

# BÖLÜM 12

## TAM SERAMİKLERİN GÜNCEL SINIFLANDIRMASI

Zeynep YEŞİL DUYMUŞ<sup>1</sup>  
Muhammed KÜRÜM<sup>2</sup>

### GİRİŞ

Seramikler estetik diş hekimliğinde son yüzyılda kullanılan ana materyallerden biri olmuştur. Daha önceleri sadece porselen jaket kuron yapımında kullanılan seramiklerin 1960'ların ortalarında Mc Lean'ın alüminöz porselenleri geliştirmesiyle farklı uygulama alanları oluşmuştur. Her materyal türünün kendi avantajları, dezavantajları klinik endikasyonları ve kontrendikasyonları bulunmaktadır.(1) Doğru materyalin seçimi ve hastanın yönlendirilmesi klinisyenlerin sorumluluğundadır.

İndirekt dental restoratif materyaller; metal alaşımları, seramikler ve rezin esaslı kompozitler olmak üzere üç gruba ayrılırlar. Altın alaşımları ile hazırlanan restorasyonlarda uzun süreli klinik başarı elde edildiği belirlenmiştir. Ancak estetik beklentiler hastaların metal içermeyen restorasyonlara talebinin artmasına sebep olmuştur.(2)

Ürün sayısının fazla olması ve yeni materyallerin keşfedilme hızı nedeniyle, klinisyenler seramik restoratif materyal seçerken farklı seçenekler ile karşı karşıya kalırlar. Seçim, nadiren materyallerin özelliklerinin tam olarak anlaşılmasına dayanır. Daha sıklıkla, *in vitro* ölçülen mukavemet, yarı saydamlık derecesi, üretim teknikleri, diş laboratuvarı teknisyeninin tercihi ve hatta reklamlar gibi kriterlere göre yapılır.(3) Seramiklerin sınıflandırılması hem klinisyenlerin karar verme aşamasında hem de eğitim açısından oldukça gerekli ve önemlidir. Klinik endikasyonlara, bileşime, dağlama kabiliyetine, işleme yöntemlerine, pişirme sıcaklıklarına, mikro yapıya, yarı saydamlığa, kırılma

<sup>1</sup> Prof. Dr., Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD., Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD., zyesilz@hotmail.com

<sup>2</sup> Öğr. Gör.,Bingöl Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Dişçilik Hizmetleri Bölümü,mkurum@outlook.com

direncine ve antagonist aşınmaya dayanan farklı sınıflandırma sistemleri bulunmaktadır.(4-7) Bununla birlikte, bu sınıflandırmalar ya belirsizdir ya da kesin değildir. Yeni restoratif materyallerin geliştirilmesi ile bunların tam olarak nerede durması gerektiğine karar vermek oldukça zordur. Bu çalışmanın amacı yeni materyallerin geliştirilmesiyle anlaşılması zor hale gelen seramikleri sınıflandırarak açıklamak böylece klinisyenlerin seramik seçiminde başvurabileceği bir kaynak oluşturmaktır.

Bu çalışmada 2015 yılında Gracis ve arkadaşları(3) tarafından yapılan sınıflama üzerinden dental seramikler anlatılmaya çalışılacaktır. Bu sınıflamada yazar daha önceki bilgiler ışığında seramikleri; cam-matriks, polikristalin ve rezin-matriks seramikler olmak üzere üç temel grupta incelemiştir.

## **CAM-MATRİKS SERAMİKLER**

### **Feldspatik Seramikler**

Bu seramikler; kil/kaolin (hidratlı alüminosilikat), kuvars (silikat) ve feldspat (potasyum ve sodyum alümino-silikatların bir karışımı) olmak üzere üçlü bir kombinasyondan oluşurlar (örn. IPS Empress CAD, IPS Empress Esthetic, IPS Classic, Ivoclar Vivadent; Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs, Vident). Potasyum feldspat ( $K_2Al_2Si_6O_{16}$ ) lösit kristalleri (kristal faz) içerir, bu da miktarına bağlı olarak restorasyonun dayanımını artırır ve metal alt yapıları porselenle veneerlenebilir duruma getirir.(5,8,9) Feldspatik seramikler; halen metal alaşımları ve seramik yüzeylerde veneer malzemesi olarak ayrıca dental yapılara simante edilen estetik bir materyal olarak kullanılırlar.(5)

Layton ve Clarke (10) yaptıkları bir meta analizde feldspatik veneerlerin 5 ile 10 yıllık sağ kalımlarını araştırmışlar; sağ kalım oranlarını 5 yılda %92 ile %98 arasında, 10 yılda %64 ile %96 arasında saptamışlardır.

