



CAM SERAMİK RESTORASYONLAR VE ZİRKONYA ALT YAPILI SERAMİK RESTORASYONLARIN KARŞILAŞTIRILMASI

COMPARING OF GLASS CERAMIC RESTORATIONS AND ZIRCONIA BASED CERAMIC RESTORATIONS

Dt. Emre BAYRAMOĞLU*

Prof. Dr. Yasemin ÖZKAN*

Makale Kodu/Article code: 636

Makale Gönderilme tarihi: 23.08.2011

Kabul Tarihi: 28.10.2011

ÖZET

Seramik materyallerin güçlendirilmesi ve yeni seramik materyallerinin üretilmesi ile tam seramik sistemler kron ve köprü protezlerinde rutin olarak kullanılmaya başlanmıştır. Cam seramikler ve zirkonya alt yapılı seramikler en çok kullanılan tam seramik sistemlerdir. Cam seramikler ve zirkonya alt yapılı seramikler birbirlerinden başta fiziksel ve estetik özellikler olmak üzere bir çok açıdan ayrılmaktadır. Tam seramik materyallerle restorasyona karar verilirken klinik verilerin önemi büyüktür. Tam seramik sistemlerin klinik performansları kullanılan materyale, üretim tekniğine, klinik uygulamaya ve başarısızlık nedenine göre değişkenlik gösterebilir. Bu derlemenin amacı farklı tam seramik sistemlerin yapısal özelliklerini ve klinik verilerini bu konuda yapılmış çalışmalar ışığında değerlendirmektir.

Anahtar sözcükler: Tam Seramikler, Cam Seramik, Zirkonyum, Lityum Disilikat.

ABSTRACT

With strengthening of ceramic materials and producing of new ceramic materials, full ceramic systems routinely used at crown and bridge restorations. Glass ceramics and zirconia based ceramics are mostly used full ceramic systems. Glass ceramics and zirconia based ceramics showing differences at multiple aspects such as physical and esthetic properties from each other. Clinical parameters is very important when deciding restorations of full ceramic materials. Clinical performance of full ceramic materials might show variability according to using material, fabrication technique, clinical application and failure reason. The aim of this review was to evaluate structural characteristics and clinical datas of different full ceramic systems in light of the studies related to these topics.

Keywords: Full Ceramics, Glass Ceramics, Zirconium, Lithium Disilicate.

Diş hekimliğinde son 30 yılda artan estetik beklentileri karşılayabilmek için yeni seramik materyalleri ve teknikler geliştirilmiştir. Farklı vakalarda estetiğin sağlanması her vakaya uygun tam seramik materyalin seçimine bağlıdır.

Mc Lean' in 1965 yılında alumina ile güçlendirilmiş porselen jaket kronları geliştirmesinden 10 yıl sonra, tam seramik kronların başarı ve başarısızlıklarını gösteren çalışmalar yapılmaya başlanmıştır.¹ 1980'lerin ortalarında mevcut sistemlerle yürütülmüş çalışmalarda anterior porselen jaket kronlarda 11 yıl sonunda %25, posterior bölgelerde ise çok daha yüksek başarısızlık oranları görülmüş olmasına rağmen; son

30 yılda geliştirilen yeni seramik materyalleri ve teknikler sayesinde tam seramik restorasyonlar günümüz diş hekimliğinde güvenle kullanılabilir hale gelmiştir.²

Bu önemli gelişmelerden biri Horn,³ Simonsen ve Calamia'nın^{4,5} 1983 yılında asitle pürüzlendirmeye mineye bağlanan seramikleri ortaya çıkarmasıdır. 1990'ların başlarında da dentin adezivlerinin üretilmesi ile daha yüksek bağlantı güçlerine sahip restorasyonlar yapılabilir hale gelmiştir.^{6,7} Bunun üzerine hekimler alışlagelmiş metal-seramikleri terk edip bonded seramikleri kullanmaya başlamışlardır. Bonded seramiklerdeki hala mevcut olan en büyük sorun dentin/adeziv

* Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.



bond bağlantısının mine/adeziv bond bağlantısından daha güçsüz olmasıdır.⁸

Tam seramik sistemlerin rutin olarak kullanılmasını mümkün kılan en büyük gelişme seramik materyalinin kendisinin güçlendirilmesi ve yeni seramik materyallerinin üretilmesidir. Alumina, zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alumina, magnezyum alumina spinel ve lityum disilikat içeren alt yapı materyalleri ortaya çıkarılmıştır. Bu alt yapıların üzerine veneer porseleni uygulaması ile finalde estetik restorasyonlar elde edilebilmektedir.

Tam seramik restorasyonların kullanılması ile ortaya çıkan diğer değişiklik estetiğe önem veren hasta kesiminde olmuştur. 1980'lerden önce estetik girişim talep eden hasta kesimi sadece medya dünyasındaki göz önünde bulunan kişiler olmuştur. O zamanlarda tek tedavi seçeneği metal-seramik kronlar ile tam ağız rehabilitasyon olmuştur. Bu klasik metal-seramik restorasyonlarda subgingival marjinler nedeniyle dişeti çekilmeleri gerçekleşmekte ve restorasyon marjinleri açığa çıkmakta, dişetlerinde renklenme ve pulpal ekspozisyon meydana gelmektedir. Ayrıca, estetiği sağlamak için daha fazla diş preparasyonu gerekmektedir; teknisyenin bilgi ve becerisinin iyi olması gerekmektedir.

MATERYAL SEÇENEKLERİ

Modern tam seramik sistemler temel olarak 2 ana gruba ayrılabilir: birincisi translusent alt yapıya sahip olanlar ve diğeri opak, yüksek dayanıklılıkta alt yapıya sahip olanlar. Translusent materyallere örnek olarak konvansiyonel feldspatik porselen, preslenebilir seramikler IPS Empress Esthetic, IPS e.max, Ivoclar Vivadent (Amherst, N.Y.) ve bazı CAD/CAM seramikler Vitablocks Mark II, Vita Zahnfabrik, (Bad Säckingen, Almanya) verilebilir. Opak alt yapı materyaller ise alumina, zirkonya yada lityum disilikat içeren non-metalik restorasyonlardır. Örneğin; Procera, Nobel Biocare (Göteborg, İsveç); In-Ceram, Vita Zahnfabrik; Lava, 3M ESPE (ST Paul, Minn); ve Cercon, Dentsply Ceramco, (York, Pa.).⁹

Özellikleri: Temelde bu iki grup birçok açıdan farklı özelliklere sahiptir. Translusent materyaller kullanılacağı zaman opak materyallerle karşılaştırıldığında, daha konservatif diş kesimi gerçekleştirilebilir. Optik açıdan da, translusent materyal genellikle daha estetik sonuçlar verebilmektedirler. Translusent restorasyonların klinik ömrünü attırabilmek için adeziv sistemle simante edilmeleri gerekmektedirken, opak restoras-

yonlar siman tipine duyarlı değildirler.¹⁰

Bu nedenlerden dolayı, klasik kron ve köprü restorasyonlarında opak ama daha dayanıklı materyaller seçilmeli iken, tam kron veya parsiyel kron bonded restorasyonlarda estetik ama direnci daha düşük translusent materyaller kullanılabilir.¹¹

Restoratif gereksinimler: Materyal seçimi restore edilecek dişin gereksinimlerine göre yapılmalıdır. Restorasyon tipleri basitçe 4 temel kategoride sınıflandırılabilir: porselen laminate veneer restorasyonlar, parsiyel kronlar, konvansiyonel tam kronlar ve renklenmiş dişlerde veya metal postlar üzerinde maskeleme sağlaması gereken tam kron protezleri.

