

ZİRKONYANIN MİKROYAPILARINA VE ÜRETİM ŞEKİLLERİNE GÖRE SINIFLANDIRILMASI

FABRICATION TECHNIQUES AND MICROSTRUCTURE CLASSIFICATIONS OF ZIRCONIA

Özgür BULTAN¹, Değer ÖNGÜL¹, Pınar TÜRKÖĞLU¹

ÖZET

Zirkonya, eşsiz faz değişimi özelliğine bağlı olarak kazandığı mekanik özellikleri sayesinde CAD/CAM tekniklerinin de gelişmesiyle birlikte son senelerde diş hekimliği protetik restorasyonlarında kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Bu derleme piyasadaki zirkonya materyallerini özellikleriyle birlikte mikroyapılarına göre sınıflandırmıştır. Zirkonyanın işlenmesi sırasında kullanılan kazıma yöntemleri ise mikroyapıyı ve mekanik özellikleriyle birlikte uzun dönem başarısını etkilemektedir.

Anahtar Kelimeler: Zirkonya, tam seramik, dayanıklılık, yTZP, CAD/CAM

ABSTRACT

Zirconia; with several advantages over other ceramic materials, due to the transformation toughening mechanisms, has been recently introduced in prosthetic dentistry for the fabrication of crowns and fixed partial dentures, in combination with CAD/CAM techniques. This review encompasses the specific types of zirconia available in dentistry, together with their properties. The two main processing techniques, soft and hard machining, are assessed in the light of their possible clinical implications and consequences on the long-term performance of zirconia.

Key Words: Zirconia, all-ceramic, strength, zirconia, yTZP, CAD/CAM

¹ *İstanbul Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Kuron-Köprü Protezi Bilim Dalı.*

GİRİŞ

Diş hekimliğinde son 40 yıldır metal-seramik sistemleri sabit protetik restorasyonlarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu teknik her geçen sene gelişmekle birlikte biyolojik uyumları ve estetik özellikleri daha yüksek malzemelere olan talep her geçen sene artmıştır. Bu amaçla dayanıksız olan cam fazı kontrollü bir şekilde Al_2O_3 , $MgAl_2O_4$, Lityum di silikat ve ZrO_2 gibi kristallerin ilavesi ile güçlendirmeye çalışılmaktadır. Dayanıklı kristal ilavesi gerçekten seramiğin dayanıklılığını artırırken ışık geçirgenliğini azalttığı için optik özelliklerini zayıflatmaktadır. Bu yüzden kristal ilavesi ile güçlendirilmiş seramikler çoğunlukla ancak alt yapı olarak kullanılabilir. Bu kristallerden ZrO_2 'nin diğerlerine göre önemli avantajı artırılmış dayanıklılığı ve sertliği, azaltılmış elastiklik katsayısı ve dikkate değer faz değişimi özelliğidir. ZrO_2 haricindeki kristallerle elde edilen seramikler ile ön-arka bölge kuron ve sadece ön bölge köprü protezleri yapılabilenken son senelerde özellikle ZrO_2 ve CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelerle artık tüm çene tam seramik restorasyonlar da yapılabilir.

Zirkonya ismini Arapça Altın rengi anlamına gelen 'zargun'dan almıştır. Zirkonya parlak gri-beyaz renkte olup periyodik cetvelin 4B grubunda olan geçiş elementlerindedir. Erime derecesi $1800^\circ C$ kaynama derecesi ise $4300^\circ C$ 'tur. İlk olarak 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından zirkon taşının ısıtılmasıyla elde edilmiştir; 1824 yılında ise İsveçli kimyager Jöns Jacob Berzelius tarafından izole edilmiştir (1, 2).