Feldspatik porselenlerde nonadeziv simantasyon endike olmayıp,(10) kırılma dirençlerini arttırmak için adeziv simanla yapıştırılması gerekir.(9) Simantasyon için ışıkla sertleşen, kimyasal sertleşen veya dual cure rezin simanlar kullanılabilir.

### **Sentetik (Lösit, Florapatit, Lityum Disilikat ve Türevleri) Seramikler**

Seramik endüstrisinde, doğal kaynakların kullanımını azaltabilmek için sentetik malzemeler kullanılmaya başlanılmıştır. Bileşimleri üreticilere göre fark-

lılık göstermekle birlikte, genellikle sodyum oksit ( $\text{Na}_2\text{O}$ ), potasyum oksit ( $\text{K}_2\text{O}$ ), silikon dioksit ( $\text{SiO}_2$ ) ve alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) ihtiva ederler. Metallerle ısıl genişleme uyumluluğu göstermeleri ve dayanıklılıklarının fazla olması için lősitle birlikte apatit kristalleri ile takviye edilebilirler. Tam seramik alt yapılarda veneer malzemesi olarak kullanıldıklarında, bu alt yapıların ısıl genişleme katsayısına uyum sağlayacak şekilde geliştirilmişlerdir.(11)

Mekanik özellikleri geliştirilmiş alt yapı malzemeleri için kristal faz takviyeli feldspatik porselenler bulunmaktadır. Bu materyallere örnek olarak; Seryum oksit ( $\text{CeO}_2$ ; %1,6),  $\text{SiO}_2$  (%63),  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (%17),  $\text{K}_2\text{O}$  (%11,2),  $\text{Na}_2\text{O}$  (%4,6), boron trioksit ( $\text{B}_2\text{O}_3$ ), kalsiyum oksit ( $\text{CaO}$ ), baryum oksit ( $\text{BaO}$ ), titanyum dioksit ( $\text{TiO}_2$ ) (<%1)' den oluşan IPS Empress veya yaklaşık %70 lityum disilikatdan oluşan IPS Empress 2 gösterilebilir. Lityum disilikat sistemi içinde bir başka gelişme dökülebilir veya bilgisayar tasarımı (CAD/CAM) ile oluşturulabilir sistemlerin geliştirilmesidir. Bu malzemeler (örn, IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vident; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake) ön bölgede inleyler, onleyler, kuronlar ve üç üniteli sabit diş protezleri olarak kullanım için geliştirilmiş mekanik özellikler gösterirler. Yakın zamanda patent süresinin dolmuş olmasına karşın, farklı varyasyonlardaki materyaller diğer üreticilerden (örneğin, Pentron Ceramics'ten 3G HS) temin edilebilir. Ayrıca, zirkonya ile zenginleştirilmiş lityum silikat takviyeli seramikler (örneğin, Suprinity; Celtra Duo; bileşim [ağırlıkça %]:  $\text{SiO}_2$  [%56 ila %64],  $\text{Li}_2\text{O}$  [%15 ila %21],  $\text{K}_2\text{O}$  [%1 ila %4],  $\text{P}_2\text{O}_5$  [3 ila %8],  $\text{Al}_2\text{O}_3$  [%1 ila %4],  $\text{ZrO}_2$  [8 ila %12] ve  $\text{CeO}_2$  [0 ila %4]) üretilmiştir.(10)

Yapılan *in vitro* çalışmalarda veneerlenmiş lityum disilikat kronlar daha düşük yüklemelerde kırılırken (1431+404.3 N) monolitik olarak hazırlananlar daha yüksek (2665.4+759.2 N) kuvvetlere dayanım göstermiştir.(11) Birçok çalışmada monolitik lityum disilikat restorasyonların posterior ve anteriorda tek üyeli kuron veya üç üyeli köprülerde diş veya implant destekli olarak kullanılabileceği gösterilmiştir.(6,12-15)

Lityum disilikatın mukavemeti; yükleme döngüsünün sayısı, abutment ile antagonistin yapısı ve materyali, termal döngü sayısı gibi parametrelere göre farklılık gösterilebilir.(16) Karşit dişte yaptığı aşınma ve abraziv özellik göz önüne alındığında lityum disilikata önerilen polisaj prosedürleri uygulandığında mine benzeri değerler gösterir. Yapılan *in-vitro* çalışmalarda Tip 3 altın alaşımlarından ve polisajlanmış monolitik zirkonyadan daha agresif olduğu görülmüştür.(17-20)

