

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

ZİRKONYA BLOKLARIN AŞINDIRMAYLA
OLUŞAN KIRILMA DAYANIMLARI

MASTER TEZİ

DİŞ HEKİMİ
DAVUT KÜÇÜKOĞLU

DANIŞMAN
Prof. Dr. ENDER KAZAZOĞLU

İSTANBUL-2008

ÖZET

Diş hekimliğinde zirkonya kullanımı, sağlamlığı, biyouyumluluğu ve korozyona direncinden dolayı gündeme gelmiştir. Biyouyumluluğu belgelenmiş olan bu materyalin, çok iyi mekanik özelliklere sahip olmasına karşın yeterli uzun dönem çalışmaları ve değerlendirmeleri yapılmamıştır. Çalışmamızın amacı diş zirkonya blokların aşındırılmasıyla meydana gelen ısının zirkonya blokları üzerindeki etkisini ve zirkonya blokların ısı karşısındaki kırılma dayanıklılığını ölçmektir.

Araştırmamızda 35 adet ISO standartlarına uygun (ISO 6872) zirkonzahndan (Zirkonzahn GmbH, Gais, Germany) hazırlanmış zirkonya bloklar kullanılmıştır. Kullanılan zirkonya blokların genişlikleri 5mm kalınlıkları 2mm, uzunlukları 21mm dir.

Zirkonya bloklar 3 ana gruba ayrılmıştır. Her bir grupta 5 adet zirkonya blok vardır. Gruplardan birine hiçbir işlem yapılmayıp kontrol grubu olarak kullanılmıştır. İkinci grupta mikromotor ucuna takılan silindirik frez (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Germany) ile a) belli bir süre tutulmadan 1mm b) 10 saniye süreler tutularak 1mm ve c) 5 saniye süreler tutularak 1mm aşındırılmıştır. Üçüncü grup aerotor ucuna takılan silindirik frez ile (Axis Corp. Lausanne, Switzerland) a) belli bir süre tutulmadan 1mm b) 10 saniye süreler tutularak 1mm ve c) 5 saniye süreler tutularak 1mm aşındırılmıştır.

Araştırmamız için Instron (Model3345,InstronCorp,Canton, Massachusetts, USA) makinesinde kullanmak üzere ISO standartlarına uygun zirkonya blokları yerleştirmek için 4mm çapında çelik toplardan meydana gelen düzenek ve kırma işleminde kullanmak üzere ISO standartlarına uygun olarak uç kısmı 1.4mm olan kırma çubuğu yaptırılmıştır. Testimiz için yaptırdığımız düzenek ve çubuğu Instron makinesine yerleştirdik ve sabitledik. Zirkonya blokları tek tek yaptırdığımız 4mm çapındaki çelik toplardan oluşan düzeneğe yatay şekilde yerleştirdik.

Yaptırdığımız 1.4mm çapındaki kırma çubuğunu zirkonya blokların ortasına gelecek şekilde konumlandırdık. Instron makinesinde hız 0.5 mm/dak. olarak ayarlandı ve bloklar kırılana kadar yük uygulaması yapılmıştır.

Yapılan testler sonucunda kontrol grubu $\bar{x} = 975(\text{MPa})$ 'da kırılmıştır. Mikromotorla belli bir süre olmadan 1mm aşındırılan zirkon blokları $\bar{x} = 742(\text{MPa})$ 'da 10 saniye süreler tutularak, 1mm aşındırılan bloklar $\bar{x} = 903(\text{MPa})$ da ve 5 saniye süreler tutularak 1mm aşındırılan bloklar $\bar{x} 839=(\text{MPa})$ 'da kırılmıştır.

Aerotorle belli bir süre olmadan 1mm aşındırılan zirkonya blokları $\bar{x} = 833$ (MPa) 'da 10 saniye süreler tutularak 1mm aşındırılan bloklar $\bar{x} = 735$ (MPa) 'da ve 5 saniye süreler tutularak 1mm aşındırılan bloklar ise $\bar{x} = 892$ (MPa) 'da kırılmıştır.

Kontrol grubuna göre:

- 1: Her iki aşındırma türünde blokların kırılma direnci düştü.
- 2: Süresiz 1mm aşındırmada mikromotorla yapılan işlem sonucunda kırılma direnci en fazla etkilendi.
- 3: 10 saniye aerotor aşındırmasında kırılma direnci en fazla etkilendiği görüldü.
- 4: 5 saniye mikromotor aşındırmasında kırılma direnci en fazla etkilendiği görüldü.

Sonuç olarak zirkonya blokların klinik uygulamaları ile ilgili daha çok bilgi edinebilmek için uzun dönem çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

ABSTRACT

Due to toughness, biocompatibility and corrosion resistance of zirconia makes it useful in dentistry. In spite of certificated biocompatibility and good mechanical specialties of this material adequate long –term research the effect of heat on the zirconia blocks that have been grinded and fragility surveying of zirconia blocks against heat.

In our research, 35 piece of zirconia blocks suitable to ISO standardizations (width of used zirconia blocks are 5 mm, thickness are 2mm and length are 21mm) which have been made by zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Gais, Germany) were used. Zirconia blocks were divided into 3 groups. Each group has 5 piece of zirconia blocks. One of the groups was used as control group without any process. Second group, was grinded disregarding the time 1mm by cylindrical bur attached micromotor. Third group, without keeping any time was grinded 1mm by cylindrical bur.

For our research, mechanism were designed that consist of 4mm diameter steel balls to use in Instron (Model 3345, Instron Corp, Canton, Massachusetts, USA) machine to place the zirconia blocks suitable to ISO standardization and for breaking bar that suitable to ISO standardization were prepared with 1.4mm apex. The mechanism and the bar were placed in Instron machine and were fixed for our experiment. One by one we put the zirconia blocks horizontally to the mechanism which consist of 4mm diameter steel balls.

We positioned 1.4mm diameter breaking bar to the center of zirconia blocks. Speed regulated to 0.5mm/min. For instron machine and force applied until the blocks has broken.

As a result of the experiment, fracture has been occurred in control group \bar{x} = 975 MPa. Disregarding the time 1mm grinded zirconia blocks by micromotor fractured \bar{x} = 742 MPa, 10 second and 1mm grinded zirconia blocks fractured \bar{x} = 903 MPa, 5 second and 1mm grinded zirconia blocks fractured \bar{x} = 839 MPa. Disregarding the time 1mm grinded zirconia blocks by aerotor fractured \bar{x} = 833 MPa, 10 second and 1mm grinded zirconia blocks fractured \bar{x} = 735 MPa, 5 second and 1mm grinded zirconia blocks fractured \bar{x} = 892 MPa.

Compared to the control group:

- 1: Both of two grinding methods fracture resistance of blocks decreased.
- 2: Fracture resistance affected more than the others at 1mm grinding process disregarding the time by micromotor.
- 3: In 10 second grinding by aerotor has been occurred more than the others.
- 4: In 5 second grinding by micromotor group grinding has been occurred more than the others.

As a result, we need long-term researches to obtain information for clinic applications of zirconia blocks.

TEŞEKKÜR

Tez çalıŐmalarım boyunca tım bilgi ve deneyimini benimle paylaŐan, her zaman yol gosteren, sabrını, yardımını, deneyimini ve desteğini esirgemeyen değerli hocam, danıŐmanım, ana bilim dalımızın öğretim üyesi ve dekan yardımcımız **Prof. Dr. Ender Kazazoğlu**’ na;

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı BaŐkanımız **Prof. Dr. Senih alıkkocaoğlu** baŐta olmak üzere, master eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaŐan tım değerli öğretim üyelerine;

Lisans ve master eğitimim sırasında bilgi ve tecrübelerini içtenlikle paylaŐan, varlığı ve desteğiyle bana hep güven veren, yakın ilgi ve desteğini her zaman hissettiğim **Yrd. Doç. Dr. Ufuk İŐeri**’ ye

Hayatım boyunca her zaman arkamda olan, beni bu günlere getiren ve hep destekleyen aileme;

Sonsuz teŐekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇ KAPAK	I
ÖZET	II
ABSTRACT	IV
TEŞEKKÜR	VI
İÇİNDEKİLER	VII
RESİM LİSTESİ	IX
TABLO LİSTESİ	XI
GRAFİK LİSTESİ	XII
ŞEKİL LİSTESİ	XIII
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1 Zirkon	2
2.1.1 Yapısı	3
2.1.1.1 KZS	4
2.1.1.2 Dönüşüm Doygunluğu	5
2.1.1.3 Y-TZP	7
2.1.1.4 Y-TZP' nin özellikleri	9
2.1.1.5 Y-TZP'nin Yaşlandırılması	9
2.1.1. Y-TZP'nin Biyoyumluluğu	11
2.1.1.7 Sıcaklık ve Yüzey İşlemlerinin Y-TZP'te Etkisi	11
2.1.2Kullanım alanları	12

2.1.3 Zirkonya Üretim Sistemleri	13
2.1.3.1 HIP ve Non-HIP Zirkonya	14
2.1.3.2 CAD/CAM	15
2.1.3.3 MAD/MAM	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM	30
3.1 Zirkonya bloklar	30
3.2 Kırma deneyi	34
3.3 İstatistik	37
4. BULGULAR	38
4.1 Kontrol grubu	38
4.2 Mikromotor	38
4.3 Aerotor	39
4.4 Aerotor Mikromotor Karşılaştırması	40
5. TARTIŞMA	42
6. SONUÇLAR	45
7. KAYNAKLAR	46
ÖZGEÇMİŞ	52

RESİM LİSTESİ

	Sayfa No
Resim 1. Zirkonyum elementi	2
Resim 2. Everest-Kavo	18
Resim 3. Cerec-Sirona Dental	19
Resim 4. Lava 3M ESPE Tarayıcı ve Bilgisayar yazılımı	20
Resim 5. Cercon Sistem	21
Resim 6. Cercon Brain	22
Resim 7. Cercon Heat Sinterleme Fırını	23
Resim 8. Cercon Base	23
Resim 9. Precimill Kazıma Ünitesi	24
Resim 10. Procera Piccolo (Tarayıcı)	25
Resim 11. Zeno Kazıma Ünitesi	26
Resim 12. Hint-Els Bilgisayar Yazılımı ve Tarayıcısı	27
Resim 13. Zirkonzahn Kazıma Ünitesi	28
Resim 14. Ceramill Kazıma Ünitesi	29
Resim 15. Araştırmada kullanılan zirkonya bloklar	31
Resim 16. Düzenek	32
Resim 17. Frez zirkonya blok ilişkisi	32
Resim 18. Zirkonya Blokların Aerotor ile aşındırılması	33
Resim 19. Zirkonya Blokların Mikromotor ile aşındırılması	33
Resim 20. Kırma Düzeneği	34
Resim 21. Kırma Düzeneği	35
Resim 22. Zirkonya Blokları Yerleştirdiğimiz Düzenek	35
Resim 23. Kırma Çubuğu	36

TABLO LİSTESİ

	Sayfa No
Tablo 1. Zirkonyum dioksit'in sıcaklığa bağlı faz değişimi	4
Tablo 2. Y-TZP' nin özellikleri	9
Tablo 3. Cercon Sisteminin Özellikleri	22
Tablo 4. Kullanılan Zirkon blokların çap, uzunluk ve kalınlıkları	30
Tablo 5. Kullanılan Materyalin içeriği	30
Tablo 6. Mikromotor verilerinin incelenmesi	38
Tablo 7. Aerotor verilerinin incelenmesi	39

GRAFİK LİSTESİ

	Sayfa No
Grafik 1. Zirkonya blokların mikromotor ile aşındırıldıktan sonra kırılma değerleri	39
Grafik2. Zirkonya blokların aerotor ile aşındırıldıktan sonra kırılma değerleri	40
Grafik 3. Aerotor ve mikromotorla aşındırılan zirkonya blokların kırılma değerlerinin karşılaştırılması	41

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa No
Şekil 1 Zirkonyanın fazları	5
Şekil 2. Transformasyon doyunluğu mekanizmasının şematik çizimi	6
Şekil 3. Zirkonya- İtريا sisteminin kompozisyon ve üretim sıcaklıklarının faz ilişkisi	7
Şekil 4. TZP' de İtria içeriği ile kritik tane büyüklüğü ilişkisi	8

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Son kırk yıldır metal destekli porselen restorasyonlar sabit protetik restorasyonlarda kullanılmaktadır. Alerjik reaksiyonların artmasıyla araştırmacılar farklı dental seramik arayışına girmiştir. Tam seramik restorasyonlar araştırılmıştır. Tam seramiklerde translusenslik sayesinde doğal diş görüntüsü yakalanabilmektedir. Tam seramik restorasyonların kırılma olmaları onların köprü restorasyonu olarak kullanılmasına engel olmaktadır.

