direnci avantajını bünyesinde toplayan yttrium oksit ile stabilize edilen zirkonyum, metal seramik restorasyonlara iyi bir alternatif oluşturmaktadır.

Zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ ) 1789 yılında ilk kez Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından bazı cevherleri ısıtması esnasında kazara elde edilmiş ve 1824 yılında da Johns Berzelins tarafından potasyumla işlenerek izole edilmiştir. 1960'ların sonlarında

\* Dr. Medikodent Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi, ANKARA/ TÜRKİYE

\*\* Doktora öğrencisi, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tadavisi Anabilim Dalı , İstanbul/ TÜRKİYE

\*\*\* Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tadavisi Anabilim Dalı Başkanı , İstanbul/ TÜRKİYE



biyomateryal olarak zirkonyumla ilgili araştırmalar ve zirkonyumun gelişimi artmıştır. Zirkonyumun seramik biyomateryal olarak ilk kullanımı 80'li yılların sonlarında kalça protezlerinde kullanılan eklem başı şeklinde gerçekleşmiştir. Ancak 2001 yılından sonra bir seri başarısızlıktan dolayı biyomedikal kullanımı %90 azalmıştır.<sup>1-3</sup> Zirkonyum doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zircin,  $ZrSiO_4$ ) ve zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ ). Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon'dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit' tir. Zirkonyum bileşiklerinin içerisinde her zaman 50/1 oranında hafniyum (Hf) elementi bulunur ve zirkonyum metalinin saflaştırılması sırasında elde edilir.<sup>3</sup> Zirkonyum cam komponent içermeyen polikristalin seramik yapısındadır. Saf zirkonyum stabilizasyon oksitlerinin CaO, MgO,  $CeO_2$  ve  $Y_2O_3$  eklenmesiyle çok fazlı parsiyel olarak stabilize zirkonyum olarak bilinen materyallerin üretimine izin vermektedir (PSZ).<sup>3</sup> 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. Birçok ortamda zirkonyum, titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklıdır.<sup>4</sup> Yttrium oksit ile stabilize edilmiş zirkonyum yüksek dayanım gücü, biyolojik uyumu ve renk avantajıyla özellikle çok üniteli posterior köprülerde metal alaşımlarına önemli bir alternatif oluşturmaktadır. Feldspatik porselene göre yaklaşık 6 kat, kırılma ve esneme direnci bakımından ise alüminadan yaklaşık iki kat daha güçlüdür. Zirkonyanın bükülme direnci diğer seramikler ile kıyaslandığında 800-1000 MPa aralığında çok büyük bir değerdedir.<sup>2</sup> Zirkonyanın yüksek sertlikteki yapısı transformasyon doygunluğu denilen kuvvetlendirme mekanizmasına bağlıdır. Zirkonya monoklinik (M), kubik (C), ve tetragonal (T) olmak üzere üç formda bulunur. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve 1170°C'ye kadar stabildir. Bu sıcaklığın üzerinde kendini tetragonal faza dönüştürür ve 2370 °C' de kubik faza dönüşür. Soğuma esnasında %3-4 oranında genişleme göstererek tetragonal-monoklinik (t-m) transformasyonu gerçekleşir. Bu mekanizma t-m dönüşüm ile sonuçlanan hacim artışının (kristalin bu monoklinik formu % 3 ile % 5 civarında daha büyüktür) eşlik ettiği çatlak uçlarının yaklaştığı var olan stress alanlarının üzerine baskı streslerin yerleştiği bir mekanizmadır.<sup>5,6</sup> Materyale dışarıdan bir enerji uygu-

landığında bir değişim fazına girerek zirkonyumun monoklinik formuna dönüşür. Faz dönüşümü sonucunda meydana gelen hacim artışı var olan çatlak uçlarında sınırlandırılmış baskı stresleri oluşmasını sağlar. Lokalize hacim artışı kırık etrafında gerilme streslerinin baskı streslere dönüşmesiyle sonuçlanır ve bu baskı kuvvetler kırığın daha da ilerlemesini önler. Baskı stresleri materyal içinde ki mikro çatlakların ilerlemesine engeller. Bu mekanizmaya transformasyon doygunluğu denir ve çok yüksek dayanımı olan Y-TP'nin temeli olarak kabul edilir. Mikroskobik kırıkların olduğu bölgelerde bu işlem kırıkların örtülmesine sebep olabilir.<sup>5-7</sup>

Dental uygulamalarda 4 farklı zirkonya içeren materyal kullanılabilir. 1-Magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) 2-Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA) 3-Alumina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) 4-En yaygın olarak kullanılan yttrium ile stabilize zirkonya (3Y-TZP).<sup>8</sup>

