



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

**ZİRKONYA KORLARIN DEĞİŞİK YÖNTEMLERLE AŞINDIRILMASI
SIRASINDA MEYDANA GELEN ISI DEĞİŞİKLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Özgecan ŞİVET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DANIŞMAN
Prof. Dr. ENDER KAZAZOĞLU**

İSTANBUL- 2014

Yüksek Lisans (Master) öğrencisi Dt. Özgecan Şivet'in çalışması jürimiz tarafından
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Master Tezi olarak uygun görülmüştür.

İMZA

Başkan : Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU (Danışman)
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Mübin SOYMAN
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Temel KÖKSAL
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi

ONAY

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun ..30/09/2014
sayılı kararı ile onaylanmıştır.

tarikh ve22-2

Prof. Dr. Bayram YILMAZ
Müdür

ÖZET

Şivet Ö. Zirkonya Korların Değişik Yöntemlerle Aşındırılması Sırasında Meydana Gelen Isı Değişikliklerinin Değerlendirilmesi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul 2014. Tam seramik materyaller, doğal diş yapısına yakın estetik özellikleri, kimyasal stabiliteleri ve biyouyumlulukları sayesinde metal-seramik restorasyonlara alternatif oluşturmuşlardır. Ancak, kırılganlıkları ve gerilim stresleri karşısında düşük dayanıklılık göstermeleri bu materyallerin klinik uygulamalarını kısıtlamaktadır. Diğer tam seramik sistemlere kıyasla yüksek mekanik performans, dayanıklılık, gerilim direnci, kimyasal ve boyutsal stabilite gösteren zirkonya, tam seramik sistemlerin güvenilirliğini arttırmıştır. Zirkonya restorasyonlar seramik bloklarının sulu ya da kuru şekillendirilmesi ve sonrasında yüksek yoğunlukta sinterlenmesi ile üretilmektedir. Restorasyon ve prepare edilmiş dişin mükemmel uyumunu elde etmek amacıyla ve son uyumlamalar için genellikle aşındırma yapılması gerekebilmektedir. Zirkonyanın mekanik özellikleri bu rutin laboratuvar ve klinik işlemler sonucunda değişebilmektedir. Aşındırma, materyal yüzeyinde ısı ve stres oluşturarak faz transformasyonuna neden olur. Bizim çalışmamızda da; zirkonya korların değişik yöntemlerle aşındırılması sırasında meydana gelen ısı değişiklikleri değerlendirilmiştir.

Her grupta 10'ar adet olmak üzere 60 adet zirkonyum altyapı örneği hazırlandı. İki farklı aşındırma yöntemi altında (aeretör, mikromotor) 6 grup (Aeretör ile su soğutmalı ve su soğutmasız yeşil bantlı elmas frez, su soğutmalı ve su soğutmasız siyah bantlı elmas frez. Mikromotor ile su soğutmalı ve su soğutmasız) oluşturuldu. Her gruba ait altyapı örneklerinden 1mm³ lük materyal aşındırılması sırasında ısıölçer probe ile iç yüzeyde meydana gelen ısı değişimi kaydedildi. Aşındırma sırasında frez-materyal ilişkisinin standardizasyonu ve sabitlenmesini sağlamak amacı ile aşındırma düzeneği hazırlandı. Hazırlanan aşındırma düzeneğinde aeretör, mikromotor ve materyal sabitlenerek frez ile

aşındırma esnasında tek tip ileri-geri hareket ile aşındırma işlemi gerçekleştirildi. Zirkonya altyapı örneklerinin aşındırılması sırasında zirkonya altyapı örneğinin iç yüzeyine yerleştirilen prob ile ısı değişimi bilgisayar ortamında kayıt edildi, 60 örnek için grafik ve tablo verileri elde edildi. Elde edilen veriler ve istatistiksel analizler sonucunda aeretör ve mikromotor gruplarının maksimum ısı ortalamaları karşılaştırıldığında; mikromotor ile su soğutmalı yapılan aşındırmalarda maksimum ısı ortalaması ($23,55\pm 1,80^{\circ}\text{C}$) aeretör ile su soğutmalı yapılan aşındırmaların maksimum ısı ortalamalarından ($22,65\pm 0,76^{\circ}\text{C}$ ve $22,59\pm 0,61^{\circ}\text{C}$) daha yüksek değer göstermektedir. Mikromotor ile su soğutmasız yapılan aşındırmaların maksimum ısı ortalaması ($54,69\pm 11,63^{\circ}\text{C}$), aeretör ile su soğutmasız yapılan aşındırmaların maksimum ısı ortalamalarından ($41,62\pm 11,12^{\circ}\text{C}$ ve $48,55\pm 7,44^{\circ}\text{C}$) daha yüksek değer göstermiştir. Tüm frez gruplarında su soğutmasız yapılan aşındırmaların maksimum ısı ortalamaları su soğutmalı aşındırma yapılan grupların maksimum ısı ortalamalarından daha yüksek bulunmuştur.

Çalışmada değerlendirilen toplam 6 grup içerisinde maksimum ısı ortalaması en yüksek olan grup mikromotor ile su soğutması olmadan aşındırılma yapılan gruptur. ($54,69\pm 11,63$). Bu grupta ulaşılan en yüksek ısı değeri $72,10^{\circ}\text{C}$ dir. Maksimum ısı ortalaması en düşük olan grup ise; aeretör ile su soğutmalı siyah bantlı frez ($22,59\pm 0,61$) ve ona çok yakın olan su soğutmalı yeşil bantlı elmas frez ($22,65\pm 0,76^{\circ}\text{C}$) ile aşındırma yapılan gruptur. Su soğutmalı siyah bantlı frez grubunda elde edilen minimum ısı değeri $21,69^{\circ}\text{C}$ dir. Aeretör siyah bantlı susuz grubunun maksimum ısı ortalaması, aeretör yeşil bantlı sulu, aeretör siyah bantlı sulu ve mikromotor sulu gruplardan ileri düzeyde anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Zirkonya, Aşındırma, Isı

ABSTRACT

Şivet Ö. Evaluation Of Temperature Changes Of Zirconia Frameworks While Grinding With Different Techniques. Yeditepe University Health Sciences Institute, Master Thesis in Prosthetic Dentistry, İstanbul 2014. Full ceramic materials have been an alternative to metal-ceramic restorations with their chemical stability, biocompatibility and aesthetic properties close to the natural tooth structure. However, the fragility and low resistance under stress limits the clinical application of these materials. Zirconia has increased the reliability of all ceramic systems with properties as; high mechanical performance, durability, tensile strength, chemical and dimensional stability. Zirconia restorations are manufactured from water-cooled or dry ceramic block shaping and high density sintering. Usually final grindings are required for perfect fit of the restoration and prepared tooth and final refinements. The mechanical properties of zirconia can be changed by these routine laboratory and clinical procedures as a result. Grinding procedure may cause heating and stress on the surface of the material resulting phase transformation of zirconia. In our study; temperature changes of zirconia frameworks while grinding with different techniques are evaluated.