Zirkonya uzun seneler diğer oksitlerle birlikte seramikte renklendirici olarak kullanılmıştır. Günümüzde düşük ısı iletkenliği, dayanıklılığı ve korozyona karşı oldukça dirençli olması sayesinde; çelik eldesinde, flaş ampullerinde, patlayıcılarda ve yapay ipek yapımında kullanılır. Radyasyona karşı

çok dirençli olduğu için nükleer reaktörler yakıtlarının yalıtımında kullanılır. Niyobyumla birleştiğinde, düşük sıcaklıklarda iletken özellik gösterir. Zirkonyum oksit, ısı şokuna dayanıklı laboratuvar malzemeleri üretiminde, metalürjik fırınların kaplanması ve ısıya dayanıklı madde olarak cam-seramik endüstrilerinde kullanılır. Uсталıkla kesildiği takdirde fazlasıyla ısıltı vermesi nedeniyle elmasa en yakın taşdır ve imitasyonu olarak da kullanılır.

Zirkonyanın mekanik, fiziksel ve kimyasal özellikleri sayesinde biyomedikal sektörde de kullanımı düşünülmüştür ve bu alandaki ilk çalışmalar 1969 yılında Helmer ve Driskell tarafından yapılmıştır. Zirkonyanın, kalça protezlerinde kullanım fikri ise ilk olarak Christel ve ark. tarafından ortaya atılmıştır. Sonraki 20 yıl içerisinde ise 300.000'den fazla kalça protezi bu yolla imal edilmiştir (3-6).

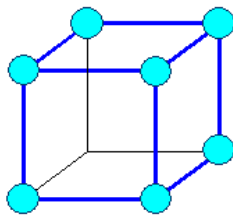
Zirkonyanın Mikroyapılarına Göre Sınıflandırılması

Zirkonyanın saf, kısmi stabilize ve tam stabil olmak üzere üç formu bulunmaktadır:

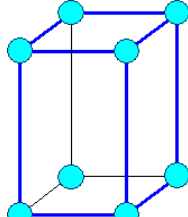
1. Stabil Olmayan 'Saf' Zirkonya (Unstabilized 'Pure' Zirconia)

Zirkonya, kübik (C), tetragonal (T) ve monoklinik (M) formlarda bulunabilen polimorf bir yapıya sahiptir.

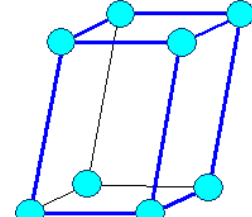
- Kübik sistemde a, b, c eksenleri dik ve boyları birbirine eşittir (Şekil 1).
- Tetragonal sistemde a ve b eksenleri birbirine eşit boyda fakat c eksenini bunlardan daha uzundur ve tipik şekli kare tabanlı dik prizmadır (Şekil 2).
- Monoklinik sistemde birbirinden farklı boyda üç eksen vardır ve tipik şekli dikdörtgen tabanlı eğik prizmadır (Şekil 3).



Şekil 1: Kübik yapı
 $a = b = c$



Şekil 2: Tetragonal yapı
 $a = b \neq c$



Şekil 3: Monoklinik yapı
 $a \neq b \neq c$

Saf zirkonya doğada tek başına bulunmaz, ya oksit (ZrO_2) formunda bulunur ya da zirkon taşından ($ZrSiO_4$) elde edilir. Saf zirkonya oda ısısında monoklinik fazdadır. Bu yapı $1170^\circ C$ 'a kadar stabildir. Bu derecenin üstüne çıkıldığında tetragonal forma, $2370^\circ C$ 'un üzerine kadar ısıtıldığında ise kübik forma geçer. Soğuma işlemi sırasında ise $1070^\circ C$ 'ta tetragonal-monoklinik faz değişimi gerçekleşir. Bu değişim sırasında ise %3-4'lük hacim büyümesi oluşur. Bu genleşme ile oluşan stres sonucu saf zirkonya içinde çatlaklar oluşturur ve oda sıcaklığına düşürüldüğünde yapıyı parçalara ayırır. Bu kontrolsüz faz değişimleri, saf zirkonyanın birçok alanda kullanımını imkânsız hale getirmiştir. Saf zirkonya çoğunlukla aşındırıcı olarak kullanılır (2).