PORSELEN LAMİNATE VENEER RESTORASYONLAR

Tüm indirek restorasyonlar içerisinde en konservatif olanı sadece minedeki doku kaybının restore edildiği, dentinde hiçbir preparasyon gerektirmeyen restorasyonlardır. Dişte herhangi bir renklenmenin mevcut olmadığı durumlarda; restorasyonun amacı diş rengini değiştirmeden sadece daha tatmin edici bir diş yüzeyi elde edilmesi isteniyorsa bu tip restorasyonlar kullanılabilir.^{12,13} Doğal bir dişte vestibül yüzde mine kalınlığı servikal 1/3' de 0.4 mm' den insizal 1/3'de 0.8-1.00 mm' e kadar değişiklik gösterdiğinden, minedeki restorasyonlar tipik olarak 0.3-0.5 mm kalınlığındadırlar ve minimal preparasyon gerektirirler.¹⁴⁻¹⁶ Porselen laminate veneer restorasyonlarda gereken seramik kalınlığı bu derece ince olduğu için sadece translusent materyaller kullanılmalıdır.

Porselen laminate veneer restorasyonlara pulpal irritasyon riskinin çok az olmasının yanında gingival marjin seviyesi de diğer bir avantajdır. Ultra ince ve translusensi yüksek olduklarından renk uyumları iyidir ve böylece supragingival marjin hazırlanabilmesi ve dişeti sağlığının korunması mümkündür.^{14,17}

PARSİYEL KRON RESTORASYONLARI

Dişlerde geniş interproksimal dolguların, malpozisyonların, renklenmelerin, aşınma ve fraktürlerin bulunduğu durumlarda daha fazla diş dokusu kaldırılması gerekmektedir. Dentin ve mine restore edilecek ancak oklüzyon ve renk değiştirilmeyecek ise mükemmel mine benzeri görünümleri ve diş dokusuna bağlanabilmeleri nedeniyle translusent seramikler seçilmelidir.



KONVANSİYONEL TAM KRON RESTORASYONLARI

Anterior dişlerde tam seramik tam kron restorasyon gerektiren durumlar: varolan eski kron restorasyonunun değiştirileceği durumlar, lingual yüzeyin prepare edilmesi gereken durumlar, oklüzal yüzeyin değiştirilmesi gereken durumlar ve geniş interproksimal çürük sahalarının mevcut olduğu durumlardır. Hekimlerin translusent mi yoksa opak materyal mi kullanacağına karar verirken tek zorlandıkları restorasyon tipi konvansiyonel tam kron restorasyonlardır çünkü her iki materyal tipi de iyi sonuç verebilir. Genel olarak anterior rehberliğin eksik olduğu ve parafonksiyonel alışkanlıkların mevcut olduğu durumlarda yüksek dayanıklılıkta materyal seçilmesi gerekeceği, ne kadar diş preparasyonu gerektiği, dental laboratuvarın önerisi ve ne şekilde simante edileceği düşünülerek karar verilmelidir.

Dişte renklenmenin mevcut olmadığı durumlarda translusent materyaller kullanılırsa; daha az diş preparasyonu genelde 1.0 mm yapılabilir, supragingival veya dişeti hizasında marjin hazırlığı yapılsa dahi estetik sağlanabilir ve restorasyon kolayca asitle pürüzlendirilebildiği için kuvvetli bir bağlantı oluşturulabilir. Fraktür oluşmuş anterior dişlerde bu özellik bir avantajdır çünkü konvansiyonel simantasyonla restorasyona yeterli retansiyon ve rezistans sağlanamamaktadır. Oysa ki adeziv simantasyonla bağlanan translusent seramik kullanılarak 2 mm vertikal diş dokusu gibi az bir kron boyu mevcudiyetinde dahi post uygulaması gerektirmeden restorasyon gerçekleştirilebilmektedir.^{18,19}

RENKLENMİŞ DİŞLERDE / METAL POSTLAR ÜZERİNDE TAM KRON RESTORASYONLAR

Aşırı renklenme gösteren anterior dişlerde estetiğin sağlanması oldukça zordur. Böyle durumlarda, doğal dentin rengini yeniden yaratabilecek restoratif tekniğe ve de finalde estetik görüntüyü oluşturacak daha translusent üst yapı materyaline ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu amaçla araştırmacılar değişik yaklaşımlarda bulunmuştur.^{20,23} Translusent seramik kullanıp altında opak renkte siman kullanarak renklenmenin maskelenmesi bir yöntemdir.²⁰ Bu yöntem başarılı olabilir belki ama restorasyon simante edilene kadar final rengin tahmin edilmesi mümkün değildir. Bu durumda teknisyenin de diş renginin ve kullanılacak simanın

final restorasyon rengini nasıl etkileyeceğini önceden kestirmesi oldukça zordur.

Daha makul yöntem ise prepare edilmiş diş renginden etkilenmeyen daha opak bir çekirdek yapının kullanılmasıdır.^{24,25} Daha opak çekirdek yapılarla güçlendirilen seramik sistemler renklenmiş dişlerin tedavisinde oldukça başarılıdır. Teknisyen restorasyonun fabrikasyonu sırasında final rengi görebilir çünkü diş renginin restorasyon üzerindeki etkisi azaltılmış olacaktır. Renklenmiş dişlerde bu tip restorasyonlar kullanıldığında fasiyel yüzeyde 1.2 -1.4 mm diş preparasyonu yapılmalı ve subgingival marjin hazırlığı yapılmalıdır. Metal postun üzerinde yapılacak restorasyonlarda da aynı yöntem kullanılmalıdır.²⁶

CAM SERAMİKLER

IPS Empress 2 Ivoclar Vivadent, (Schaan, Liechtenstein) ilk defa Kasım 1998'de piyasaya sunulmuş lityum disilikat cam seramiktir. $SiO_2 - Li_2O$, lost-wax ve ısı ile presleme tekniği ile fabrike edilebilir. Cam seramik ingot $920^\circ C$ 'de ısıtılır; vakum ve basınç altında preslenir.²⁷

Lityum disilikat kristali SiO_3 ve tetragonal yapı arasında güçlü çapraz bağlar gösteren silikat yapısıdır. Lityum disilikatin güçlendirme mekanizması partiküllerin soğuma esnasında çevreleyen cam matriksten daha fazla hacimsel büzülme göstermesiyle gerçekleşir. Kristallerin daha fazla hacimsel büzülme göstermeleri termal genişleme katsayılarının cam matriksten daha fazla olmasına ve faz değişimi göstermelerine bağlıdır. Materyalin $920^\circ C$ 'de preslenmesi esnasında iğne şeklindeki lityum disilikat kristalleri 0.5-5 mm kristalin faza geçerler ve yaklaşık % 60 hacimsel büzülme gerçekleşir. Lityum disilikat partikülleri ve cam matriks arasındaki hacimsel farklılıklar çevreleyen cam matrikste kompresyona yol açan artık stresler oluştururlar ve kırığın yayılmasını önlemek için gerilme stresleri ile karşı koyulması gerekmektedir. IPS Empress 2 sistemi yüksek oranda lityum disilikat kristali içerdiğinden kristal yapının optik özellikleri nedeniyle translusensi oldukça fazladır. Lityum disilikat kristalleri dışında düşük oranlarda 0.1 -0.3 mm partikül boyutlarındaki lityum ortofosfat kristalleri Li_3PO_4 de içerir.²⁸