Sixty zirconia framework samples were fabricated and divided as each group has ten specimens. Two different grinding technique (high speed hand piece, micromotor) selected and divided in six groups (fine grained diamond bur with and without water cooling, coarse grained diamond bur with and without water cooling, micromotor with and without water cooling). A mechanism is prepared for standardization and fixation of bur-material relation while grinding. High speed hand piece, micromotor and the material are fixed on mechanism and only back and forth movement was allowed for grinding. Each zirconia framework has grounded until 1mm³ material disappeared. Data tables and graphics are obtained and statistically analyzed.

Mean maximum temperature values of two grinding techniques are compared. Mean maximum temperature of grinding with micromotor under water

cooling ($23,55\pm 1,80^{\circ}\text{C}$) was higher than grindings with high speed hand piece under water cooling ($22,65\pm 0,76^{\circ}\text{C}$ and $22,59\pm 0,61^{\circ}\text{C}$)

Mean maximum temperature value of grinding with micromotor without water cooling ($54,69\pm 11,63^{\circ}\text{C}$) was higher than grindings with high speed hand piece without water cooling ($41,62\pm 11,12^{\circ}\text{C}$ and $48,55\pm 7,44^{\circ}\text{C}$). Mean maximum temperature of grindings without water cooling was higher than grindings with water cooling among all six groups.

In this study; the highest mean temperature value was obtained from micromotor grinding without water cooling ($54,69\pm 11,63^{\circ}\text{C}$). The highest value in this group was $72,10^{\circ}\text{C}$. The lowest mean temperature value was obtained from high-speed hand piece grinding with coarse grained diamond bur under water cooling ($22,59\pm 0,61^{\circ}\text{C}$). The lowest value in this group was $21,69^{\circ}\text{C}$. Also, fine grained diamond bur under water cooling group showed similar mean temperature value ($22,65\pm 0,76^{\circ}\text{C}$).

Keywords: Zirconia, Grinding, Temperature

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim süresinde, bilimselliğin ne anlama geldiğini öğreten, bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyip yanımda olan, tez çalışmamın ortaya çıkmasında, hazırlanmasında ve tamamlanmasında büyük katkıları bulunan, bana Protetik Diş Tedavisini öğreten ve sevdiren, bu güzel ortamda çalışmama izin veren, üzerimde büyük emeği bulunan, öğrencisi olmaktan büyük gurur ve onur duyduğum kıymetli Hocam Sayın **Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU'na**

Bilgi ve deneyimlerini hiçbir zaman esirgemeyen anabilim dalımızın öğretim üyesi sayın **Prof. Dr. Koray ORAL'a**;

Yüksek lisans eğitimim süresince fedakarca zamanını ayırıp benimle ilgilenen, mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşmaktan hiçbir zaman çekinmeyip beni destekleyen, Sayın **Doç. Dr. Özlem Malkondu'ya**,

Akademisyen kişiliğinin yanı sıra eşsiz bir sabır ve şefkate sahip olan, bana klinik ve akademik bilgisini aktaran, çok değerli Hocam Sayın **Doç. Dr. Temel Köksal'a**

Lisansüstü eğitimim süresince akademisyenliği, araştırmayı öğretmenin yanında bilgi ve deneyimleriyle ufkumu genişleten, bana ayırdığı değerli zamanlarda birlikte gülebildiğimiz, çok kıymetli hocam **Doç. Dr. Nuray Çapa'ya**

Lisansüstü eğitimim boyunca klinik ve teorik bilgileriyle bana her zaman yardımcı olup, yakın ilgilerini ve güler yüzlerini benden esirgemeyen değerli hocalarım **Doç. Dr. Pınar Kursoğlu, Doç. Dr. İdil Dikbaş ve Doç. Dr. Zeynep Özkurt Kayahan** ve tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine;

Lisansüstü eğitimim ve hayatım boyunca dert ortağım, dostum olan biricik arkadaşım **Dt. Selen Mert'e** ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Tüm hayatlarını bana adanmış, bugünlere gelmemi sağlamış, tüm hayatımı borçlu olduğum, desteklerini her zaman hissettiğim, en kıymetlilerim sevgili annem **Semiha Şivet** ve bu mesleği seçmemi sağladığı için ayrıca hayatıma büyük katkısı olan meslektaşım sevgili babam **Dt. Aydın Şivet'e**, doğduğum andan bugüne kadar yanımda olan bana yol gösteren, kardeşliğin değerini anlamamı sağlayan, meslektaşım sevgili ağabeyim **Dr. Dt. Can Şivet'e**,

Çocukluk arkadaşlığı ardından hayat arkadaşım olan, lisans ve lisansüstü eğitimimde karşılaştığım zorluklarda sonsuz desteğiyle hep yanımda olan, sevgili eşim, meslektaşım **Dr. Dt. Sercan Küçükkurt'a**

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	ii
ABSTRACT	iii
İÇİNDEKİLER	v
TABLoların LİSTESİ	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
KISALTMALARIN LİSTESİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. ZİRKONYA	3
2.1.1. Diş Hekimliğinde Zirkonya Seramiklerin Kullanım Alanları	5
2.1.2. Zirkonya Yapısı ve Özellikleri	5
2.1.3. Zirkonya ile İlgili Biyomedikal Çalışmalar	8
2.1.4. Zirkonya Seramiklerin Üretimi	9
2.1.5. Zirkonya Seramiklerin Tanecik Yapısı	10
2.1.6. Zirkonyanın Faz Dönüşümleri.....	12
2.1.7. Zirkonyada Dönüşüm Toplaşması	14
2.1.8. Zirkonyanın Kararlı Hale Getirilmesi	16
2.1.9. Zirkonya Seramiklerin Mekanik Özellikleri	19
2.1.10. Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler.....	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM	28
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması	28
3.1.1. Aretor Grubu	28
3.1.2. Mikromotor Grubu	28
3.2. Çalışmamızda Kullanılan Zirkonya Altyapı Örneklerinin Hazırlanması	28
3.3. Zirkonya Altyapı Örneklerinin Aşındırılması	30
3.4. Isı Ölçümü	33
3.5. İstatistiksel Analiz	36