**1-Magnezyum ile parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ):** Mg-PSZ büyük gren boyutu (30-60  $\mu$ ) nedeniyle pöröz bir yapıdadır ve biyomedikal uygulamalarda aşınma problemi sebebiyle tercih edilmez.<sup>9</sup> Mg-PSZ dikkatle kontrol edilmesi gereken 1680-1800 derece arasında sinterlenmeyi gerektiren bir proses metodunu gerektirmektedir.<sup>8</sup> Ayrıca  $SiO_2$  içermeyen Mg-PSZ prekürsörlerini elde etmek zordur. Mg içeriğinin stabilizasyonunu azaltan Mg silikatları oluşur sonuç olarak t-m transformasyonu enerjisi azalır.<sup>10</sup> Denzir-M (Dentronic AB, Skellefteå, Sweden) isimli dental seramik sistemi tam sinterlenmiş Mg-PSZ seramiğine bir örnektir.<sup>11</sup>

**2-Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA):** Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina kullanımı son zamanlarda artan bir materyaldir. Bu materyale örnek olarak In Ceram zirkonya verilebilir. ZTA zirkonyanın stress uyarıcı transformasyon kapasitesini alumina matrisi içerisinde kullanır.<sup>12,13</sup> In Ceram Zirkonya, In Ceram Alumina 1/3 oranında eklenmiş (%12 mol) ceria ile stabilize zirkonya içerir.<sup>14</sup> In-ceram Zirkonya ile 700 MPa'lık gerilim direncine ulaşılmıştır. Alüminyum oksit gibi oldukça opak yapı, zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş seramik alt yapı olarak kullanılmıştır.<sup>15</sup> Kısmen stabilize edilmiş zirkonyum ilavesi, materyalin bükülme, kırılma ve yorgunluk direncini artırarak arka bölgede kullanımına olanak vermiştir.<sup>16</sup> Bununla birlikte bu materyal opak yapısı nedeniyle estetik olarak aynı başarıyı göstere-



memektedir.<sup>17</sup> ZTA, 3Y-TZP ile kıyaslandığında daha büyük miktarda poröziteye (%8 ile 11 arası) sahiptir.<sup>18</sup>

**3-Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ)** :ATZ seramik sistemi son zamanlarda tek parça oral implantların üretiminde kullanılmaktadır

**4- Yttriyum ile stabilize zirkonya (3Y-TZP)** :3Y-TZP 20 yıldan fazla süredir ortopedik aygıtların üretiminde kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde 1989'dan beri kök kanal postlarının yapımında 1994'ten beri ortodontik braketlerde 1995'ten beri implant dayanaklarında ve 1998'den beri tam seramik restorasyonlarda kullanılmaktadır.<sup>19</sup> (Resim 1a-c, Resim 2). 3Y- TZP genellikle stabilize edici olarak 3 mol yttrium oksit ( $Y_2O_3$ ) içerir.<sup>20</sup> Üstün mekanik özellikleri büyük ölçüde yaklaşık  $1\mu$  olan gren boyutuna bağlıdır. Sinterleme öncesi yumuşak bloklardan veya sinterlenmiş bloklardan işlenerek kron ve sabit parsiyel protezlerin yapılmasında kullanılırlar.<sup>5</sup> Küçük gren boyutları (<1m) daha düşük t-m transformasyon oranlarıyla ilişkilidir. Ayrıca gren boyutları 0,2 mikrondan küçük olduğunda t-m transformasyonu minimal olmakta ve diğer elden güçlendirme mekanizmasını azaltmaktadır.



Resim 1a



Resim 1b



Resim 1c

Resim (1a). Metal seramik restorasyon (b) Alt yapının uyumunun kontrolü (c) Tamamlanmış zirkonyum restorasyon



Resim 2a



Resim 2b

Resim 2(a).Zirkonyum implant dayanak (b) Zirkonyum dayanak üstüne yapılan zirkonyum kron

Son sinterleme değerleri 1350-1550 derece aralığındadır. Sinterleme işlemi son gren boyutunu ve sonuç olarak 3Y-TZP'nin t-m stabilizasyonunu anlamlı olarak etkilemektedir.<sup>5</sup> Y-TP'nin (Yttrium-stabilized tetragonal zirconium phase) yüksek başlangıç dayanıklılığı ve kırılma direnci, kısmen stabilize edilmiş zirkonyumun fiziksel özelliklerinden kaynaklanır. Seramiklerin uzun dönemli stabilitesi tükürük sıvısının camla reaksiyona girerek camı yapının bozulması sonucu çatlak oluşumuna önemli derecede bağlıdır. Yttrium oksit ile stabilize edilmiş alt yapılarda cam bulunmaması ve mikro yapısında polikristalin olması nedeniyle bu sorun gözlenmez. Bu özellik Y-TZP alt yapıların uzun dönemli stabilitesini olumlu yönde etkileyebilir. İn vitro çalışmalarda Y-TZP örneklerde esneme direnci 900-1200 MPa ölçülmüştür.<sup>21,22</sup> Son yıllarda teknolojik gelişmelerin ışığında, seramik blokların kesilerek işlenmesini sağlayan pek çok sistem dişhekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. Bunlardan bir kısmı bilgisayar yardımıyla tasarım ve bunu takiben freze tekniğiyle üretim yaparken (CAD/CAM) bir kısmı da aynen anahtar çoğaltmakta kullanılan sisteme benzer bir mekanizma ile blokların freze tekniğiyle işlenmesini sağlamaktadır. Bu cihazlar ilk etapta inley ve onley yapımı için geliştirilmişken bugün gelinen noktada çok

üyelı köprülerin yapımı bile mümkün olmaktadır.<sup>23</sup> CAD/CAM sistemleri ile zirkonyum restorasyonların hazırlanmasında, zirkonyumun sinterleme öncesindeki daha yumuşak işlenebilir blokları kullanılabildiği gibi bazı sistemlerde ise sinterleme sonrası freze işlemi yapılmaktadır.<sup>21,22</sup> Sinterleme sonrasında çok sert olan bu materyallerin yapımındaki güçlükleri aşmak için sinterleme öncesi daha yumuşak ve işlenebilir haldeki bloklardan alt yapılar CAD/CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanmaktadır.<sup>24</sup>

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya iki temel kategoriye ayrılır.