Elektron mikroskobu ile yapılan incelemeler sonucunda; lityum disilikatın intraoral düzeltmelere en duyarlı materyallerden biri olduğu belirlenmiştir. Lityum disilikatın en önemli özelliklerinden biri mükemmel yumuşak doku yanıtı göstermesidir. *In vitro* çalışmalarda polisajlanmış bu materyalin yüksek biyouyumluluk gösterdiği, yalnızca düşük plak birikimi değil insan epitel hücrelerinin ve fibroblastlarının proliferasyonuna ve adezyonuna uygun ortam sağladığı görülmüştür.(21,22)

Mükemmel biyouyumluluk ve yüksek mekanik özelliklerinin yanı sıra lityum disilikatlar geleneksel zirkonyadan %30 daha fazla translüsensi özelliği gösterirler.<sup>37</sup> Silika içeriğinden kaynaklı olarak lityum disilikatlar asite duyarlıdır, bu sebeple mekanik ve kimyasal adezyon sağlanabilir.(23)

Çalışmalarda, geleneksel ve dijital yöntemle hazırlanan lityum disilikat restorasyonların adaptasyonu değerlendirilmiştir. Monolitik lityum disilikat kuronların marjinal doğruluk açısından önemli bir farklılık göstermediği bildirilmiştir.(24) Ayrıca, bazı araştırmacılar tarafından, polivinilsiloksanlarla geleneksel ölçülerden yapılan sıcak preslenmiş lityum disilikat kuronların, CAD-CAM dijital olarak üretilenlerden daha iyi marjinal uyum gösterdiği saptanmıştır.(25)

### **Cam-İnfiltrer Seramikler**

In-Ceram Alumina ilk cam infiltrer materyal olup slip-casting döküm tekniği kullanılarak üretilmiş ve 1989 yılında piyasaya sürülmüştür. Yoğun bir şekilde paketlenmiş  $Al_2O_3$  hamuru, güdük üzerinde sinterlenerek alümina parçacıklarının gözenekli bir iskeleti oluşturulur. Gözenekleri ortadan kaldırmak ve daha dayanıklı bir yapı oluşturmak için ikinci bir sinterleme işleminde lantan camı ile süzme uygulanır. Büyük uzun taneler (10 ila 12 um uzunluğunda ve 2.5 ila 4 um genişliğinde), yönlü parçacıklar (1 ila 4 um çap) ve 1 µm'den küçük küresel taneler şeklinde üç farklı alümina parçacık boyutu gözlenir. Opaklığında dolayı porselenin veneerlenmesi gerekir. Üreticilere göre değişmekle birlikte  $La_2O_3$  (%12),  $Al_2O_3$  (%82),  $SiO_2$  (%4.5), CaO (%0.8) ve diğer oksitler (%0.7) bileşiminde bulunur.(3)

In-Ceram Spinell 1994 yılında piyasaya sürülmüştür. In-Ceram Zirkonya, seramiğini güçlendirmek için  $Al_2O_3$ 'ün bileşimine kısmen stabilize zirkonya oksidin eklenerek üretildiği In-Ceram Alümina'nın modifikasyonudur. Üreticiye göre, bileşiminde;  $Al_2O_3$  (%62), ZnO (%20),  $La_2O_3$  (%12),  $SiO_2$  (%4,5), CaO (%0.8) ve diğer oksitler (%0.7) bulunur.(3)

IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent) ve OPC (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn.) gibi lösit infiltre edilmiş düşük dolduruculu ürünlerin fiziksel özellikleri diğer dolduruculu seramiklere göre göreceli olarak daha düşüktür. Bu nedenle veneerler, inleyler ve onleyler için endikedir. Feldspatik porselenlerde olduğu gibi adeziv simantasyon yapılması kırılma direncini arttırmak için önemlidir.(26-28)

Özellikle CAD/CAM teknolojisi ile üretimde lityum disilikat ve zirkonyanın popülaritesinin artması nedeniyle bu grup materyallere ilgi azalmıştır.