4. BULGULAR	37
4.1. Aeretor Grubu	37
4.2. Mikromotor Grubu	38
4.3. Aeretor - Mikromotor Gruplarının Karşılaştırılması.....	39
4.4. Su Soğutmalı ve Su Soğutmasız Grupların Karşılaştırılması.....	39
5. TARTIŞMA	43
6. SONUÇLAR	53
7. KAYNAKLAR	55
ÖZGEÇMİŞ	66



TABLULARIN LİSTESİ

Tablo	Sayfa
Tablo 2.1. Üretim şekillerine göre zirkonya	10
Tablo 2.2. Kristal formların yoğunluk ve sıcaklık değerleri	10
Tablo 3.1. Çalışmamızda kullanılan zirkonya blokların boyutları.....	30
Tablo 4.1. Grupların maksimum ısı ortalamalarının karşılaştırılması	38
Tablo 4.2. Post Hoc test sonuçları	41

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Zirkonyum.....	3
Şekil 2.2. Zirkonyumun fazları	11
Şekil 2.3. Zirkonyada dönüşüm toklaşması	16
Şekil 3.1. Zirkonya altyapı örneği	29
Şekil 4.1. Grupların maksimum ısı grafiği.....	40

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Zirkonya esaslı altyapı örneği	30
Resim 3.2. Aşındırma düzeneği	31
Resim 3.3 Frez materyal ilişkisi.....	32
Resim 3.4. Zirkonya altyapı örneğinin aeretör ile aşındırılması.....	32
Resim 3.5. Sabitlenmiş ısıölçer problar	33
Resim 3.6. Isı ölçüm cihazı	34
Resim 3.7. Örnek veri grafiği.....	35
Resim 3.8. Örnek veri tablosu	35

KISALTMALARIN LİSTESİ

Al_2O_3	Aluminyum oksit, Alumina
$Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$	Hidrate alumina silikat
CAD/CAM	Computer Aided Design / Manufacturing
CaO	Kalsiyum oksit
CeO₂	Seryum oksit
Hf	Hafniyum
Dk	Dakika
HIP	Hot Isostatic Pressing
$K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Potasyum alumina silikat
M	Monoklinik
Mg	Magnezyum
$MgAl_2O_4$	Magnezyum alüminyum oksit, Spinel
MgO	Magnezyum oksit
Mpa	Megapaskal
N	Newton
$Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Sodyum alumina silikat
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonya
SiO₂	Silika
T	Tetragonal
t→m	Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu
TZP	Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
Y₂O₃	Yttrium oksit
Y-TZP	Yttrium ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
Zr	Zirkonyum
ZrO₂	Zirkonya, Zirkonyum dioksit
ZrSiO₄	Zirkonyum silikat
µm	Mikrometre
x	Aritmetik ortalama
sd ±	Standart sapma
p	Anlamlılık
n	Örnek sayısı

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Metal alt yapı ile desteklenen seramik restorasyonlar üstün mekanik özellikleri sayesinde hem posterior diş eksikliklerinde hem de anterior bölgedeki estetik restorasyonlarda başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak metal renginin dişetine yansması, alerji oluşturabilmesi, korozyona uğrayabilmesi ve anterior bölgede ışık geçirgenliğine sahip olmaması gibi dezavantajları mevcuttur. [1, 2]

Estetik kaygıların artması ve teknolojik gelişmeler uzun süredir kullanılan metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak diş renginde, biyouyumlu, metal alt yapının sağladığı üstün mekanik özellikleri sağlayan farklı restoratif sistemlere kullanım alanı yaratmıştır .[1-3]

Tam seramik materyalleri, doğal diş yapısına yakın estetik özellikleri, kimyasal stabiliteleri ve biyouyumlulukları sayesinde metal-seramik restorasyonlara alternatif oluşturmuşlardır. Ancak, kırılganlıkları ve gerilim stresleri karşısında düşük dayanıklılık göstermeleri bu materyallerin klinik uygulamalarını kısıtlamaktadır. Yakın tarihe kadar tüm seramik sistemlerin kullanımı sadece ön bölge dişleri ile sınırlandırılırken, günümüzde gelişmiş dental seramikler sayesinde posterior dişlerinde de uygulama alanı bulmuşlardır.[4] [5-7] Diğer tam seramik sistemlere kıyasla yüksek mekanik performans, dayanıklılık, gerilim direnci, kimyasal ve boyutsal stabilite gösteren zirkonya, tam seramik sistemlerin güvenilirliğini arttırmıştır. [4, 5, 7]

Polimorfik yapıya sahip olan Zirkonyanın monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 allotropu vardır. Monoklinik faz 1170°C'ye kadar stabildir, 1170-2370°C arasında tetragonal yapı, 2370°C'den erime ısısına kadar kübik faz stabildir. CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi "stabilize" edici oksitlerin saf zirkonyuma eklenmesi ile "Kısmen Stabilize Zirkonya" (PSZ-Partially Stabilized Zirconia) elde edilmiştir. %2-3 mol Y₂O₃ ilavesi ile "Yttrium ile stabilize Tetragonal Zirkonya" (Y-TZP) elde edilmiştir.

Zirkonya restorasyonlar seramik bloklarının sulu ya da kuru şekillendirilmesi ve sonrasında yüksek yoğunlukta sinterlenmesi ile üretilmektedir. Restorasyon ve prepare edilmiş dişin mükemmel uyumunu elde etmek amacıyla son uyumlamalar için genellikle aşındırma yapılması gerekebilmektedir.