Tam seramik sabit restorasyonlar için geliştirilen en son malzeme zirkonyum oksit bazlı materyallerdir. Bu materyaller biyouyumludurlar, düşük bakteri adezyonu gösterirler, mükemmel mekanik özelliklere sahiptir ve konvansiyonel simantasyon yöntemleri ile simante edilebilirler (1). Zirkonya kimyasal ve boyutsal stabilite göstererek tamseramik sistemlerin güvenilirliğini arttırmıştır (2). Posterior restorasyonlarda güvenilir bir şekilde kullanılır.

Yttrium oksit ile kısmi stabilize edilmiş zirkonya (Y-TZP) alt yapılar, yüksek mekanik ve kırık direncine sahip olması kimyasal ve boyutsal stabilitesi sayesinde restoratif diş hekimliğinde tercih edilebilir alt yapı materyalidir (3). Y-TZP ortopedide eklem protezi olarak kullanılmaktadır, diğer seramiklere göre kırılmaya karşı dirençlidir. Bu özelliği molar ve premolar bölgesinde rahat kullanılmasını sağlamaktadır.

Y-TZP restorasyonlar, iki farklı yöntemle elde edilebilir. Birincisi yeşil seramiklerden olan homojen zirkonya blokları sinterlendikten ve büzüldükten sonra son boyutlarını alırlar. İkinci yöntem ise sinterlenmiş zirkonya bloklardan final boyutunda kazınarak restorasyonlar elde edilir.

Bu çalışmanın amacı, ısının zirkonya blokları üzerindeki etkisi ve zirkonya blokların ısı karşısındaki kırılma davranışlarını araştırmak.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 ZİRKON:

Zirkonyum kimyasal bir element olup, sembolü 'Zr' dir. Arapça 'altın renginde' anlamına gelen 'zargon' kelimesinden oluşmaktadır. 'Zargon' kelimesi ise Farsça kelime olan 'Zar' (altın) ve 'Gun' (renk) kelimelerinin birleşmesinden oluşur (4). Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Hekzagonal kristal bir yapı göstermektedir. Atom numarası: 40 Atom ağırlığı: 91,23' tür. Periodik tablonun D grubuna ait olan bir geçiş elementidir (5).



Resim 1: Zirkonyum elementi

Zirkonyum sıcaklığa aşınmaya ve korozyona karşı çok dayanıklıdır. Zirkonya doğada saf halde bulunmaz. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir (6). Zirkonyumun bilinen minarelleri zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)' dir. Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon'dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit' tir (5). Zirkon madenleri Avustralya, Rusya, Hindistan, Brezilya ve A.B.D.' bulunur (7).

Zirkonyum, hafnium ve titanyum' a benzer özellikler gösterir. Zirkonyum bileşiklerinin içerisinde %1 - %3 Hafnium (Hf) elementi bulunmaktadır ve zirkonyum metalinin saflaştırılması sırasında elde edilir (7). Zirkonyum, hafniyum ve titanyumun fiziksel ve kimyasal özellikleri birbirlerine benzemektedir, aralarındaki fark çekirdek yapılarından kaynaklanmaktadır (5).

Zirkonyum metalinin saflığı, mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Zirkonyum çok reaktif bir maddedir, hava veya sıvı ile temas ettiğinde yüzeyinde oksit tabakası oluşur. Bunun sayesinde zirkonyum, korozyona karşı dirençli hale gelir. Zirkonyum, titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklıdır (5).

Zirkonya ilk olarak Alman Kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789 yılında bulunmuştur (7). Jons Berzelins tarafından 1824 yılında potasyumla işlenerek izole edilmiştir (8). Saf zirkonyum 1914 yılına kadar kullanılmamıştır. Uzun bir süre seramiklere pigment olarak kullanılmıştır (7).

Zirkonyumun, sağlam oluşu ve korozyona olan direncinden dolayı Diş hekimliğinde kullanımı gündeme gelmiştir. Sertlik ve dayanıklılık açısından alüminyuma göre daha üstün mekanik özelliklere sahiptir.

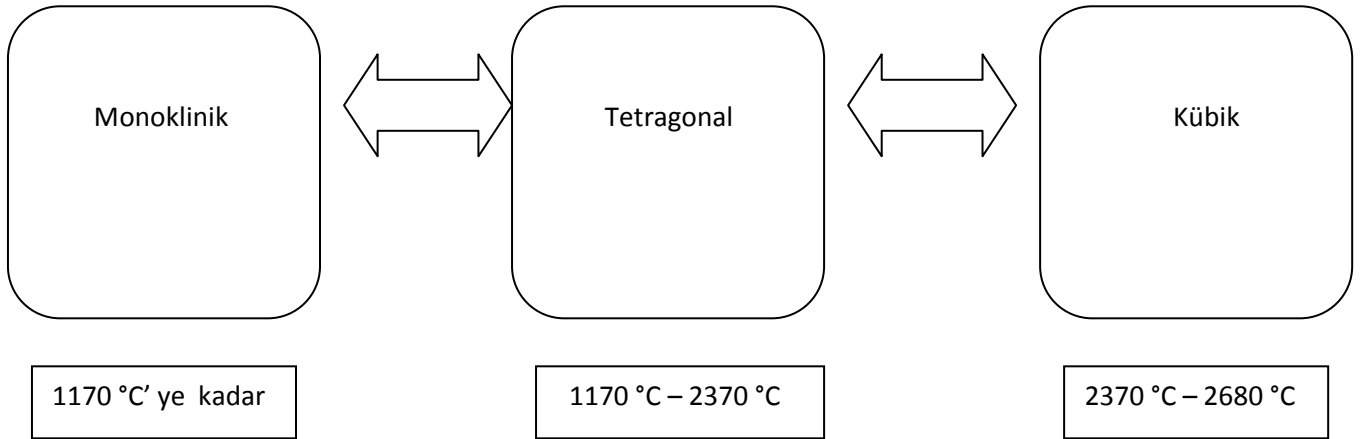
2.1.1 Yapısı

Saf zirkonyumun kaynama sıcaklığı 3860 derece olup, erime sıcaklığı 1852 derecedir ve düşük termal iletkenliğe sahiptir. Üç farklı kristal yapıya sahiptir. Bunlar Monoklinik(M), Tetragonal(T) ve Kübik(K) fazlardır. Bu üç yapı benzer kimyasal özelliklere sahiptir(9).

Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinikdir. Monoklinik faz 1170 °C 'ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz 2370 °C 'de kübik faza geçer (10). Bu üç faza ilaveten, yüksek basınçlarda ortorombik faz oluşmaktadır (9).

2.1.1.1 KSZ (Kısmen Stabilize Edilmiş Zirkonya):

Zirkonya kristalleri kübik florit yapı (CaF_2) referans alınarak açıklanır. Transformasyonlar sırasında volüm değişimleri olmaktadır. Isıtma sırasında monoklinikten tetragonale geçerken %5 volüm azalması olurken, soğutma sırasında %3 volüm artması olur (9). (Tablo 1)



Tablo 1: Zirkonyum dioksitin sıcaklığa bağlı faz değişimi

Son olarak tekrar monoklinik faza geçer böylece çeliklerde meydana gelen ‘ Martensitik transformasyon ‘ ile aynı özelliklere sahip olur. Bu olay zirkon oksitin mekanik özelliklerine zararlıdır, faz transformasyonu sırasında stresler açığa çıkar, açığa çıkan stresler sonucunda kırık meydana gelir (11).

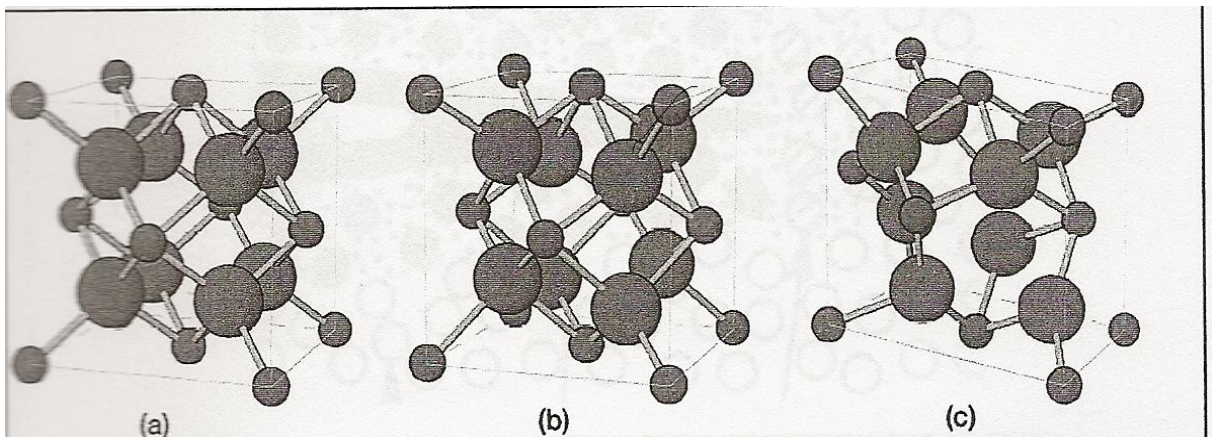
Stabilize edici oksitler (CaO, BaO, MgO, CeO... gibi) eklenerek faz transformasyonu engellenebilir (11). Stabilize edici oksitlerin eklenmesi oda sıcaklığında majör fazdaki kübik zirkonya ile minör fazdaki tetragonal ve monoklinik zirkonya çökeltmelerinden meydana gelen ‘ Kısmen Stabilize Edilmiş ‘ adıyla bilinen mültifaz materyalinin oluşmasını sağlar (10).

Kısmen stabilize edilmiş ZrO_2 ‘de kullanılan MgO, diğer stabilize edici oksitlere göre daha üstün mekanik, termal özelliklere sahiptir ve daha ucuzdur (6,9). MgO-KSZ zirkonya bazlı seramiklerin en sertidir, ve mühendislikte en çok kullanılan zirkonya bazlı seramiktir (12).

Y-TZP altyapılar, kimyasal ve boyutsal stabilitesi, yüksek kırık direncine sahip olması, radyopak olmaları sayesinde restoratif diş hekimliğinde tercih edilen altyapı materyalidir.