## **POLİKİSTALİN SERAMİKLER**

Polikristalin seramiklerin ana özelliği, dayanıklılık ve kırılma tokluğu olmakla birlikte, sınırlı translusenslik özelliği kazandıran ince taneli kristal yapıda bulunmalarıdır. Ayrıca, bir cam faz içermemeleri polikristalin seramiklerin hidroflik asitle asitlenmesini zorlaştırır, bu da uzun pürüzlendirme süresi veya daha yüksek sıcaklık derecesi gerektirir.(29)

Polikristal seramikler çoğunlukla geleneksel olarak simante edilir, ancak bazı durumlarda adeziv simantasyon yapılabilir.(30)

### **Alumina**

Alumina (örn. Procera AllCeram, Nobel Biocare; In-Ceram AL) yüksek saflıkta  $Al_2O_3$ 'ten (%99.5'e kadar) oluşur. Nobel Biocare firması tarafından 1990'ların ortalarında CAD/CAM ile kullanım için bir çekirdek malzeme olarak tanıtılmıştır. Sertlik derecesi çok fazla (17 ila 20 GPa) olup, dayanımı ise nispeten yüksektir. Dental seramikler içerisinde en yüksek elastik modüle (E = 300 GPa) sahiptir. Bu durum kırılmaya karşı direncini azaltmıştır.(31,32) Kırılma eğilimi ve faz dönüşümü ile daha tok hale gelen gelişmiş mekanik özelliklere sahip stabilize zirkonyanın üretilmesi alümina kullanımının azalmasına yol açmıştır.(10)

### **Stabilize Zirkonya**

Stabilize Zirkonyaya örnek olarak; NobelProcera Zirconia, Nobel Biocare; Lava/Lava Plus, 3M ESPE; In-Ceram YZ, Vita; Zirkon, DCS; Katana Zirconia ML, Noritake; Cercon ht, Dentsply; Prettau Zirconia ve Zirkonzahn; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent; Zenostar, Wieland verilebilir. Zirkonya, 1170 °C'ye kadar monoklinik, 1170 °C'den 2370 °C ye kadar tetragonal, 2370 °C'den 2680 °C ye kadar kübik olmak üzere üç farklı allotropik formda bulunur.(33,34) Kes-

me gerilimi ve büyük (%4) hacim artışı tetragonalden monoklinik faza dönüşüme eşlik eder. Hacim artışı mikro çatlakları kapatarak malzemenin kırılma tokluğunu arttırır. Dönüşüm sertleşmesinin kullanılabilmesi için, tetragonal veya kübik fazın, saf zirkonyayı itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitlerle alaşımlayarak oda sıcaklığında stabilize etmesi gerekir. Elementler, bir fazı tamamen veya kısmen stabilize eder.(35) Zirkonya seramikler mikro yapılarına göre; tam stabilize zirkonya (FSZ), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak sınıflandırılırlar.(36) FSZ, zirkonya kübik formda olup %8 mol'den fazla itriyum oksit ( $Y_2O_3$ ) içerir. PSZ, kübik bir matriste nano boyutlu tetragonal veya monoklinik parçacıklar içerir ve TZP'ler, çoğunlukla yttria veya ceria ile stabilize edilmiş tetragonal fazdan oluşan monolitik malzemelerdir. Dental zirkonyaların tümü TZP tipidir, bu formda en yaygın olarak Y-TZP bulunur. Bu form en yüksek mukavemete ve kırılma tokluğuna sahiptir.(23)

Zirkonya seramikler seramikle veneerlenecek bir protez alt yapı malzemesi olarak kullanılmış, ayrıca monolitik materyallerde üretilmiştir. Gerektiğinde infiltrasyon ile renklendirilebilen tek renkli bir malzeme olarak bulunmaktadır. Dentinden mineye renk varyasyonunu taklit edecek şekilde üretilmiş polikromatik CAD/CAM blokları ve disklerin kullanımı popüler bir şekilde artmıştır (örn. Katana Zirconia ML, Kuraray). Bu materyaller ranslusensi artırılarak üretilmişlerdir (örneğin, Lava Plus; Cercon ht; NexxZr T; Zenostar Full Contour Zirkonya; ve Zirlux FC2).(37)

Cam içeren seramiklerden farklı olarak zirkonyum silika içermediklerinden geleneksel asitle pürüzlendirme işlemi uygulanamaz. Bu nedenle geleneksel adeziv bonding sisteminin avantajları bu restorasyonlarda kullanılamaz. (38)