Zirkonyanın mekanik özellikleri bu rutin laboratuvar ve klinik işlemler sonucunda değişebilmektedir. Aşındırma, kumlama, veneerleme, cilalama gibi işlemler materyal yüzeyinde stres oluşturarak faz transformasyonuna neden olurlar. Bu durumda materyalin dayanıklılığını etkilemektedir. [7-10]

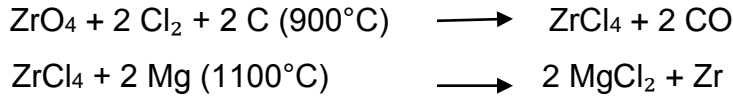
Bu çalışmanın amacı zirkonya korların değişik yöntemlerle aşındırılması sırasında meydana gelen ısı değişikliklerinin değerlendirilmesidir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Zirkonya

Zirkonyum, Arapça Zargon (altın renginde) kelimesinden kaynaklanmıştır. Zargon Persçe Zar (altın) ve Gun (renk) kelimelerinden türetilmiştir [10]. Zirkonyum (zirkon dioksit - ZrO_2), ilk kez 1789'da Sri Lanka Adası'nda Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucunda reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur. Zirkon ise 1824 yılında Jons Jakob Berzelius tarafından izole edilmiştir ve atom numarası 40 dır [10]. Zirkonyum, yer kabuğunda % 0.028 oranında bulunur. Cu, Ni, Pb ve Zn gibi metallere daha bol miktarda olmak üzere yer kabuğundaki elementler arasında 11'inci sırayı işgal eder [11]. Zirkonyum mineralleri, daima % 0,5-2,0 arasında hafniyum (Hf) içerirler.

Zirkonyum eldesi $ZrCl_4$ bileşiğinin magnezyum ile veya kalsiyum ile indirgenmesi ile elde edilir. Baddeleyit mineralinin aşağıdaki reaksiyonu sonucunda $ZrCl_4$ bileşiği elde edilir.



Şekil 2.1 Zirkonyum

Materyalin densitesi 6.49g/cm^3 , erime noktası 1852°C , kaynama noktası 3580°C 'dir [10]. Zirkonya yüksek dirençli bir seramik olarak feldspatik seramikten çok daha güçlüdür [12, 13]. Zirkonyum metalinin saflığı, mekanik özelliklerini arttırmaktadır, sıcaklığa ve aşınmaya karşı çok dayanıklıdır. Zirkonyum çok reaktif bir maddedir, hava veya sıvı ile temas ettiğinde yüzeyinde oksit tabakası oluşur. Bunun sayesinde zirkonyum, korozyona karşı dirençli hale gelir [14, 15]. Zirkonyum havada ısıtıldığında kuvvetli bir ışık vererek yanar, akkor derecede hidrojen ve azotla birleşir. Asitlerin ve alkalilerin etkilerine karşı dayanıklıdır.

Zirkonyum, seramiğin renklendirilmesinde uzun bir süre çeşitli toprak oksitleriyle karıştırılarak kullanılmıştır. Düşük kaliteli zirkonya ise aşındırıcı olarak kullanılır. Sert, aşınmaya dayanıklı zirkonya seramikler, dizel ve ısı motorlarında, basınçlı motorların valflerinde ve düşük korozyonlu, termal şoka dayanıklı malzemelerin yapımında kullanılmaktadır. Refrakter malzeme, ısıtıcı eleman, izolasyon malzemesi, abraziv ve kesici alet üretiminde kullanılmıştır. Zirkonya bıçaklar, manyetik bantların ve sigara filtrelerinin kesiminde kullanılır. Zirkonya çok yüksek derecede (2680°C) eridiği için yüksek ısılı fırınlarda ve ateşe dayanıklı kapların yapımında, seramik filtre üretiminde kullanılır. Yüksek ısıda iyonlara karşı geçirgen olmaları zirkonya seramiklerin solid elektrolitler olarak akaryakıt hücrelerinde ve oksijen sensörlerinde kullanılmalarını sağlamaktadır.

Zirkonya seramiklerin bir tıbbi malzeme olarak da kullanılması düşüncesinde; kimyasal ve boyutsal stabilitesinin iyi, fiziksel dayanımı, sertliği ve Young's modülüsün paslanmaz çeliğinkine yakın olması etkili olmuştur. Zirkonyumun biomedikal bir malzeme olarak kullanıldığı ilk çalışma, Christ ve arkadaşları tarafından yapılan kalça protezleri olmuştur [10, 16]. Zirkonyanın biyoyumluluğu kalça çıkıklarında femur başı için kullanıma sunulmasıyla kesinlik kazanmış ve daha sonra yüksek direnç ve estetik talepler dahilinde diş hekimliğinin ilgi alanına girmiştir [17]. Ancak 2001 yılından sonra bir seri başarısızlıktan dolayı biyomedikal kullanımı % 90 azalmıştır [18]. Çünkü bu alanda kullanılan Mg ile stabilize zirkonyanın tanecik çapı büyük ($30-60\ \mu\text{m}$) ve pöröz bir yapıda olduğundan, aşınmalara neden olduğu yapılan çalışmalarda görülmüştür [10].

Önce ZrO_2 -MgO, ZrO_2 -CaO, ZrO_2 -CeO₂ ve ZrO_2 -Y₂O₃ şeklinde karışımlar biomedikal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece zirkonya-yttrium seramiklerin biomedikal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür [18, 19].

2.1.1 Diş Hekimliğinde Zirkonya Seramiklerin Kullanım Alanları

- Ortodontik braketlerde,
- Mil ve çekirdek malzemesi olarak,
- İmplantlarda,
- İmplant dayanaklarında,
- Kuron ve köprülerde altyapı malzemesi olarak kullanılır

Diş hekimliğinde zirkonya öncelikle ortodontik braket [20-22], endodontik post [23-25] ve implant abutmenti [26] olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Günümüzde ise CAD-CAM teknolojisinin geliştirilmesiyle, tam seramik kuron ve köprülerde alternatif bir alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır[27-30]. Kemik içi implant materyali olarak da hayvanlar üzerinde test edilmiş ve başarılı sonuçlar alınmıştır [31, 32].

2.1.2 Zirkonya Yapısı ve Özellikleri

Zirkonyum, sembolü 'Zr' olan kimyasal bir elementtir. Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22'dir. Periodik tablonun D grubunda bir geçiş elementidir. Yoğunluğu 6,49 g/cm³, ergime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C'dir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Oda koşullarında katı ve gümüşümsü beyaz renklidir. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir.

Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon, $ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO₂). Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon'dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit' tir. Baddeleyit isminin kaynağı; 1892 yılında Sri Lanka'da zirkonyayı keşfeden Joseph Baddeley'in isminden gelmektedir. Zirkon ($ZrSiO_4$) madenleri başlıca Avustralya, Brezilya, Hindistan, Rusya ve A.B.D' de bulunur.

Zirkonyum bileşiklerinin içerisinde her zaman 50/1 oranında hafniyum (Hf) elementi bulunur ve zirkonyum metalinin saflaştırılması sırasında elde edilir [14]. Zirkonyum metalinin yüzeyini oksit tabakası kaplar. Bu oksit tabakası zirkonyumun havaya karşı inaktif olmasına neden olur. Buna rağmen havada yakılması ile zirkonyum oksit bileşimini oluşturur. ($Zr(k) + O_2(g) \rightarrow ZrO_2(k)$). Zirkonyum metali normal koşullar altında su ile reaksiyona girmez. Sadece hidroflorik asit içerisinde çözünerek fluoro bileşimleri oluşturur. Normal koşullar altında alkali çözeltilerle reaksiyona girmez [14].

Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO₂), çok küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir (<0,5- 0,6µm) [33]. Üç farklı kristal faz yapısı bulunmaktadır. Bunlar; monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Monoklinik faz 1170 °C 'ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz 2370 °C 'ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Ergime noktası olan 2680 °C' ye kadar ise kübik fazda bulunur. Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır [34].

Fırınlamanın ardından soğuma sırasında t→m faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada % 3-5'lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, t→m faz dönüşümü kontrollü olmalıdır, aksi takdirde hacim artışı çatlak ve kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir [35]. Ancak tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için kalsiyum [10, 34] magnezyum, alüminyum, yttrium veya seryum gibi metal oksitler ilave edilmektedir [10].

Yttrium oksit, saf zirkonyayı oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur [10, 24, 29]. Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu faz aslında 'metastable'dır. Faz dönüşümü reversible bir dönüşümdür. Yani materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur [4, 34].

Zirkonyanın elastik modülüsü yaklaşık 200 MPa' dır (4). Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır (1000- 1300 Vickers) [36]. Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900- 1200 MPa [13, 37, 38], kırılma dayanımı ise 9- 10 MPa m^{1/2} [10, 39, 40] olarak belirtilmiştir. Bu değer yaklaşık olarak alumina esaslı seramiklerin 2 katı [10, 37] ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) 3 katıdır [37].

Cam içerikli tam seramiklerde, tükürük içindeki su cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini artırır. Bu da seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Fakat zirkonya esaslı seramikler cam içermediğinden bu fenomeni göstermezler ve uzun dönem stabiliteyi daha fazladır[41]. Ancak zirkonya, özellikle suyun varlığında daha da dramatikleşen, 'düşük ısılarda bozulma' (low temperature degradation) fenomenine sahiptir [42]. 900-1000 °C' deki 1 dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine dönüşümün (m→t) tetiklendiği belirtilmiştir. Özellikle veneer porselen fırınlanması sırasındaki olası m→t dönüşümü ile kompresif stresler serbestleşir ve dayanıklılık azalır [3].

Zirkonya yüksek bir biyouyumluluğa sahiptir. Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda, herhangi bir lokal ya da sistemik yan etki bildirilmemiştir[19, 43, 44]. Ayrıca termal iletkenliği azdır, dolayısıyla olası pulpa irritasyonlarını azaltırlar [45]. Dental restorasyonlarda özellikle paladyum ve nikel gibi metal alaşımlara karşı hipersensitivite gözlenebilir. Metal alaşımları içermeyen tam seramik restorasyonlar bu problemi ortadan kaldırır [46, 47].

2.1.3 Zirkonya İle İlgili Biomedikal Çalışmalar

Zirkonya ile ilgili bilinen ilk biomedikal çalışma 1969'da Hemler ve Driskell tarafından yapılmıştır. Zirkonyumun biomedikal bir malzeme olarak kullanıldığı ilk çalışma ise, Christ ve arkadaşları tarafından yapılan kalça protezleri olmuştur [10, 16]. Zirkonyanın biyouyumluluğu kalça çıkıklarında femur başı için kullanıma sunulmasıyla kesinlik kazanmış ve sonrasında yüksek direnç ve estetik talepler dahilinde diş hekimliğinin ilgi alanına girmiştir[17].

Önce ZrO_2 -MgO, ZrO_2 -CaO, ZrO_2 -CeO₂ ve ZrO_2 -Y₂O₃ şeklinde karışımlar biomedikal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece zirkonya-yttrium seramiklerin biomedikal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür [19, 42].

Saf zirkonyum, bu stabilizatörlerin ilavesi ile 1000°C'nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer. Fakat tekrar oda ısısına düşürüldüğünde ise saf zirkonyumdan farklı olarak yapı kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini alır [48]. Bu ilaveler ile yapı ısıl işlemler sonunda yarı stabil zirkonya halini alır. Günümüzde daha üstün özellikleri nedeniyle stabilizatör olarak Y₂O₃'in kullanılması yaygınlaşmıştır. Saf zirkonyuma oda sıcaklığında Y₂O₃ ilavesi ile diş hekimliğinde de kullanılan Yttrium ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP) elde edilir. Bunlar, diş hekimliği seramikleri arasında en iyi mekanik özelliklere sahip seramiklerdir [4, 5, 17, 38, 49-52].

Zirkonya grenlerin boyu 0,4 µm olup homojen özellikteki ince grenli bu mikro yapı restorasyonlar için üstün mekanik kaliteden sağlar. Mekanik özellikleri itibarıyla, kuvvetli yüklere maruz kalınan posterior bölgede çok üyeli köprü restorasyonlarının kullanımı için oldukça uygundur [4, 5, 49, 53]. Bunun yanında, zirkonya altyapının veneer seramik ile kaplanacak olması da düşünüldüğünde kuvvetlere karşı mukavemetinin bir miktar daha artacağı açıktır. Materyalin avantajı; yüksek dayanıklılığı ve üstün detay kabiliyetidir. Dezavantajı ise hafif opak görüntü içermesidir. Bu sebeple zirkonya alt yapı sabit protezlerin anterior bölgede kullanımları sınırlıdır [3, 12, 13, 54].