IPS Empress Ivoclar Vivadent ise lösit ile güçlendirilmiş cam seramiktir $SiO_2-Al_2-K_2O$. Yapısal zayıflığı bakımından endikasyonu anterior tek üye kronlarla sınırlıdır.²⁹



IPS Empress 2'nin bükülme direnci 350 ± 50 Mpa ve kırılma dayanıklılığı 2.8 - 3.5 MPa/m IPS Empress' e göre artırılmış olduğundan anterior 3 üye köprülerde endikedir ve kullanım sahası 2. premolara kadar uzatılabilir.³⁰⁻³³ Ancak konnektör kalınlığı oklüzo-gingival olarak min 4 - 5 mm, bukkolingual olarak da min 3 - 4 mm olmalıdır.³⁴ Alt yapı fluoro-apatit bazlı veneer porseleni IPS Eris; Ivoclar Vivadent ile kaplanarak oldukça yüksek ışık geçirgenliği gösteren yarı translusent restorasyonlar yapılabilmektedir.³⁵⁻³⁷ Bu veneer porseleni 800° C'de sinterlenebilir. Sinterleme sırasında cam matriksteki apatit kristallerinin bir kısmı cam-seramik yapının dışında çöker. Bu çöken kristaller biyouyumluluğu arttırlar ve veneer materyalinin translusensi, parlaklık ve ışık geçirgenliği gibi optik özelliklerine katkıda bulunurlar.³⁸ Cam seramikler oldukça translusent restorasyonların fabrikasyonunu mümkün kılarken bu tip restorasyonların yeterli dayanıklılık ve klinik ömürlerini sağlamak için 20 sn. hidroflik asitle pürüzlendirilmeleri ve adeziv simanlarla simante edilmeleri gerekmektedir.

IPS e.max Press Ivoclar Vivadent ise 2005 yılında ortaya çıkarılmış IPS Empress 2'den daha üstün bir preslenebilir seramik materyalidir. IPS e.max Press de bir lityum disilikat preslenebilir cam seramiktir ancak daha farklı fırınlama proseslerine tabi tutularak fiziksel özellikleri ve translusensleri geliştirilmiştir.³⁹ IPS ProCAD Ivoclar Vivadent ise daha küçük partikül boyutuna sahip olması dışında IPS Empress'e benzer bir lösit ile güçlendirilmiş seramiktir. 1998 yılında ortaya çıkarılmış olup CEREC inLab sistemi Sirona Dental systems, Bensheim, Almanya ile kullanılmak üzere dizayn edilmiştir ve bloklarda birçok renk seçeneği mevcuttur.⁴⁰⁻⁴³

Vita Mark II VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya CEREC 1 sistemi Siemens AG, Bensheim, Almanya için 1991 yılında üretilmiş aşındırılabilir felspatik porselendir, Vita Mark I ile karşılaştırıldığında direnci daha yüksektir ve daha ince grenlidir (4 μ m).^{40,44} Temel olarak SiO_2 % 60-64 ve Al_2O_3 % 20-23 içerir. Hidroflik asitle pürüzlendirilerek adeziv simantasyonla mikromekanik tutuculuk sağlanabilir.^{40,45,46} Monokromatik bir ürün olmasına rağmen Klasik Line Vita, Vitapan 3D-Master, VITABLOCKS Esthetic ve bleached gibi çeşitli renk seçenekleri mevcuttur.^{40,47-50} Monokromatik restorasyonlarda estetik dezavantajları ortadan kaldırmak ve doğal dişteki optik efektleri

yansıtabilme için multicolored seramik bloklar Vita TriLuxe Bloc; VITA Zahnfabrik üretilmiştir.⁵¹ En iç tabaka opak baz tabakadır, orta 1/3 tabaka nötral alandır ve en dış tabaka daha translusenttir. Çoklu tabakalı bloklarda CEREC software programı hekime restorasyonun yapım aşamasında görsel olarak kontrol imkanı sağlamaktadır.^{51,52}

Diğer bir felspatik porselen üretim tekniği ise copy-milling tekniğidir, Celay; Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, İsviçre.^{53,54} Bu sistemde restorasyonlar akrilik rezinden yapılan replikaları dublike edilerek şekillendirilirler. Diğer dijital sistemlere CEREC 3D; Sirona Dental Sistemler göre Celay sistemi çok geride kalmış bir teknolojidir.⁵⁵ Dicor Dentsply Intl, York, Pa ise cam seramiklerin gelişimi ile ortaya çıkarılmış önemli bir sistemdir. % 30 cam matriks içine gömülmüş % 70 tetrasilik fluormika kristalleri içeren cam-seramik materyalidir.⁵⁶ Orjinalde mum uçurma tekniği kullanılarak üretilmekte olup,⁵⁷ daha sonraları aşındırılabilir cam seramikler⁵⁶ olarak piyasaya sürülmüştür.

ZİRCONİA ALT YAPILI SERAMİKLER

Başlangıçta toz halinde bulunan zirkonya, $1300-1500^\circ$ C ve basınç altında pişirilir, zirkonya bloklar elde edilir. Zirkonya ZrO_2 3 allotropu olan polimorfik bir materyaldir. Belirli sıcaklık aralıklarında farklı fazlarda bulunur. Monoklinik fazı 950° C' den düşük sıcaklıklarda, tetragonal faz $1200-2370^\circ$ C arasında stabildir. Kübik fazın ergime derecesi ise 2370° C dir. 2680° C erime noktasında kübik yapıdadır; 2370° C nin altında tetragonal faza geçer.^{58,59}

Dental sektörde kullanılan zirkonya blokları hazırlanırken %3 - %5 mol yttria Y_2O_3 adı verilen metal oksit yapıya eklenir. Bunun amacı oda ısısında faz değişimini stabil hale getirmektir. Dental zirkonya blokları terminolojide yttria ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristali olarak tanımlanır Y-TZP.⁶⁰

1170° C nin altında tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş gerçekleşir ve % 3-5 hacimsel genişleme meydana gelir.⁶¹ Bu hacimsel genişleme iç stres artışına neden olur. Hacimsel genişlemeyi kontrol etmek için saf zirkonya yttrium-oksit % 3 mol Y_2O_3 katılır ve oda sıcaklığında tetragonal fazı stabilize eder. Bu yarı stabilize zirkonya başlangıçta yüksek bükülme direncine sahiptir. Çatlak hattındaki gerilme stresleri tetragonal fazın % 3-5 lokalize genişleme ile monoklinik faza geçmesine neden olur. Hacim artışı çatlakın



ucunda eksternal gerilme streslerine karşı sıkışma stresleri oluşumuna neden olur. Bu fenomen transformasyon doygunluğu olarak bilinir ve çatlağın ilerlemesini geciktirir. Ancak daha yüksek stresler altında çatlak ilerleyebilir. Transformasyon doygunluğu mekanizması çatlak oluşumunu engellemez, sadece çatlağın ilerlemesine karşı yapıyı güçlendirir.^{58,60-63}