**1) Yarı sinterlenmiş zirkonya:** Yeşil seramiklerden olan homojen zirkonya blokları sinterlendikten ve büzüldükten sonra son boyutları elde edilir.<sup>25</sup> Yaklaşık 1000 Mpa bükülme direnci gösterir. Ön sinterleme işleminden sonra frezelenir. Çok güç gerektiren frezeleme sistemi gerektirmez. Frezeleme sonrası kullanılan zirkonyum sistemine göre 1300-1600 °C'de, 6-11 saat sinterlenir. Yarı sinterlenmiş bloğun boyutlarının son sinterleme işleminde büzülmesinin kompanse edilmesi için kullanılan zirkonyum sistemine uygun olarak %20-30 daha büyük hazırlanmasına dikkat edilmelidir. Zirkonya altyapıları daha sonra preslenerek veya toz porseleni yığma teknikleriyle veneerlenirler. Yarı sinterlenmiş 3Y-TZP'nin direk makinelenmesi dişhekimliğinde 2001'de popüler olmuştur ve çok sayıda üretici bu ürünü tam seramik restorasyonlarda önermektedir.<sup>26</sup> Yarı sinterlenmiş sistemlere örnek Cercon (Dentsply Friadent, Mannheim, Germany), LAVA (3M ESPE, Seefeld, Germany), Procera zirconia (Nobel Biocare; Gothenburg, Sweden) and IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) verilebilir. Yarı sinterleme işlemi t-m transformasyonu şansını ve monoklinik faz yüzeyleri ihtimalini azaltır. Yarı sinterleme metodunun bir avantajı seryum, bizmut, demir veya bunların kombinasyonu gibi metal tuzlarının 3Y-TZP bloklarının renklendirilmesinde kullanılmasına imkan vermesidir. Bu işlem millenmiş yarı sinterlenmiş altyapıların 0.01 mol. tuzların birine veya kombinasyonuna daldırılması ile elde edilir.<sup>27</sup> Bu işlem istenilen estetik etkiyi oluşturmak için değişik renk tonları yaratılmasını mümkün kılar. Final sinterleme işleminden sonra tutuculuğu veya adaptasyonu arttırmak için kronun iç yüzeyinde kumlama veya aşındırma yapıldığında, monoklinik faz ortaya çıkacaktır. Bu monoklinik faz başlangıçta restorasyonun dayanıklılığını arttıracaktır.<sup>28-30</sup> Bununla

birlikte bu bölgede çatlak başladığı zaman, çatlak ilerlemesine engel olmak için transformasyon dönüşüm mekanizması daha önce olduğu için artık olmaz.

**2) Tam sinterlenmiş zirkonya:** yoğun sinterlenmiş zirkonya bloklar restorasyonların son halinden millenerek elde edilir. Yaklaşık 1200 Mpa'dan fazla bükülme direnci göstermektedir. Son sinterleme işleminden sonra frezelenir. Çok karışık ve çok güç gerektiren frezeleme sistemi gerektirir. Monoklinik zirkonya yaratmak için tam sinterlenmiş 3Y-TZP bloklarının makinelenmesi prosedürü ilgi odağı olmuştur ve yüzey mikro çatlakları restorasyonun uzun dönem beklentisini düşürür.<sup>31</sup>

Kısmen sinterlenmiş blokların frezelenmesi daha hızlıdır ve aşındırma işlemi için kullanılan frezler tam sinterlenmiş sistemlerde kullanılan aletlere göre daha az aşınır ve yıpranır. Ayrıca bazı firmalar tam sinterlenmiş blokların frezelenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu belirtirken, bazıları da bu sistemde büzülme olmamasından dolayı çok iyi bir kenar uyumu elde edildiğini bildirmektedir. Sinterleme sonrası farklı marka bloklar için farklı değerlerde olmakla beraber yaklaşık % 20-25 arasında bir büzülme görülmektedir. Bu büzülme freze işleminde modelin bu oranda daha büyük kesilmesi ile dengelenmektedir. Sinterleme öncesi blokların freze işlemine tabi tutulduğu sistemlerde alt yapının hazırlanması için gereken süre oldukça azalırken sinterlenmiş blokları kesen sistemlerde bu süre uzayacak ve aynı zamanda kesim için kullanılan aletlerdeki aşınma payı da artacaktır. Bu sistemler içerisinde en bilinenlerinden Cercon sisteminde alt yapının hazırlanmasında öncelikle klasik mum modelaj yapıp sonra bu mum modelaj taranarak bilgisayar destekli üretim (CAM) işlemine geçilirken, Lava sisteminde ise direkt model üzerinden bilgisayar yardımıyla alt yapının tasarımı (CAD) yapılmaktadır.<sup>32,33</sup>