2. Kısmi Stabil Zirkonya (Partially Stabilized Zirconia 'Psz')

İlk olarak 1929 yılında Ruff ve ark. ısı işlemler sonucu oluşan kübik yapının oda sıcaklığında da stabil olarak kalması için CaO ilavesi yapmışlardır. İlerleyen senelerde zirkonya yapının içine CaO, MgO, ve Y_2O_3 gibi ısı işlemler sırasında faz değişimine uğramayan kübik yapıda bazı oksitlerin ilavesi ile zirkonyanın mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Saf zirkonyanın CaO, MgO, and Y_2O_3 gibi oksitlerin ilavesi ile yapının ısı işlemler karşısında verdiği reaksiyon değişir. Saf zirkonya, bu stabilizatörlerin ilavesi ile $1000^\circ C$ 'nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer fakat tekrar oda ısısına düşürüldüğünde ise saf zirkonyadan farklı olarak yapı kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini alır. Bu ilaveler ile yapı, ısı işlemler sonunda yarı stabil zirkonya (PSZ) halini alır. Sonuç olarak oda sıcaklığında yarı stabilize zirkonyanın yapısı çoğunlukla kübik faz, düşük oranlarda tetragonal ve monoklinik fazdan oluşur ve de normal diş hekimliği seramiğinden farklı olarak kristaller arasında cam matris içermez (2, 7, 8).

Garvie ve Nicholson 1972 yılında yaptıkları çalışma PSZ'nin mekanik özelliklerinin kübik matris içinde monoklinik fazın homojen dağılımı ile arttığını göstermiştir ve üstün mekanik özelliklerle bu yapıya 'çelik seramik' adını vermişlerdir.

Zirkonya yapının kuvvetler karşısında dayanıklılığı ile ilgili iki teori vardır:

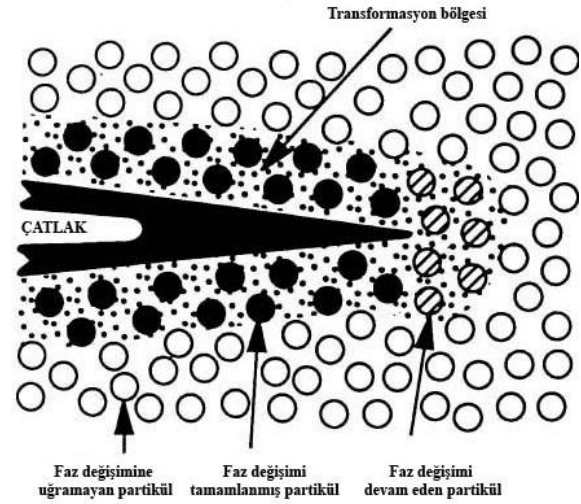
- Isı genleşme katsayısı farkı:

Zirkonyanın içindeki kübik faz ile tetragonal faz arasında ısı genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı $6.5 \cdot 10^{-6}/^\circ C$ iken, kübik fazın $10.5 \cdot 10^{-6}/^\circ C$. Aradaki bu fark ısı

işlemler sırasında yapı içinde mikroçatlaklar oluşturarak bir iç basınç meydana getirir ki bu da oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır (2).

- İç stres oluşumu:

PSZ ile güçlendirilmiş bir restorasyon ağız içine uygulanıp fonksiyona girdiğinde, yapı içindeki kübik matrise baskı uygulanmaya başlar ve kübik matris içindeki düzenli yayılmış olan tetragonal faz bu baskının sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu faz değişimi sırasında kristallerde yaklaşık %4 oranında oluşan hacim artışı sayesinde kübik matris içerisinde baskı kuvvetleri ile bir iç stres meydana gelir. Bu stres alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici bir etki yaparak, zirkonyanın kuvvetler karşısındaki mekanik özelliklerini artırır (Şekil 4). Zirkonyaya eşsiz dayanıklılığı veren de bu özelliğidir (2).