Zirkonyanın mekanik özelliklerinin yüksek olması, yapının stres karşısında kafes şeklinde organize olmasına ve zirkonya kristallerinin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine bağlıdır $t \rightarrow m$. Kristaller etkili bir şekilde büyüyüp, çatlağın çevresinde kompresif stres oluşturur. Çatlak ilerlemesi durur ve tüm yapı güçlenmiş olur. Bu fenomen transformasyon doygunluğu olarak adlandırılır. Kristalin yapının hacimsel genişmesi %3 - %5 olarak ölçülmüştür. Sonuçta konvansiyonel dental seramiklerle kıyaslandığında Y-TZP; oda sıcaklığında herhangi bir camı faz içermeyen çok küçük tetragonal partiküllerinden oluşmuştur ve yapının çatlak ilerlemelerine karşı direnci oldukça yüksektir. Elastik modülü: 200 MPa üzerinde olduğu için diğer güçlendirilmiş seramiklerden endikasyonları daha geniştir.⁶⁴

Yttrium oksitle parsiyel stabilize edilmiş zirkonya Y-TZP oldukça mükemmel mekanik özelliklere sahiptir, yani; kimyasal ve boyutsal stabilitesi iyidir, mekanik direnci ve kırılma direnci yüksektir.⁶⁵ Alt yapılar metal alt yapılara benzer radyoopasite gösterirler, bu özellikleri marjinal uyumun değerlendirilmesine; taşkın siman ve tekrarlayan çürük varlığının tespitine imkan tanır.⁶³

Y-TZP CAD/CAM teknolojisi kullanılarak 2 farklı şekilde fabrike edilebilir. İlki 'green' zirkonya denilen 'yaş' zirkonya bloklardır. Tam olarak sinterlenmemiştir. Tam olarak sinterlenmiş bloklar hip hot isostatic pressing zirkonya bloklardır. Bu bloklar yaş zirkonyaya göre çok daha serttir. Aşındırma işlemi daha zordur, sadece özel makinelerinde aşındırılabilir.

Birinci yöntemde boyutsal olarak geniş bir alt yapı dizayn edilir ve yumuşak yeşil zirkonya bloklardan freze edilir.⁶⁶ Alt yapı sinterleme işlemi sırasında % 20-25 lineer büzülme göstererek istenilen boyuta ulaşır.^{67,68} Yumuşak yarı sinterlenmiş blokların kullanıldığı sistemlerde Cercon; Dentsply Int., Lava; 3M ESPE, Procera zirconia; Nobel Biocare, Cerec InLab; Vident, IPS e.max ZirCAD; Ivoclar Vivadent hem freze işleminin süresi daha kısadır hem de freze ünitelerinde zaman içerisinde daha az aşınma oluşur.⁶⁷ İkinci

yöntemde Denzir; Cadesthetics AB ve DC-Zirkon; DCS Dental AG zirkonya alt yapılar direk olarak tam sinterlenmiş bloklardan final boyutlarında frezelenirler.^{66,67} Ancak tam sinterlenmiş zirkonyanın frezelenmesi materyalin direncini ve mikro yapısını olumsuz etkileyebilir.^{69,70}

Firmalar tarafından üretilen zirkonya bloklarından ya makinelerde CAD-CAM teknolojisi ile yada manuel olarak MAD-MAM kazıma yapılarak kron ve köprülerin alt yapıları üretilir. Zirkonya bloklarını kazımak için kullanılan farklı CAD-CAM sistemleri mevcuttur. Bunlar; Cerec Sirona Dental, Bensheim, Almanya, Cercon Dentsply Ceramco, York, Pa , Procera Nobel Biocare, Lava 3M ESPE, St. Paul, Minn, DCS Precident DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre , Hint-Els GmbH, Everest Kavo, Zeno-Tech Wieland, Denzir Decim AB, Skelleftea, İsveç ' dir. Mekanik sistemler ise MAD-MAM manuel aided design-manuel aided manufacturing prensibi ile çalışan 2 farklı pantografi cihazı Zirkon-Zahn Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Almanya ve Ceramill AMANN GIRRBACH GmbH, Österreich, Avusturya 'dır.

Lava 3M ESPE (St. Paul, Minn) alüminaya göre daha yüksek bükülme direncine ve daha düşük elastik modülüne sahip Y-TZP alt yapıların kullanıldığı bir sistemdir. Gerilme stresleri altında transformasyon doygunluğu gösterir.^{58,60} Alçı model tek kron için 5 dakika, 3 üye köprü için 12 dakika boyunca optik olarak taranır. CAD software ile final boyutundan daha geniş alt yapı dizayn edilir ve yumuşak yarı sinterlenmiş bloklardan freze edilir. Freze işlemi bir tek kromda 35 dakika sürerken bir üç üye köprü için 75 dakikada gerçekleşir. Zirkonya alt yapı 7 farklı renk seçeneği ile renklendirilebilir ve 8 saat boyunca özel olarak programlanmış fırınlarda sinterleme işlemine tabi tutulur.⁶⁷

Zirkonya restorasyonların üretimi için başka CAD/CAM sistemleri de mevcuttur. Cercon Dentsply Ceramco, York, Pa sisteminde Y-TZP alt yapı konvansiyonel mum modelaj işlemi ile dizayn edilir ve mum modelaj taranır. DCS Precident DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre sistemi % 5 Y_2O_3 ile parsiyel olarak stabilize edilmiş % 95 ZrO_2 içeren tam sinterlenmiş DC Zirkon seramiğini kullanır.^{63,71,72} Denzir Decim AB ' Skelleftea, İsveç sisteminde ise yttrium oksit yarı sinterlenmiş bloklardan seramik inleyler dizayn edilir ve frezelenir.⁷³⁻⁷⁵

Her ne kadar piyasaya ilk sunulmuş tam seramik abutmentlar yoğun sinterlenmiş, saf alüminadan yapılmış olsalar da günümüzde üstün mekanik özel-



likleri nedeniyle alumina yerine zirkonya abutmentler Procera Zirconia Abutment; Nobel Biocare AB; Atlantis Abutment in Zirconia; Zimmer Dental, Carlsbad, Calif; Straumann Zirconia Custom Abutment; Strauman USA, Andover, Mass; Zirconia Abutment; Astra Tech Inc, Waltham, Mass; ve ZiReal Post; Biomet 3i, Palm Beach Gardens, Fla tavsiye edilmektedir.^{76,77} Abutmentler hem elektronik olarak şekillendirilebilirler hem de konvansiyonel olarak prepare edilebilirler. Tek diş implant üstü restorasyonlarda metal görünümü azaltılarak dental ve mukogingival estetik sağlanabilir.^{78,79}

Klinik performansları

Tam seramik materyallerle restorasyon düşünülürken klinik verilerin önemi büyüktür. Veneer porseleninde fraktür ve/veya çekirdek yapı fraktürü en sık rastlanan majör komplikasyondur ve restorasyonun yenilenmesini gerektirir. Odman ve Otto çalışmalarında bir vakada çürük oluşumunu restorasyonun değişmesini gerektiren majör komplikasyon olarak bildirirken diğer vakalarda minör komplikasyon olarak görmüşler ve restorasyonun yenilenmesine gerek duymamışlardır.^{80,81} Frankenberger ve Marquart endodontik tedavi gereksinimini majör komplikasyon olarak nitelendirirken,^{28,82} Fradeani, Otto ve Suarez kök ve diş fraktürleri bildirmişlerdir.^{29,81,83}