**Kopya freze tekniği ile yapılan seramikler:** Anahtar çoğaltmakta kullanılan sisteme benzer bir mekanizma ile blokların freze tekniğiyle işlenmesi esasına dayanan bir sistemdir. Bunlar içerisinde en bilineni Celay sistemidir. Restorasyon yapımında öncelikle güdük üzerinde rezin materyalinden örnek hazırlanır. Bu rezin örnek cihazın kopyalama bölümüne yerleştirilir. Cihazın kesici bölümüne ise seramik blok yerleştirilir. Restorasyon alt yapısının freze tekniği ile hazırlanması yaklaşık 15 dakika sürer. Bu alt yapı üzerine klasik yöntemlerle



*veneer porselen uygulanır ve restorasyon bitirilir. <sup>34,35</sup> Mekanik yöntemlerde (Zirkonzahn GmbH, Eichenstraße, Neuler, Germany) ise alt yapı ışıkla sertleşen kompozit ya da otopolimerizan akrilikle tasarlanır. Frezleme işlemi teknisyen tarafından elle yapılır. Bu işlem sırasında da parsiyel olarak sinterlenmiş homojen yeşil zirkonyum bloklar kullanılır. Sinterleme işleminde çerçeveden çıkarılıp kaba tesviyesi yapılan altyapı, sinterleme işlemi için fırına yerleştirilir. Hacim olarak %25 daha büyük frezlenen restorasyon yaklaşık 1500°C de 16 saat sinterlenir ve orijinal boyutuna ulaşır. Sinterleme işlemi tamamlandıktan sonra 110 µm alüminyum oksit kumuyla 2.5 bar basınç altında kumlama işlemi yapılır. Ardından, çalışma modeli üzerinde kontroller yapılarak uyum kontrol edilir. Uyum problemleri su soğutması altında elmas frezlerle düzeltilir. Alt yapı dizayn edilirken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmez. Bu yüzden andırkatlar ve paralel olmayan kesimler diğer sistemlere göre daha rahat dizayn edilebilir.*

### **Zirkonya Restorasyonların Klinik Başarıları**

Zirkonya destekli kronların 2, 3 ve 5 yıllık takibindeki klinik performanslarının araştırıldığı çalışmalarda yüksek oranlarda başarı bildirilmiştir. (% 95-98).<sup>36-39</sup> Zirkonya destekli posterior bölgeye yapılan köprü restorasyonlarının (PKR) 3,5 yıllık klinik takibinin yapıldığı 6 klinik çalışmada. zirkonya altyapılarda yaklaşık % 0-%4.8 arası düşük kırılma oranları bildirilmiştir.<sup>40-45</sup> Cam infiltre seramiklerin PKR 5 yıllık takibinde ise yüksek kırılma aralığı %10 ile %12 aralığında gözlemlenmiştir. Kırılma oranlarında altın standart 5 yılda yaklaşık %1.6 ile metal seramik PKR'dadır.<sup>40</sup> Zirkonya destekli restorasyonlarda kesin sonuçların belirlenebilmesi için daha uzun süreli klinik takip periodlarına ihtiyaç vardır. Zirkonya destekli restorasyonların altyapıları mükemmel dayanım göstermelerine rağmen sıklıkla teknik veya biyolojik problemler ortaya çıkmaktadır.<sup>40-45</sup> En sıklıkla rapor edilen teknik problem chipping veya veneer seramiğinin kırılmasıdır. Bu teknik komplikasyon pekçok çalışmada %8 ile %25 arasında bir sıklıkta rapor edilmiştir.<sup>6,40,44</sup> Metal seramik PKR ise çok daha düşük veneer seramik kırılması bildirilmiştir. Kıyaslama yapıldığında metal seramik PKR lerin çok düşük oranlarda veneer seramiği kırılma gösterdiği bildirilmiştir.<sup>46</sup> Her iki tip restorasyonda da minor chippingler kabul

edilebilir miktarda iken (zirkonya için %25, metal seramik için %19.4), veneer seramiğindeki yaygın defektler sadece zirkonya PKR de (%8.4) bulunmuştur.