2.1.1.2 Dönüşüm Doygunluğu (transformation toughening)

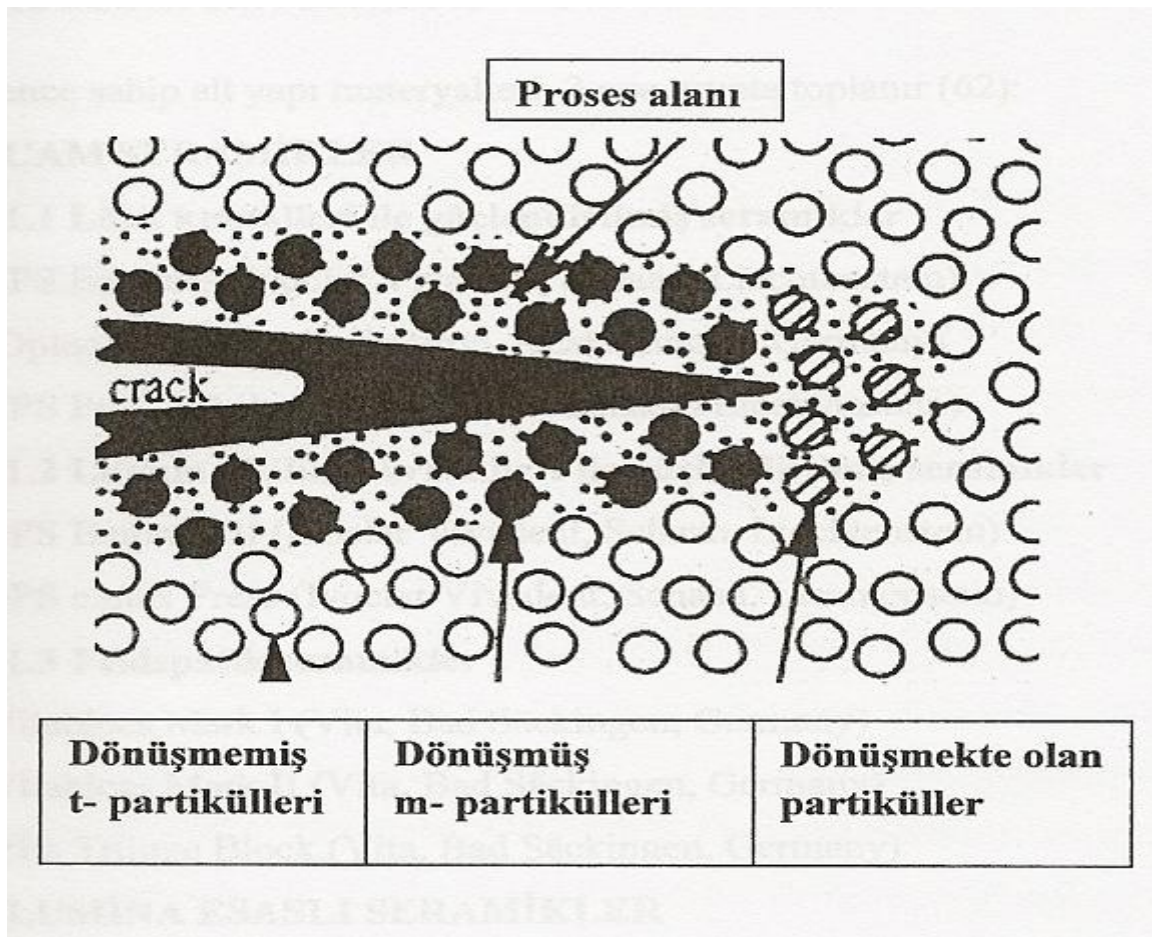
Doygunluk, çatlak ilerlemesi sırasında absorbe edilen enerjinin ölçüsü olarak tanımlanır. Transformasyon doygunluğu; malzemede bulunan çatlakların ilerlemesini sağlayan itici gücü azaltan, gerilmenin neden olduğu faz dönüşümü esasına dayanır. Dönüşüm doygunluğu zirkonya esaslı seramiklerde gözlenir. Zirkonya esaslı seramiklerin mekanik direncinin yüksek olması, zirkonya kristallerinin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine bağlıdır. Bu mekanizma, zirkonyanın üç fazlı olması sonucu meydana gelir (13) (şekil 1).



Şekil 1: Zirkonyanın fazları: a: kübik faz, b: tetragonal faz
c: monoklinik faz

Materyale dışarıdan bir kuvvet uygulandığında aşındırma yada kumlama işlemlerinde olduğu gibi, tetragonel taneciklerin bir kısmı monoklinik taneciklere dönüşür ($t \rightarrow m$). Monoklinik tanecikler hacimce daha büyüktür (14).

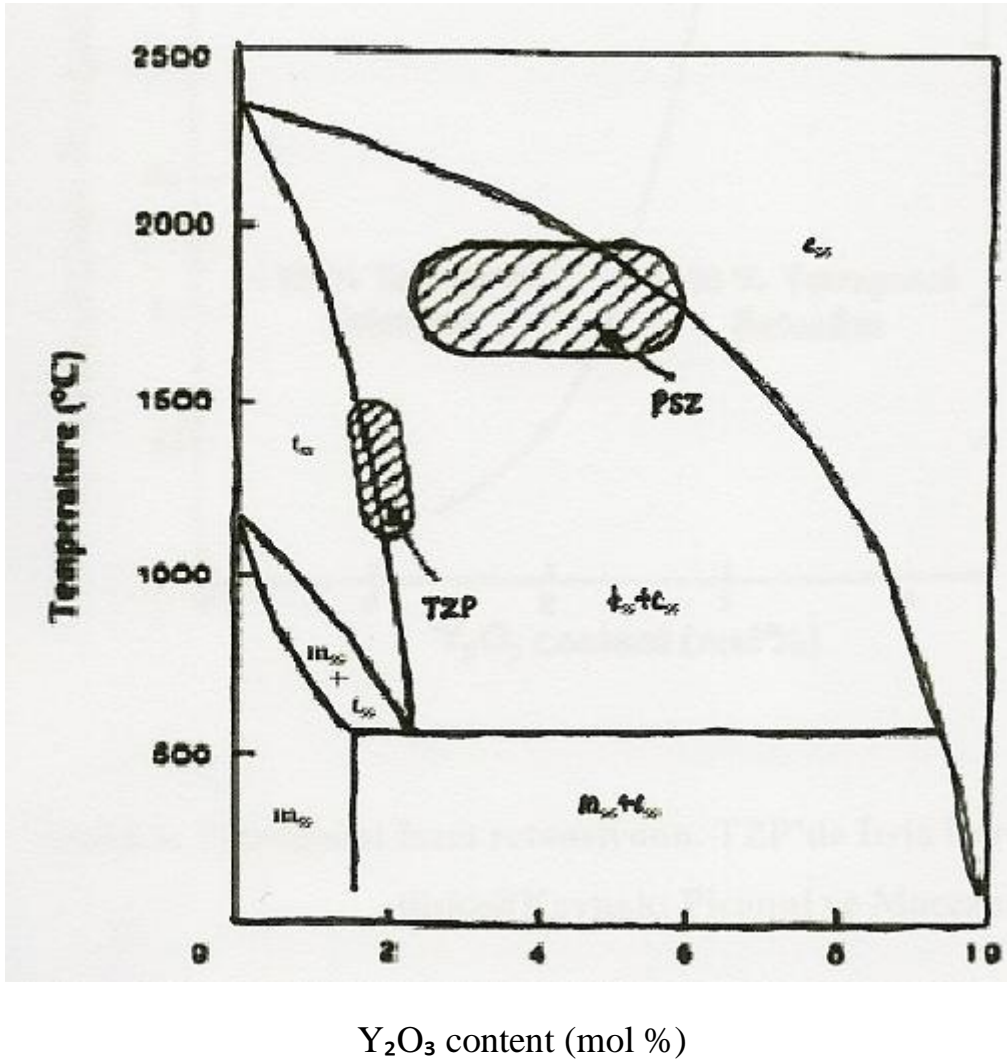
Faz dönüşümü sonucunda materyal içinde %4 - 5'lik volüm artışına neden olur. Böylece var olan çatlak uçlarında lokalize baskı stresleri oluşur (14). Baskı stresleri materyal içindeki mikroçatlakların ilerlemesine engel olur (15) (şekil 2). Bu mekanizmaya 'Transformasyon doygunluğu (dönüşüm doygunluğu) denir ve çok yüksek dayanımı olan Y-TZP ' nin temeli olarak kabul edilir(16).



Şekil 2: Transformasyon doygunluğu mekanizmasının şematik çizimi

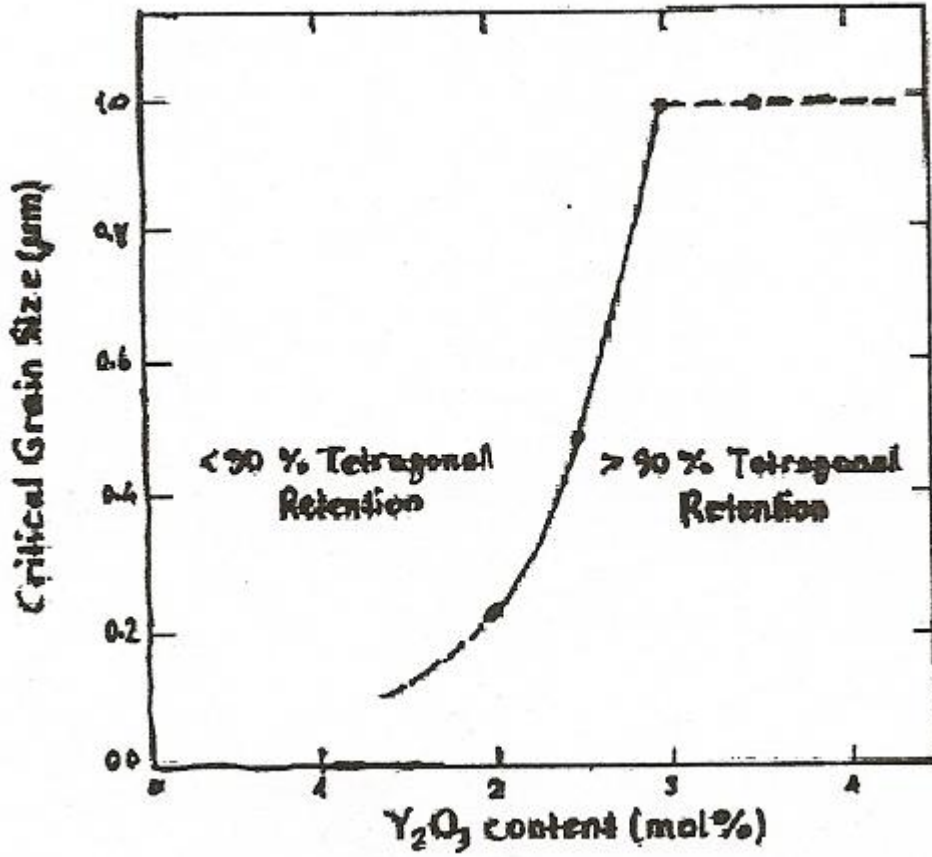
2.1.1.3 Yttriyum – Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y- TZP)

Y_2O_3 içeriği, tanecik boyutu, işlem sıcaklığı zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda tutan faktörlerdir. Materyalin mekanik özellikleri bu parametrelere bağlıdır (13). Zirkonyaya stabilize edici ajan olarak % 2-3 mol itiria eklenmesi Y-TZP diye adlandırılan tamamen tetragonal ince grenli zirkonya seramik materyalinin sinterlenmesine imkan tanır (15). Yüksek konsantrasyonlarda Y_2O_3 eklenmesi sadece kübik fazı olan tamamen stabilize zirkonya seramik oluşumuna neden olur (16).



Şekil 3: Zirkonya- İttria sisteminin kompozisyon ve üretim sıcaklıklarının faz ilişkisi (Kaynak: Picconi ve Maccauro 1999).

Oda sıcaklığında yarı stabil bir tetragonal yapı elde etmek için tanecik boyutu $0.8\mu\text{m}$ ' den küçük olmalıdır (17). Belirli bir kritik gren boyutunun üzerinde grenlerin kendiliğinden (t-m) transformasyonu itria konsantrasyonuna bağlı olarak gerçekleşir ve bu transformasyon ince grenli yapıları engelleyebilir (18) (şekil 4).



Şekil 4: TZP' de İtria içeriği ile kritik tane büyüklüğü ilişkisi

(Kaynak: Picconi ve Maccauro 1999)

2.1.1.4 Y-TZP' nin özellikleri

Özellik	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	ZrO ₂ +3mol% Y ₂ O ₃
Yoğunluk	>6 g /cm ³
Pörözite	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modulus	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m ^{1/2}
Isı genleşme katsayısı	11x10 ⁻⁶ K ⁻¹
Termal iletkenlik	2 W m K ⁻¹
Sertlik	1200 HV

Tablo 2: Y-TZP 'nin özellikleri

2.1.1.5 Y-TZP' nin Yaşlandırılması:

Zirkonya' da mekanik özelliklerinin bozulmasına ‘ Yaşlandırma ‘ denir. Bunun sebebi spontan olarak tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümüdür, ve bu olay su veya buhar varlığında 200 °C' nin üzerinde görülür.

Yaşlandırma aşamaları aşağıdaki şekilde özetlenmiştir:

1. T-M geçişi materyalin yüzeyinde başlayıp gövdenin içine doğru devam eder.
2. Yaşlandırma sonucunda materyalin cinsi, yoğunluğu ve direnci düşmektedir.
3. T-M dönüşümü buharın veya suyun içinde geliştirilmiştir.
4. En kritik sıcaklık aralığı 200 °C – 300 °C arasındadır.
5. Stabilize edici oksit konsantrasyonunun artması veya tane boyutunun azalması transformasyon oranını düşürür.
6. Mekanik özelliklerdeki bozulma materyalin mikro ve makro çatlama ve t-m geçişiyle birlikte yer alır (19).

