

Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları

All Ceramic and Cad-Cam Applications in Dental Practice

Çağrı URAL¹

¹Yrd. Doç. Dr.,
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi
Ana Bilim Dalı
SAMSUN

ÖZET

Geçmişten günümüze kadar restoratif diş hekimliğinin en önemli amacı kaybedilmiş olan doku bütünlüğünün tekrar sağlanması, fonksiyon ve fonasyonun iadesi ve estetiğin temini olmuştur. Bu bağlamda seramik materyalinin diş hekimliğinde özel bir yere sahip olduğu söylenebilir. Çünkü diğer restoratif materyallere kıyasla birçok avantajı olmasının yanında hâlâ estetik olarak en tatmin edici sonuç seramik ile alınmaktadır. Rengi, ışık geçirgenliği, dokular ile uyumluluğu açısından günümüzde de seramiğin yerine başka bir materyal konamamıştır. Uzun yıllardır metal-seramik restorasyonlar bu amaçla kullanılmıştır. Metal altyapılı porselen sistemleri sağlamış oldukları yararların yanı sıra bazı dezavantajları da beraberinde getirmiştir. Metal altyapının ışık geçirgenliğini engellemesi ve korozyon özelliği, bunun yanında restorasyonda ilave kalınlığa yol açması gibi dezavantajları araştırmacıların metal desteksiz seramikler için arayışa yönelmesine neden olmuştur. Sabit restorasyonlarda bu tür ihtiyaçları gidermek üzere metal desteksiz porselen sistemleri geliştirilmiştir. Teknoloji ile bağlantılı olarak yeni materyaller ve yenilikler restoratif diş hekimliğindeki yerini almaktadır. Günümüzde özellikle CAD-CAM (bilgisayar yardımı ile tasarım-bilgisayar yardımı ile üretim) teknolojisi üzerindeki gelişmeler belirgin derecede artmıştır. Yeni seramik formüllerinin sunumu, yeni nesil bonding ajanlarının ve prosedürlerinin kullanımı, rezin esaslı yeni yapıştırıcıların bulunması birçok problemin üstesinden gelinmesini sağlamış ve yeni sistemlerin kullanımını arttırmıştır. Bu konuda yapılan araştırmalar ve yeni sistemlerin arayışı halen devam etmektedir.

Bu çalışma, seramik sistemler ve CAD-CAM sistemler hakkında genel bilgi veren bir literatür taramasıdır.

Anahtar Kelimeler: *Tamamı seramik, CAD-CAM, IPS empress, cerec, dental estetik*

İletişim Adresi:

Yrd. Doç. Dr. Çağrı URAL
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi
Ana Bilim Dalı
55139 Kurupelit-SAMSUN
Tel: 0362 3121919 / 3690
Faks: 0362 4576032
E-mail: cagriural@omu.edu.tr

SUMMARY

Since past the main goal of restorative dentistry is remaining continuity and wholeness of the tissues, give back function, fonation and providing esthetic. It could be said that the ceramic material known as porcelain holds a special place in dentistry. Because, notwithstanding the many advances made in other restorative materials, it is still considered to produce aesthetically the most pleasing result. It's colour, translucency and vitality cannot as yet be matched by any material except ceramics. For recent years metal-ceramic restorations used for this aim. Besides the advantages of using metal ceramic restorations also they bring some disadvantages. These disadvantages like preventing light transmission, additional thickness on the restoration, corrosion problems directing researches to searching for a ceramic material without metal framework. In fixed restorations, for eleminating these kind of needs, metal free porcelain systems have been developed. By the developing technology new materials taking their place in the restorative dentistry. Over the last years development in Computer Aided Design-Computer Aided Manufacture (CAD-CAM) technologies have increased widely. The introduction of new improved ceramic formulations, new bonding procedures and new resin cements have helped to overcome some of these problems and which has led to an increase their use, and now the studies about metal free porcelain systems continue. This article presents a review of the literature about all-ceramic and CAD-CAM systems.

Key Words: *All ceramic, CAD-CAM, IPS empress, cecre, dental esthetic*

Seramikler inert olmaları, renk stabiliteri, yüksek aşınma dirençleri, düşük ısı iletkenlikleri, biyoyoumluluk ve estetik özelliklerinden dolayı diş hekimliği açısından etkileyici materyallerdir (1,2). Sabit protezlerde estetik amaçla kullanılan tüm materyaller arasında, doğal dişle renk uyumunun en iyi sağladığı materyal seramiktir. Su absorbe etmeyişi ve ağız dokuları tarafından çok iyi tolere edilişi önemli özelliklerindedir (3). Baskılara karşı yüksek dirence sahip olan seramiklerin (300-350 MPa) gerilim tipi kuvvetlere karşı dirençleri düşüktür (20-60 MPa) (4). Diş hekimliği seramikleri cam matrisi içerisinde kristalin minerallerinden oluşur (5). Yani yapısı esas olarak camdır ve kırılma direncinden yoksundur (1,4). Bu da seramiklerin diş hekimliği uygulamasında kullanım çekincelerinden biridir.

Seramik materyalinin makaslama ve çekme streslerine karşı dayanıklılığının yetersizliği sebebi ile metal bir altyapıyla desteklenmesi fikri ortaya çıkmıştır (6). Ancak metal altyapının ışık geçirgenliğini engellemesi ve korozyon özelliği ayrıca restorasyonda ilave bir kalınlığa yol açması metal desteksiz seramikler için arayışa neden olmuştur. Son yıllarda seramik yapıların güçlendirilmesi ve güçlendirilmiş hazır seramik bloklardan bilgisayar desteğinde aşındırma yöntemi ile restorasyonların üretilmesi bu konuya ilgiyi daha da arttırmıştır. Tamamı seramik sistemler renkte derinlik sağları ve ışığı geçirme özelliğine sahiptirler. Estetik üstünlüklerinin dışında, yüksek biyoyoumluluk, plak oluşumunun engellenmesi, korozyon oluşmaması, doğal diş dokusuna yakın ısıl genleşme katsayısı ve ısı iletkenliğine sahip olmaları gibi birçok avantajları vardır (7). Tamamı seramik restorasyonlarda asıl hedef dayanıklılık sorununun önüne geçen bir seramik sisteminin sağlanmasıdır.

Tamamı seramik kuron ilk kez 1886'da Land tarafından geliştirilmiş ve porselen jaket kuron olarak adlandırılmıştır (3). 1965 yılında McLean ve Huges, kırığın ilerlemesini bloke etmek için %40-50 oranında alümina kristallerini ihtiva eden alüminus porselenden yapılmış iç kuron kullanıldığı porselen jaket kuronları geliştirmişlerdir (8).

Son yıllarda yapılan araştırmalar, dental seramiklerin mikro yapısının modifiye edilerek kuvvetlendirilmesine odaklanmıştır. Gelişen teknoloji ile birlikte fabrikasyon olarak hazırlanmış ve kuvvetlendirilmiş seramik bloklardan CAD (Bilgisayar Yardımı ile Tasarım)-CAM (Bilgisayar Yardımı ile Üretim) teknolojisi ile üretilen restorasyonlar da diş hekimliği pratiğinde giderek yaygınlaşan uygulamalardır (3,9,10).

Tamamı seramik sistemler için çeşitli sınıflandırmalar mevcuttur. Kullanılan materyalin kimyasal yapısına veya yapım tekniklerine göre sınıflandırmalar yapılabilir. Laboratuvar aşamalarına göre sınıflandırılacak olursa;

- Presleme
 - Cam infiltrasyonu
 - Freze kaynaştırma (sintering) yöntemi ile kullanılan seramikler,
- Kimyasal içeriklerine göre sınıflandırılacak olursa;
- Feldspatik; yüksek lösit içerikli,
 - Düşük lösit içerikli cam seramik,
 - Lityum disilikat mika ve kor ile güçlendirilmiş seramikler,
 - Alümina ve magnezyum kor yapılar şeklindedir (11,12).