### **Zirkonya Altyapı-Veneer Porseleni**

**Bağlantısı:** Zirkonya veneer seramiklerin klinik uzun dönem sonuçları en çok ilgi odağı olan konulardan biridir. Zirkonya veneer seramikleriyle yaşanan problemlerin sebepleri halen aydınlatılmayı beklemektedir. Seramik veneerde oluşabilecek veneer kırığı riskini etkileyebilecek faktörler son zamanlardaki klinik çalışmalarda araştırılmaktadır. Araştırılan faktörler veneer seramiği ile zirkonya altyapı arasındaki termal uyumluluk<sup>47,48</sup>, altyapılara uygulanan farklı yüzey işlemleri<sup>49</sup>, veneer seramiğin bükülme direnci ve zirkonya altyapı ve veneer seramiği arasındaki bağlanma kuvveti'dir.<sup>49-52</sup> Veneer seramiğin pürüzlü kalması okluzal fonksiyon veya aşındırılma sonrası cila yapılmaması ile ilişkili olarak ortaya çıkmaktadır. Kırık ilerlemesinin yön analizleri PKRda chippingin okluzal bölgede, tüberküllerin okluzal bölgesindeki seramik pürüzlülüğünden orjin aldığını göstermiştir.<sup>53</sup> Bu yüzden aşındırmadan ötürü veya okluzal fonksiyonlara bağlı olarak oluşan yüzey pürüzlülüklerinin titizlikle polisajı önemlidir. Tam seramik restorasyonlar klinik olarak genellikle stress korzyonuna ve tekrarlayan okluzal kontaklar sonucu oluşan yorgunluğun neden olduğu yavaş kırık gelişmesine bağlı başarısızlığa uğrarlar. Zirkonya destekli PKRda altyapı kırığı veya veneer seramiği chippingi hakkında göz önünde tutulması gereken temel önemli faktör altyapının dizaynidir. Bir taraftan zirkonya destekli PKRlerin konnektör dizaynları yeterli olmalı diğer taraftan veneer seramiği için gerekli olan yeterli mesafe sağlanmalıdır. Veneerlenmiş zirkonya sisteminde sert zirkonya koru veneer tabakasının ve altındaki diş yapısının streslere karşı korunmasını sağlar. Ancak porselen veneerin zirkonya ile birleşmesi artan sıcaklıklarda başka problemlere yol açar. Veneer porseleni ve zirkonya kor arasındaki termal ekspansiyon ve termal iletkenlik katsayısındaki farklılık soğuma esnasına kaçınılmaz artık streslerin oluşmasına yol açar. Bu artık stresler fatik yüklemenin yol açtığı mekanik streslere ilave olur bu da prematur kırık veya porselen veneerin chippingine neden olur.<sup>49</sup> Zirkonya ve cam seramik veneer materyali arasındaki bağlanma mekanizması 2 silikat cam materyali arasındaki (örneğin; lityum disilikat ve floropatit cam-seramik) bağlantıdan oldukça farklıdır. Çünkü zirkonya silika içermeyen altyapı seramiğidir ve kimyasal olarak silikat



camlardakine benzer bağlanma grupları içermez, bu yüzden arayüz bağlantısında bir takım zorluklarla karşılaşılır. Bu zorluklarla aynı şekilde metal altyapı ve veneer porseleni arasında da karşılaşılır. Metal destekli porselen restorasyonlarda seramik-metal arayüzündeki oksidasyon ve opak fırınlanması sonucu ortaya çıkan oksitler tarafından sağlanan kimyasal bağlantının aksine zirkonya zaten oksit yapıda bir altyapı seramiği olduğundan oksijen bağlanması sağlamak için bir oksidasyon işlemine ihtiyacı yoktur. Tam seramik restorasyonlarda tüm optik özellikleri korumak için translusent tabaka fırınlanması opak tabaka fırınlanmasının yerini almıştır. IPS e.max sisteminde bu zorluğa çözüm olabilmesi için IPS e.max Ceram ZirLiner (floroapatit cam seramik) özel olarak geliştirilmiştir. Böylece zirkonya ve cam seramiğin ilk tabakası arasında, IPS e.max ZirCAD'in fırınladığı derecede bir kimyasal bağlantı gerçekleştirilebilmiştir.<sup>54,55</sup> Zirkonya ve cam seramik materyalinin arayüz bağlantısının hassas doğasına ek olarak zirkonyanın termal iletkenliği arayüzün güçlü ve dayanıklı olarak üretilmesinde potansiyel zorluklar sunmaktadır. Metal altyapının yüksek termal iletkenliğe sahip olduğu ve veneer/altyapı arayüzüne enerji iletimi sağladığı metal destekli porselen restorasyonların aksine zirkonya altyapılar çok düşük termal iletkenliğe sahiptirler. Bu nedenle veneer fırınlanması süresince veneer-altyapı arayüzünü izole olabilir. Bu özellikle posterior dişlerin okluzal fossalarından seramik kalkmasıyla karakterize veneer porselenine olan zayıf bağlantıyla sonuçlanır. Bu fenomen özellikle oldukça iri pontikler ve okluzal yüzeylerdeki derin konkaviteelerde belirgindir.<sup>48,54,55</sup>