Birçok çalışmada bildirilen komplikasyonlar minör komplikasyondur ve restorasyonun değiştirilmesine gerek yoktur. En sık rastlanan minör komplikasyonlar veneer porseleninde chipping veya çatlak oluşumu,⁸⁴⁻⁹⁰ endodontik tedavi gereksinimi;^{81,84-86,88,89,91} desimantasyon^{80,92,93} ve çürük oluşumudur.^{80,81,85,90,91,93} Veneer porselenindeki minör koheziv fraktürlerde restorasyon tamamen yenilenmeyebilir, cilalanır,^{80,84,87} ve kompozit rezin ile tamir edilir.^{81,86} Marjinal bölgedeki çürüklerde de çürük temizlenir ve kompozit rezin ile restore edilir;^{81,90,93} endodontik giriş kavitesi de kompozit rezin ile doldurulur.^{81,84,86,88}

Tam seramik restorasyonların klinik başarıları genel olarak 2-5 yıllık kullanımda % 88-100;^{83,84,86,87,88,89,91,93,94-97} 5-14 yılda % 84-97'dir.^{29,44,80-82,85,92,98,99}

Materyal özellikleri

Tam seramik restorasyonların direnci bağlanabilme tekniklerine ve güçlendirici materyalin özelliklerine bağlı olduğu kadar kullanılan seramik materyaline, alt-üst yapı porseleninin bağlantısına, kron kalınlığına ve restorasyonun dizaynına da bağlıdır.^{65,100-102} Seramik materyalinin kırılması en sık rastlanan komplikasyondur.^{91,99} Alumina alt yapılı seramiklerin

In-Ceram Alumina; VITA Zahnfabrik lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerden IPS Empress; Ivoclar Vivadent,¹⁰³ konvansiyonel feldspatik porselenden Vita Bloc Mark II; VITA Zahnfabrik^{104,105} ve modifiye alumina alt yapılardan In-Ceram Spinell; VITA Zahnfabrik¹⁰⁶ daha yüksek kırılma direncine sahip oldukları gösterilmiştir. Zirkonya modifiye alumina seramiklerin In-Ceram Zirconia; VITA Zahnfabrik de In-Ceram Alumina'dan daha yüksek kırılma ve bükülme direncine sahip oldukları bildirilmiştir.^{10,108} Yoğun sinterlenmiş saf aluminanın Procera; Nobel Biocare AB bükülme direncinin de cam infiltre edilmiş aluminadan In-Ceram Alumina oldukça yüksek olduğu bildirilmiştir.¹⁰⁹

Tam seramik sistemlerin başarısı çoğunlukla alt-üst yapı bağlantısının direncine bağlıdır. Alt yapının dayanıklılığının üst yapı materyaline göre çok daha fazla olmasından dolayı bu bağlantı restorasyonun başarısında büyük öneme sahiptir.⁶⁵ Alt yapı ve üst yapı porselenin kalınlıklarının birbirine oranı çatlak başlangıcında birincil faktördür.¹¹⁰ Üst yapı porselenini sıkışma, alt yapıyı da gerilme stresleri altında bırakacak şekilde optimum kalınlık sağlanmalıdır.¹⁰⁹ Alt yapı kalınlığının artırılması istenilen bir durumdur ancak bunu yaparken krona overkontur oluşturmamaya ya da aşırı diş kesimi gerçekleştirilmeye dikkat edilmelidir.¹¹¹

Üst yapı porseleni primer olarak estetik amaçla kullanılmasına rağmen restorasyonun mekanik davranışında da önemli rol oynar.¹¹² Bu çift katmanlı restorasyonların bükülme ve kırılma dirençleri çatlak veneer yüzeyinden başladığı durumlarda veneer tabakasına bağlıdır.¹¹³ Veneer tabakasındaki artık sıkışma streslerinin bükülme direncini arttırmalarına rağmen chipping oluşumunun asıl nedeni gerilme stresleridir.¹¹³

Köprü restorasyonlarında alumina ve lityum-disilikat alt yapılı seramiklere göre daha yüksek kırılma dirençlerine sahip olduklarından zirkonya alt yapılı seramikler tavsiye edilirler.³⁶ Lityum disilikat cam seramiğin IPS Empress 2; Ivoclar Vivadent fluoroapatit cam seramikle IPS Eris; Ivoclar Vivadent kombinasyonu veneer yapıda çatlak gelişimine yatkın olduğu ve alt yapı-veneer ara yüzünde çatlakların ilerlemesini durdurucu bir mekanizma mevcut olmadığından posterior köprü restorasyonlarında endike değildir.¹¹⁴ Posteriora tam seramik köprü restorasyonu olarak yüksek elastik modülüsüne sahip olan zirkonya alt



yapılar endikedir; çünkü zirkonya alt yapıların veneer tabakasında stres oluşumunu azaltma, kompozitin yük taşıma kapasitesini artırma ve böylece restorasyonda kırık oluşumunu engelleme özellikleri vardır¹¹². Yapılan restorasyonlarda dişeti embasürünün çok keskin değil de daha yumuşak eğimli oluşturulduğu durumlarda yükler altında stres konsantrasyonunun daha az olduğu ve kırılma direncinin arttırıldığı bildirilmiştir.^{115,116}

Diş preparasyonun prensiplere göre yapılması da hem kronun retansiyonu açısından hem de dinamik yükler altında stres dağılımı açısından önemlidir.¹¹⁷ Sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalarda görülmüştür ki köprü restorasyonları için streslerin azaltılması ve yeterli direncin sağlanması açısından en az 3-4 mm konnektör kalınlığı gereklidir.¹¹⁸ İn vitro çalışmaların her zaman intraoral şartları yansıtmaması mümkün değildir. İntraoral şartların taklit edilebilmesi için dinamik siklik yüklemeler, yapay tükrük, sıcaklık değişimleri ve nem kontrolü gibi yapay ağız içi ortamlar geliştirilmiştir.^{9,119} Numunelerin bu tür yapay ortamlarda test edildiği durumlarda seramiklerin kırılma dirençleri oldukça düşmüştür.¹²⁰ Seramik materyallerinin klinik endikasyonları hakkında kesin bir yargıya varmak için uzun dönemli in vivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Kenar ve iç yüzey uyumu

Bir restorasyonun klinik başarısı ve kalitesini değerlendirirken kenar uyumu önemli bir kriterdir.¹²¹ Christensen klinik olarak gözlenebilen kenar açıklık değerlerini subgingival kenarlarda 34-119 µm, sup- gingival kenarlarda ise 2-51 µm olarak bildirmiştir.¹²² Mc Lean ise klinik olarak kabul edilebilir kenar açıklık limitini 120 µm olarak bildirmiştir.¹²³ Bu değerlerin üstünde kenar adaptasyonu; siman çözünmesi, mikrosızıntı, plak retansiyonunun artması ve sonucunda sekonder çürüklere neden olmaktadır.¹²¹

Holmes alt yapı ve diş arasındaki birçok noktada ölçüm yaparak terminolojik olarak restorasyondaki uyumsuzlukları tanımlamıştır.¹²⁴ Marjinal uyumsuzluk temel olarak horizontal ve vertikal açıklıkların açılmalı kombinasyonudur ve o noktadaki total uyumsuzluğu vermektedir. İnternal gap ise aksiyel duvar ile alt yapının iç yüzeyi arasındaki dikey ölçümdür.