Tamamı seramik sistemlerinin sınıflandırılması: (13)

A- Dispersiyon ile güçlendirilmiş seramik sistemleri;

- 1- Alümina kor
 - a) Alüminus seramik
 - b) Hi ceram
 - c) İnfiltrat seramikler (In-Ceram, Vita Zahnfabrik, Almanya)
- 2- Magnezyum kor
- 3- Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen kor (Cerestore, Johnson&Johnson, E. Windsor, N.J.)
- 4- Optec-HSP

B- Dökülebilir seramikler;

- 1- Dicor (Dentsply International, York, Pa.)
- 2- CeraPearl

C- Preslenebilir seramikler;

- 1- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- 2- IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

D- CAD-CAM sistemleri.

A- DISPERSİYON İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ SERAMİK SİSTEMLERİ

Dental seramiklerin direncini arttırmak için kullanılan güçlendirme yöntemlerinden biri, iyon değişimidir (4,14). Seramik yüzeyindeki küçük moleküller daha büyük moleküller ile yer değiştirir. Camın bileşenlerinden olan sodyumun çapı diğer bileşenlere göre küçüktür. Seramiklerin yüzeyinde bulunan sodyum iyonları, kendisinden çap olarak 35 kat daha büyük potasyum iyonlarıyla yer değiştirir. Sodyumdan boşalan bu küçük boşluğa, büyük potasyum iyonlarının yerleşmesiyle bir sıkışma gerilimi oluşur ve dayanıklılık artırılmış olur (4,15).

Dayanıklılığı arttırmak için kullanılan diğer bir yöntem de ısıl güçlendirme işlemidir. Bu işlemde eriyen cam, kristaller çevresine akar, matris ile kristaller arasından, yüzeyde oluşan katılaşmaya bağlı olarak yine sıkışma gerilimi oluşur ve dayanıklılık artar.

A.1. Alümina Kor

A.1.a. Alümina seramik: İlk kez 1965 yılında Mc Lean ve Huges tarafından geliştirilmiştir. Uzun yıllar metal desteksiz porselen sistemlerinde tek seçenek olarak kalmış ve kullanım olanağı bulunmuştur. Bilinen porselene %40-50 oranında alümina kristalleri eklenerek elde edilmiştir (3). Alümina partikülleri kuartzdan daha dayanıklı ve çatlakları durdurmada daha başarılıdır. Feldspatik seramiğin en iyi şartlarda 60 MPa olan bükülme direnci alümina kor seramiklerde 131 MPa'ya kadar yükselmiştir (16). Ancak yine de bu dayanıklılık değeri sabit köprü protezleri

için yetersizdir. Başka materyaller ile birlikte kullanılan alümina yalnız başına da kor yapımında kullanılabilir (4,17,18). Saf alümina, cam infiltre edilmiş kor materyalleri ile kıyaslandığında dayanıklılık değerleri 480-699 MPa'a kadar çıkabilmektedir.

A.1.b. Hi-Ceram: İlk kez 1972'de Jorgensen tarafından, fosfat bağlı revetman üzerinde platin (Pt) yaprak kullanılmaksızın, alümina porseleni fırınlanarak elde edilmiştir. Kimyasal yapısı geleneksel alümina kor yapısına benzer, ancak daha fazla alümina içerir. Teknikte kor porseleni direkt olarak ısıya dayanıklı day üzerinde pişirilmekte, dentin ve mine ise daha sonra bilinen yöntemlerle kor üzerinde fırınlanmaktadır (19). Hi-Ceram kor materyali, geleneksel porselenin %25 daha serttir. Teknikte kullanılan day materyali, kor porseleni ve bunun üzerinde pişirilen porselen ile eşit ısıl genleşme katsayısına sahip olduğundan, Hi-Ceram kor porseleninin fırınlanmasına olanak verir. Böylece porselenin direkt olarak day üzerinde oluşturulması sağlanır. Yapım tekniğinde ısıya dayanıklı day materyali üzerine özel porselen uygulanarak fırınlama işlemi yapılır. Kuron kısmı, Vitadur N dentin ve mine porseleni kullanılarak şekillendirilir (15,20). Tek kuron restorasyonu olarak tüm dişlerde kullanılır. Sabit köprü restorasyonlarında kullanılmaz (21,22).

A.1.c. In Ceram: Bu teknik Sadoun tarafından 1985 yılında Fransa'da geliştirilmiştir. Isıya dayanıklı day üzerinde ince grenli alümina partikülleri içeren hamurdan bir kor hazırlanır. Elde edilen bu kor yapı yüksek ısılı özel bir fırında uzun süren fırınlama işlemine tabi tutulur (23-25). Ancak kor yapı içeriğindeki alümina partikülleri arasında kalan boşluklardan dolayı dayanıksızdır ve bu poröz yapının direnci 6-10 MPa civarındadır. Dayanıklılığı arttırmak için kalan bu boşluklar cam infiltrasyonu ile doldurulur ve partiküllerin kaynaşması sağlanır. Böylece materyalin dayanıklılığı artırılmış olur (26,27).

In-Ceram alümina: 1989 yılında tanıtılan In-Ceram alümina sisteminde alümina altyapının şekillendirilip fırınlanmasını takiben içerisinde cam infiltre edilir. %99.56 saf alümina içeren In-Ceram alümina seramik sistemi ile anterior ve posterior bölgede üç üye köprü ve tek kuron restorasyonlarının uygulanması mümkündür (24,28). Yarı opak yapısından dolayı ışığın tam geçişine izin vermeyen bu seramik sistemi sınırlı estetik olanaklar sağlar (29). In-Ceram alümina seramik materyalinin bükülme direnci 236-600 MPa, kırık direnci ise 3.1-4.61 MPa arasındadır (30). In-Ceram alümina kopingler üzerine feldspatik porselen işlenir.

Alümina yerine "Spinel" ($MgAl_2O_4$) ve "Zirkonya" (ZrO_2) da kullanılmıştır. In-Ceram-Spinel, dentinin translusensi özelliklerini sergilediği için alüminaya göre daha estetik olması sağlanmıştır,

ancak dayanıklılığı alüminaya göre daha düşüktür (350 MPa) (31, 32). In-Ceram zirkonyada ise alüminaya %33'lük zirkonyum oksit ilavesi ile In-Ceram alüminadan daha yüksek bükülme direnci (700 MPa) elde edilmiştir (33). In-Ceram alt yapılar aynı zamanda yarı sinterize hazır seramik bloklardan freze yöntemi ile de elde edilebilmektedir (34). Hazır bloklar, elde edilen tarama verilerine göre freze işlemi ile şekillendirilir ve daha sonra ısıtma işlemine tabi tutularak sertleştirilir (34,35).

In-Ceram zirkonya: In-Ceram zirkonya, orjinal In-Ceram alümina sisteminin %35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya ile cam infiltre edilmiş alümina içeren bir modifikasyonudur (36). In-Ceram zirkonya seramik materyalinin bükülme direnci 421-800 MPa, kırık direnci ise 6-8 MPa arasındadır (37). In-Ceram zirkonya, "slip cast" tekniği ile veya hazır bloklarla CAD-CAM teknolojisi ile de uygulanabilir (28). In-Ceram zirkonyanın aşırı opak özelliği nedeni ile anterior bölgede kullanılması endike değildir, ancak posterior bölgede köprü ve kuron restorasyonlarının yapımında endikedir (28,29). Alt yapı seramikleri fırınlamalar neticesinde büzülme gösterirler, ancak zirkonya alt yapıdaki büzülme gözardı edilecek kadar az seviyededir. Bundan dolayı iyi bir kenar uyumu elde edilir. Kelly ve ark. (24) çalışmalarında, In-Ceram sistemi ile hazırlanan seramik kuronların ve köprülerin marjinal aralık değerlerinin kuronlar için 24 µm, köprüler için ise 58 µm olduğunu ve bu değerlerin metal seramik sistemlerin kenar açıklık değerlerinden farksız olduğunu bildirmişlerdir.

A.2 Magnezyum Kor

Temel yapısını %40-60 oranında magnezya ve magnezyum oksit oluşturduğu bu kor materyalinin en önemli özelliği, ısıl genişleme katsayısının $13.5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ olmasıdır. Böylece metal destekli porselen restorasyonlar için üretilmiş olan dentin ve mine porselen tozları ile birlikte kullanılabilir. Bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 131 MPa'dır³¹.