**Marjinal uyum problemleri:** Zirkonya destekli restorasyonlarla yapılan bir diğer gözlem bilgisayar destekli üretimle hazırlanan altyapıların uyum problemine yol açan marjinal uyumsuzluk veya marjinal gaplerin varlığıdır.<sup>38-41,56</sup> Metal seramik restorasyonların yapımında farklı metal alaşımları kullanılmaktadır ve farklı marjinal ve internal adaptasyon değerleri bildirilmektedir. Literatürlerde yapılan çalışmalarda marjinal ve internal adaptasyon değerlerinin farklı çıkmasının nedenlerinden biri olarak metal alaşımlarının ve seramiğin termal ekspansiyon değerlerinin farklılığı bildirilmektedir.<sup>57</sup> Witkowski ve ark.<sup>58</sup> seramik üst yapı fırınlanmasının gerilimde artışa, dolayısıyla marjinal açıklığa sebep olduğunu bildirmişlerdir. Zirkonyum alt yapılı tam seramik

restorasyonlarda yapılan çalışmalarda kullanılan materyalin farklılığı ve uygulanan sistemlerin farklı olması nedeniyle farklı sonuçlar ortaya çıkmaktadır. Bindl ve Mörman,<sup>59</sup> benzer bilgisayar destekli sistemlerle hazırlanmış zirkonyum altyapı kullanılmış 3 üyeli sabit parsiyel protezlerin marjinal ve internal aralığını incelemişlerdir. Bir sistemle (Cerec; Sirona, Bensheim, Germany) hazırlanan altyapılarda diğer sistemle (Cercon; DeguDent, Hanau, Germany) hazırlanandan daha az marjinal ve internal aralık gözlenmiştir. Att ve ark.,<sup>60</sup> 3 farklı zirkonyum sistemi ile CAD-CAM ile hazırlanan posterior diş destekli 3 üye köprülerin marjinal adaptasyonunu inceledikleri çalışmada tüm yöntemlerle 100 µm altında, Beuer ve ark.<sup>61</sup> ise 120 µm altında değerler bildirmişlerdir. Gonzalo ve ark,<sup>62</sup> 3 üyeli posterior köprü yapımında 3 farklı CAD-CAM sistemini ( Lava, Procera ve VITA In-Ceram 2000 YZ ) kıymetsiz metal alaşımı içeren metal seramik köprü restorasyonu (Kera C) ile marjinal uyum açısından karşılaştırmışlar ve marjinal uyumu metal seramik restorasyonda 67 µm, Lava'da 66 µm, Procera'da 9 µm ve VITA In-Ceram 2000 YZ' de 40 µm olarak bulmuşlardır. McLean ve von Fraunhofer<sup>63</sup>, 1000 restorasyonun 5 yıllık klinik takibi sonucunda maksimum kabul edilebilen marjinal uyumu 120 µm olarak bildirmişlerdir fakat bu konuda tam bir görüş birliği yoktur. Genellikle 100 µm klinik olarak kabul edilmektedir. Marjinal adaptasyon değerlerinin farklı çıkmasının nedenleri kullanılan sistemlerin ve materyallerin (tam sinterlenmiş, yarı sinterlenmiş zirkonyum) ve ölçüm tekniklerinin farklılığından kaynaklanmaktadır. Geleneksel metal sistemlere nazaran tam seramik restorasyonlarda internal uyum daha önemlidir. Bindl ve Mörman,<sup>59</sup> 3 üyeli CAD-CAM ve CAM sistemlerinin marjinal ve iç uyumunu karşılaştırdıkları çalışmalarında, siman aralığında IM (servikal bölge) değerlerini Cerec In-Ceram zirkonya için (53 µm), slip-cast In-Ceram zirkonya için (113 µm), Cerec Y-TZP zirkonya için (53 µm) DCS Y-TZP zirkonya için (32 µm) ve Cercon Y-TZP zirkonya için (120 µm) olarak bulmuşlar ve CAD/CAM sistemlerinin slip casting ve CAM tekniklerinden daha iyi marjinal ve internal uyum sağladığını belirtmişlerdir. Beuer ve ark.<sup>61</sup> 3 üye zirkonyum köprülerde 2 farklı CAD-CAM sisteminin internal uyumu raştırdıkları çalışmada ortalama internal adaptasyonu değerlerini Lava sisteminde 507 µm, Procera sisteminde ise 108 µm olarak bulmuşlardır. Wettstein ve ark.<sup>64</sup> 25 hastaya uyguladıkları

32 adet 3 üyeli sabit protezde zirkonyum ve metal destekli köprülerin adaptasyonlarını karşılamışlar ve servikalde, metaller için 118.6µm, zirkonyum için 89.6 µm), aksiyalde ise metaller için 95.7 µm, zirkonyum için 140.5 µm) ve okluzalde ise metallerde 153.1 µm, zirkonyumda ise 192.0 µm açıklık değeri bildirmişler ve zirkonyum altyapıda daha yüksek aralık değerlerinin olmasını CAD/CAM sisteminin yaklaşma açısı, die spacer solüsyonunun uygulanımı, isotropik büzülme, destek diş preparasyonu ile oluşan aç farkında kaynaklanabileceğini ifade etmişlerdir. Tinschert ve ark.<sup>65</sup> yaptıkları çalışmada DCS sistemi ile ürettikleri 3, 4 ve 5 üyeli zirkonyum köprülerde SEM incelemesinde 100µ'un altında aralıklar bildirmişler, marjinal ve aksiyal, okluzal aralıklar arasında belirgin farklar olmadığını belirtmişlerdir.