Dişeti iltihabı görülme sıklığı her ne kadar pürüzlü yüzeylerde, subgingival kenarlarda ve uygun olmayan kenar adaptasyonun bulunduğu durumlarda daha fazla olsa da düzgün kontürlü ve cilalı restoras-

yonlarda da oluşabilmektedir.¹²⁵ Dişeti reaksiyonu hastaya özgü olmasına rağmen henüz kron restorasyonları etrafında daha fazla kemik ve periodontal ataşman kaybını kanıtlayan veri yoktur.¹²⁵

CAD/CAM sistemlerde software programı, tarama ve freze ekipmanları gibi ek faktörler nedeniyle kenar uyumunu etkilenmektedir.¹²⁶ Optik ölçü kullanılan sistemler tarama cihazının çözünürlüğüne bağlıdır.¹²⁷ Yüzey kontağı ile probe kullanılan diğer sistemlerde ise 2.5 mm' den az genişlikte ve 0.5 mm' den fazla derinlikte retatif proksimal yüzeylerin oluşturulması mümkün değildir.¹²⁸ Tarama ve frezleme işlemlerinde güçlük oluşturmaması için bıçak sırtı bitim çizgileri, retansiyon olukları ve komplike oklüzal morfoloji istenmez, çünkü preparasyonun ve marjin geometrisinin uygun olmadığı durumlarda oluşan stres miktarı daha fazladır.¹²⁸ CAM ünitesi ile frezlenen restorasyonlarda karşılaşılan diğer bir problem ise freze işlemi için kullanılan frezlerin çapının diş yüzeyinin insizal kenar gibi kısımlarından daha geniş gelebilmesidir. Bu durumda internal gap miktarı diğer fabrikasyon tekniklerine göre daha fazla çıkmaktadır.¹²⁷

Renk ve estetik

Tam seramik restorasyonların en büyük avantajı ışık geçirgenliğinin yüksek olması nedeniyle estetiğin artırılmasıdır. Heffernan ve arkadaşları farklı seramik materyallerinin geçirgenliğini incelemiş ve In-Ceram Spinell VITA Zahnfabrik' in en yüksek değere sahip olduğunu bildirmişlerdir.¹²⁹ Diğerlerinin translusenslerini de çoktan aza doğru IPS Empress Ivoclar Vivadent, Procera Nobel Biocare AB, IPS Empress 2 Ivoclar Vivadent, In-Ceram Alumina VITA Zahnfabrik, In-Ceram Zirconia VITA Zahnfabrik olarak sıralamışlardır. Bu çalışmanın sonucu olarak, ışık geçirgenliğinin yüksek veya orta derecede olması istenen durumlarda In-Ceram Spinell, IPS Empress ve IPS Empress 2 tavsiye edilir. Orta derecede translusensi gerektiren durumlarda Procera kullanılabilir. In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonya ise sadece opak diş rengine uyum sağlanması istenen veya posterior ve estetiğin önemli olmadığı bölgelerde kullanılabilir.¹³⁰

In-Ceram sistemine MgAl₂O₄ ilavesi ile elde edilen In-Ceram Spinell sistemi yüksek translusensi ile estetik bir seçenektir. Ancak mekanik özellikleri daha düşük olduğu için kullanımı sadece anterior bölge ile sınırlıdır.¹³¹ IPS Empress ise komşu dişle uyum açısından In-Ceram Spinell veya metal-seramik sistemlere göre daha iyi bir seçenek olabilir.¹³²



Tek renk seçeneğine sahip seramik bloklardan elde edilen restorasyonların renk karakteristikleri yetersizdir. Modifikasyonlar yapılarak estetik sağlanabilse de uzun dönem renk stabiliteyi şüphelidir.^{50,133}

Seramik alt yapı ve veneer materyalinin kalınlık oranı restorasyonun final rengini etkilemektedir. 0.7 mm alüminyum oksit alt yapı kalınlığı alttaki dentin rengini maskelemek için yeterli bulunmuştur.¹³⁴ 1 mm'lik konservatif diş preprasyonu ile yarı translüsent tam seramikler kullanılarak metal seramiklere göre daha iyi renk uyumu sağlanabilmektedir. Daha fazla diş kesimi yaparak metal-seramik ve yarı opak sistemlerde estetik artırılabilir ancak yarı translüsent sistemlerde IPS Empress; Ivoclar Vivadent; In-Ceram Alumina ve In-Ceram Spinell; VITA Zahnfabrik bunun herhangi bir katkısı olmayacaktır.¹³⁸ IPS Empress restorasyonların fasiyel yüzeyde alt yapıyı maskelemeleri için 2.0 mm'e ihtiyaç olduğu için translüsensi daha az alt yapı materyalleri düşünülmelidir.¹³⁶

Metal alt yapının rengini maskelemek için gereken opak porseleni ışık yansıtması ve ışık geçirgenliğinin azalmasına neden olmaktadır. Minenin % 97' si hidroksiapatit minerali içerdiğinden çok translüsenttir ve % 70 ışık geçirgenliğine sahiptir. Dentin de % 30 ışık geçirgenliğine sahiptir. Bu durum metal-seramik restorasyonlardaki estetik problemlerin açıklayıcısıdır. Çünkü metal-seramik restorasyonlar sadece ışığın difüzyonu ve yansıtma yeteneğine sahiptirler yani ağız içinde daha açık renk gözükürler.¹³²

SONUÇ

Lösit ve felspatik cam seramikler onleyler, $\frac{3}{4}$ kronlar ve veneerlerde endikedir ancak mekanik özellikleri nedeniyle tam kron olarak kullanımları sadece anterior bölge ile sınırlıdır. Lityum disilikat cam seramikler ise posterior tek kronlarda ve anterior 3 üye köprülerde başarı ile kullanılabilirler. In-Ceram Spinell dışındaki cam infiltre edilmiş alumina alt yapılar tek üye restorasyonlarda ve anterior köprü restorasyonlarında kullanılabilir. In-Ceram Spinell ise sadece anterior kronlarda endikedir. Yoğun sinterlenmiş alumina veneerler, kronlar ve anterior köprülerde endike iken zirkonya ile modifiye edilmiş alumina posterior kron ve köprü restorasyonlarında kullanılabilir. Posterior kron ve köprü restorasyonlarında, implant abutmentlerinde ve implant destekli restorasyonlarda alt yapı materyali olarak zirkonya üstün mekanik özelliklere sahiptir.

Mekanik direnci yüksek olan alt yapı materyalleri daha opak olabilirler, ve bu da ışık geçirgenliğinin yüksek olması istenilen durumlarda kullanılmasını engeller.