Yapılan araştırmalarda zirkonyanın mükemmel biyouyumluluk, titanyumdan daha düşük plak tutma ve iyi radyoopasite gösterdiği saptanmıştır. Ayrıca suda çözünmez ve ağız ortamında korozyona karşı duyarlılığı ihmal edilebilir düzeydedir. Metal içermeyen seramik malzemeler arasında monolitik zirkonya, geleneksel bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra karşıt dişlerde en düşük aşınmaya sebep olan materyaldir.(39)

Geleneksel olarak zirkonya, indirekt restorasyonlar için protez materyali olarak kısmen yttria ile stabilize edilmiş tetragonal fazda (Y-TZP) kullanılır. Mekanik, termal ve/veya birleşik streslerin etkisinde, absorbe edilen enerji,

polikristal yapısının atomik bağlarının bir kısmını kırabilir ve buda tetragonal kristalleri daha kararlı bir monoklinik şekle dönüştürür. Bu kendiliğinden ve geri dönüşü olmayan dönüşüm, Faz Dönüşümü Sertleşmesi (PTT) olarak bilinir ve kristallerin hacminde yaklaşık olarak %4-5' lik bir artış göstererek malzeme içinde önemli basınç gerilimi yaratır.(23,40-42)

Teknolojik ve protetik yönlerden, PTT, zirkonyanın kendi kendini onarabilmesine imkan verdiği için olağanüstü bir avantaj sağlamıştır. Kristallerin müteakip hacimsel artışı, kırılma ucundaki malzeme içinde çatlak yayılımını sınırlar.(23,40-44)

PTT' nin ağız içerisinde olumlu özelliklerinden yararlanmak için, endüstriyel üretim sırasında kübik ve tetragonal zirkonya, seryum, itriyum, magnezyum, ve lantan gibi metal oksitlerle stabilize edilir. Katkı maddelerinin yüzdesi imalat tekniklerine ve klinik kullanıma göre değişiklik gösterir. Stabilize edici oksitler, zirkonya kristalinin tetragonal fazında oda sıcaklığında termodinamik olarak yarı kararlı bir durumda tutulmasına katkıda bulunur ve daha kararlı monoklinik kristallerde kendiliğinden dönüşümü engeller. Bu tür oksitler, travmatik olaylar, yüzey modifikasyonları (ör. oklüzal ayarlamalar, taşlama, cilalama, vb.) ve malzemenin yaşlanmasından sonra kaybolabilirler.(23,40-44)

### **Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina ve Alumina ile Güçlendirilmiş Zirkonya**

Zirkonyanın tetragonal fazda genellikle kısmen stabilize kalması ve alüminanın orta düzeyde bir sertlik göstermesi nedeniyle, alümina-zirkonya (zirkonya ile sertleştirilmiş alümina [ZTA]) ve zirkonya-alümina (alümina ile sertleştirilmiş zirkonya [ATZ]) artroplasti uygulamalarında önerildiği gibi mikro veya nano ölçekte kompozitlerin geliştirilmesine rehber olmuştur.(36,45)

Alüminaya stabilize edilmemiş zirkonya ilave etmenin kırılma tokluğunu arttırdığı ilk olarak 1976 yılında Claussen,(46) tarafından açıklanmıştır.

Kompozitteki zirkonya veya alümina yüzdesi özelleştirilebilir. Talebe veya üreticilere göre değiştirilebilir. Sınıflandırma amacıyla araştırmacılar, ZTA'nın ağırlıkça > %50 Al'ya sahip olması gerektiğini, oysa ATZ'nin ağırlıkça > %50 Zr içermesi gerektiğini önermişlerdir.

Son teknolojik yöntemlerde, zirkonya nanoparçacıklarının sinterlenmeden önce alümina mikroparçacıklarına uygulanması incelenmiştir.(28,29) Kompozit materyallerin Y-TZP ile karşılaştırıldığında düşük sıcaklıkta bozulmaya

karşı direnç, dayanıklılığın fazla olması ve kırılma tokluğu gibi avantajları bulunmaktadır.(46, 47) Y-TZP' nin döngüsel yorulma dayanımı oldukça fazladır. (48)