A.3. Cerestore

Sozio ve Riley tarafından 1982 yılında All-Ceram (Innotek, Lakewood, Co.) adıyla piyasaya sunulmuştur (31,38). Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen bu teknikte, kristalize olmuş bir magnezyum alüminyum oksit kullanılır. Kor materyalinin esas kristalin kısmını %65-70 alüminyum oksit (Al_2O_3) ve %8-10 magnezyum alüminat (MgAl_2O_3) oluşturur. Alüminyum oksit ve magnezyum alüminat yapıya dayanıklılık kazandırır. Böylece bu sistemde fırınlanma aşamasında diğer porselen sistemleri kadar bir büzülme olmaz. Yapım tekniğinde, epoksi rezin bir day materyali üzerinde hazırlanan örneğin, sisteme özel bir fırında fırınlanması ile porselen materyalinden kor yapı elde edilir. Daha sonra üzerine Cerestore sistemi için özel olarak hazır-

lanan, yüksek oranda alümina içeren dentin ve mine porseleni uygulanır (15).

B. DÖKÜLEBİLİR SERAMİKLER

B.1. Dicor

1983 yılında Crossman'ın, 1984 yılında da Adair'in ortaya koyduğu dökülebilir seramik sistemidir. Dicor camı yapıda çekirdekler halinde kullanıma sunulmuştur ve mum atımı tekniği ile kullanılmaktadır. Kristalizasyon işlemi olarak adlandırılan ve 650-1.075 °C arasında uygulanan ısıtma işlemi esnasında cam matrisi içerisinde tetrasiklik flor mika kristalleri büyüme göstererek dayanıklılığı artırmada rol oynar. Dicor normal porselenin iki katı esneme dayanıklılığına sahiptir. Dicor'un yüksek baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılığı, sertliği, yoğunluğu, aşınmaya karşı direnci, ısıl genişleme katsayısı ve yarı şeffaflık özelliği doğal diş dokusuna benzer (20, 39-41). Yapım tekniğinde, özel Dicor döküm cihazı kullanılarak kor elde edilir. Dayanıklılığı artırmak üzere kristalizasyon fırınlanması uygulanır. İyi estetik, iyi boyutsal stabilite, radyolüsent olması, düşük ısı iletkenliği, aşınmaya karşı dirençli olması, detaylı oklüzal anatomi oluşturulabilmesi ve 3-5 kez boyanabilmesi avantajları arasında sayılabilirken, estetik amaçlı ilave ısıtma işlemlerinin büzülme neden olması ve yapımı için uzun zaman ve ilave ekipman gerektirmesi dezavantajlarıdır (20,40).

B.2. CeraPearl

İlk kez Hobo ve Kyocera tarafından, dökümü yapılabilen apatit seramik olarak geliştirilmiştir. Doğal diş minesine gibi hidroksiapatit kristalleri içerir. Yapım tekniğinde kuron özel bir düzeneğe döküm yöntemi ile elde edilir. Daha sonra kuron üzerine Cerastain glaze maddesi ve boyama uygulanarak fırınlama işlemi yapılır (15,19,42,43). Fiziksel özellikleri mineye benzer, yüksek biyolojik uyuma sahiptir, ısı iletkenliği düşük ve aşınmaya karşı dirençlidir. Baskı kuvvetlerine karşı olan direnci 590 MPa'dır (21).

C- Preslenebilir Seramik Sistemleri (Lösit Cam Seramikler)

C.1. IPS Empress: Cam seramik yapının lösit kristalleri ile güçlendirildiği cam seramikler 1983 yılında Wohlwend tarafından Zürih Üniversitesi Sabit ve Hareketli Bölümlü Protez Bölümünde geliştirilmiştir. 1986'dan itibaren de Ivoclar Firması ile bağlantılı olarak üretime geçmiştir. Esas olarak bir feldspatik porselen olan seramiğin kristalin yapısı lösit kristallerinden oluşmaktadır. Yaklaşık 1-5 µm büyüklüğünde olan lösit kristalleri porselen hacminin %40'ını oluşturur (24,44,45). Bu kristaller çatlağın oluşmasını ve büyümesini engelleyici bir bariyer görevi üstlenir. Ticari olarak 1991 yılında piyasaya sunulmuştur. Yapımı ısı ve basınçla şekillendirme tekniğine dayanır. Mum atımı sonrası elde edilen

döküm boşluğu, sistemin lösit kristal içerikli hazırlanmış seramik blokların IPS Empress özel fırınında ısı ve basınç altında eritilmesi ve basınçla döküm boşluğuna itilmesi ile doldurulur. Bu sistemde ya restorasyon son şekli ile elde edilir ve yüzey boyaması ile renklendirilir ya da seramik altyapı elde edildikten sonra tabakalama yöntemi ile restorasyona son şekli verilir (6,46). Bu restorasyonlar yüksek translusenslikleri nedeni ile oldukça estetik restorasyonlardır. Ancak renklenmiş dişlerde, metal post-kor uygulanmış dişlerde ve metal abutment kullanılan implant üstü restorasyonlarda uygulanmaları endike değildir (29). Bu restorasyonların kırık direnci değerleri 1.5-1.7 MPa, bükülme kuvvetlerine karşı direnci ise 120-160 MPa'dır. On bir yıllık kullanım sonucunda %95'e varan başarı oranlarına sahip olmakla beraber endikasyonları tek üyeli veneer kuronlar, inley ve onley restorasyonlar ile sınırlı kalmaktadır (7, 46).

C.2. IPS Empress 2 (lityum disilikat cam seramikler): 1998 yılının Kasım ayında ilk kez tanımlanmış IPS Empress 2 IPS Empress sisteminin ardından, bu sistemin dayanımının bazı yerlerde yetersiz kalması nedeni ile geliştirilmiştir (34). Sistemin esaslı yine IPS Empress'te olduğu gibi kayıp mum tekniğine dayanır. Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapı, esas kristal faz olarak, 0.5-4 µm büyüklüğünde hacminin en az %60'ı kadar lityum disilikat kristalleri, ikinci kristal faz olarak ise 0.1-0.3 µm büyüklüğünde lityumortofosfat (Li₃PO₄) kristalleri içermektedir (34). Materyalin bükülme direnci 300-400 MPa, kırık direnci ise 2.8-3.5 MPa arasındadır (47). IPS Empress 2 sistemi ile anterior bölgede üç üye köprü, posterior bölgede en çok ikinci küçük azı bölgesine dek uzanan ve en fazla küçük azı kadar genişliğinde olan gövdeye sahip, üç üye köprü ve tek kuron restorasyonlarının uygulanması endikedir (48). Lityum disilikat, rastgele iç içe geçen tabaka biçimli birçok kristalden oluşmaktadır. Direnç açısından değerlendirildiğinde *İgnemsi kristaller, çatlakların yön değiştirmesini* ve kollara ayrılmasını engellemekte veya önlerinin kilesmesini sağlamaktadır. Seramik yapısındaki çatlak oluşumu, lityum disilikat kristalleri tarafından tutularak seramiğin bükülme direncinde artış sağlanmaktadır. Lityum disilikat cam seramiklerin mekanik özellikleri, lösit seramiklerden oldukça fazladır, yatay bükülme dirençleri 350-400 MPa (49) arasında değişmektedir. Marquardt ve Strub (50) çalışmalarında, 50 aylık klinik kullanım sonucunda IPS Empress 2 tek kuronlar için %100, üç üye köprüler için %70'lik başarı oranı belirtmişlerdir. 2005 yılında fiziksel özellikleri ve translusensliği artırılmış IPS e.max Press geliştirilmiş, preslenmiş seramik olarak piyasaya sunulmuştur (28).

PRESLENEBİLİR SERAMİK ÇEŞİTLERİ

Günümüzde birçok firma, piyasaya ilk sunulan IPS Empress sistemi ile uyumlu pres seramik ürünleri imal etmektedir. Bu ürünlerin büyük bir kısmı, lösit ile güçlendirilmiş feldspatik seramiktir.