2.1.4 Zirkonya Seramiklerin Üretimi

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükülme direnci 900 MPa ile 1200 Mpa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu fark zirkonya bloğun elde edilmiş şekli ile yakından ilgilidir. Üretim şekline göre yttrium içeren zirkonya bloklar 3 ana grupta incelenir:

1. Green zirkonya

Green zirkonya bloklar en kolay işlenebilen bloklardır. Green zirkonya bloklar, kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle kazınırlar. Sinterleme esnasında meydana gelebilecek büzülme için 20- 25 % oranında olduklarından büyük işlenirler [45]. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonya yaklaşık % 20-30' luk bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir.

2. Pre-sinterize zirkonya

Green zirkonyanın 500°C de yaklaşık 30 dakika fırınlanması ile pre-sinterize zirkonya bloklar elde edilir. Pre-sinterize zirkon bloklar elmas ve karbid frezlerle su soğutmalı ortamda kazınırlar. Sinterleme esnasında meydana gelebilecek büzülme için %20 25 oranında daha hacimli işlenirler.

3. Sinterlenmiş zirkonya

Sinterlenme işlemi tamamlandığı için doğrudan kazıma işlemi gerçekleştirilir. Sinterlenmiş bloklar, elmas uçlu frezlerle su soğutmalı ortamda kazınırlar [55]. Green, pre-sinterize ve sinterlenmiş zirkon blokların kazınması karşılaştırıldığında sinterlenmiş zirkon blokların kazınması daha fazla zaman ve maliyet gerektirmektedir. Restorasyon direk olarak, yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış zirkonya bloktan esas boyutunda şekillendirilir. Sinterlenmiş zirkonya blokların elde edilmesinde öncelikle materyal yaklaşık 1300 °C de sinterlenir. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400-1500 °C arasına kadar 1000 barın üzerinde bir basınçla isostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır [55]. Basınç altında sinterlenen Y-TZP

gri-siyah bir renk alır ve daha sonra oksitlenerek beyazlaşınca kadar normal atmosferde, yani açık havada ısıtılmaya devam edilir.

Tablo 2.1 Üretim şekillerine göre zirkonya

Zirkonyum Tipi	Üretici firma
Green Zirkon	Cercon base, Cercon (Degudent, Frankfurt, Germany): Lava Frame, Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany): Hint-Els Zirkon TPZ-G, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany): ZirkonZahn, Steger (Steger, Brunneck, Italy): Xavex G 100 Zirkon, Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Germany).
Pre-sinterize Zirkon	In-Ceram YZ Cubes, Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany): ZS-Blanks, Everest (Kavo, Leutkirch, Germany): Hint-Els Zirkon TZP-W, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany): DC-Shrink, Precident DCS (DCS, Allschwill, Switzerland), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar, Schaan, Germany)
Sinterize Zirkon	DC-Zirkon, Precident DCS (DCS, Allschwill, Switzerland): Z-Blanks, Everest (Kavo, Leutkirch, Germany): Zirkon TM, Pro 50, Cynovad (Cynovad, Montreal, Canada): Hint-Els Zirkon TZP-HIP, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany): HIPZirkon, Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Germany).

2.1.5 Zirkonya Seramiklerin Tanecik Yapısı

Polimorf yapıdaki zirkonyanın 3 allotropu vardır (Şekil 2.3) :

- 1- Monoklinik faz (m), 1170 °C'a kadar stabildir,
- 2- Tetragonal faz (t), 1170-2370 °C arası stabildir,
- 3- Kübik faz (k), erime derecesi olan 2680 °C'a kadar stabildir.

Tablo 2.2 Kristal formların yoğunluk ve sıcaklık değerleri

Kristal Form	Yoğunluk gr/cm ³	Geçiş Sıcaklığı °C
Monoklinik	5,83	□ 1170
Tetragonal	6,10	1170 - 2370
Kübik	6,09	2370 - 2680

1. Monoklinik faz:

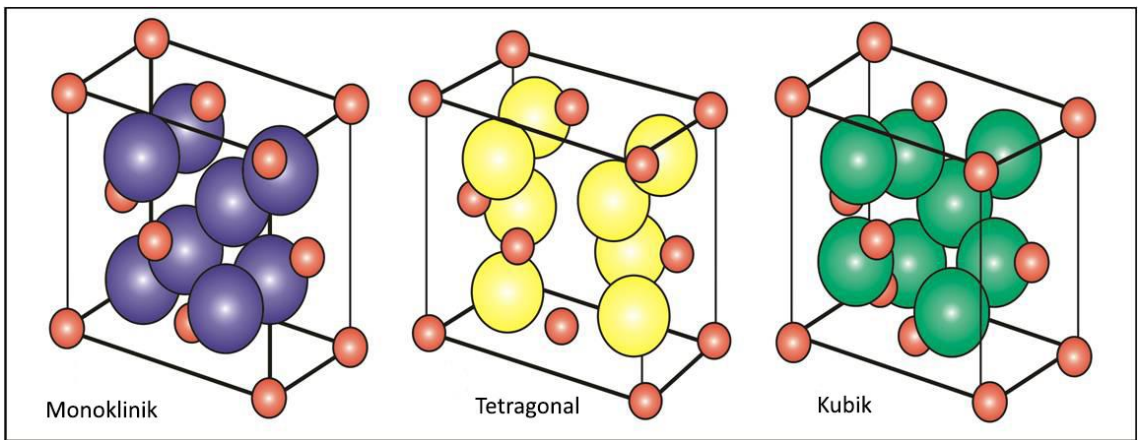
Monoklinik faz, 1170 °C'nin altındaki bütün sıcaklıklarda kararlıdır.

2. Tetragonal faz:

Bu faz, 1170 °C ile 2370 °C arasında kararlıdır. Tetragonal ZrO_2 basit olarak, distorse olmuş (bozulmuş) CaF_2 yapısı şeklinde tanımlanır.