Henüz klinik anlamda diş hekimliğinde kullanılmayan dereceli zirkonya ve alümina materyalleri bulunmaktadır. Bunlar, alümina veya zirkonya substratların yüzeyine cam infiltrate edilerek üretilen polikristalin restoratif materyallerin bir varyasyonudur. Oluşan infiltrasyon, iyi bir klinik performans için hasara daha dayanıklı ve estetik bir sistem oluşturur.(49) Dereceli yapı, ara yüz boyunca kademeli olarak değişen bir malzeme bileşiminden (düşük sertlikte camdan yüksek sertlikte çekirdeğe) oluşur. Çalışmalarda zirkonya, termal genleşme katsayısına benzer bir silikat camla infiltrate edilmiştir. Cam yüzdesinin 120 µm interfaz boyunca %100' den %0' a kadar değiştiği gözlenmiştir. Elastik modül, yüzeyde 125 GPa iken derin kısımlarda 250 GPa olabilmektedir.(50-53) İnfiltrate edilmiş ve edilmemiş numuneler arasında toklukta çok az farklılık olmakla birlikte, infiltrate edilmiş örnekleri kırmak için gereken yük neredeyse aynı boyuttaki infiltrate edilmemiş örneklerin iki katı kadardır. Dereceli yapıların göreceli etkisinin ince numuneler için daha büyük olması dikkat çekicidir. (51,53) Modülün azaltılmasıyla yüzeye yakın bölgede gerilmenin büyük kısmı yüzeyin altındaki daha sert malzemeye aktarılır. Yüzeydeki bu gerilim aktarımı çatlak başlangıcını sınırlar ve hem alüminanın hem de zirkonyanın yorulma ömrünü büyük ölçüde iyileştirir.(53)

Kademeli yapı, artık geleneksel kor veneer üretiminden kaynaklanan keskin ara yüzü ortadan kaldırarak katmanlar arasındaki delaminasyon potansiyelini azaltır.(51,54) Ayrıca, yüzeylerde kalan cam zirkonyayı kaplar, su emilimini önler ve böylece hidrotermal bozulmayı sınırlar.(51) Bu yaklaşım, sağlam biyomekanik özelliklere ve estetiğe sahip daha ince dental restorasyonları oluşturmak için umut verici yeni olanaklar sunar.(55)

## **REZİN- MATRİKS SERAMİKLER**

Bu sınıf, seramik partikülleriyle yüksek oranda doldurulmuş organik matriksli malzemeleri içerir. Seramiklerin geleneksel tanımı dikkate alındığında, organik matriksin varlığı rezin matrisli seramik malzemelerin teorik olarak araştırmacılar tarafından önerilen sınıflamalardan hariç tutulmasını gerektirmiştir. Bununla birlikte, rezin matrisli seramikler Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) Diş Prosedürleri ve İsimlendirme Kodu 2013 versiyonunda porselen/



seramik terimini “porselenler, camlar, camlar, seramik ve cam seramik”ler olarak verilmiş olduğundan sınıflandırmaya dahil edilmiştir. Bu nedenle, malzemeler daha az baskın bir organik fazın (polimer) varlığından bağımsız olarak ağırlıklı olarak (ağırlıkça > %50) refrakter inorganik bileşikler içerdiklerinden bu grupta yer alırlar.

Üreticilerin rezin matrisli seramik malzemeleri geliştirme sebebi; geleneksel seramiklerle karşılaştırıldığında dentinin elastisite modülüne daha yakın bir malzeme olması, işlenmesinin ve ayarlanmasının, cam matrisli seramiklerden (örneğin, lityum disilikat ailesinden sentetik seramikler) veya polikristal seramiklerden daha kolay olması ayrıca kompozit reçine ile onarılabilmesi ve modifikasyonunun kolay yapılabilmesidir.

Rezin seramikler özellikle CAD/CAM için formüle edilmişlerdir. Şu anda, rezin matrisli seramik malzemeler, inorganik bileşimlerine göre; rezin nanoseramik, rezin içerisinde cam seramik matris ve rezin ile iç içe geçmiş zirkon-silika matris olmak üzere gruplara ayrılabilirler.(3)

### **Rezin Nano Seramik**

Ağırlıkça yaklaşık %80 nanoseramik parçacıklarıyla güçlendirilmiş yüksek oranda sertleştirilmiş rezin matrisden oluşur. Rezin nanoseramiklere örnek 3M Lava Ultimate verilebilir. Silika nanopartiküllerinin (20 nm çap), zirkonya nanopartiküllerin (4 ila 11 nm çap) ve zirkonya-silika nanokümelelerinin (nanopartiküllerin bağlı agregaları) kombinasyonu olup dolgu partiküllerinin ara boşluklarını azaltır.(3)