Kırık kenarındaki zirkonyum hidroksit veya itrium hidroksit formasyonu TZP' deki spontan t-m transformasyonunu açıklamaya yarayan modellerdir (14). Zr-OH bondların formasyonu T-M geçişini ilerletir ve önceden var olan çatlakların büyümesini hızlandırır (4,17).

Materyalin yüzey bozulması zirkonya'nın düşük sıcaklık bozulmasına bağlıdır. Yüzey bozulması sonucunda;

- a) Partikül debrisin jenarasyonu, prematür bozukluk ve mikroçatlama bağlı tanecik çekilmesi.
- b) Pürüzlenmeye bağlı materyalin aşınmasında artma.

Çalışmada kullanılan değişik yaşlandırma ortamı veya m-fazın daha volümlü olması sebebiyle yüzey elevasyonu görülür (20).

Düşük sıcaklık bozulma oranı birkaç faktöre bağlıdır;

- a) İmalat yöntemi
- b) Seramik restorasyonun yüklenmesi
- c) Kimyasal kompozisyon
- d) Yaşlandırma ortamına mağruz bırakılan süre

Bunların tümü materyalin mikro yapısına etki etmektedir (19,20). Y-TZP' nin kimyasal kompozisyonu ise; üretim sıcaklığı ve itria konsantrasyonu materyalin tetragonal faz miktarını belirlemektedir, böylece transformasyonunu tamamlamış m-faz miktarıda belirlenmiş olur. Tane boyutundaki küçülme t-m transformasyon oranını düşürür (15).

İtria kondanse edilmiş örneklerde, itria kaplanmış örnekleri karşılaştırdığımızda itria kaplanmış örneklerin t-m transformasyonuna bağlı yaşlanmasının ve bozulma direncinin daha yavaş olması materyalin medikal uygulamalar için daha uygun olduğunu gösterir (21,22). Zirkonya üretimindeki değişiklikler materyalin yaşlanma dayanımını ve mikroyapısını etkileyebilir.

2.1.1.6 Y-TZP' nin Biyouyumluluğu

Yüksek saflıkta zirkonya tozlar kullanılarak yapılan çalışmalar sonucunda Y-TZP' nin yüksek biyouyumluluğu onaylandı (23). En son yapılan çalışmalar Y-TZP' nin titanyumdan daha az bakteri birikimine yol açtığını göstermiştir (24,25).

2.1.1.7 Sıcaklık ve yüzey işlemlerinin Y-TZP' ye etkisi:

Kazıma:

Kazıma yarı kararlı tetragonal zirkonya içeren seramiklerin direncinde artma sağlar (26). Bunun sebebi, materyal yüzeyinin derinliklerindeki birkaç mikrona transformasyona bağlı hacim artışından meydana gelen sıkıştırma gerilimlerinin genişlemesinden ve materyalin yüzeyindeki t-m transformasyonundan kaynaklandığı bildirilmiştir (26). Kazıma sırasında oluşan baskı stresinin vengerleme sonrası stres oluşturarak yapıyı zayıflatabileceği söylenmiştir (27).

Tanecik çapı 25 µm olan frez sonrasında yüzeyde oluşan baskı stresin transformasyon doyunluğunu arttırdığı ve yapının daha kuvvetli hale geldiği ifade edilirken, tanecik çapı 150 µm olan frez ile yapılan kazımanın yapıyı zayıflattığı söylenmiştir (27).

Cilalama:

Cilalama materyalde rezidüel streslere neden olan çizikleri artırır. İnce cilalama elastik hasarlara bağlı oluşan gerilme streslerinin sebebiyle çizikler etrafında tercihli transformasyon nükleusunu oluştururken, kaba cilalama yaşlanma rezistansı için yararlı sıkıştırıcı yüzey stresi oluşturur (28).

Kumlama:

Kumlamanın zirkonya' nın yüzey pürüzlülüğünü arttırıcı bir method olduğunu Kohal ve ark. 2008' de yaptığı çalışmada bildirmişlerdir. Kum partikülleri materyalin yüzeyinde eroziv aşınma ve lateral çatlaklarla karakterize hasar verir (29). Bununla birlikte m-faz tabaka şekillenir ve efektif mukavemeti arttırır (30).

Sıcaklık:

Sıcaklık ve yüzey işlemlerinin dental Y-TZP seramiklerinin eğme dayanıcına karşı koyan etkisi vardır (30).

Isının iki önemli etkisi:

- a) Isı ile birlikte tanecik çapı artar.
- b) Yüksek sıcaklık ters bir t-m transformasyonu oluşturur.

Çatlağın ilerlemesi bu etkilerden ötürü kolaylaşır (28).

2.1.2 Kullanım alanları;

- 1) Isıtıcı elaman olarak
- 2) Yakıt hücrelerinde
- 3) İzolasyon malzemesi olarak
- 4) Abraziv olarak kesici aletlerin üretiminde
- 5) Refrakter malzeme olarak
- 6) Katı elektrolit olarak oksijen sensör imalinde
- 7) Oksitlenmeye karşı ve termal bariyer amacıyla yapılan seramik kaplamada
- 8) Korozyona dayanıklılığı nedeniyle birçok aletin yapımında (4).

Diş hekimliğinde ilk olarak ; ortodontik braket (31) endodontik post ve core sisteminde (32), ve implant abutmenti olarak (33) kullanılmaya başlanmıştır.

Zirkonyumun ortopedide ilk kullanımı Christel' in zirkonya total kalça protezlerini üretmesiyle gerçekleşmiştir . İlk medikal uygulaması 1969 yılında Helmer ve Driskell tarafından gerçekleştirildi.2001 yılından sonra başarısızlıktan dolayı biyomedikal kullanımı %90 azalmıştır . Çünkü bu alanda kullanılan Mg ile stabilize zirkonyanın tanecik çapı büyük ve pöröz bir yapıda olduğundan, aşınmalara neden olmuştur (4).

2.1.3 Zirkonya' nın Üretim sistemleri:

Zirkonya seramiklerin yapımı, klasik seramik yapımı aşamalarıyla aynıdır.

- I. Toz yapımı
- II. Birincil şekillendirme
- III. Sinterleme
- IV. Tornalama

Tozlar kimyasal olarak imal edilir. O yüzden ZrO_2 hammaddesi kimyasal olarak üretilir.

İki farklı şekilde üretilmiş zirkonya bloğu vardır.

- a) HIP Zirkonya (Tam olarak sinterlenmiş)
 - b) Green Zirkonya, diğer ismiyle Yaş Zirkonya (Tam olarak sinterlenmemiş)
- (8).

2.1.3.1 HIP ve Non-HIP Zirkonya:

HIP kelimesi 'Hot Isotatic Pressng' kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Pahalı malzemeler gerektirir. Materyali yoğunlaştırmak için kapalı bir sistemde yüksek ısı ve basınç uygulanır, Non- HIP zirkonyaya göre dayanıklılığında %20' lik bir artış olur (4). Kimyasal kompozisyonu Non-HIP zirkonyaya benzer. Hıp zirkonya Non-HIP zirkonyaya oranla daha serttir ve kazıma işlemini zorlaştırır. Bir restorasyon için üç ssate yakın süre gerektiğinden, tam sinterleme yerine kısmi sinterleme işlemi uygulanan bloklar kullanılmaktadır (34).

Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapılır, böylece yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir, böylece dayanıklılık artar. Hıp zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bunun sonucunda yüzey mikroçatlakları oluşur ve güvenilirlik azalır.

Üretilen zirkonya blokları makinalarda veya manuel olarak iki şekilde kazınır, altyapılar elde edilir.

- 1) CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing)
- 2) MAD/MAM (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing)

2.1.3.2 CAD/CAM :

CAD/CAM sistemi diş hekimliği alanına 1970'lerin başında Francois Duret tarafından sokuldu (35). CAD/CAM çalışılan parçanın üç boyutlu planını dizayn eder, bilgisayar kontrolündeki makine üretim yapar (30). Mörmann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC (Sirona Dental Systems) diş hekimliğinde kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir (36). Hazırlanan restorasyon modelajı özel bir uç ile takip edilerek zirkon blok kazınarak şekillendirilir (Copy Milling) (örn: Celay), veya kesim ve ölçülerin özel aygıtlarla okunarak bilgisayara aktarılması sonrasında bloklar kazınarak şekillendirilir (CAD/CAM) (örn: Procera). CAD/CAM' in kullanımı ile birbirinin aynısı ve istenilen sayıda ürünler daha kısa sürede üretilir (30).

CAD/CAM teriminin açılımı:

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli dizayn)

CAM:Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)

Fransada 1983 yılında Garanciere konferansında ilk dental CAD/CAM protipi tanıtılmıştır. 1985 yılında ise herhangi bir labratuar işlemi yapılmadan ağız içerisine yerleştirilen ilk kuron yapılmıştır.

CAD/CAM PARÇALARI:

CAD/CAM sistemleri üç parça içermektedir:

2.1.3.2.1 Tarayıcı (scanner):

Komşu dişleri, diş hekiminin yaptığı preparasyonları ve oklüzyondaki dişlerin geometrisini intraoral yada ekstraoral olarak tarar. Dental kullanımlar için üç tip 3-D tarayıcı bulunmaktadır. Mekanik tarayıcıda bir iğne ucu veya pin aracılığı ile güdük üzerinden tarama yapılır. İntraoral tarayıcıda prepare edilmiş ve komşu dişlerin anatomik yapıların görünümü kaydedilir ve dijital bir görüntü elde edilir. Optik tarayıcıda ise renkli ışık veya beyaz ışık ile güdük yüzeyi optik olarak taranır (37).

2.1.3.2.2 Yazılım (software):

Kişiye özgü restorasyonun üretilmesine ve dizaynına müsaade eden yazılım programları geliştirilmiştir. Bilgisayar ekranında restorasyonun planlamasının ve üç boyutlu dizaynının yapılabilmesi için bilgisayar ünitesi içerir (37).

2.1.3.2.3 Donanım (hardware):

Bilgisayar kontrolünde aşındırma ve frezleme makinelerini ifade eder.

Restorasyon bloklarının frezelenmesiyle elde edilir. CAM üretiminden sonra bazı düzeltmeler diş teknisyeni tarafından yapılır (30).

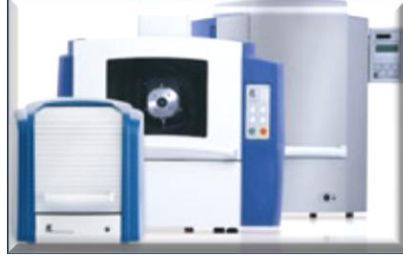
2.1.3.2.4 CAD/CAM MATERYALLERİ:

- A) Silikat seramikler
- B) Titanyum
- C) Dayanıklılığı arttırılmış akrilikler
- D) Cam infiltre alüminyum oksit seramikler
- E) Yoğun sinterlenmiş zirkonyum oksit seramikleri
- F) Kıymetli-kıymetsiz metal alaşımlar

Ülkemizde zirkonya blokları kazımaya yarayan 8 farklı CAD/CAM sistemi vardır:

- 1) Everest – Kavo
- 2) Cerec-Sirona Dental
- 3) Lava-3M Espe
- 4) Cercon- DeguDent
- 5) Precident-DCS
- 6) Procera-Nobel Biocare
- 7) ZenoTech-Wieland
- 8) Hint-Els GmbH

Everest – Kavo:



Resim 2: Everest- Kavo

Üç farklı üniteden oluşan bir CAD/CAM sistemidir.

- 1) Tarayıcı ve Dizayn Programı (Everest Scan)
- 2) Kazıma Ünitesi (Everest Engine)
- 3) Sinterleme Fırını (Everest Therm)

Alçı model döner platoya yerleştirilir ve tarayıcı kamera ile taranır. Aşındırma ünitesi beş aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Sistemin sinterlenmemiş (ZS-Blank) ve tam sinterlenmiş zirkonya blokları bulunmaktadır. ZS bloklarından üretilmiş alt yapılar 1500 °C’ de sinterlenir. Alt yapı, yaş zirkonyadan üretilmiş ise, Vita renklendirme likitiyle farklı tonlarda renklendirilebilir. HIP bloklardan hazırlanmış alt yapılar renklendirilemez (38).