Klinik performansları kullanılan materyale, üretim tekniğine, klinik uygulamaya ve başarısızlık nedenine göre değişkenlik gösterebilir. Estetik amaçla ve oklüzal yükler altında direncin artırılması açısından alumina yada zirkonya alt yapıların ve veneer materyalinin optimal kalınlıkları çok önemlidir. İndirek restorasyonlarda kenar açıklık değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerlerdedir ancak iç yüzeydeki aralık miktarları daha fazladır, bu durum film kalınlığının artmasına yol açacağından kullanılan simanın fiziksel özelliklerinden etkilenen cam seramiklerde oldukça önemlidir. Asitleme ve silanlama ile yapılan yüzey işlemleri kompozit reçine simanın feldspatik seramiğe bağlantısını ve de restorasyonun kırılma direncini arttırmaktadır. Işıkla polimerize olan ve dual-cure simanlarda maksimum direnç ve adezyonun sağlanması açısından ışık geçirgenliği çok önemlidir. Preparasyonun bitim çizgisinin minede hazırlanamadığı durumlarda adezyona ihtiyaç duymayan restorasyonlar tercih edilmelidir. Alumina alt yapıların tribokimyasal silika kaplama veya air-bone partikül abrazyonu tekniği ile yüzey işlemine tabi tutulması sonucu reçine simanın bağlantı direnci arttırılmaktadır. Zirkonya alt yapı restorasyonlar yüksek kırılma dirençleri nedeniyle konvansiyonel olarak simante edilebilirler ve retansiyon için herhangi bir adeziv yüzeye ihtiyaç duymazlar. Translüsensi yüksek olan materyallerle karakterizasyonlar yapılarak ve tabakalama tekniği ile doğal diş yapısına en yakın renk uyumu sağlanabilir.

Tam seramik restorasyonlar cam seramik, alüminyum oksit ve zirkonyum oksit alt yapılarla geliştirilmekte ve ısı ile presleme, slip-casting, sinterleme ve frezeleme teknikleri ile üretilmektedir. Bu materyallerin intraoral koşulları ve estetik gereksinimleri karşılayacak şekilde başarı ile kullanımları hekimin doğru materyali seçim kabiliyetine, üretim tekniğine ve simantasyon ya da bağlanma özelliğine bağlıdır.¹³⁷

KAYNAKLAR

1. Jones DW, Wilson HJ. Some properties of dental materials. J Oral Rehabil 1975; 2(4): 379-96.
2. Leempoel PJ, Eschen S, De Haan AF, Van't Hof MA. An evaluation of crowns and bridges in general dental practice. J Oral Rehabil. 1985; 12(6):515-28.



3. Horn HR. A new lamination: porcelain bonded to enamel. NY State Dent J 1983; 49(6): 401-3.
4. Simonsen RJ , Calamia JR. Tensile bond strengths of etched porcelain. J Dent R 1983 62(Abst); 297.
5. Calamia JR. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. NYJ Dent 1983; 53 (6): 255-9.
6. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. J Esthet Dent. 1991; 3(4):133-8.
7. Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing?. Clin Oral Investig. 2002; 6(4):189-97.
8. Roberson TM. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5th ed St Louis; Mosby: 2006 p:30-32
9. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics JADA 2008; 139 (Suppl): 19-24.
10. Malament KA , Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years, part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. J Prosthet Dent 2001; 86(5): 511-9.
11. Holloway JA , Miller RB. The effect of core translucency on the aesthetics of all-ceramic restorations. Pract Periodontics Aesthet Dent 1997; 9(5): 567-74.
12. Strassler HE. Minimally invasive porcelain veneers: indications for a conservative esthetic dentistry treatment modality. Gen Dent 2007; 55(7): 686-94.
13. Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. J Prosthet Dent. 2007; 98(5):359-64.
14. Ferrari M, Patroni S, Balleri P. Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. Int J Periodontics Restorative Dent. 1992; 12(5):407-13.
15. Belser UC, Magne P, Magne M. Ceramic laminate veneers: continuous laminate veneers: continuous evaluation of indications. J Esthet Dent 1997; 9(4): 197-207.
16. Gurel G. The science and Art of Porcelain Laminate Veneers. 1 st Edition Chicago, Quintessence Publishing 2003; p. 34.
17. Garber DA. Porcelain laminate veneers: to prepare or not to prepare? Compendium 1991; 12(3): 178-82.
18. El-Mowafy OM, Fenton AH, Forrester N, Milenkovic M. Retention of metal-ceramic crowns cemented with resin cements: effects of preparation taper and height. J Prosthet Dent 1996; 76(5): 524-9.
19. Browning WD, Nelson SK, Cibirka R, Myers ML. Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. Quintessence Int 2002; 33(2): 95-100.
20. Okuda WH. Using a modified subopaquing technique to treat highly discolored dentition. JADA 2000; 131(7): 945-50.
21. Nixon RL. Masking severely tetracycline-stained teeth with ceramic laminate veneers. Parct Periodontics Aesthet Dent 1996; 8(3): 227-35.
22. Baratieri LN, Coral Neto AC, Monteiro Júnior S, Caldeira de Andrada MA, Cardoso Vieira LC. The sandwich technique, an alternative treatment for tetracycline-stained teeth: a case report. Quintessence Int 1991; 22(12): 929-33.
23. Barath VS, Faber FJ, Westland S, Niedermeier W. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. Adv Dent Res 2003; 17(1): 55-60.
24. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, von Fraunhofer JA. Light transmission through all-ceramic dental materials. A pilot study. J Prosthet Dent. 2004; 91(5): 441-6.
25. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems, part II: core and veneer materials. J Prosthet Dent. 2002; 88(1): 4-9.
26. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of various types of opaque posts. J Prosthet Dent. 2000; 83(4): 412-7.
27. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review . J Prosthet Dent. 2007; 98(5): 389-404.
28. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: Results of a 5-year prospective clinical study. Quintessence Int. 2006; 37(4): 253-9.
29. Fradeani M , Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. Quintessence Int



- 2002; 33 (7): 503-10.
30. Oh SC, Dong JK, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont.* 2000; 13(6): 468-72.
31. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(10): 951-5.
32. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000; 53(4): 297-303.
33. Esquivel-Upshaw JF, Chai J, Sansano S, Shonberg D. Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelains for all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(3): 284-8.
34. Sorensen JA. The Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol.* 1999; 22(1): 153-63.
35. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2): 531-44.
36. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(3):231-8.
37. Raptis NV, Michalakakis KX, Hirayama H. Optical behaviour of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006; 26(1):31-41.
38. Höland W. Werkstoffkundliche Aspekte der IPS Empress 2 Glaskeramik Ivoclar Vivadent Report. 1998; 12(1): 3-10
39. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137(4):514-22.
40. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/Cam restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2002; 23(10):911-20.
41. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6): 551-6
42. Reich S, Troeltzsch M, Denekas T, Wichmann M. Generation of functional Cerec 3D occlusal surfaces: a comparison of two production methods relevant in practice. *Int J Comput Dent.* 2004; 7(3): 229-38.
43. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Fracture load of CAD/CAM generated slot-inlay FPDs . *Int J Prosthodont.* 2003;16(6): 653-60.
44. Pallesen U, van Dijken JW. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Eur J Oral Sci.* 2000; 108(3):239-46.
45. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004; 24 (5): 446-55.
46. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays *J Prosthet Dent.* 2000;84(5): 506-13.
47. Reich SM, Wichmann M, Rinne H, Shortall A. Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study. *J Am Dent Assoc.* 2004;135(5): 605-12.
48. Attia A , Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(3): 247-52.
49. Bindl A, Mormann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112(2): 197-204.
50. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(1): 44-9.
51. Kurbad A, Reichel K. Multicolored ceramic blocks as an esthetic solution for anterior restorations. *Int J Comput Dent.* 2006; 9(1): 69-82.
52. Fritzsche G. Treatment of a single-tooth gap with a Cerec 3D crown on an implant: A case report. *Int J Comput Dent.* 2004; 7(2): 199-206.
53. Sevuk C, Gur H, Akkayan B. Copy-milled all-ceramic restorations: case reports. *Quintessence Int.* 2002; 33(5): 353-7.
54. Sevuk C, Gur H, Akkayan B. Fabrication of one-piece all-ceramic coronal post and laminate veneer restoration: a clinical report. *J Prosthet Dent.*