### **Rezin İçerisinde Cam Seramik Matris**

Tipik olarak; bir feldspatik seramik (ağırlıkça %86 / hacimce %75) ve bir polimer (ağırlıkça %14 / hacimce %25) olmak üzere ikili ağırdan oluşur. Seramik parçanın spesifik bileşimi; %58 ila %63 SiO<sub>2</sub>, %20 ila %23 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %9 ila %11 Na<sub>2</sub>O, %4 ila %6 K<sub>2</sub>O, %0.5 ila %2 B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %1'den az Zr<sub>2</sub>O ve CaO den oluşur. Polimer ağı üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)' tır. Üretici bunu hibrit seramik olarak adlandırmıştır. Vita Enamic örnek olarak verilebilir.(3)

### **Rezin ile İç İçe Geçmiş Zirkon-Silika Matris**

Silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, mikro füme silika, pigmentler (örn. Shofu Block HC, Shofu) gibi seramik ağırlık yüzdesindeki varyasyo-

nun yanı sıra farklı organik matrislerle uyarlanmış, inorganik içeriği %60'tan fazla olan materyallerdir. Diğer bir örnek olarak bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), TEGDMA ve patentli üçlü başlatma sistemi (MZ100 Blok, Paradigma MZ-100 Blokları, 3M ESPE) verilebilir.(3)

## **KAYNAKLAR**

1. Mc Lean JW. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*. 1965;119(6):251-67.
2. Donovan T, Simonsen R, Guertin G, Tucker R. Retrospective clinical evaluation of 1,314 cast gold restorations in service from 1 to 52 years. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry[et al]*. 2004;16(3):194-204.
3. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*. 2015;28(3):227-235.
4. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ)*: 1995). 2014;35(1):38-43.
5. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
6. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics*. 2011;55(2):333-52.
7. Omar H, Atta O, El-Mowafy O. Difference between selected and obtained shade for metal-ceramic crown systems. *Operative dentistry*. 2008;33(5):502-507.
8. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. ed. Chicago: Quintessence Publ. 2008:212.
9. Sakaguchi R, Powers J. *Testing of dental materials and biomechanics*. *Craig's Restorative Dental Materials 13th ed* Philadelphia, PA: Elsevier Mosby. 2012:85.
10. Layton DM, Clarke M. A systematic review and meta-analysis of the survival of non-feldspathic porcelain veneers over 5 and 10 years. *Int J Prosthodont*. 2013;26(2):111-124.
11. Zhao K, Wei Y-R, Pan Y, Zhang X-P, Swain MV, Guess PC. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dental Materials*. 2014;30(2):164-171.
12. Silva NR, Thompson VP, Valverde GB, Coelho PG, Powers JM, Farah JW, et al. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *J Am Dent Assoc* 2011;142:4S-9S.
13. Kim JH, Lee S-J, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent* 2013;22(1):66-70.
14. Monaco C, Rosentritt M, Llukacej A, Baldissara P, Scotti R. Marginal Adaptation, Gap Width, and Fracture Strength of Teeth Restored With Different All-Ceramic Vs Metal Ceramic Crown Systems: An in Vitro Study. *European J Prosthodont and Restorative Dent* 2016;24(3):130-7.
15. Dogan DO, Gorler O, Mutaf B, Ozcan M, Eyuboglu GB, Ulgey M. Fracture resistance of molar crowns fabricated with monolithic all-ceramic CAD/CAM materials cemented on titanium abutments: An in vitro study. *J Prosthodont* 2017;26(4):309-314.
16. Nawafleh N, Hatamleh M, Elshiyab S, Mack F. Lithium disilicate restorations fatigue testing parameters: a systematic review. *J Prosthodont* 2016;25(2):116-26.