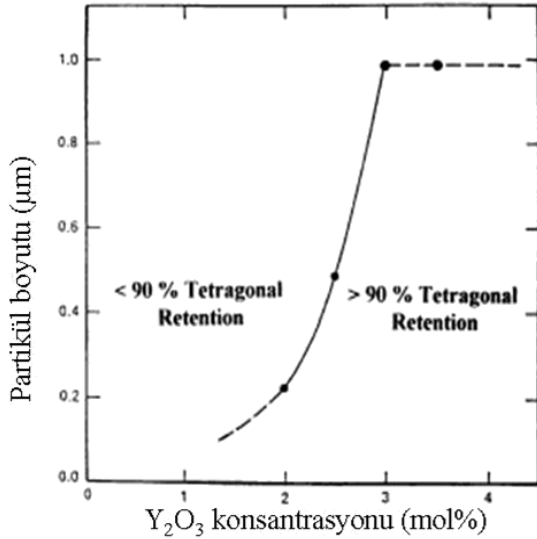
Şekil 4: Faz değişimi işlemi.

2.1. 3Y-TZP

Günümüzde stabilizatör amaçlı yaygın olarak Y_2O_3 kullanılmaktadır. Saf zirkonya yapının içine %2-3 oranında Y_2O_3 ilavesi ile oda sıcaklığında nanometre boyutlarında diş hekimliğinde de kullanılan tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilir. Y-TZP 1980'li yılların sonlarından beri ortopedide kalça protezlerinin yapımında kullanılmaktayken, 2000'li yılların başında meydana gelen protez kırıklarından beri kullanımı %90 oranında azalmıştır (9).

3Y-TZP'nin mekanik özellikleri içerdiği kristalin partikül boyutundan büyük oranda etkilenir (10-12). Kritik partikül boyu olan $1\mu m$ 'den daha büyük

partikül boyutlarının kullanılması yapının stabilitesini bozar ve tetragonal-monoklinik spontan faz değişimi hızlandırarak tetragonal fazın oranını düşürür. Partikül boyutunun azaltılması ise faz değişimini engelleyerek mekanik özellikleri zayıflatır (13).

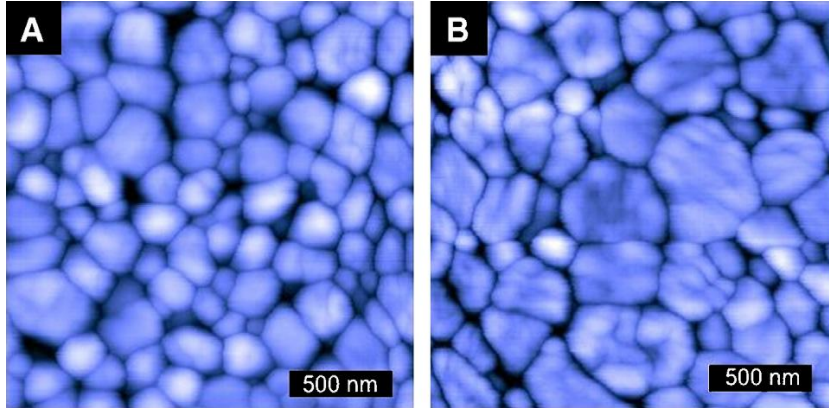


Şekil 5: Y_2O_3 konsantrasyonunun partikül boyutuna etkisi.

Günümüzde zirkonya içerikli seramiklerin sinterlenme dereceleri $1350-1500^\circ C$ arasında değişmektedir. Buna bağlı olarak sinterlenme koşullarının, partikül boyutlarını etkilediği için yapının hem stabilitesi hem de mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etkisi vardır (14, 15). Sinterlenme derecelerinin ve süresinin uzatılması partikül boyutlarının büyümesine sebep olur (Şekil 6).

Y_2O_3 'in yapı içindeki konsantrasyonunun değiştirilmesi de materyalin mekanik özellikleri etkiler. %2-3'lük konsantrasyonunun artırılması, sistem içindeki tetragonal fazın oranı azalmasına, partiküllerinin ise boyutlarının artmasına sebep olur; bununla birlikte yine %2-3'lük konsantrasyonunun artırılmasıyla birlikte seramiğin sinterlenme ısısında düşme olurken kırılma dayanıklılığında da azalma meydana gelir.