Cerec- Sirona Dental:



Resim 3: Cerec – Sirona Dental

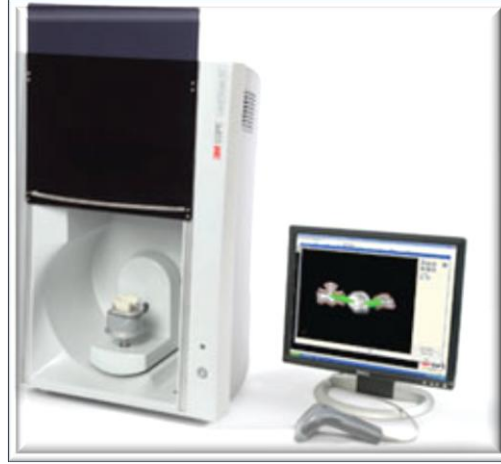
Cerec sisteminin bilgisayar yazılımı, tarayıcısı, kazıma ünitesi ve sinterleme fırını (Zrycomat) vardır. 1990' ların ortalarına doğru Cerec 2 sistemi, 2000'de ise cerec 3 sistemi geliştirilmiştir.

İki çeşit tarama cihazı vardır:

- 1) Klinikte ölçü işlemini elimine eden intraoral kamera
- 2) Cerec in Lab

Dizayn edilen alt yapılar, CAM ünitesine yerleştirilmiş zirkonya bloklardan aşındırılarak elde edilir. Sinterleme sonucunda alt yapıda %20 oranında büzülme olur (39). Firmanın piyasada olan blokları Cerec ProCad, Dicor MGC, Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II ve Cerec Vitabloks InCeram – Zirkonyadır. Diğer sistemlere göre daha ekonomiktir. Cerec In-Lab ile 3 üyeden uzun bir köprü yapılamaz.

Lava- 3M Espe:



Resim 4: Lava 3M Espe Tarayıcı ve Bilgisayar Yazılımı

2002 yılında piyasaya sürülmüştür ve üç farklı üniteden oluşur.

- 1) Tarayıcı ve bilgisayar yazılımı
- 2) Kazıma ünitesi (Milling)
- 3) Sinterleme fırını (Lava Therm)

Sinterlenmemiş zirkonya blokları kullanılır ve %20'lik polimerizasyon büzülmesini kompanse etmek için daha geniş frezlenir. Her blokta barkod numarası vardır. Uygun bloğun barkodu okutulur ve kazıma işlemi (tek kuron için 35 dakika, üç üye köprü için 35 dakika) sürer. Optik ve mekanik özelliklerinden dolayı hem anteriorda hemde posteriorda kullanılabilir. Alt yapı 7 farklı renk ile renklendirilebilir (40).

Cercon- Degudent:



Resim 5: Cercon Sistem

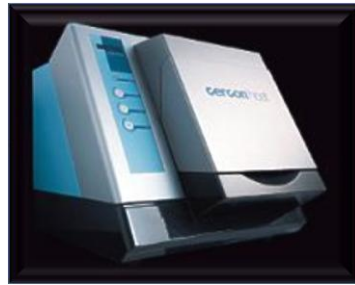
1999 yılında geliştirilmiş olup, bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. CAM sistemiyle alt yapı üretimi yapılmaktadır. 2 bölümden oluşur Cercon brain ve Cercon heat. Cercon brain frezeleme ve lazer tarayıcı ünitesi içerir. Mum modelaj lazer tarayıcı tarafından taranır, elde edilen yazılım frezeleme ünitesine aktarılır. Alt yapı, sinterlenmemiş homojen zirkonya bloklardan frezlenir. Frezleme işlemi bittikten sonra alt yapı Cercon brain ünitesinden çıkarılır. Büyütülmüş alt yapılar %25' lik sinterleme büzülmesini kompanse edecek şekilde 6-7 saat 1350 °C' de Cercon heat fırınında sinterlenir (41). Sistemin Y-TZP kristalinden oluşan 12mm, 30mm, 38mm, 47mm lik blokları, beyaz ve renkli olmak üzere iki çeşittir.

Tablo 3: Cercon Sisteminin Özellikleri

Altyapı Materyali	Zirkonyum oksit <ul style="list-style-type: none">▪ Cercon base (beyaz)▪ Cercon base colored (fildişi)
Veneering seramik	<ul style="list-style-type: none">▪ Cercon ceram Kiss▪ Cercon ceram Press
Shading	Tabakalama veya boyama tekniği ile
Endikasyonları	<ul style="list-style-type: none">▪ tek kuronlar, implant üstü kuronlar▪ anatomik uzunluğu max. 47 mm olan çok üyeli köprüler▪ primer teleskop kuronlar
Kontraendikasyonları	<ul style="list-style-type: none">▪ Bruksizm / parafonksiyonlar▪ İki den fazla gövdeli köprüler

Cercon Brain:

Cercon Brain, sistemin triaksiyal CAM işleme ve tarama modülüdür. Hazırlanan mum modelajı tarar, kaydedilen verileri zirkonyum oksit blok üzerine kazır ve alt yapı oluşturulur.



Resim 6: Cercon Brain

Cercon Heat:

Cercon alt yapı, sinterleme bölümüne oklüzal veya insizal yüzeyden batırılır. Sinterleme bölümü Cercon heat fırın tablasının üzerine konur. Cercon alt yapı, Cercon heat sinterleme fırınında 1350 °C sıcaklıkta optimal dayanıklılığa ulaşır (42).



Resim 7: Cercon Heat Sinterleme Fırını

Cercon Base:

Cercon sisteminde zirkonya alt yapılar Yttrium oksit ile kısmi stabilize edilmiş zirkonyadan oluşan Cercon bloklardan elde edilir (42). Cercon zirkonyum oksit bloklardan tek kurondan dört üye köprü restorasyonlarına kadar alt yapılar oluşturulabilir. Cercon bloklar üzerinde kalınlık, ebat gibi bilgilerin yüklendiği, Cercon Brain' e tarama ve işleme talimatı veren barkot bulunur.



Resim 8: Cercon Base

Precident-DCS:



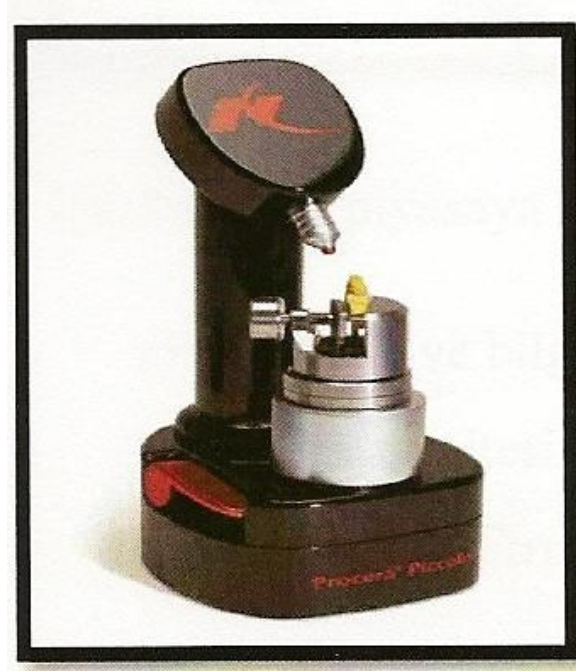
Resim 9: Precimill kazıma ünitesi

DCS sistemi 1993 yılında geliştirilmiştir. Bu sistem 3 bölümden oluşur:

- 1) Preciscan (Lazer Tarayıcı)
- 2) Precismart (Bilgisayar Yazılımı)
- 3) Precimill (Kazıma Ünitesi)

Lazer tarayıcı güdüklere ve alçı modelin tamamını tarar. Tarama tamamlandıktan sonra bilgiler, dizayn yapmak üzere bilgisayara aktarılır. Yazılım programı konektör ve gövde boyutlarını belirler. Daha sonra bilgiler frezeleme makinasına aktarılır. Aynı anda 14 destek ve 30 üyeye kadar çalışma yapabilir. Frezleme işlemi 2saat sürer. Frezleme sonrası sinterleme büzülmesi yoktur (43). Uzun işlem süresi ve frezlerin çok aşınması dezavantajdır.

Procera-Nobel BioCare:



Resim 10: Procera Piccolo (Tarayıcı)

Bu sistemde, laboratuarlarda bilgisayar yazılımı ve tarayıcı vardır. Sistemin 2 farklı tarayıcısı vardır: A: Procera Piccolo

B: Procera Forte

Uygun altyapı dizaynı için model bu tarayıcılardan birinde taranır. Data transferi internet aracılığı ile yapılır. Merkez laboratuardan gelen alt yapı için özel olarak üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel Rondo) kullanılır ve restorasyon bitirilir (44).

Zeno Tech (Wieland, Pforzheim, Germany)



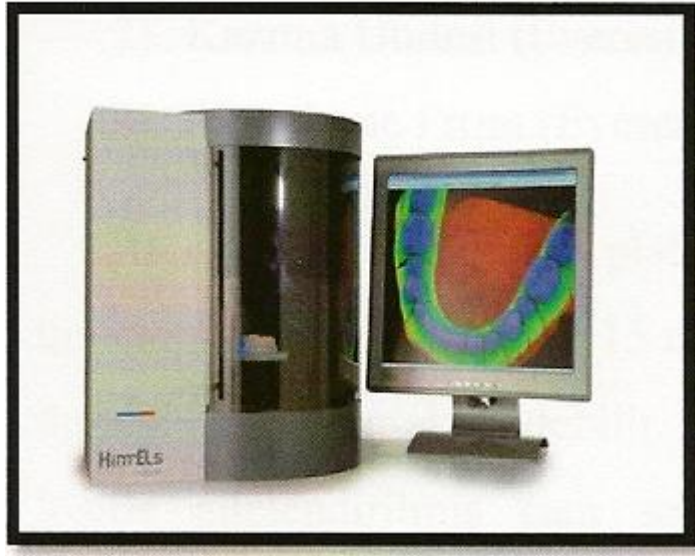
Resim 11: Zeno Kazıma Ünitesi

Bu sistem 4 farklı ünitelerden oluşur:

- A) 3 shape D 200 Tarayıcı
- B) Zeno CAD Bilgisayar Yazılımı
- C) Zeno 4030 Kazıma Ünitesi
- D) Zeno Fire Sinterleme Fırını

Elde edilen modeller lazerle taranır. Taranan obje Zeno CAD' de dizayn edilir. 12 saatlik sinterleme işlemi yapılarak alt yapı gerçek boyut ve sertliğe ulaşır (45).

Hint- Els GmbH:



Resim 12: Hint-Els Bilgisayar Yazılımı ve Tarayıcısı

Bu sistem 3 farklı üniteden oluşur:

- A) 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı
- B) Kazıma ünitesi (Hint-Els hiCut)
- C) Sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm)

Bu sistemde sinterlenmemiş (non-HIP) ve sinterlenmiş (HIP) zirkonya blokların yanısıra zirkonyadan başka titanyum ve plastik bloklarda işlenebilir. Bu sistemde sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir. HIP zirkonu 2 saatte non-HIP zirkonu 30 dakikada kazır. Yaş zirkonya altyapıları renklendirilemez (46).

2.1.3.3 MAD/MAM (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing)

Zirkonzahn sistemi (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Almanya):



Resim 13: Zirkonzahn Kazıma Ünitesi

Bu sistem CAD/CAM sistemi değildir. Üretim mekanik yöntemle yapılır. Sinterlenmemiş (yeşil zirkonya) blokları kullanılır. Işıkla polimerize olan kompozitle alt yapı dizayn edilir. Kompozit dizayn makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkonzahn blok aşındırma işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilir. Hacim olarak daha büyük frezlenen restorasyon 1500 °C’ de yaklaşık olarak 16 saat sinterlenip orijinal boyutuna ulaşır. Diğer sistemlere göre daha ucuzdur ve kullanımı daha kolaydır (16).