17. Lee A, Swain M, He L, Lyons K. Wear behavior of human enamel against lithium disilicate glass ceramic and type III gold. *J Prosthet Dent* 2014;112(6):1399-405.
18. Kim M-J, Oh S-H, Kim J-H, Ju S-W, Seo D-G, Jun S-H, et al. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent* 2012;40(11):979-88.
19. Amer R, Kürklü D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *J Prosthet Dent* 2014;112(5):1151-5.
20. Zurek AD, Alfaro MF, Wee AG, Yuan JCC, Barao VA, Mathew MT, et al. Wear characteristics and volume loss of CAD/CAM ceramic materials. *J Prosthodont* 2019;28(2):e510-e8.
21. Forster A, Ungvári K, Györgyey Á, Kukovec Á, Turzó K, Nagy K. Human epithelial tissue culture study on restorative materials. *J Dent* 2014;42(1):7-14.
22. Tete S, Zizzari VL, Borelli B, De Colli M, Zara S, Sorrentino R, et al. Proliferation and adhesion capability of human gingival fibroblasts onto zirconia, lithium disilicate and feldspathic veneering ceramic in vitro. *Dent Mater J* 2014;33(1):7-15.
23. Chen Y-W, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert review of medical devices*. 2016;13(10):945-63.
24. Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. Accuracy of crowns based on digital intraoral scanning compared to conventional impression—a split-mouth randomised clinical study. *Clinical Oral Invest* 2019;23(11):4043-4050.
25. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, et al. 3D and 2D Marginal Fit of Pressed and CAD/CAM Lithium Disilicate Crowns Made from Digital and Conventional Impressions. *J Prosthodont* 2014;23(8):610-617.
26. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics*. 2004;48(2):513-530.
27. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc* 2008;139:S19-S24.
28. Bottino MA, Salazar-Marcho SM, Leite FP, Vasquez VC, Valandro LF. Flexural strength of glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramics and feldspathic veneering porcelains. *J Prosthodont: Implant, Esthetic and Reconstructive Dent* 2009;18(5):417-420.
29. Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J* 2014;33(1):79-85.
30. Lin J, Shinya A, Gomi H, Shinya A. Effect of self-adhesive resin cement and tribochemical treatment on bond strength to zirconia. *Int J Oral Science* 2010;2(1):28-34.
31. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater* 2008;24(8):1107-1113.
32. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res* 2007;86(2):142-146.
33. Green DJ, Hannink RH, Swain MV. Transformation toughening of ceramics: CRC press; 2018:865.
34. Garvie RC, Hannink R, Pascoe R. Ceramic steel? *Sintering Key Papers*: Springer; 1990: 253-257.
35. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Bio Mater* 1999;20(1):1-25.
36. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J American Ceramic Society* 2009;92(9):1901-1920.
37. Tang Z, Zhao X, Wang H, Liu B. Clinical evaluation of monolithic zirconia crowns for posterior teeth restorations. *Medicine* 2019;98(40): e17385.
38. Zarone F, Sorrentino R, Vaccaro F, Traini T, Russo S, Ferrari M. Acid etching surface treatment of feldspathic, alumina and zirconia ceramics: a micromorphological SEM analysis.

- Int Dent South Afr. 2006;8(1):20-26.
39. Nakashima J, Taira Y, Sawase T. In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. *Eur J Oral Sciences* 2016;124(3):295-300.
  40. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
  41. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater* 2011;27(1):83-96.
  42. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013;57(4):236-261.
  43. Sorrentino R, Navarra CO, Di Lenarda R, Breschi L, Zarone F, Cadenaro M, et al. Effects of finish line design and fatigue cyclic loading on phase transformation of zirconia dental ceramics: a qualitative micro-Raman spectroscopic analysis. *Mater* 2019;12(6):863.
  44. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, et al. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater* 2018;34(6):879-890.
  45. Roualdes O, Duclos M-E, Gutknecht D, Frappart L, Chevalier J, Hartmann DJ. In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. *Bio Mater* 2010;31(8):2043-2054.
  46. Claussen N. Fracture toughness of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> with an unstabilized ZrO<sub>2</sub> Dispersed phase. *J American Ceramic Society* 1976;59(1-2):49-51.
  47. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, et al. Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *J Biomedical Mater Res* 2002;63(3):262-270.
  48. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dent Science Review*. 2008;44(1):3-21.
  49. Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, Sakurai K. Fatigue strength of Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite with different surfaces. *J Dent Res* 2012;91(8):800-804.
  50. Zhang Y, Sun M-j, Zhang D. Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties. *Acta Biomaterialia* 2012;8(3):1101-1108.
  51. Zhang Y, Chai H, Lawn BR. Graded structures for all-ceramic restorations. *J Dent Research* 2010;89(4):417-421.
  52. Zhang Y, Kim J-W. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2009;25(6):781-790.
  53. Zhang Y, Ma L. Optimization of ceramic strength using elastic gradients. *Acta Materialia* 2009;57(9):2721-2729.
  54. Kim JW, Liu L, Zhang Y. Improving the resistance to sliding contact damage of zirconia using elastic gradients. *J Biomedical Mater Res Part B: Applied Biomater* 2010;94(2):347-352.
  55. Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Könönen MH. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *CRANIO®*. 2003;21(4):248-52.