Y_2O_3 'in yapı içindeki konsantrasyonunun değiştirilmesi de materyalin mekanik özellikleri etkiler. %2-3'lük konsantrasyonunun artırılması, sistem içindeki tetragonal fazın oranı azalmasına, partiküllerinin ise boyutlarının artmasına sebep olur; bununla birlikte yine %2-3'lük konsantrasyonunun artırılmasıyla birlikte seramiğin sinterlenme ısısında düşme olurken kırılma dayanıklılığında da azalma meydana gelir.

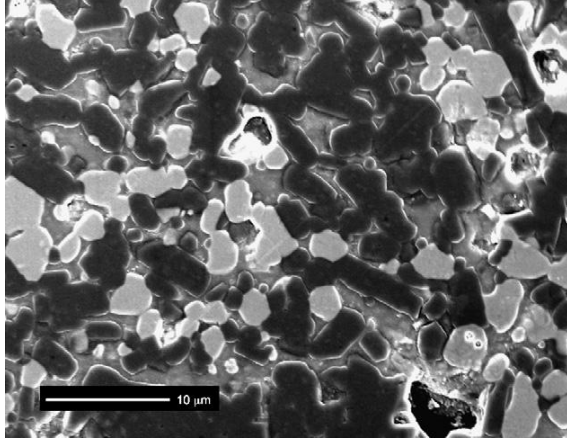


Şekil 6: $1300^\circ C$ (A) ve $1450^\circ C$ 'da (B) sinterlenmiş iki seramiğin partikül boyutları.

2.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Cam İnfiltre Alümina Seramik (ZTA)

Zirkonyanın bilinen faz değişimi özelliğinin alümina içerikli cam seramiklerde kullanımı ile ilgili çalışmalara son senelerde başlanmıştır. Vita firmasından piyasa sürülen In-Ceram Zirconia sisteminde alüminyum oksit içeriğine ek olarak

seryum ile stabilize edilmiş %33 oranında zirkonya (12Ce-TZP) yapıya dahil edilmiştir. In-Ceram Zirconia, slip-cast ya da CAD/CAM tekniği kullanılarak işlenebilmektedir. Yapı $1100^\circ C$ 'da 2 saat süreyle sinterlendikten sonra cam infiltrasyon işlemi gerçekleştirilir. Bu işlem sonunda yapının %23'ünü cam faz oluşturur (4).



Şekil 7: Koyu renkte alümina partikülleri ile açık renkte zirkonya partikülleri

Yapının; slip-cast tekniği ile hazırlanması büzülmenin asgari gerçekleşmesini sağlarken, porozitenin artmasına sebep olur. Bu porozite ise ZTA seramiklerinin mekanik özelliklerinin 3Y-TZP seramiklerden daha zayıf olmasına sebep olmaktadır. Bununla birlikte seryum ile stabilize edilmiş zirkonyanın, 3Y-TZP seramiklere oranla benzer koşullarda ısıl stabilitesinin daha iyi ve düşük ısı bozulmasına karşı da daha dayanıklı olduğu bilinmektedir (4).

In-Ceram Zirconia'nın CAD/CAM tekniği ile hazırlanması mekanik özelliklerinde iyileşme sağladığı düşünülürken Guazzato ve ark. yaptıkları çalışmada slip-cast tekniği ile hazırlanan In-Ceram Zirconia'nın bükülme direncini ($630\pm 58\text{MPa}$) CAD/CAM tekniği ile hazırlanan örneklerin bükülme direncinden ($476\pm 50\text{MPa}$) daha yüksek bulmuşlardır. Örnekler incelendiğinde kırıkların zirkonya yapıda transgranüler, alümina yapıda ise intragranüler olduğu görülmüştür (16). Son senelerde ise ZTA seramiklerinde zirkonya kristallerinin alumina matris içinde daha homojen dağılması ile ilgili çalışmalar yapılmaktadır (17, 18, 19).