Güncel preslenebilir seramik sistemlerden bazıları (51):

- Finesse ALL Ceramic (Dentsply/Ceramco York, ABD)
- Imax Press (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)
- Creation Press-ceramics (Creation Willi Geller, Meiningen, Avusturya)

CAD-CAM SİSTEMLER

CAD-CAM, bilgisayar kontrolü ile çalışan, makine ile üretilen malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımı anlamında kullanılan ve daha çok makine teknolojisinde kullanılan bir kelimedir (52). 1971 yılında Francois Duret, endüstride kullanılan bu teknolojinin diş hekimliğine transfer edilebileceği fikrinden yola çıkarak CAD-CAM teknolojisini diş hekimliğine tanıtmıştır. 1979 yılında Heitlinger ve Rodder adlı araştırmacıların ardından 1980 yılında Moermann ve Brandestini CAD-CAM sistemleri ile ilgili çalışmalar yapmışlardır. 1983 yılında Fransa'da Garanciere konferansında ilk dental CAD-CAM prototipi tanıtılmıştır. 1985 yılında ise herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilip ağız içerisine yerleştirilen ilk kuron elde edilmiştir (53). Günümüzde CAD-CAM restorasyonlar; tarayıcı uçlar kullanılarak elde edilen veriler doğrultusunda bilgisayar ortamında modellendikten sonra, bilgisayar destekli freze sistemleri ile hazır porselen bloklardan aşındırılarak üretilmektedir. 1985 yılından günümüze dek Cerec, Cicero, Procera, Celay, DC-Zirkon ve Cercon gibi çok sayıda CAD-CAM sistemleri geliştirilmiştir. CAD-CAM restorasyonlar, model üzerinde hazırlanan mum modelajın tarayıcı ile taranması sonrasında porselen bloktan kazınmasıyla (Copy Milling) (örneğin; Celay, Mikrona) veya preparasyonun ya da ölçülerinin taranarak, bilgisayara aktarılması sonrasında porselen blokların aşındırılması ile şekillendirilebilir. (örneğin; Procera, Nobel Biocare) (54,55).

Günümüze kadar bu teknoloji iki yönlü olarak ilerlemiştir. Birincisi, prefabrik seramik bloklar kullanılarak bir aşamada restorasyon yapılmasına dayanan uygulamalar olup, bir diğeri bu ilerlemeye paralel olarak, kullanılan materyallerin ve restorasyon çeşitliliğinin artmasına olanak tanıyan, CAD-CAM teknolojilerine yönelik üretim merkezleri ve dental laboratuvarların kurulmasıdır (56). Diş hekimliğinde uygulanan restorasyon üretiminin otomasyonundan beklenen hedefler; ticari olarak üretilen materyal blokları kullanılarak daha yüksek ve üniform kalitede restorasyonların elde edilmesi, restoras-

yon şekillendirme işleminin standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesi olmuştur (56). Geleneksel restorasyonlar manuel olarak hazırlandığı için, kullanılan materyalin mekanik ve estetik özelliklerinin güvenilirliği etkilenebilmektedir (57).

Günümüzde CAD-CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümlü kuron, tam kuron ve köprü sistemleri (56,58) hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları (59), implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesi (60) gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır. Bu sistemler maksillofasial protezlerin hazırlanmasında da kullanılmaktadır (61,62). CAD-CAM teknolojisi ayrıca implant destekli protezlerde dayanak (63), kuron-köprü ve hibrid protez alt yapı tasarımı ve üretiminde de uygulanmaktadır (64, 65). Günümüzde pek çok CAD-CAM sistemi diş hekimliği pratiğindeki kullanım yerlerini almıştır. Güncel CAD-CAM sistemlerinden bazıları şunlardır;

- Cerec-3 (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Cercon (Degudent, Frankfurt, Almanya)
- ProCera (Nobel Biocare, Göteburg, İsveç)
- Wol-Ceram (Wol-Dent, Ludwigshafen, Almanya)
- Precident DCS (DCS AG, Allschwil, İsviçre)
- Lava 3M ESPE (Seefeld, Almanya)
- Everest Kavro (Leutkirch, Almanya)
- DigiDent DentaCAD (Hint-ELS, Griesheim, Almanya)

CAD-CAM SİSTEMLER KULLANILARAK ALTYAPI TASARIMI VE ÜRETİM

Tüm CAD-CAM sistemleri; bilgisayarlı yüzey taraması (sayısallaştırma [computer surface digitization (CSD)] ve ağız ortamından bilginin elde edilip kaydedilmesi (diş preparasyonu, mevcut dişin geometrisinin belirlenmesi), altyapının tasarımı (CAD), altyapının üretimi (CAM) olmak üzere üç fonksiyonel unsur içerirler (56,66). Restorasyonu yapılacak diş modelleri bilgisayara 3 boyutlu olarak aktarılır (62). Ancak farklı CAD-CAM sistemlerine göre ağız ortamındaki durumun bilgisayar ortamına aktarılması farklılık göstermektedir. Bunlardan Cerec-3 sistemi hasta başında tarama ve tasarım yapılabilen tek sistemdir. Genellikle diğer sistemlerde veriler model üzerinden mekanik veya optik sayısallaştırıcılar (digitizer) kullanılarak elde edilir. Mekanik sayısallaştırıcı, tarayıcının diş ile göreceli olarak pozisyonunu koruyarak, prepare edilen diş yüzeyinin tamamının haritasını oluşturur. Bu sayısallaştırma işlemi genellikle elde edilen alçı model üzerinde olur. Optik tarayıcılarda ise ortamdan elde edilen veriler sistemin intraoral veya ekstraoral olarak optik kamerası ile sağlanır. Genellikle veri toplamak için kullanılan tarayıcı, CAD-CAM sisteminin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (56,67).

Tarama işlemi tamamlandıktan sonra elde edilen veriler bilgisayar ortamında yine sistemin yazılımı sayesinde sanal modelde dönüştürülmektedir. Bu sanal model üzerinde restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra CAD yazılımı, sanal modeli, CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirmektedir (56). Bu komutlar sayesinde de aşındırma işlemi kontrol edilir ve restorasyon elde edilir.

Önceleri CAD-CAM sistemlerinde restorasyonlar hazır prefabrikte bloklardan elmas frezler ve diskler yardımı ile aşındırılarak "eksiltme" yöntemi ile elde edilmekte idi. Eksiltme yöntemi restorasyonların son şeklini verebilmek açısından etkili olsa da, prefabrik blokların %90'ının uzaklaştırılması dolayısıyla materyal boşa harcanmaktadır. Bu yöntem alternatif olarak günümüzde hızlı prototip üretimi gibi (üç boyutlu serbest-şekilli üretim/solid free-form fabrication) "ekleme" yöntemini kullanan CAM üretim sistemleri de geliştirilmiş ve geliştirilmektedir. Yine seçici lazer sinterizasyonu, seramik veya metal restorasyonların üretimi için kullanılan yöntemlerden biridir (Medifactorying, Bego Medical AG, Bremen, Almanya; Hint Els, Griesheim, Almanya) (56). Bu yöntemde, restorasyonun tasarımı ve dizaynında, standart CAD-CAM sistemlerindeki işleme benzer bir işlem dizisi kullanılmaktadır. Ancak eksiltme yöntemi yerine işlem dizisi sırasında, seramik veya metal toz havuzundaki materyal sürekli ilavelerle sinterize edilerek restorasyon tamamlanmaktadır. Böylece boşa harcanan, artık materyal sorununun önüne geçilmiş olmaktadır (56).