**Diğer problemler:** Zirkonya destekli restorasyonların yapısal bütünlüğünü etkileyen ilave faktörler veneer porseleninden önce diş preparasyonu stili, altyapı dizaynı ve yüzey muamelelerini içermektedir. Diş preparasyonu ve altyapı dizaynı dayanıklılık için yeterli hacimde olmasının yanı sıra seramik kor yapıyı destekleyecek uygunlukta olmalıdır. Altyapının yüzey bitiminde düzenleme ve konturlamaya minimum gerek duyulmalıdır. Agresif ve aşırı aşındırma zirkonya yüzeyine zarar vermektedir ve daha önce tarif edilen monoklinik faza transformasyona yol açabilir bu durumda altyapının sertliğinin ve bağlantı ara yüzündeki termal ekspansiyon katsayısının değişmesine neden olur. Benzer olarak, alüminyum partiküllerinin zirkonya yüzeyine gömülme riski sebebiyle zarar verebileceğinden altyapı alüminyum oksit ile kaplanmamalıdır. Zorunlu olduğu durumlarda; ince grenli, sarı veya kırmızı bantlı elmas frezler ile su soğutması altında düşük devirli(120.000 rpm/dk) el aleti ile düşük basınç altında aşındırma yapılmalıdır.

**Altyapı Dizaynı:** Altyapı dizaynı ve kron geometrisi tam seramik sistemlerin kırılma başarısızlığında önemli bir rol oynar.<sup>66</sup> Tam seramik restorasyonların dizaynları klinik olarak uygun bilimsel bilgiden ziyade tecrübeye dayalı kurallar esas alınarak hazırlanır. Tam seramik kronların optimal dizaynında ve hatta metal seramik kronların optimal dizaynında dikkat çekecek derecede az bilimsel bilgi yayınlanmıştır.<sup>67</sup> Oysa toplam kron kalınlığı (önerilen min 1,5mm) kırığa mukavemet göstermede belkide birincil öneme sahiptir. 1'e 1 kor/veneer porseleni oranının

yeterli dayanıklılık, estetik ve üretim toleransı sağladığı öne sürülmektedir.<sup>68</sup>

**Zirkonyanın Geleceği :** Zirkonya destekli restorasyonlarda üst yapıda görülen kırıklar ve düşük ısı degradasyonunun belirsiz etkisi klinisyenler arasında sorgulamalara yol açmaktadır. Zirkonyanın mekanik ve biyolojik açıdan iyi performans sağlaması halinde, bundan sonraki aşamalarda estetiği geliştirmeye ve veneer kırıklarını minimize etmeye yönelik titiz araştırmalar yapılacaktır. Bilgisayar destekli sistemlerde zirkonya destekli restorasyonların doğruluğunu/titizliğini geliştirmek için daha ileri bir düzenleme gerekliliği olduğu belirmiştir. Araştırmalar zirkonya destekli restorasyonların biyolojik sonuçları ile ilgili olumlu bilgiler vermektedir. Klinik takip çalışmalarının az olmasına rağmen zirkonya altyapıların ümit vadeden başarıları bu tip seramiğin metal altyapılara geçerli bir alternatif olabileceğini işaret etmektedir. Yüksek oranlardaki klinik komplikasyonlar ise değerlendirmeye alınmalı. Orta dönemli sonuçları tasdik etmek için daha uzun dönemli klinik çalışmalar yapılması gerekmektedir.

#### KAYNAKLAR

- 1- Silva NRA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A et al. Performance of Zirconia for Dental Healthcare. *Materials*. 2010; 3(2): 863-96.
- 2- Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006; 27(4): 535-43.
- 3- Uludamar A. Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya: 2007, Doktora Tezi.
- 4- Blatz M. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations, *Quintessence Int*. 2002; 33(6): 415-26.
- 5- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008; 24(3): 299-307.
- 6- Garvie RC, Hannink RHJ, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature*. 1975; 258(25 Dec.): 703-4.
- 7- McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 1998; 19(3): 307-26.