2.3. MgO

Zirkonyanın içine %8'lik MgO ilavesi ile bilinen özellikler kazandırılabilirken MgO'in bükülme direncinin düşük olması, partikül boyutlarının büyük olması (30-60 µm), porözlü yapısına bağlı olarak aşındırıcı özelliğinin fazla olması ve de sinterlenme ısısının (1680-1800°C) çok yüksek olması ve buna bağlı olarak özel fırınlar gerektirmesinden dolayı özellikle biyomedikal uygulamalarda kullanımı son senelerde azalmıştır (2, 4).

3. Tam Stabil Zirkonya (Fully Stabilized Zirconia)

Saf zirkonyanın içine % 7,9 CaO, %5,86 MgO, %13,75 Y₂O₃ ilavesi yapıldığında tam stabil zirkonya elde edilir. Tam stabil zirkonyada sadece kübik faz bulunur ve oda sıcaklığından 2500°C'ye kadar hiçbir faz değişimi göstermez. Yttria ile stabilize edilmiş zirkonya (YSZ) çok iyi iyon iletimi sağladığı için NASA'nın uzay araçlarında da kullandığı ve de geleceğin yakıt teknolojilerinden biri olarak kabul edilen katı oksit yakıt üretiminde kullanılmaktadır. Stabilize zirkonya ayrıca arttırılmış sertliği ve ısı değişimlerine karşı direnci sayesinde endüstride aşındırıcı ve mühendislik seramiği olarak kullanılır. Fakat YSZ'in diş hekimliğinde herhangi bir kullanım alanı yoktur (2, 4).

Zirkonyanın Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükülme direnci açısından 900 MPa ile 1200 MPa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu fark bloğun elde edilmiş şekli ile ilgilidir. Diş hekimliğinde bulunan CAD/CAM sistemlerinde kullanılan zirkonya blokların hazırlanışında 3 farklı yöntem mevcuttur. Burada kullanılacak yöntem, materyalin gren boyutunu, porozite miktarını ve mikro çatlakların dağılımını etkileyerek mekanik özellikleri değiştirir.

1. Dry-pressed Zirkonya Seramikler (Green)

Y-TZP tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Üretim aşamasında materyal herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmadan sadece basınç uygulanarak sıkıştırılması sonucu hazırlanmaktadır. Hazırlanan bloklar tebeşir kıvamında ve oldukça yumuşaktır. Bu yüzden aşındırma işlemleri oldukça hızlı yapılabilir. Aşındırma safhasından sonra restorasyon sinterleme işlemine tabi tutulur (4).

2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (Cold-isostatically Pressed Y-TZP, Pre-sintered)

Literatürde 'presintered' veya 'non-HIP' zirkonya olarak adlandırılan bloklardır. Y-TZP tozunun üretilmesi esnasında blokların preslenebilmesi için içeriğinde bağlayıcı madde bulunmaktadır ve bu bağlayıcı pre-sinterizasyon

sırasında elimine olmaktadır. Ayrıca ZrO_2 'den ayrılması oldukça güç olan HfO_2 tozun içerisinde %2 oranında bulunmaktadır. Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan zirkonya tozu devamında 1350-1550°C'da 2-5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Ön sinterleme aşamasının üretici firma tarafından kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu safhada uygulanan ısıtma derecesi ve ısıtma hızı materyalin özelliklerini etkilemektedir. Isıtma işlemi olması gerekenden hızlı yapılırsa bağlayıcı maddenin eliminasyonuna ve oluşan yanma ürünleri de üretilmekte olan blokta çatlaklara neden olabilmektedir. Ön sinterleme işlemindeki değişiklikler bloğun sertlik ve aşındırılabilirlik özelliklerini etkilemektedir. Bloğun kullanılabilirliği açısından belli sertlikte olması gerekir ama bununla birlikte sertliğin fazla olması aşındırma işlemini zorlaştıracaktır. Ön sinterleme işlemleri aynı zamanda yapının yüzey pürüzlülüğünü de etkilemektedir. Yüksek ısı değerleri daha pürüzlü yüzeylerin oluşmasına sebep olmaktadır (20).