3. Kübik faz:

Kübik faz, 2370 °C'den ergime noktası 2680 °C'ye (15 °C) kadar kararlı olan bir fazdır. Bu faz, her bir Zr^{+2} 'ye, eşit uzaklıktaki sekiz oksijen ile bağlanan florit tipi bir kristal yapıya sahiptir ve buradaki her oksijen dört zirkonyumla tetrahedral olarak bağlanır. Kübik zirkonya; zirkonyum oksit formunda olup tek kristallidir. Kırılma dayanıklılığı ve sertliği tetragonal yapıya göre nispeten düşüktür. Termal şok rezistansı yüksektir. Zirkonyayı kolaylıkla sertleştirebilmek için magnezyum oksit, kalsiyum-oksit veya yttrium benzeri stabilize edici maddeler ile birleşimi gerekmektedir. Bu şekilde ilk fırınlama esnasında tamamıyla tetragonal yerine parsiyel kübik bir kristal yapıya sahip olur.



Şekil 2.2. Zirkonyumun fazları (Büyük küreler Zr, küçük küreler O molekülleridir)

2.1.6 Zirkonya'nın faz dönüşümleri

Zirkonyada meydana gelen faz dönüşümleri aşağıdaki gibi gösterilebilir;

Monoklinik 950°C ↔ Tetragonal 2370°C ↔ Kübik 2680°C ↔ Sıvı

Monoklinik - Tetragonal dönüşüm:

Ruff ve Ebert tarafından ilk olarak, 1929 yılında keşfedilmiş olan bu dönüşümü ve faz değişimiyle birlikte meydana gelen hacim değişikliğinin teorisini anlamak için ilerleyen yıllarda yoğun bir şekilde çalışılmıştır [56].

Oda ısısında 1170 °C'a kadar monoklinik fazda stabil olan saf zirkonya sinterlendikten sonra soğurken, 1170 °C-970 °C (soğutma sırasında ~ 970°C'de ve ısıtırken ~1170°C' de) aralığında polimorfik faz değişimi geçirir [57]. Faz dönüşümü (t_m), geniş sıcaklık histerezisi (200°C civarında), sonlu hacim değişim miktarı (%4-5) ve soğutma sırasında saf zirkonyadan yapılan sinterlenmiş bölümün dağılmasına sebep olan çekme gerilmeleri (%14-15) ile bağdaştırılan ve paslanmaz çelik gibi şekil hafızalı alaşımların martenzitik faz değişimine benzeyen tersine martenzitik bir dönüşümdür [7, 58-60].

Genel olarak, martenzitik t_m dönüşümü iki basamakta incelenir. Birincisi latis yapısının, zirkonya iyonlarının yer değiştirmesi sonucunda, tetragonalden monokliniğe dönüşümdür, diğeri ise migrasyon yapan oksijen iyonlarının monoklinik simetrideki uygun pozisyonlarına yer değiştirmesidir.

Martenzitik yapıli alaşımlar, dönüşüm sıcaklığının altında, ikizlenme ve kayma mekanizmaları ile deforme edilebilir [61, 62]. Ana faza dönüşüm için ısıtma uygulandığı zaman, ikizlenmiş olan yapı eski haline döner, dolayısıyla deformasyon yok edilebilir. Martenzitik dönüşüm sırasında atomların yer değiştirme miktarı çok büyük olmamasına rağmen, hepsinin birden hacimsel olarak aynı doğrultuda hareket etmesi sonucunda, makroskopik bir hacim değişimi gerçekleşir [63, 64]. Böyle bir dönüşüm, fazın kimyasal bileşiminde herhangi bir değişikliğe yol açmaz ve ayrıca başlangıç fazındaki belirli

kristalografik düzlem ve yönler dönüşümü ile oluşan fazda mevcuttur. Yapılan araştırmalar bu dönüşümün $1174 \text{ }^{\circ}\text{C} \pm 6 \text{ }^{\circ}\text{C}$ 'de gerçekleştiğini ve tane boyutuna bağlı olarak, ince taneli zirkonyanın iri taneliye göre daha düşük sıcaklıkta dönüşüme uğradığını bildirmektedir [65].

Soğutma sırasında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm % 3-5'lik bir hacim artışı ile gerçekleşmektedir [58, 65, 66]. Bu olayın seramik malzemenin mekanik özelliklerini geliştirmede kullanılabileceğini ilk kez Garvie ve arkadaşları önermişlerdir ve bu da mühendislik seramikleri alanında bir devrim olarak nitelendirilmiştir [38]. T-ZrO₂'in partikül boyutu ve partiküllerin sıkıştırıldığı matris en önemli faktörlerdir. ZrO₂'de kritik bir t-ZrO₂ partikül boyutu belirlenmiştir. Partikül boyutu bu kritik değeri geçtiği zaman, sürekli olarak veya bir gerilme uygulanmasıyla tetragonal-monoklinik dönüşüm meydana gelecektir. Böylece, seramik yüzeyinde mikroçatlaklar açığa çıkmaya başladığında seramik materyalin içinde oluşan germe kuvvetlerine karşın kırığın ucunda baskı kuvvetleri ortaya çıkar. Bu da kırığın ilerlemesini önler. Bu faz değişimi dışarıdan uygulanan streslerle de başlatılabilir [3, 5, 17, 39].

Tetragonal - Kübik dönüşüm:

2370 °C civarlarında tetragonal'dan kübik forma dönüşüm difüzyonsuz veya martenzitik bir dönüşümdür. Bu formun kristal yapısı, CaF₂ ile eş yapısal olup, diğer birçok oksitlere (HfO₂, ThO₂...) benzerlik gösterir [35]. Dönüşüm sertleşmesi zirkonya esaslı seramiklerde direnci sağlayan tek mekanizma değildir. Bundan başka mikroçatlak sertleşmesi, kontak koruyuculuğu ve çatlak yönünün değişmesi gibi faktörler de seramiğin sertliğine farklı derecelerde katkıda bulunurlar [5].

2.1.7 Zirkonyada dönüşüm toklaşması (Transformasyon doygunluğu)

Doygunluk, çatlak ilerlemesi sırasında abzorbe edilen enerjinin ölçüsü olarak tanımlanır. Transformasyon doygunluğu; malzemede bulunan çatlakların ilerlemesini sağlayan itici gücü azaltan, gerilmenin neden olduğu faz dönüşümü esasına dayanır. Zirkonya esaslı seramiklerin mekanik direncinin yüksek olması, zirkonya kristallerinin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine bağlıdır. Bu mekanizma, zirkonyanın üç fazlı olması sonucu meydana gelir [67]

Materyale dışarıdan bir kuvvet uygulandığında aşındırma ya da kumlama işlemlerinde olduğu gibi, tetragonal taneciklerin bir kısmı hacimce daha büyük olan monoklinik taneciklere dönüşür ($t \rightarrow m$) [68].