Bazı ticari CAD-CAM sistemleri ekleme ve eksiltme yöntemlerini birlikte kullanmaktadır. Bu yöntemlerden birinde (ProCera) önce prepare edilen dişin 3 boyutlu olarak büyütülmüş hali metal üzerinde eksiltme işlemi ile oluşturulur (Büyütülmüş day, final restorasyonun sinterizasyonundan sonra oluşacak büzülmeyi kompanse etmek için kullanılmaktadır). Kullanılacak materyal metal day üzerine, toz halinde ve basınç ile ekleme yöntemiyle, büyük bir blok oluşturacak şekilde uygulanmaktadır. Daha sonra oluşturulan blok restorasyonun dış şeklini vermek üzere frezelenmektedir. Diğer bir kombine sistemde (Wol-Ceram) çamur şeklindeki alümina tozlarının direkt olarak ana modelde bulunan day üzerine ekleme yöntemiyle elektroforetik dispersiyon ile koping oluşturulmaktadır. Sonrasında teknisyen kopingi daydan uzaklaştırmakta ve cam infiltrasyon aşamasına geçilmektedir. Bu sistem üretim merkezinde bulunmaktadır ve üretim prensipleri henüz açıklanmamıştır. Farklı bir ekleme yöntemli hızlı prototipleme tekniği, 3 boyutlu baskı oluşturma, restorasyonun mum örneğinin tasarlanması ve baskılanması yoluyla da elde edilmektedir (Pro 50 sisteminin WaxPro, Cynovad, Saint-Laurent, Quebec, Kanada).

Bu sistemde alet injekt yazıcı gibi çalışarak, sistem mum örneklerden altyapılar ve tam kuronlar üretebilmektedir. Mum örnek daha sonra geleneksel manuel yöntemlere benzer şekilde dökülmektedir (56).

CAD-CAM SİSTEMLERİNDE ÜRETİMDE KULLANILAN MATERYALLER

CAD-CAM sistemlerinde seramikler, metal alaşımlar ve çeşitli kompozitler kullanılabilir. Genellikle kullanılan seramikler, alümina (daha sonra cam infiltrasyonu izin verenler dâhil), zirkonya ve feldspatik porselen esaslı seramiklerdir (7,40). Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler gibi, CAD-CAM sistemlerinde kullanılan seramikler de prefabrikte bloklar halinde hazır bulunmaktadır. Bu bloklar frezeleme işlemi veya bilgisayar kontrolünde çalışan cihazlar ile kesime tabi tutulur. Bu bloklar yarı sinterlenmiş veya tam sinterlenmiş halde bulunur. Presinterize seramiklerde bloklar pöröz olup, hızlı bir frezeleme işlemine imkân tanımaktadır. Pöröz yapının elimine edilebilmesi için tekrar bir sinterleme işlemine tabi edilmesi gerekir. Tam olarak sinterlenmiş seramiklerde ise non-pöröz yapılar mevcut olup frezleme işlemi zor yapılır, buna karşın tekrar sinterleme işlemine tabi tutulmalarına gerek yoktur (68). Cam infiltre CAD-CAM blokları ise "slip-cast" seramikleri ile benzer kompozisyonudur ve frezeleme işlemi sonrasında pöröz yapının giderilmesi amacıyla yeniden cam infiltrasyonu yapılması gerekir. Kitlenin ana yapısı olan alümina veya alümina zirkonya karışımının kristalleri arasındaki boşluklara cam infiltre edilerek yapının devamlılığı sağlanmaktadır.

Metalik malzemeler içerisinde özellikle titanyum üstün biyouyumluluk, korozyona direnç ve ince işlenebilirliği sayesinde en çok tercih edilen metal grubudur. Soy metallerle oranla maliyetleri daha düşüktür. Döküm teknikleri ile yapılan geleneksel yöntemle karşılaştırıldığında, CAD-CAM sistemlerinde kullanılan tüm metal blok materyaller endüstriyel olarak üretildiği için malzemelerde pörözite boşlukları bulunmadığından dayanıklılıkları daha yüksektir ve malzemeler homojendir.

Zirkonyum Oksit Seramikler

Zirkonyum oksit yüksek dirençli bir porselendir. Feldspatik porselene oranla yaklaşık 6 kat daha güçlüdür (69). Bu seramiklerin içerisinde yüksek oranda ZrO_2 partikülleri bulunmaktadır. Zirkonyum oksitin biyouyumluluğu kalça çıkığı vakalarında femur başı olarak kullanılmaya başlanması ile kesinlik kazanmış, sonrasında yüksek direnç ve estetik talepler dâhilinde diş hekimliği pratiğine girmiştir (70).

Normalde oda sıcaklığında madde stabil değildir (69). Sinterizasyon sonucunda oda sıcaklığında kısmen stabil olan tetragonal bir yapı oluşturur-

lar. Oda sıcaklığında oluşan stabil yapının korunabilmesi amacıyla ZrO_2 içerisine, kısmen veya tam stabilizasyon sağlayan itriyum oksit (Y_2O_3), magnezyum oksit (MgO), kalsiyum oksit (CaO) ve seryum oksit (CeO_2) gibi farklı oksitler katılmaktadır (71).

Yüksek mekanik özellikleri sebebi ile kuvvetli yüklerle maruz kalan posterior bölgede kullanımları uygundur. Materyalin bir dezavantajı opak görüntüsüdür, bu nedenle anterior bölgede kullanımı endike olmayabilir (69).

CEREC 3 ve CEREC InLab sistemlerinde feldspatik porselen olan Vitablocks Mark II (Vita Zahn-fabrik, Bad Sackingen, Almanya), Pro-CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), In-Ceram Zirkonya bloklar (Vita Zahnfabrik) ve rezin esaslı kompozit olan Paradigm MZ100 (3M ESPE, St Paul, Minn) hazır bloklar kullanılmaktadır (72,73). Polimer esaslı materyaller intraoral uygulama, parlatma, oklüzal veya interproksimal bölgelere yapılabilen ilaveler açısından porselenlere göre avantajlı görünse de, düşük aşınma direnci ve eğilme dayanıklılığı açısından dezavantajlıdır (58). Vitablocks Mark II konvansiyonel feldspatik porselenlere göre daha dayanıklıdır. Pro-CAD lösit kristalleri içermektedir ve özellikleri IPS Empress'e benzerdir. Paradigm MZ100 ise mikrometre ve sub-mikrometre zirkonya-silika doldurucuları içermektedir. Bu blokların monokromatik olmalarının estetiği etkilediği düşünülürse, alternatif olarak içinde değişen renk yoğunluklarında (3 renk) Vitablocks TriLuxe (Vita Zahn-fabrik) de kullanılabilir (58,73).

Cerec Sistemi

Cerec sistemi klinikte ilk kullanılan CAD-CAM sistemidir. 1985 yılında 3 eksenli aşındırma yapan Cerec 1 sistemi (Brains, Zürih, İsviçre), 1994 yılında 8 eksenli aşındırma yapabilen Cerec 2 sistemi (Siemens, Bensheim, Almanya) ve 2000 yılında Cerec 2 sisteminin geliştirilmiş hali olan Cerec 3 sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) üretilmiştir (74). Cerec sisteminin en büyük avantajlarından biri, tek seansta restorasyonun tamamını ağıza simante edilebilmesidir. Sistem kısaca, alınan optik ölçünün bilgisayara aktarılması, ekrandaki görüntü üzerinde restorasyonun sınırlarının çizilmesi, kullanılacak seramik yapının hacimce belirlenmesi ve üç boyutlu kuron modelinin oluşturulması şeklinde özetlenebilir. Makine; alınan optik ölçünün aktarıldığı ve restorasyonun şeklinin düzenlendiği görüntü-ölçü algılama ünitesi (Cerec Image Unit) ve aşındırma işleminin yapıldığı freze ünitesine (Cerec in Lab) sahiptir. CAD ve CAM ünitelerinin bağlantısı radyo dalgaları ile sağlanır. Bu sayede üniteler birbirinden bağımsız çalışabilmektedir. Bu özellik sayesinde bir ünite de bir restorasyon dizayn edilirken, diğer ünite de diğer bir restorasyon freze edilebilir. İntraoral

kamera (Sirocam) ve dijital radyografi (Sidexis, Sirona) eklenerek alınan optik ölçüler e-mail yoluyla transfer edilebilir (74). Cerec sisteminin, yüksek maliyeti, restorasyonların hazırladığı blokların genellikle tek renkli olması nedeni ile estetik sağlanamaması ve subjinjival bölgelerde dijital fotoğraf alınamaması gibi dezavantajları mevcuttur (75). Cerec sistemi, inley,onley, lamina veneer restorasyonlar ve kuron restorasyonlarının hazırlanmasında ve 2001 Nisan ayından itibaren üç üyeli sabit protetik restorasyonların uygulanımında kullanılmaktadır (74).