Non-HIP bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler. Yapıyı daha kompakt hale getiren sinterlenme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça porözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Seramiğin sinterlenmesi sırasında oluşan ortalama %25 büzülme, non-HIP zirkonya blokların imalatı sırasında henüz gerçekleşmediği için hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda şekillendirilirler. Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak 'green machining' olarak adlandırılan 'ham şekillendirme' işlemine tabi tutulurlar. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı 1000°C'da büzülmeye başlar. Azami sinterleme derecesi ise firmadan firmaya değişkenlik göstermekle birlikte 1350°C - 1500°C aralığındadır ve 2-5 saat süresince devam etmektedir. Sinterleme sırasında poröz zirkonya yapı normalden daha büyük hazırlanan modelajı kompanse edecek şekilde yaklaşık % 20-30'luk bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir.

Altyapının renklendirilmesi ise sinterleme işlemi sonrasında seryum, bizmut ya da demir içerikli %0,01'lik solüsyonların içinde bekletilmesi ile gerçekleştirilir. Yapılan çalışmalarda bu renklendirme solüsyonlarının zirkonyanın kristal yapısını ya da mekanik özelliklerini etkilemediği belirlenmiştir. Bununla birlikte sinterleme derecesi de altyapının rengini etkilemektedir. Ayrıca bu

renklendirici metal oksitleri, zirkonya bloklar preslenirken yapı içine katılarak rengin baştan belirlenmesi sağlanabilmektedir (21).

3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya Bloklar

HIP zirkonya blokların elde edilmesinde materyal önce 1500°C'da sinterlenir ve materyal %95 yoğunluğa ulaşır. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1000 bar basınç altında 1400°C - 1500°C arasına kadar izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır. Bu işlem sonunda gri-siyah renk halini alan yapı devamında oksitlenip beyazlaşınca kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine tabi tutulmaya devam edilir. Sinterlenme işlemi tamamlandığında HIP bloklar %99 yoğunluğa sahip olmaktadırlar

HIP zirkonya bloklar aşındırma işlemleri yapılmadan önce sinterlenme işlemi tamamlandığı için büzülme bu esnada meydana gelir. Bu yüzden restorasyonun yapımı sırasında modelajın yarı-sinterlenmiş seramiklerde olduğu gibi daha hacimli değil gerçek boyutlarında hazırlanması gerekir. Aşındırma işlemi sert bir yapı üzerinde gerçekleştirildiği için özel aşındırma üniteleri gerektirir ve işlem uzun zaman almaktadır (22).

Aşındırma işlemi sırasında kullanılan frezlerin özelliği zirkonyanın yapısını etkilemektedir. Aşındırma özelliği fazla olan frezlerin kullanılması aşındırma süresini kısaltırken yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktadır (23, 24). Seramiğin şekillendirilmesi sırasında yapılan tüm aşındırma işlemleri yüzey tabakalarında tetragonal-monoklinik faz değişimine sebep olmaktadır. Kosmac ve ark. yaptıkları çalışma ise kumlama işleminin aşındırma işlemine oranla faz değişimini daha fazla tetiklediği ve direnci arttırdığını ortaya koymuştur (25).

Bunun tersi bir şekilde kaba aşındırma ise derin çatlakların oluşmasına sebep olmakla birlikte yüzeyde ters faz değişimini tetikleyip baskı kuvvetlerini azaltarak mekanik özelliklerde zayıflamaya sebep olmaktadır (26, 27).

Kısaca, HIP blokların aşındırılması sırasında yüzeyde meydana gelen streslerin yapının mekanik özellikleri üzerindeki etkisi hala bir soru işaretidir. Bununla birlikte yarı sinterlenmiş blokların aşındırma işlemi daha tutarlı bir son yapının elde edilmesini sağlarken, sinterlenme işlemi tamamlandıktan seramik yapıya dokunulmamış olur.