- 8- Dauskard RH, Yu W, Ritchie RO. Fatigue crack propagation in transformation-toughening zirconia ceramic. *J Am Ceram Soc* 1987;70(10):248-52.
- 9- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999; 20(1): 1–25.
- 10- Leach CA. Sintering of magnesium partially-stabilized zirconia-behavior of an impurity silicate phase. *Mater Sci Technol*. 1987; 3(5): 321–4.
- 11- Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater*. 2006; 22(8): 778–84.
- 12- Lange FF. Transformation toughening. Part 4. Fabrication, fracture-toughness and strength of  $Al_2O_3$ - $ZrO_2$  composites. *J Mater. Sci*. 1982; 17(1): 247–54.
- 13- Lange FF. Transformation toughening. Part 5. Effect of temperature and alloy on fracture toughness. *J Mater Sci*. 1982; 17(1): 255–62.
- 14- Suarez MJ, Lozano JFL, Salido MP, Martinez F. Three-year clinical evaluation of in-ceram zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*. 2004; 17(1): 35–8.
- 15- 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. *Bioceramics*. 2004; 25(11): 2153–60.
- 16- Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater*. 2008;24(3): 308–38.
- 17- Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *JADA*. 1993; 124 (2):72-84.
- 18- Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ringer SP. Microstructure of alumina and alumina/zirconia-glass infiltrated dental ceramics. *Bioceramics*. 2003; 15(May): 879–882.
- 19- Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions:4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2004; 17(3): 285–290.
- 20- Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. Stability of tetragonal  $ZrO_2$  particles in ceramic matrices. *J Am Ceram Soc*. 1982; 65(12): 642–650.
- 21- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2004; 92(6): 557-62.
- 22- Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium oxide based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*. 2006; 96(4): 237-44.
- 23- Bindl A, Mörmann H. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil*. 2005; 32(6): 441-7.
- 24- Øilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008;24(4):471-5.
- 25- Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent*. 2001; 4(2): 89-106.
- 26- Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct machining. *Assembly Autom*. 2003; 23(4): 382-90.
- 27- Sttor D, Hauptmann H, Schnagl R, Frank S. Coloring ceramics by way of ionic or complex containing solutions. 3M Espe AG. US Pat. 2004; 6(1): 694-709.
- 28- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J. Biomed Mater Res* 2000; 53(4): 304-313.
- 29- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*. 1999; 15(6): 426-33.
- 30- Rekow D, Zhang Y, Thompson V. Can material properties predict survival of all-ceramic posterior crowns? *Compend Contin Educ Dent* 2007; 28(7): 362-8.
- 31- Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosthodont*. 2004;17(2): 142-9.





- 32- Ferro KJ, Myers ML, Graser GN. Fracture strength of full-contoured ceramic crowns and porcelain-veneered crowns of ceramic copings. *J Prosthet Dent.* 1994; 71(5): 462-7.
- 33- Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium oxide based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(4): 237-44.
- 34- Rinke S, Hüls A. Copy-milled aluminous core ceramic crowns: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 1996; 76(4): 343-6.
- 35- Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM Fillings of the future. *Int Dent J.* 1997; 47(5): 247-58.
- 36- Naert I, Van Der Donck A, Beckers L. Precision fit and clinical evaluation of all ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil.* 2005; 32(1): 51-7.
- 37- Oden A, Andersson M. Five year clinical evaluation of Procera All Ceram crowns. *J Prosthet Dent.* 1996; 75(5): 14-9.
- 38- Cehreli MC, Kokat AM, Akca K. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci.* 2009; 17(1): 49-55.
- 39- Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent.* 2009; 37(9): 731-6.
- 40- Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007; 20(4): 383-8.
- 41- Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures—clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int.* 2008; 39(6): 459-71.
- 42- Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int. J. Prosthodont.* 2008; 21(3): 223-7.
- 43- Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthe . Dent.* 2006; 96(4): 237-44.
- 44- Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont.* 2008; 21(3): 217-22.
- 45- Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sörensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses. *Clin. Oral Investig.* 2009; 13(4): 445-51.
- 46- Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15(6): 654-66.
- 47- Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2005;21(10): 984-91.
- 48- Fischer J, Stawarczyk B, Tomic M, Strub JR, Hämmerle CH. Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vivo fracture load of single crowns. *Dent Mater.* 2007; 26(6): 766-72.
- 49- Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater.* 2008; 27(3): 448-54.
- 50- Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater.* 2008; 25(3): 383-91.
- 51- Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(4): 349-55.
- 52- Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1999; 7(4): 113-9.
- 53- Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M A. Systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin. Oral Implants Res.* 2009; 20(Suppl 4): 4-31.
- 54- Ivoclar Vivadent, Product Information, Cementation (Recommendtions for Zirconia),



- Research & Development Scientific Services. 2005  
a
- 55- Ivoclar Vivadent, Product Information, The compatible all-ceramic system, Research & Development Scientific Services. 2005 b
- 56- Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. J Prosthet Dent. 2004; 92(3): 250-7.
- 57- Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. J Prosthet Dent. 2006; 96(1): 47-52.
- 58- Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. Int J Prosthodont. 2003; 16(6): 587-92.
- 59- Bindl A, Mormann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. Int J Periodontics Restorative Dent. 2007; 27(6): 567-75.
- 60- Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. J Prosthet Dent 2009; 101(4): 239-47.
- 61- Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. Dent Mater. 2009; 25(1): 94-102.
- 62- Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. J Prosthet Dent. 2009; 102(6): 378-84.
- 63- McLean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J 1971; 131(3): 107-11.
- 64- Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. Eur J Oral Sci. 2008; 116(3): 272-9.
- 65- Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. Oper Dent. 2001; 26(4): 367-74.
- 66- Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. J. Am. Dent. Assoc. 2008; 139(Suppl 1): 14-18.
- 67- Marchack B, Futatsuki Y, Marchack C, White S. Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: A clinical report. J Prosthet Dent. 2008; 99(3): 163-73.
- 68- Lawn BR, Pajares A, Zhang Y et al. Materials design in the performance of all-ceramic crown. Biomaterials. 2004; 25(14): 2885-92.

#### **Yazışma Adresi**

Dr. Altay Uludamar  
Filistin cad. Kader sok.  
No: 6, Kat: 1, D: 1  
Gaziosmanpaşa  
Ankara/ TÜRKİYE  
E-mail: [a.uludamar@superonline.com](mailto:a.uludamar@superonline.com)