Ceramill (AMANN GİRRBACH GmbH, Österreich, Avusturya):



Resim 14: Ceramill Kazıma Ünitesi

Zirkonzahn ile aynı prensipte çalışır. Bu sistemdede yaş zirkonya blokları kullanılır. Zirkonya bloklar sinterleme sonrası gerçek boyutlarına ulaşırlar. Bu sistemde bulunan ürünler: Ceramill base zirkon frezeleme cihazı, Ceramill Zi bloklar, Ceramill gel modelaj akriliği, Ceramill UV polimerizasyon lambası, Ceramill color renklendirme solüsyonu, Ceramill Thermo sinterleme fırını, Ceramill roto tarama ve frezeleme uçları, AS400 toz emici aspiratör, Ceramill Aqua sulu frezeleme cihazı.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Araştırmamızda kullanılmak üzere 35 adet zirkonzahn zirkonya blok laboratuarda ISO standartlarına uygun (ISO 6872) hazırlanmıştır (Optimal ltd. İstanbul, Türkiye).

Kullanılan zirkonya blokların uzunluk, genişlik ve kalınlıkları aşağıdaki gibidir.

Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Kalınlık (mm)	Adet	Marka
21mm	5mm	2mm	35	Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Gais, Germany)

Tablo 4: Kullanılan zirkon blokların çap, uzunluk ve kalınlıkları

Zirkonzahn(Zirkonzahn GmbH, Gais, Germany)	TZP (%95 ZrO ₂ -% 3 Y ₂ O ₃)
--	---

Tablo 5: Kullanılan Materyalin İçeriği

3.1 ZİRKONYA BLOKLAR

Kullanılan zirkonya bloklar 3 gruba ayrılmıştır. (Resim 15)

1) KONTROL GRUBU

Grupta 5 adet Zirkonzahn' dan üretilmiş zirkonya blok bulunmaktadır. Bu gruba hiçbir işlem uygulanmayarak kontrol grubu olarak kullanılmıştır.

2) MİKROMOTOR GRUBU

a) 5 adet Zirkonzahn' dan üretilmiş zirkonya blok mikromotor ucuna takılan silindirik frez ile (Hager & Meisinger GmbH, Neuss,Germany) **belli bir süre olmadan 1mm aşındırılmıştır.**

b) 5 adet Zirkozahn' dan üretilmiş zirkonya blok mikromotor ucuna takılan silindirik frez ile (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Germany) **10 saniye süreler tutularak 1mm aşındırılmıştır.**

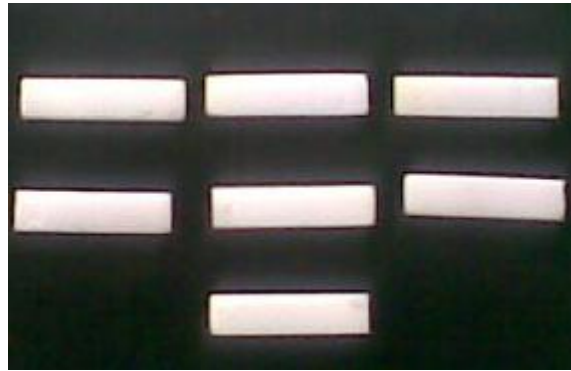
c) 5 adet Zirkozahn' dan üretilmiş zirkonya blok mikromotor ucuna takılan silindirik frez ile (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Germany) **5 saniye süreler tutularak 1mm aşındırılmıştır.**

3) AEROTOR GRUBU

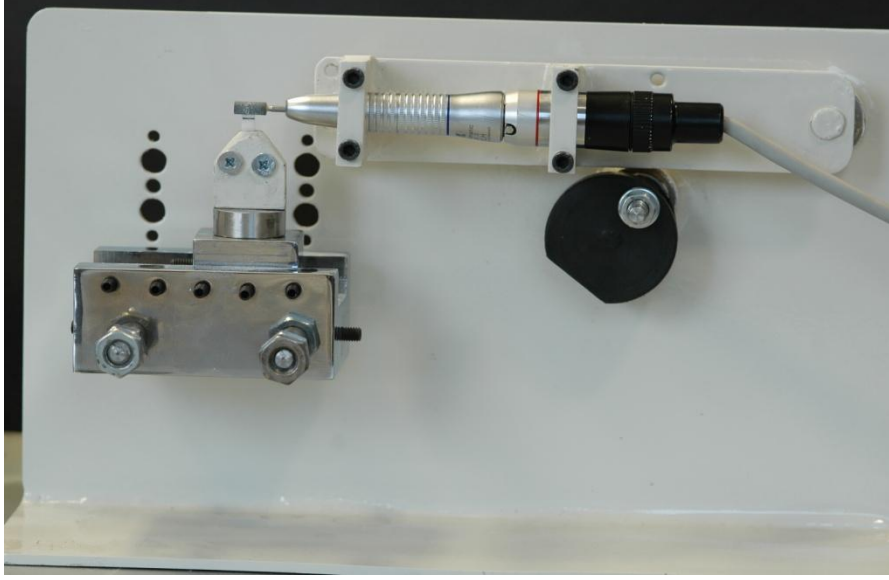
a) 5 adet Zirkozahn' dan üretilmiş zirkonya blok aerotor ucuna takılan silindirik frez ile (Axis Corp. Lausanne, Switzerland) **belli bir süre olmadan 1mm aşındırılmıştır.**

b) 5 adet Zirkozahn' dan üretilmiş zirkonya blok aerotor ucuna takılan silindirik frez ile (Axis Corp. Lausanne, Switzerland) **10 saniye süreler tutularak 1mm aşındırılmıştır.**

c) 5 adet Zirkozahn' dan üretilmiş zirkonya blok aerotor ucuna takılan silindirik frez ile (Axis Corp. Lausanne, Switzerland) **5 saniye süreler tutularak 1mm aşındırılmıştır.**

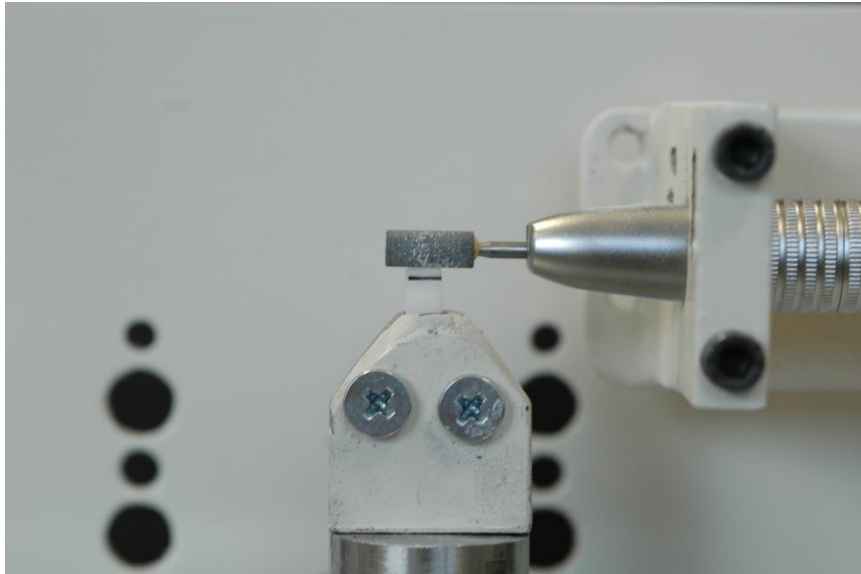


Resim 15: Araştırmada kullandığımız zirkonya bloklar

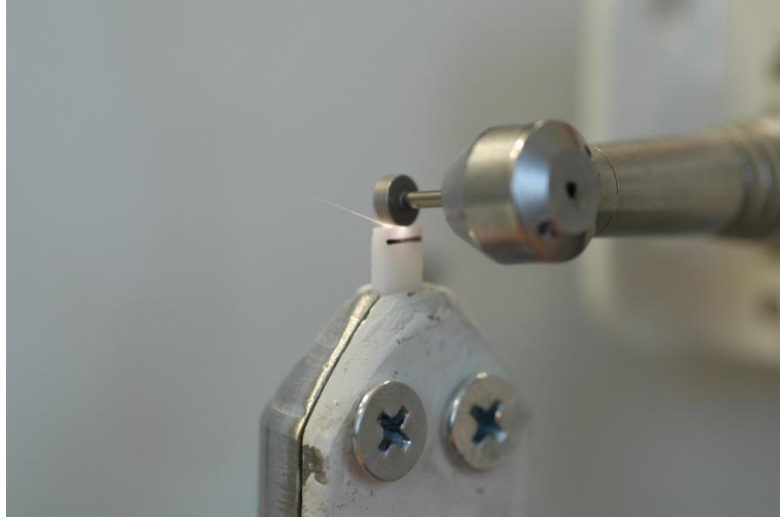


Resim 16: Düzenek

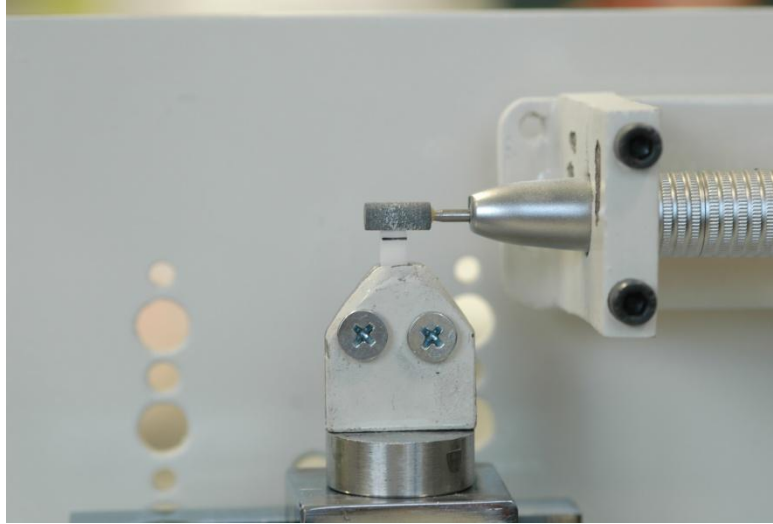
Araştırmamızda kullandığımız zirkonya blokları aşındırmak için bu çalışmaya özel bir düzenek yaptırıldı. Bu düzenekte aerotor ve mikromotorun bağlandığı yukarı aşağı hareket eden yatay bir kol ve zirkon blokların tutturulduğu ileri, geri sağa sola hareket eden bir parça bulunmaktadır Resim(16-17-18-19).



Resim 17: Frez zirkonya blok ilişkisi



Resim 18: Zirkonya Blokların Aerotor ile aşındırılması



Resim 19: Zirkonya Blokların Mikromotor ile aşındırılması

3.2 KIRMA DENEYİ :

Araştırmamız için Instron (Model3345,InstronCorp,Canton, Massachusetts, USA) makinasında kullanılmak üzere İSO standartlarına uygun zirkon blokları yerleştirmek için 4mm çapında çelik toplardan meydana gelen düzenek yaptırılmıştır.Kırma işleminde kullanılmak üzere İSO standartlarına uygun olarak uç kısmı 1.4 mm olan kırma çubuğu yaptırılmıştır (Resim 18).

Testimi için yaptırdığımız düzenek ve çubuğu Instron makinasına yerleştirip sabitledik. Gruplardaki zirkon blokları teker teker yaptırmış olduğumuz 4mm çapındaki çelik toplardan oluşan düzeneğe yatay şekilde yerleştirdik(Resim22). Daha sonra yaptırdığımız 1.4 mm çapındaki kırma çubuğunu zirkon blokların ortasına gelecek şekilde konumlandırdık (Resim 20-21-22-23).Instron makinasında hız 0.5mm/dak. olarak ayarlanmış ve zirkon bloklar kırılana kadar yük uygulaması yapılmıştır (Resim 24).



Resim 20: Kırma Düzeneği



Resim 21: Kırma Düzenęi



Resim 22: Zirkonya Blokları Yerleştirdiğimiz Düzenek



Resim 23: Kırma çubuğu



Resim 24: İnstron (Model 3345)

3.3 İstatistik

Çalışmamızın sonuçlarında **ANOVA** ve **Student t** testi uygulanmıştır.