Cicero Sistemi

Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) sistemi, optik tarama, seramik sintering ve CAM esaslarına dayanmaktadır (76). Cicero sisteminin çalışma aşamaları; model hazırlığı, optik tarama, dizayn, sinterlenme işlemi, sentrik oklüzyon ayarı, artikülasyon ayarları, tabakaların oluşturulması ve bilgisayar destekli yapım aşaması olarak özetlenebilir. Sistemde prepare edilen dişin bulunduğu çenenin tüm ölçüsü elde edilir. Lazer tarayıcı ile önce güdük model tek başına, sonra modelin tümü olmak üzere tarama işlemi yapılır. Kapanış modeli üzerine yerleştirilerek model daha hassas olarak bir kez daha taranır, data bankasında bulunan hazır kuronlar arasından en uygun kuron belirlenir. Maksimum oksitten oluşan altyapı seramiği yüksek basınçta tepilir ve vakum altında sinterlenir. 1.050°C'de aktif olabilen likid zirkonya cam fazı, alüminanın güdüğe kırılma veya çatlama olmadan sinterlenmesine yardım eder. Freze bölmesinde altyapı işlenir, aynı sistemle önce dentin, daha sonra mine porseleni preslenip pişirilir ve freze bölümünde işlenir (76).

Procera Sistemi

İlk olarak kuron ve köprü restorasyonları için titanyum altyapılar üretmek amacıyla 1986'da geliştirilen Procera CAD-CAM sisteminin temeli, titanyumun dökümünün çok zor olması nedeni ile titanyum altyapı üretimi için döküm dışında bir yöntemin araştırılmasıyla atılmıştır (77). Seramik teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak, Procera sistemi kullanılarak tamamı seramik sistemler için altyapılar üretilmeye başlanılmıştır (78). Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials iş birliği ile 1993'te Procera allceram sistemi geliştirilmiştir. Sistemin safir probu ile day model taranır ve preparasyonun 3 boyutlu şekli belirlenir (66). Elde edilen veriler elektronik olarak biri İsveç, diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunan CAM ünitelerine aktarılır. Altyapılar bu iki merkez laboratuvarından birinde üretilir. Procera sistemine ait CAD ünitesi hekimin çalıştığı ortamda bulunmalıdır. Sistemin geleneksel dizayn ve üretim ünitelerinin

bağlantısı internet aracılığı ile sağlanmaktadır. Procera sisteminin kullanılabilmesi için özel bir tarayıcı, taranan bilgilerin kullanılabilmesi için özel bir program (Procera software), bilgisayar ve verilerin transferi için bir modem ve internet bağlantısı bulunmalıdır (79).

Procera allceram sistemi ile CAD-CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta alüminyum oksit (%99.5) altyapılar üretilmektedir (20,28). Ayrıca zirkonyum oksit altyapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum altyapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentler, implant-üstü full-seramik kuronlar ve implant-üstü titanyum köprü altyapılarının üretimi mümkündür.

Celay Sistemi

Celay sistemi ilk kez Zürih Üniversitesinde doktora tezi olarak ortaya atılan ve kopya/freze tekniğine dayanan bir sistemdir. 1992 yılında piyasaya sürülen "Celay" diğer sistemlere göre oldukça basit bir çalışma prensibine sahip mekanik bir cihazdır. Bitişik iki bölümden oluşan cihazın sol bölümü kopyalama odası, sağ bölümü ise freze odası adını almaktadır. Kopyalama odasındaki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar, modelasyonun yüzeyinde dolaştırıldığına, freze odasındaki özel frezler porselen bloğu şekillendirmeye başlar. Tarayıcı uçların hareketini frezlere aktaran sistem cihazın orta kısmındadır. Özel soğutma sistemi ve sıvı yardımıyla seramik blok ve aşındırıcı elmas frezelerin soğutulma işlemi gerçekleştirilmektedir. Celay tekniği ile tam anatomik form ve detaylı oklüzal yüzey karakteristiği elde edilebilmektedir (5).

Cercon Sistemi

Zürih Üniversitesi ve İsviçre Federal Teknoloji Enstitüsünün iş birliği ile geliştirilen Cercon Smart ceramics, DeguDent, Dentsply firmasının zirkonya tamamı seramik sistemidir. Cercon sistemi dental pazara 2002 yılında sürülmüş olmasına rağmen, Nisan 1998'den beri Zürih Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesinde uygulanmaktadır. Sistemde kullanılan zirkonya tam olarak Y-TZP' dir (80). Cercon sisteminde sinterlenmemiş zirkonyum oksit kullanılmaktadır. Sistemin Y-TZP kristalinden oluşan 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm'lik prefabrike blokları (Cercon Base), beyaz ve renkli olmak üzere iki çeşittir. Aşındırma ünitesinde (Cercon Brain) yarı sinterlenmiş zirkonyum blok üzerinde önce kaba, daha sonra hassas aşındırma işlemi yapılır. Aşındırılan zirkonyum oksit blok, olması gerektiğinden hacimce %30 oranında daha büyüktür. Sonrasında yapılan sistemin sinterleme fırınında (Cercon Heat) sinterleme işlemi ile hacimce küçülme sağlanarak zirkonyum altyapıya gerçek boyutu kazandırılır ve aynı zamanda yapı gerçek sertliğine ulaşılır. Elde edilen altyapı üzerine, sistemin özel Cercon Ceram-S porselen tozu ile tabakalama tekniği ile üst yapı hazırlanır (80).

DC-HIP Zirkon Sistemi

Dental protetik restorasyonlarda kullanılmak üzere DCS Precident tarafından 1993 yılında üretilen DC-Zirkon, hipped, polikristalin, tetragonal zirkonyum dioksittir. DC-Zirkon sisteminde tam sinterlenmiş (%5 Y_2O_3 ile %95 ZrO_2) Y-TZP seramik blokları kullanılmaktadır (28,81). Zirkonyum dioksit materyalinin biyouyumluluğu, "Food and Drug Administration (FDA)" ve Fransız Sağlık Bakanlığı tarafından onaylanmıştır. DCS sisteminde, DC-Zirkon altyapılar, yoğun sinterlenmiş (HIP-Hot Isostatic Press, HIPed) bloklardan final boyutunda işlenir. Hazırlanma şekli (HIP-Hot Isostatic Press) dolayı dayanıklı ve uzun ömürlüdür. %99.9 oranında saf zirkonyum oksitten ($Zr/Hf/Y$) hazırlanan DCS CAD/CAM sisteminin blokları 80 x 50 x 8, 80 x 50 x 10, 80 x 50 x 12, 80 x 50 x 13.5 ve 80 x 50 x 15 boyutlarındadır. Kuron ve köprü restorasyonları tamamen sinterlenmiş beyaz ve diş renginde olarak iki grup halinde bulunan DCS CAD/CAM sisteminin bloklarından kazınarak hazırlanır. DCS sisteminin patentli yapıcı "PRECISCAN" 14 adet ayrı ayrı tek kuronun veya 14 üyeye kadar köprü restorasyonunun hassas optik taramasını ve elde edilen verilerin bilgisayar ortamına aktarılmasını sağlar (2). DCS CAD/CAM sisteminde, DCS DENTFORM 4.26, CAD yazılım programı kullanılmaktadır. Windows işletim sistemi ile uyumlu, güncellenebilir, CAD yazılım programı kullanılarak pontik tasarımı, bağlantı noktaları ve oklüzal yüzeylerin tasarımı ve modifikasyonu interaktif olarak hazırlanabilmektedir (82). Yüklenen veriler, PRECIMILL tarafından otomatik olarak blokların üzerine aşındırma yoluyla aktarılır (2). Sistemde aşındırma işlemi sonrasında herhangi bir ısı işlem uygulanmadığı için restorasyonların kole uyumları ve adaptasyonu son derece iyidir.