SONUÇ

Uzun dönem çalışmalara ihtiyaç duyulmakla birlikte günümüzde zirkonyanın biyolojik ve mekanik özelliklerini tatmin edicidir. Klinik çalışmalar da zirkonyanın protetik uygulamalarda başarılı sonuçlar verdiğini göstermiştir. Bununla birlikte zirkonyanın protetik restorasyonlarda ideal bir altyapı malzemesi olarak kabul edilebilmesi için seramik üstyapı ile bağlantı, yaşlanma ve aşınma ile ilgili ileri düzey çalışmalara ihtiyaç vardır. Klinik ve teknik protokollere uymak kaydıyla doğru vaka seçimi bu materyallerden başarılı sonuçlar almak için gereklidir.

KAYNAKLAR

1. Hisbergues JM, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established Facts and Perspectives for a Biomaterial in Dental Implantology. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 2009; 88 (B): 519-529.
2. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Dent Mater*, 1999; 20: 1-25.
3. Piconi C, Burger W, Richter H G, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzzese N, Ricci G A, Marmo E. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Dent Mater*, 1998; 19: 1489-1494.
4. Denry I, Kelly R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 2008; 24: 299-307.
5. Helmer JD, Driskell TD. Research on bioceramics. *Symp. On Use of Ceramics as Surgical Implants*. South Carolina (USA): Clemson University, 1969.
6. Christel P, Meunier A, Dorlot J-M et al. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopaedic surgery. *Bioceramics: material characteristics versus in vivo behavior*. *Ann NY Acad Sci*, 1988; 523: 234-56.
7. Rieth PH, Reed JS, Naumann AW. Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilised zirconia. *Bull AmCeram Soc*, 1976; 55: 717.
8. Gupta TK, Bechtold JH, Kuznickie RC, Cadoz LH, Rossing BR. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *J Mater Sci*, 1978; 13: 1464.
9. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 2006; 27: 535-43.
10. Green D, Hannink R, Swain M. Transformation toughening of ceramics. Boca Raton, FL: CRC Press, 1988.
11. Burger W, Richter HG, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccalari M. New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med*, 1997; 8: 113-8.
12. Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat-treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3mol% Y-TZP. *J Am Ceram Soc*, 1996; 79: 2331-40.
13. Scott HG. Phase relationships in the zirconia-yttria system. *J Mater Sci*, 1975; 10: 1527-35.
14. Chevalier J, Deville S, Muñich E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 2004; 25: 5539-45.
15. Subbarao EC. Zirconia-an overview. In: Heuer AH, Hobbs LW, editors. *Science and technology of zirconia*. Columbus, OH: The American Ceramic Society, 1981; 1-24.
16. 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: 454-63.
17. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome J, Requena J, Moya J, et al. Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc*, 2003; 23: 2975-82.
18. Fantozzi G, Chevalier J, Guilhot B. Processing microstructure and thermomechanical behavior of ceramics. *Adv Eng Mater*, 2001; 3: 563-9.
19. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, ve ark. Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *J Biomed Mater Res*, 2002; 63: 262-70.
20. Filser FT. Direct ceramic machining of dental restorations. Ph.D. thesis. Zurich: Swiss Federal Institute of Technology Zurich; 2001.
21. Cales B. Colored zirconia ceramics for dental applications. In: LeGeros RZ, Legeros JP, editors. *Bioceramics*. New York: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.; 1998.

22. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*, 2003; 90: 247-54.
23. Yin L, Huang H. Ceramic response to high speed grinding. *Mach Sci Technol*, 2004; 8: 21-37.
24. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. 2003; 255: 975-89.
25. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 1999; 15: 426-33.
26. 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: 454-63.
27. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 2006; 34: 195-206.

Yazışma Adresi:

Araş. Gör. Dr. Özgür BULTAN
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Kuron-Köprü Protezi Bilim Dalı
Kat: 1 34093 Fatih / İstanbul
Tel: 4142020-30404
obultan@istanbul.edu.tr