Testimizde sonuçları Newton olarak bulduk, aşağıdaki formülü kullanarak blokların kırılma direncini (MPa) cinsinden hesapladık.

$$M = \frac{3Wl}{2bd^2}$$

W= Kırılma kuvveti (Newton)

L= Uzunluk

b= Bloğun genişliği

d²= Bloğun kalınlığı

4. BULGULAR

4.1 Kontrol Grubu

Yapılan testler sonucunda herhangi bir aşındırma yapılmayan kontrol grubu zirkonya blokları $\bar{x} = 975$ (MPa) 'da kırılmıştır. En düşük kırılma $\bar{x} = 712,1$ MPa' da en yüksek kırılma $\bar{x} = 1266,5$ MPa 'da gerçekleşmiştir ($\bar{x} = 974,8$ $sd \pm 199,6$).

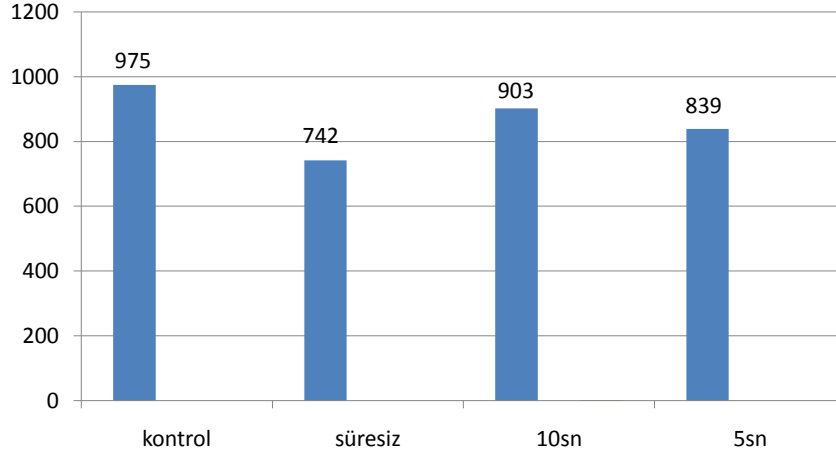
4.2 Mikromotor

Mikromotorla belli bir süre olmadan 1mm aşındırılan zirkon blokları $\bar{x} = 742$ (MPa) 'da 10 saniye süreler tutularak 1mm aşındırılan bloklar $\bar{x} = 903$ (MPa) 'da ve 5 saniye süreler tutularak 1mm aşındırılan bloklar $\bar{x} = 839$ (MPa) 'da kırılmıştır (Tablo 5).

	N	\bar{x}	sd±	Minimum	Maximum
Mikromotor süresiz	5	741,8	97,7	569,1	801,6
Mikromotor 10sn	5	903,2	92,4	804,4	1022,8
Mikromotor 5 sn	5	839,3	95,6	743,7	977,8
Total	20	864,8	147,8	569,1	1266,5

Tablo 6: Mikromotorla yapılan 5sn, 10sn, süresiz aşındırmalar ve kontrol grubunun kırılma değerleri (değerler MPa'dır).

Mikromotorla yapılan aşındırmalarda; belli bir süre tutmadan 1mm aşındırılan bloklar işlem uygulanmadan kırılan bloklara göre %20 daha düşük kuvvette kırılmıştır. 10 sn süreler tutularak yapılan aşındırmalar sonucunda ise kırma kuvveti %8, 5 sn süreler tutularak yapılan aşındırmalar sonucunda ise kırma kuvveti %15 azalmıştır (Grafik 1).



Grafik 1 : Zirkonya blokların mikromotor ile aşındırıldıktan sonra kırılma değerleri

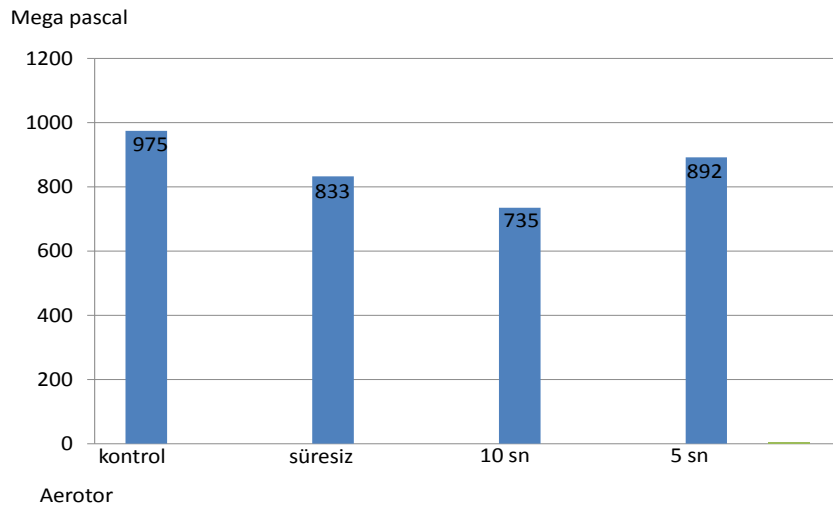
4.3 Aerotor

Aerotorle belli bir süre olmadan 1mm aşındırılan zirkonya blokları $\bar{x} = 833$ (MPa) 'da 10 saniye süreler tutularak 1mm aşındırılan bloklar $\bar{x} = 735$ (MPa) 'da ve 5 saniye süreler tutularak 1mm aşındırılan bloklar ise $\bar{x} = 892$ (MPa) 'da kırılmıştır (Tablo 6).

	N	\bar{x}	sd±	Minimum	Maximum
Aerotor süresiz	5	833,1	153,5	686,6	1089,3
Aerotor 10sn	5	735,3	173,9	579,5	1020,8
Aerotor 5sn	5	891,7	197,8	667,3	1137,2
Total	20	858,7	189,6	579,5	1266,5

Tablo 7: Aerotorle yapılan 5sn, 10sn, süresiz aşındırmalar ve kontrol grubunun kırılma değerleri (değerler MPa'dır).

Aerotorla yapılan aşındırmalarda; belli bir süre tutmadan 1mm aşındırılan bloklar işlem uygulanmadan kırılan bloklara göre %16 daha düşük kuvvetle kırılmıştır. 10 sn süreler tutularak yapılan aşındırmalar sonucunda ise kırma kuvveti %21, 5 sn süreler tutularak yapılan aşındırmalar sonucunda ise kırma kuvveti %12 azalmıştır (Grafik 2).



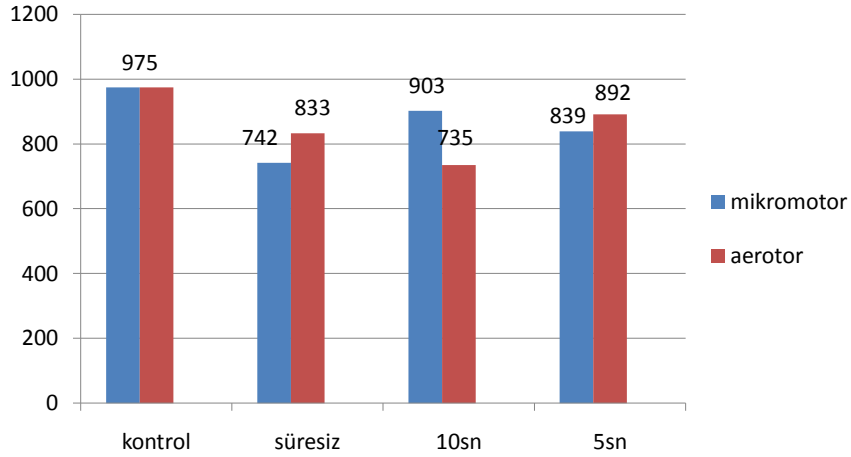
Grafik 2: Zirkonya blokların aerotor ile aşındırıldıktan sonra kırılma değerleri

4.4 Aerotor Mikromotor Karşılaştırması

Aerotor ve mikromotorla yapılan aşındırmayı karşılaştırsak; aerotorle belli bir süre tutmadan aşındırılıp kırılan bloklar hiçbir işlem yapmadan kırılan bloklara göre %15 daha az kuvvette kırılırken, bu sonuç mikromotorda %21 dir.

Aerotor ve mikromotorla yapılan 10 saniyelik süreleri karşılaştırsak; aerotorle 10 sn süre tutularak aşındırılıp kırılan bloklar hiçbir işlem yapmadan kırılan bloklara göre %22 daha az kuvvetle kırılırken bu sonuç mikromotorda %7 dir (Grafik 3).

Aerotor ve mikromotorla yapılan 5 saniyelik süreleri karşılaştırsak; aerotorle 5 sn süre tutularak aşındırılıp kırılan bloklar hiçbir işlem yapmadan kırılan bloklara göre %8 daha az kuvvetle kırılırken bu sonuç mikromotorda %12 dir (Grafik 3).



Grafik 3: Aerotor ve mikromotorla aşındırılan zirkonya blokların kırılma değerlerinin karşılaştırılması

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde estetik beklentilerin artmasıyla tam seramik sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerin renk stabilitesi, estetik gibi avantajlarının yanında kırılma, darbeye karşı dayanımlarının az olması gibi dezavantajları vardır. Bu yüzden dayanıklılık, yüksek mekanik performans gibi özelliklere sahip olan zirkonya esaslı seramiklerin kullanımı gündeme gelmiştir. Çalışmamızın amacı zirkonya blokların aşındırılmasıyla meydana gelen ısının zirkonya blokları üzerindeki etkisini araştırmak ve zirkonya blokların ısı karşısındaki kırılma davranışlarını ölçmek. Seramik materyalin kırılma dayanım testleri; materyalin başarısı, dayanıklılığı, ömrü hakkında önemli bilgiler verir. Bu testler klinik uygulamayı taklit etmelidir. Bu yüzden kullanacağımız ve uygulayacağımız materyal ve method gerçeğe uygun olmalıdır. İn vitro testlerin en önemli avantajları kısa sürede yapılabilmesi ve parametrelerin standardize edilebilmesidir (47).

Araştırmamızda 35 adet Zirkonzahn'dan hazırlanmış zirkonya blok kullanılmıştır (uzunluk:21mm, genişlik: 5mm, kalınlık: 2mm), ve bu blokları 3 ana gruba ayırdık. 1) Kontrol grubu, 2) Mikromotor grubu 3) Aerotor grubu. Mikromotor ve aerotor grubunda kendi içinde 3 alt gruba ayırdık. A) belli bir süre tutulmadan 1mm aşındırılmıştır. B) 10sn. süreler tutularak aşındırılmıştır. C) 5sn. süreler tutularak aşındırılmıştır. Çalışmamızda zirkonya bloklar instron (Model 3345, Instron Corp, Canton, Massachusetts, USA) test makinasında test edilmiştir.

Papanagiotou ve ark. 2006 yılında yaptığı çalışmada 310 örnek kullanmışlardır (Vita YZ blocks; Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ve bunları 9 grupta incelemişlerdir (25 x 4 x 2). Bu örneklerin 61 tanesine hiçbir işlem yapılmamıştır (kontrol grubu). 30 tanesini 24 saat, 31 tanesini 7 gün suda kaynatmışlardır. 31 tanesini 250 °C nemli havada 6 saat, 31 tanesini 250 °C nemli havada 24 saat, 33 tanesini 250 °C nemli havada 7 gün bekletmişlerdir. 32 tanesini cilalamışlardır, 31 tanesini alüminyum partikülleri ile (Cobra Aluoxyd Aluminum Oxide; Renfert Industriegebiet, Hilzingen, Germany) aşındırmışlardır. 30 tanesini alüminyum oksit partikülleri ile aşındırıp 7gün kaynatmışlardır (48).

En yüksek kırılma değeri alüminyum partikülleri ile aşındırılan örneklerde görülmüştür $\bar{x} = (950.2 \pm 126.7 \text{ MPa})$. En düşük kırılma direnci 24 saat nemlendirilen örneklerde bulunmuştur $\bar{x} = 796.7 \text{ MPa}$. Kontrol grubu ise $\bar{x} = 827.9 \text{ MPa}$ 'da kırılmıştır. Diğer örneklerin kırılma değerleri birbirine yakındır. Bizim araştırmamızda ise kontrol grubu ve aşındırma yapılan gruplarda da zirkonzahn zirkonya blok kullanılmıştır (Zirkonzahn GmbH, Gais, Germany) ve kontrol grubunun kırılma değeri $\bar{x} = 975 \text{ MPa}$ dır. Bizim araştırmamızda ise kontrol grubu kırılma değerleri aşındırma grubu değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlara göre Harry ve ark. yapmış olduğu çalışmada ısı ile işlem sonucunda zirkonya blokların iç yapısı ısıdan olumlu etkilenirken bizim çalışmamızda tam tersi olarak yapının bozulduğu görülmüştür. Bu farklılığın her iki çalışmada farklı zirkonya blokların kullanılmasından meydana geldiği bulunmuştur (Vita/Zirkonzahn).