Lava Sistemi

2002 yılında piyasaya sunulan Lava tam seramik sisteminde (3M ESPE Dental Products, St. Paul MN) yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılmaktadır. Sistem, özel tarayıcı (Lava Scan), CAM ünitesi (Lava Form) ve sinterleme fırınından (Lava Therm) oluşmaktadır (83). Lava sistemde dişsiz kısımlar ve prepare edilen dişler Lava Scan ile taranır, Lava CAD yazılımı otomatik olarak kenar tasarımı ve gövde tasarımını yapar. Tasarım işlemi sonrasında yarı sinterlenmiş ZrO_2 seramik blok Lava Form ile aşındırılır. CAM ünitesi 21 üye altyapıya kadar müdahale gerektirmeden çalışabilir. ZrO_2 bloktan elde edilen altyapı, olması gerektiğinden hacimce %20-25 oranında daha büyüktür. Sonrasında yapılan sinterleme işlemi ile hacimce küçülme sağlanarak zirkonyum altyapıya gerçek boyutu, yoğunluğu ve direnci kazandırılır. Sinterlenen altyapılar, zirkonyanın ısıl genleşme katsayısı ile uyumlu olan Lava Ceram seramik materyali ile bitirilir (83).

DIŞ HEKİMLİĞİ PRATIĞİNDE TAMAMI SERAMİK SİSTEMLERİNİ SEÇİMİNİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER

Diş hekimliği pratiğinde hastaya göre sistem seçimi, estetik, dayanıklılık, uyum, maliyet, üretim kolaylığı gibi birçok faktörü göz önünde bulundurarak gerçekleştirilir. Bütün seramik sistemleri bu kriterlere çeşitli oranlarda sahiptir (84).

Estetik açıdan değerlendirilecek olursa Dicor, tamamı seramik sistemler arasında en translucent özelliğe sahip olarak gösterilebilir. Bununla birlikte dayanımı In-Ceram, IPS Empress ve diğer bazı sistemlerden düşüktür ve bazı vakalarda aşırı translusensi estetik sorun yaratabilir. IPS Empress sistemlerde translusensi vakaya göre ayarlanabilmekle beraber, dayanıklılık sorunundan dolayı ön bölge dişleri ile kullanımı sınırlıdır. IPS Empress 2 sisteminde dayanım biraz daha artırılmış ve arka grup dişlerin restorasyonuna olanak sağlamıştır (85). CAD-CAM sistemlerinde genellikle monolitik blok seramik (restorasyonun bütününe tek materyalden hazırlanması) veya metaller kullanılmaktadır (86). Blok şeklinde kullanılan porselenlerin bir dezavantajı monokromatik olmaları nedeni ile renk seçim özgürlüğünün kısıtlanmasıdır. Bu porselenlerden elde edilen restorasyonlara, geleneksel yöntemlere benzer şekilde dış boyama ve glazür uygulanarak kişisel efektler kazandırılmaktadır (71). Ayrıca bazı sistemlerde (Lava) değişik solüsyonlar ile iç boyama da yapılabilmektedir (83). Herrguth ve ark.ları (87) CAD-CAM sistemleriyle üretilen protezlerin estetik görünüşleri ve renkleri ile ilgili yaptıkları çalışmada prefabrike porselen blokların kullanıldığı ve üzerine dış boyama yapılan kuronların estetiğinin geleneksel tabakalama tekniği ile elde edilen kuronların estetiğine benzer sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

Uyum özellikleri bakımından değerlendirilecek olursa restorasyonun başınsındaki önemli etkenlerden biri de iç ve kenar uyumlarıdır. Kuron uyumunu inceleyen çalışmalar genellikle kenar uyumu ile sınırlıdır (88). Kenar uyumsuzlukları; periodontal problemler, çürük oluşumu, plak tutulumu, yapıstırıcı simanın çözünmesi veya renk değişimi gibi olumsuz faktörlere sebep olabilmektedir (89). Tamamı seramik sistemleri için kabul edilebilir kenar uyum değerleri genellikle 80-100 μm arasında bildirilmiştir (11,44). CAD-CAM ile oluşturulmuş altyapıların kenar uyumları, geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar için bildirilen diş eti bölgesindeki aralıktan daha düşüktür (90). Nakamura ve ark.ları (91) CEREC 3 ile hazırlanan kuronların kenar aralığının 67 μm 'dan az olduğunu tespit etmişlerdir. Procera sistemi ile üretilen titanyum kuronların kenar uyumlarının 61 \pm 37 μm olduğu (92), Procera seramik kuronların kenar uyumlarının ise ortalama 55-63 μm arasında olduğu rapor edilmiştir (93). Yeo ve ark. (94), geleneksel

In-Ceram kuronlar için kenar uyum değerlerini $112 \pm 55 \mu\text{m}$ olarak bildirmişlerdir. Krejici ve ark. (95) ise IPS Empress inlay restorasyonlarında kenar uyum değerini $78.2 \mu\text{m}$ olarak rapor etmişlerdir.

Tamamı seramik restorasyonların önceleri, metal destekli porselen restorasyonlara oranla en büyük dezavantajları kırılma dayanıklılıklarının düşük olması idi. Kırılmadan önce sadece %0.1'lik bir elastik bozulma gösterebilirler. Bu nedenle üzerlerine gelen kuvvetlere karşı, elastik modülleri daha yüksek olan metallere oranla daha kırılığandırılar. Simantasyon aşamasında, çığneme fonksiyonu sırasında ve yaranalana durumunda kırılmaya yatkındırlar (96). Ancak hızla gelişen teknoloji ve yeni geliştirilen seramik sistemleri ve kullanılan materyallerin geliştirilmesi ile birlikte araştırmacılar tamamı seramik sistemlerin arka grup dişlerde tek ve üç üyeli köprülerde kullanılabildiğini göstermişlerdir (97). Yüksek dayanımlı oksit seramikler ile yapılan klinik çalışmalarda, başarı oranları %82.5-100 olarak bildirilmiştir (98). Zirkonya içerikli köprü altyapılarının, özellikle konnektör bölgelerinin tasarımlarının doğru yapılması durumunda, kullanım sürelerinin 20 yıldan fazla olabileceği bildirilmiştir (99). Andersson ve ark.ları (100) tarafından Cercon sistemiyle hazırlanmış 22 posterior tamamı seramik kuronun bir yıllık klinik takibi sonucunda, tüm protezler klinik fonksiyon, kırılma ve renk stabiliteyi bakımından başarılı bulunmuştur. Son yıllarda kullanımı hızla artan CAD-CAM sistemlerin yeterli estetik ve dayanım, yüksek uyumluluk, diğer sistemlerde olan birçok yapıım aşamasının bu sistemlerde olmaması nedeni ile kısa zamanda restorasyonun hastaya teslimi gibi avantajları bulunmaktadır. Ancak bu sistemlerin birçoğunda ilave ekipman gerektirmesi ve maliyet dezavantajlar arasında sayılabilir (58).

SONUÇ

Günümüzde seramik restorasyon üretim tekniklerinin tamamı diş hekimliği pratiğinde, tek ve çok üyeli sabit protetik restorasyonlarda kullanım yerini güvenilir bir şekilde almıştır. Son yıllarda bilgisayar teknolojisindeki gelişmeye paralel olarak modern diş hekimliğinde de bilgisayar yardımcı sistemler ortaya çıkmıştır. Bu sistemlerle elde edilen restorasyonların materyal kalitesi ve yüksek uyumluluğu beklentileri karşılayacak şekilde sağlanabildiği için, gelecekte teknolojinin de ilerlemesi ile tüm dental restorasyonların üretiminde CAD-CAM teknolojisinin kullanılabildiği öngörülebilmektedir. Mevcut CAD-CAM sistemleri birbirinden farklı avantajlar ve özellikler sunarlar, ancak sınırlamaları da vardır. Henüz hiçbir sistem geleneksel yöntemlerle elde edilen bir restorasyonu tam olarak üretme yetisine sahip değildir. CAD-CAM sistemler ile ilgili olarak çalışmalar halen devam etmektedir. Gelecekte, farklı CAD-CAM sistemlerinin üretim teknikle-

rini, dijital üretimlerin hassasiyetini araştıran in vitro çalışmaları, bu sistemler ile hazırlanmış restorasyonların uzun dönem klinik takip çalışmaları planlanmalıdır.