- 2002; 88(6): 565-8.
55. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2000; 13(5): 420-4.
56. Chang JC, Hart DA, Estey AW. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent* 2003; 90(1): 18-23.
57. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(6): 662-7
58. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999; 20(1): 1-25.
59. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc.* 1972; 55(6): 303-5.
60. Luthart 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.
61. 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 Nov;15(6):426-33.
62. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restor Dent.* 2004; 24(2): 147-53.
63. 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.
64. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mat.* 2008; 24(3): 299-307.
65. 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.
66. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.* 2005; 21(5):476-82.
67. Piwowarczyk A. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont.* 2005; 14(1): 39-45.
68. Devigus A, Lombardi G. Shading Vita YZ substructures: influence on value and chroma, part I. *Int J Comput Dent.* 2004; 7(3): 293-301
69. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2002;81(7):487-91.
70. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 2004;20(7):655-62.
71. 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.
72. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 2004;17(2):142-9.
73. Addi S, Hedayati-Khams A, Poya A, Sjögren G. Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. *J Dent.* 2002;30(1):53-8.
74. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(1): 59-64.
75. 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(7): 682-8.
76. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation *J Oral Rehabil.* 2005; 32(11): 838-43.
77. Henriksson K, Jemt T. Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *Int J Prosthodont.* 2003; 16(6): 626-30.
78. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Rehabil.* 2005; 63 (9 Suppl 2): 22-32.
79. Heydecke G, Sierralta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminium oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(5): 488-93.
80. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10 5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(6): 504-9.
81. Otto D, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic



- restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2): 122-8.
82. Frankenberger R, Petschelt A, Krämer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behaviour. *Oper Dent.* 2000; 25(6):459-65.
83. Suárez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martínez F. Three-year clinical evaluation of in-Ceram Zirconia posterior FPDs . *Int J Prosthodont.* 2004; 17(1): 35-8.
84. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005; 36(2): 105-13.
85. Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(4): 450-6.
86. Wolfart S, Bohlsen F, Wegner SM, Kern M. A preliminary prospective evaluation of all ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2005; 18(6): 497-505.
87. Fradeani M, Aquilano A, Corrado M. Clinical experience with In-ceram Spinell crowns: 5-year follow-up . *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002; 22(6):525-33.
88. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(4): 237-44.
89. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil.* 2005; 32(3): 180-7.
90. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(4): 396- 401.
91. Sjögren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns in general practice: a retrospective study. *Int J Prosthodont.* 1999; 12(2): 122-8.
92. Olsson KG, Fürst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont.* 2003; 16(2): 150-6.
93. Probst L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil.* 1996; 23(3): 147-51.
94. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(4): 468-75.
95. Bindl A, Mormann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(5): 451-6.
96. McLaren EA, White SN. Survival of In-ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(2): 216-22.
97. Sorensen JA, Kang SK, Torres TJ, Knode H. In-Ceram fixed partial dentures Three-year clinical trial results . *J Calif Dent Assoc.* 1998; 26(3):207-14.
98. Vult von Steyern P, Jönsson O, Nilner K. 5-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit FPDs. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(4):379-84.
99. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(1): 23-32.
100. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ. Ceramic design concepts based on stress distribution analysis. *Compend Contin Educ Dent.* 2000; 21(8): 649-52.
101. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont.* 1993; 6(5): 462-7.
102. Meyer A Jr, Cardoso LC, Araujo E, Baratieri LN. Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(6):338-51
103. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont.* 1999;12(6):534-41.
104. Lohbauer U, Petschelt A, Greil P. Lifetime prediction of CAD/CAM dental ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2002; 63(6):780-5.
105. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental



- ceramics. *J Prosthet Dent.* 1995;74(2):145-50.
106. Hwang JW, Yang JH. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(7): 678-83.
107. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(4):339-46.
108. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram Zirconia core materials. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(2):183-8.
109. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont.* 1998; 11(2):183-9.
110. Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res.* 2000; 79(6): 1398-404.
111. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of core thickness on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont.* 2003; 16(5):474-80.
112. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater.* 2007; 23(1):115-23.
113. Taskonak B, Mecholsky JJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials.* 2005; 26(16): 3235-41.
114. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater.* 2007; 23(2):177-85.
115. Oh W, Götzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed partial dentures. *J Dent Res.* 2002; 81(9):623-7.
116. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(5): 536-42.
117. Oilo G, Törnquist A, Durling D, Andersson M. All-ceramic crowns and preparation characteristics: a mathematic approach. *Int J Prosthodont.* 2003; 16(3):301-6.
118. Pospiech P, Rammelsberg P, Goldhofer G, Gernet W. All-ceramic resin-bonded bridges A 3 dimensional finite-element analysis study. *Eur J Oral Sci.* 1996; 104(4) :390-5.
119. DeLong R, Douglass WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res.* 1983; 62(1): 32-6.
120. Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 1998;11(6): 602-9.
121. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005; 32(6): 441-7.
122. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.* 1966; 16(2): 297-305.
123. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971; 131(3):107-11.
124. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989; 62(4):405-8.
125. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(5): 492-8.
126. Martin N. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. *Dent Mater.* 2000; 16(1): 68-74.
127. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2005; 113(2):174-9.
128. Lin MT, Sy-Muñoz J, Muñoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *Int J Prosthodont.* 1998; 11(6):580-90.
129. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems Part I: core materials. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(1):4-9.
130. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems Part I: core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(1):10-5.
131. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and



- Spinell ceramic. Int J Prosthodont. 1997; 10(5): 459-66.
132. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behaviour of current ceramic systems. Int J Periodontics Restorative Dent. 2006; 26(1):31-41.
133. Herrguth M, Wichmann M, Reich S. The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. J Oral Rehabil. 2005; 32(10):747-52.
134. Dozić A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, Van der Zel J, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. J Prosthet Dent. 2003; 90(6):563-70.
135. Douglass RD, Przbyska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. J Prosthet Dent. 1999; 82(2): 143-9.
136. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. J Prosthet Dent. 2000; 83(4):412-7.
137. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. Dent Clin N Am. 2007; 51(3): 713-27.

Yazışma Adresi

Dt. Emre Bayramoğlu
Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Güzelbahçe, Büyükçiftlik Sokak,
No: 6, 34365, Nişantaşı,
İstanbul, TÜRKİYE
Tel: +90 0212 231 91 20
Fax: +90 0212 246 52 47
E-mail: emrebayramoglu@gmail.com