Luthardt 2002'de yaptığı araştırmada 40 adet disk şeklinde örnek kullanmıştır (Metoxit AG, Thayngen, Switzerland) (36 x 3mm). Örneklerin üzerini porselen kaplamıştır, daha sonra basınç altında ve değişik grenlerdeki frezler kullanarak aşındırma yapmıştır. Bu tip aşındırmaların zirkonyum üzerine etkisi olmadığı ancak örneklerin iç yüzeyinde aşındırma yapıldığında kırılma direncinin %50 düştüğü görülmüştür (1419 MPa/680 MPa) (49).

Pittayachawan ve ark. 2006'da yaptığı çalışmada 240 disk şeklinde zirkonya örnek kullanmışlardır (LAVA, 3M ESPE)(15 x 1.3mm), ISO 6872 standartlarına göre. Bu örnekleri 8 grupta incelemişlerdir. 1 grup renksiz, 7 grup renkli zirkonyadır (vita renkleri A1-D4). Bu grupları cilalayıp, aşındırıp kırmışlardır. Zirkonya örneklerin kırılma dayanımlarını Dartec(Zwick Ltd.Herefordshire, UK)test makinası ile ölçülmüştür ve kuvvet 1mm/min hızla uygulanmıştır. Biz araştırmamızda kuvveti günümüzde kullanılan ISO 6872' ye uygun olarak 0.5mm/dak. hızla uyguladık. Renkli ve renksiz örneklerin kırılma dayanımları arasında önemli bir fark yoktur, $\bar{x} = 1100 \text{ MPa}$ ' da kırılmıştır (50).

Bizim çalışmamızda örnekler renksizdir (LAVA/Zirkonzahn). Örneklerimizi instron (Model 4202, Instron Corp , Canton, Massachusetts, USA) test ettik ve kırılma dayanımlarını $\bar{x} = 975$ MPa bulduk.

Guazzato ve ark. 2005 yılında yaptığı çalışmada 160 (DC zirkon) örnek kullanmışlardır, bunları 4 grupta incelemiştirler. Örnekler kumlama, aşındırma, kumlama ve ısıtma, cilalama ve ısıtma yapmışlar ve bunları kırmışlardır. Kumlama yapılan örnekler $\bar{x} 1540$ MPa , cilalama yapılan örnekler $\bar{x} 1525$ MPa, kumlama ve ısıtma yapılan örnekler $\bar{x} 955$ MPa, cilalama ve ısıtma yapılan örnekler $\bar{x} 1165$ MPa' da kırılmıştır. Sonuç olarak aşındırma ve kumlama kırılma dayanımlarını arttırmış ancak ısıya maruz kalan örneklerin kırılma direnci düşmüştür. Kırılma değerleri bu çalışmada bizim çalışmamızdan yüksek bulunmuştur bunun nedeni Guazzato ve ark. DC zirkon yani tam sinterlenmiş zirkon kullanmalarındandır. Her iki çalışmada ısının kırılma direncine etki ettiği ve düşürdüğü tespit edilmiştir (51).

Bizim çalışmamızda mikromotorla aşındırma yaparken zirkonya bloklarda aşırı ısınma gözlenmiştir. Aerotorla çalışırken kıvılcım çıkmasına rağmen ısınma mikromotorla yapılan aşındırmadan daha az gözlenmiştir. Bu ısı farklılığının nedeni olarak mikromotorda kullanılan frezin temas yüzeyinin aerotordaki elmas frez yüzeyinden çok daha fazla olmasıdır. Bu ısının ileriki araştırmalarda ölçülmesi ve ısı ölçülürken kırılma direncinin de ölçülmesi daha doğru olacaktır.

6. SONUÇLAR

- 1) Mikromotorla yapılan aşındırmalarda; belli bir süre tutmadan 1mm aşındırılan bloklar işlem uygulanmadan kırılan bloklara göre %20 daha düşük kuvvette kırılmıştır. 10 sn süreler tutularak yapılan aşındırmalar sonucunda ise kırma kuvveti %8, 5 sn süreler tutularak yapılan aşındırmalar sonucunda ise kırma kuvveti %15 azalmıştır.
- 2) Aerotorla yapılan aşındırmalarda ; belli bir süre tutmadan 1mm aşındırılan bloklar işlem uygulanmadan kırılan bloklara göre %16 daha düşük kuvvetle kırılmıştır. 10 sn süreler tutularak yapılan aşındırmalar sonucunda ise kırma kuvveti %21, 5 sn süreler tutularak yapılan aşındırmalar sonucunda ise kırma kuvveti %12 azalmıştır.
- 3) Aerotor ve mikromotorla yapılan aşındırmayı karşılaştırsak; aerotorle belli bir süre tutmadan aşındırılıp kırılan bloklar hiçbir işlem yapmadan kırılan bloklara göre %15 daha az kuvvette kırılırken, bu sonuç mikromotorda %21 dir.
- 4) Aerotor ve mikromotorla yapılan 10 saniyelik süreleri karşılaştırsak; aerotorle 10 sn süre tutularak aşındırılıp kırılan bloklar hiçbir işlem yapmadan kırılan bloklara göre %22 daha az kuvvetle kırılırken bu sonuç mikromotorda %7 dir.
- 5) Aerotor ve mikromotorla yapılan 5 saniyelik süreleri karşılaştırsak; aerotorle 5 sn süre tutularak aşındırılıp kırılan bloklar hiçbir işlem yapmadan kırılan bloklara göre %8 daha az kuvvetle kırılırken bu sonuç mikromotorda %12 dir.

Zirkonyumun klinik uygulamaları ile ilgili daha çok bilgi edinmek için uzun dönem çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR:

1. Raigrodski, Chicke, Potiket, Hochtedler, Mohamed, Billiot, Mercante 2006, Ernst, Cohnen, Stender, Willershausen 2005).
2. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all- ceramic materials. Part 2. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater 2004; 20:449-456
3. Conrad , Wook-Jin Seong, Pesun 2007).
4. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. Biomaterials 1999; 20: 1-25
5. Tosun T. Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. Dentalife. 2007; 22: 18-26
6. Lindemann W (2000). Dentalkeramiken-mineralogisch betrachtet. ZMK 5: 280-285.
7. Stevens R, Hennike D (1992). ZrO₂-Keramik. In: Kriegsmann J (Hrgs.): Technische Keramische Werkstoffe. Grundwerk. Deutscher Wirtschaftsdienst, Köln, 1-101.
8. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial. Biomaterials 2006; 27:535-543.
9. Soykan H , Karakaş Y. MgO ile Kısmen Stabilize Edilmiş ZrO₂'de X- Işınları Difraksiyon Yöntemiyle Kantitatif Faz Analizi. Turk J Engin Environ Sci 25 (2001),191-197.
10. Subbarao EC. Zirconia-an overview. In:Heuer AH, Hobbs LW, editors.Science and Technology of Zirconia. Advances in ceramics, vol. 3. Amsterdam: Elsevier, 1981: 1-24: In ‘Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dent Mater 2008;24(3):289-298.
11. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN (1989). Mechanical properties and short term in-vivo evaluation of yttrium –oxide-partially-stabilized zirconia. J Biomed Mater Res23:45-61
- 12.Reckziegel A. Properties and Applications of Advanced Zirconia Ceramics. Ceramics Forum Int., 63,7/8,378-385,1986
13. Sundh A,Sjögren G.,A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina. Academy of Dental Materials,2007

14. Garvie RC, Nicholson PS (1972). Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ System. J Amer Ceram Soc 55: 152-157
15. Garvie RC, Hannink RHJ, Pascoe RT. Ceramic steel Nature (London)1975; 258: 703-704.
16. Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G. Subcritical crack propagation in 3Y-TZP ceramics: static and cyclic fatigue. J Am Ceram Soc 1999;82: 3128-3129
17. Christel P (1988). Bioceramics material characteristics vs in vivo behavior. Ann NY ASci: 234-56.
18. Sato TS, Shimada M (1985a). Control of the tetragonal –to-monoclinic phase transformation of yttria partially stabilized zirconia in hot water. J Mater Sci 20: 3899-3992.
19. Swab JJ (1991). Low temperature degradation of Y-TZP Materials. J Mater Sci 26: 6706-6714
20. Ardlin B. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surfacestructure. Dent Mater 18:590-595.
21. Rieth PRJNA (1976). Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilisedzirconia. Bull Am Ceram Soc:717.
22. Burger W, Richter HG, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccalari M(1997). New Y-TZP powders for medical grade zirconia. J Mater Sci Mater Med 8: 113-118(Abstract).

23. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C(1999). In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 20:371-376.
24. Josset Y, Oum Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D(1999). In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia alumina ceramics. *J Biomed Mater Res* 47:481-493.
25. Tchikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H (1992). Tissue compability and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 68:322-326.
26. Sato TS, Shimada M(1985b). Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 68: 356-359.
27. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve Zirkonya alt yapıların üretim teknikleri.
28. Deville S, Chevalier J, Gremillard L (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2186-2192.
29. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P., The fracture and fatigue of surface-treated tetragonal zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Materials and Technology* 41(2007) 5,237-241
30. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 33: 9-18.
31. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 605-614.

32. Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; 7: 73-80.
33. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* May-Jun; 17(3):285-90.
34. Rieger W, Köbel S, Weber W. Processing and Properties of Zirconia ceramics for Dental Applications. *Spectrum Dialogue*, March 2008.
35. Conrad J. H, Seong W, Pesun I. Current ceramic materials and systems clinical recommendations: A systematic review. *J. Prosthet Dent* 2007;98:398-404.
36. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1998 Nov;117(6):715-720.
37. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004 Jan;7(1):25-45.
38. Kavo Everest CAD/CAM System Technical Information.
39. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol* 2005;1-16: In PhD thesis of von Kassiani Stamouli entitled 'Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures,2006.
40. LAVA-technical product profile.

41. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 2001;4: 243-262.
42. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; 4: 89-106.
43. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 2004 Sep;20(7): 655- 662.
44. Procera technical product profile.
45. Zeno-TEC technical product profile.
46. Hint-Els technical product profile.
47. Krejci I, Lutz F (1990). In-vitro Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 3.Korrelation mit In-vivo-Resultaten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100: 1445-1449.
48. Harry P. Papanagiotou, Steven M. Morgano, Russell A. Giordano, Richard Pober. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prossthet Dent* 2006;96:154-64).
49. R.G. Luthardt, M. Holzhüter, O. Sandkuhl, V. Herold, J.D. Schnapp, E. Kuhlisch, M. Walter. Reliability and Properties of Ground Y-TZP- Zirconia Ceramics. *J Dent Res* 81(7):487-491,2002.

50. Piyapanna Pittayachawan, Ailbhe McDonald, Aviva Petrie, Jonathan C. Knowles. The biaxial flexural strength and fatigue property of LAVA Y-TZP dental ceramic. *Dental Materials* 23(2007) 1018-1029.
51. Massimiliano Guazzato, Linda Quach, Mohammad Albakry, Michael V. Swain. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry* (2005) 33, 9-18

ÖZGEÇMİŞ

Diş Hekimi Davut Küçükoğlu 28.10.1979 yılında İstanbul Bakırköy’de doğdu. İlk öğrenimini Ahmet Hamdi Tanpınar İlkokulun’ da, orta ve lise öğrenimini İstek Özel Kaşgarlı Mahmut Lisesinde okudu. 2000 yılında Yeditepe Üniversitesinde yüksek öğrenimine başladı ve 2006 yılında yüksek öğrenimini bitirdi. 2006 güz yarıyılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalında master eğitime başladıve halen aynı anabilim dalında çalışmalarına devam etmektedir.