KAYNAKLAR:

1. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rewok ED, Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Dent Res* 2002;81(6):433-8.
2. 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.
3. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. All ceramic restorations. In: Bateman LA, ed. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rded. London: Quintessence Publishing Co. Inc; 1997. p.433-55.
4. Qualtrough A, Piddock V. Ceramics update. *J Dent* 1997;25:91-5.
5. O'brien W. Dental porcelain. In: A Dickson, ed. Dental materials and their selection. 3rded. London: Quintessence Publishing Co; 2002. p.210-25.
6. Rosenbulm MA, Schulman A. Review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128(3):298-307.
7. Azer SS, Drummond JL, Campbell SD, El Moneim Zaki A. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2001;86(6):624-31.
8. Faull TW, Hesby RA, Pelleu GB, Eastwood GW. Marginal opening of single and twin platinum foil-banded aluminum porcelain crowns. *J Prosthet Dent* 1995;53(1):29-33.
9. Malone WFP, Koth DL. Cerestore crowns. In: Cavazos E, Kaiser DA, Moragano SM, eds. Tylman's Theory and Practice of Fixed Prosthodontics. 8thed. Tokyo: Ishiyaku EuroAmerica Inc; 1989. p.435-47.
10. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999;2(1):9-35.
11. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):374-80.
12. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *J Can Dent Assoc* 2002;68(4):233-7.
13. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):859-65.
14. Denry IL, Rosenstiel SF, Holloway JA, Niemiec MS. Enhanced chemical strengthening of feldspathic dental porcelain. *J Dent Res* 1993;72(10):1429-33.
15. Yüksel C, Çekiç C, Özkan P. [Full porcelain crowns systems]. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Dergisi* 2000;10(2):79-88.
16. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000;28(7):529-35.
17. McDonald A. Advances in operative dentistry and fixed prosthodontics. *Prim Dent Care*. 2001;8(1):13-6.
18. McLean JW. High-alumina ceramics for bridge pontic construction. *Br Dent J* 1967;123(12):571-7.
19. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth

- century. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):61-6.
20. Burke FJ, Qualtrough AJ, Hale RW. The dentine-bonded ceramic crown: an ideal restoration? *Br Dent J* 1995;179(2):58-63.
 21. Dong J, Luthy H, Wohlewend A, Schörner P. Heat-press ceramics: Technology and strength. *Int J Prosthodont* 1992;5(1): 9-16.
 22. El Sherif MH, Jacobi R, Lindke L. The ceramic reverse three-quarter crown for anterior teeth: laboratory procedures. *J Prosthet Dent* 1990;64(2):127-30.
 23. 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.
 24. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75(1):18-32.
 25. Probst L. Survival rate of In-Ceram restorations. *Int J Prosthodont* 1993;6(3):259-63.
 26. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83(4):396-401.
 27. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1994;72(6):585-90.
 28. 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.
 29. 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):10-5.
 30. Giordano R, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995;73(5):411-8.
 31. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7(2): 134-43.
 32. Ironside J. Light transmission of a ceramic core material used in fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 1993;16:103-6.
 33. Suarez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17(1):35-8.
 34. 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.
 35. Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont* 1994;7:134-42.
 36. 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.
 37. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater*. 2005;21(5):454-63.
 38. Höland A, Strub J, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont* 1989;2(1):13-26.
 39. Campbell SD. Esthetic modification of cast dental-ceramic restorations. *Int J Prosthodont* 1990;3(2):123-9.
 40. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int*. 1996;27(10):701-6.
 41. Naylor P, Munoz C, Goodacre C, Swartz M, Moore B. The effect of surface treatment on the knoop hardness of di-cor. *Int J Prosthodont* 1991;4(2):147-50.
 42. Nahara Y, Sadamori S, Hamada T. Clinical evaluation of castable apatite ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1991;66(6):754-8.
 43. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1991;66(6):747-53.
 44. Mak M, Qualtrough AJ, Burke FJ. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. *Quintessence Int* 1997;28(3):197-203.
 45. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *Int J Prosthodont* 1994;7(6):549-53.
 46. Denissen HW, Wijnhoff GF, Veldhuis AA, Kalk W. Five-year study of all-porcelain veneer fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1993;69(5):464-8.
 47. Quinn J, Sundar V, Lloyd I. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003;19(7):603-11.
 48. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 2002;29(10):951-5.
 49. Sorensen J. The ips empress 2 system: defining and possibilities. *Quintessence Dent Technol* 1999;22:153-63.
 50. Marquardt P, Strub J. 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.
 51. Derand P, Vereby P. Wear of low-fusing dental porcelains. *J Prosthet Dent* 1999;81(4):460-3.
 52. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004;7(1):25-45.
 53. Duret FB, JL. Duret B. CAD/CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988;117:115-20.
 54. Sim C, Ibbetson R. Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *Int J Prosthodont* 1993;6(1):36-42.
 55. Suh PS, Johnson R, White SN. Fit of veneers made by CAD-CAM and platinum foil methods. *Oper Dent* 1997;22(3):121-7.
 56. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):1289-96.
 57. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26(7):507-8, 10, 12 passim; quiz 17, 27.
 58. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc* 2005;136(12):1714-23.
 59. Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent* 2004;91(1):85-8.
 60. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent* 2007;97(6):389-94.
 61. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM

- technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent* 2006;96(2):96-9.
62. Chen LH, Tsutsumi S, Iizuka T. A CAD/CAM technique for fabricating facial prostheses: a preliminary report. *Int J Prosthodont* 1997;10(5):467-72.
 63. Yuzugullu B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;10(2):113-21.
 64. Drago CJ, Peterson T. Treatment of an edentulous patient with CAD/CAM technology: a clinical report. *J Prosthodont* 2007;16(3):200-8.
 65. Kupeyan HK, Shaffner M, Armstrong J. Definitive CAD/CAM-guided prosthesis for immediate loading of bone-grafted maxilla: a case report. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006;8(3):161-7.
 66. 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.
 67. Quaas S, Rudolph H, Luthardt R. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent* 2007;35(12):903-8.
 68. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007;51(3):713-27.
 69. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
 70. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schäfer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comp Dent* 2001;4(2):89-106.
 71. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18(8):590-5.
 72. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont* 2006;15(3):155-63.
 73. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137(Suppl):14-21.
 74. Mörmann W, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46(2):405-26.
 75. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc* 2001;132(9):1301-3.
 76. Van der Zel J, Vlaar S, De Ruitter W, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):261-7.
 77. Russel M, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog M, Lang B. A new computer assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1995;126(11):757-63.
 78. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20(2):151-61.
 79. Becker CM, Kaldahl WB. Current theories of crown contour, margin placement, and pontic design. 1981. *J Prosthet Dent* 2005;93(2):107-15.
 80. Lothar V. Ceron the all ceramic CAM system by Degussa Dental. *Quintessence Dent Technol* 2001;52:811-4.
 81. Oilo M, Gjerdet N, Tvinnereim H. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008;24(4):471-5.
 82. 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.
 83. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. 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.
 84. Seghi R, Sorensen J. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995;8(3):239-46.
 85. Giordano R. Dental ceramic restorative systems. *Compendium* 1996;17(8):779-94.
 86. Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater* 2006;22(1):29-36.
 87. 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.
 88. Bindl A, Mormann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci* 2003;111(2):163-9.
 89. 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.
 90. Northeast SE, Van Noort R, Johnson A, Winstanley RB, White GE. Metal-ceramic bridges from commercial dental laboratories: alloy composition, cost and quality of fit. *Br Dent J* 1992;172:198-204.
 91. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2003;16(3):244-8.
 92. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993;51(3):129-34.
 93. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80(4):394-404.
 94. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003;90(5):459-64.
 95. Krejci I, Krejci D, Lutz F. Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years. *Quintessence Int* 1992;23(3):181-6.
 96. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *CÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2002;5:97-102.
 97. Sevük Ç, Gür H, Akkayan B. Kopya freze tekniği ile hazırlanan tam seramik restorasyonlar: Vaka sunumları. *Quintessence Int* 2003;8:353-7.
 98. Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil* 2007;34(9):702-9.
 99. Studart A, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler I. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007;23(2):177-85.
 100. Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand* 1989;47(5):279-86.