Faz dönüşümü sonucunda materyal içinde %4 - 5'lik volüm artışı meydana gelir. Böylece var olan çatlak uçlarında lokalize baskı stresleri oluşur[68]. Baskı stresleri materyal içindeki mikro çatlakların ilerlemesine engel olur ve seramiğin esneme direncini artırır[35]. Bu mekanizmaya 'Transformasyon doygunluğu (Dönüşüm toklaşması)' denir ve çok yüksek dayanımı olan Y-TZP 'nin temeli olarak kabul edilir [69]. Zirkonyada adı geçen 'çatlak durdurucu' ya da 'çatlak hapsedici' mekanizma bu şekilde açıklanmaktadır (Şekil 2.3). Bu mekanizma, çelikte görülen martensitik benzeri faz dönüşümü esasına dayanır ve başka hiçbir dental seramikte gözlenmez[70, 71]. İşte bu mekanizmadan dolayı zirkonya esaslı seramiklerin kırılma dayanımı diğer seramiklerden yüksektir [70].

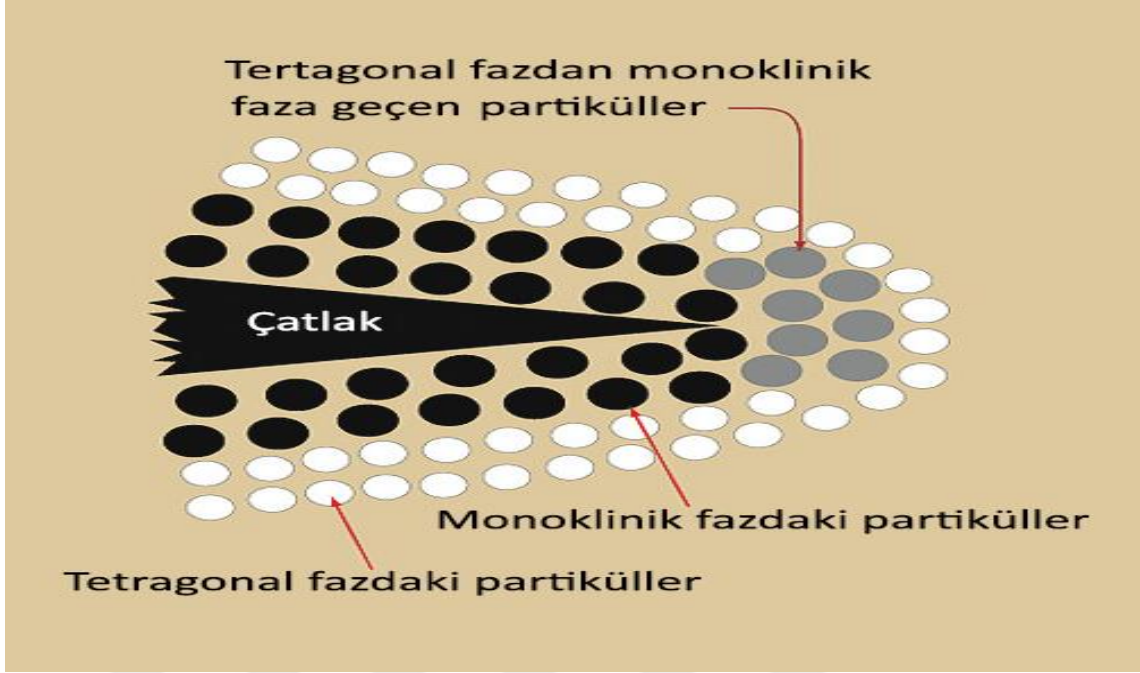
Dönüşüm toklaşması ile mekanik özelliklerin geliştirilmesi iki mekanizma ile açıklanmaktadır;

1- *Isı genleşme katsayısı farkı*: Zirkonyanın içindeki kübik faz ile tetragonal faz arasında ısı genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı $6.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ iken, kübik fazın ısı genleşme katsayısı $10.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ 'dir. Aradaki bu fark ısı işlemler sırasında yapı içinde mikro çatlaklar oluşturarak bir iç gerilim meydana getirir. Bu da oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır.

2- *İç stres oluşumu*: Yarı stabil zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyon ağız içine uygulanıp fonksiyona girdiğinde, yapı içindeki kübik matrikse baskı uygulamaya başlar ve kübik matriks içinde düzenli yayılmış olan tetragonal faz bu baskının sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Tetragonal fazdan monoklinik faza değişimi sırasında kristallerde yaklaşık % 3-5 oranında oluşan hacim artışı sayesinde kübik matriks 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. Bu stresler aşındırılmış yüzeyde olabileceği gibi bir çatlağın uç kısmı çevresinde de ortaya çıkabilir.

CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi “stabilize” edici oksitlerin saf zirkonyuma eklenmesi ile Kısmen Stabilize Zirkonya (PSZ-Partially Stabilized Zirconia) elde edilmiştir. Oda ısısında genelde kübik fazda olan bu seramik, çok az miktarda da monoklinik ve tetragonal zirkonya çökelteleri içerir. Kırık ilerlemesinde olduğu gibi, kübik matriks içinde dağılım gösteren kısmen stabil tetragonal çökelteler, matriksin onlara uyguladığı baskı üzerlerinden kalktığında monoklinik faza dönüşürler. Bu durumda faz değişimine bağlı hacim artışı ortaya çıkar Bu hacim artışı ile kırık başlangıcı sonucu ortaya çıkan stres alanı birbirine ters şekilde hareket eder. Böylece kırık büyümesi için gerekli enerji artar [7, 8, 10, 17, 57, 58]. Bu durumda elde edilen Y-PSZ'nin sertliği artar. Bu olaya “faz değişimi (transformasyon) sertleşmesi” denir [9, 10, 17, 54].

Araştırmacılar, Y₂O₃ miktarının ZrO₂'in ağırlığının % 3-6'sı oranına vardığında oda ısısında sadece tetragonal faza sahip seramik elde edilebildiğini bulmuşlardır. Buna Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (TZP) denilmektedir. TZP'nin kırılma kuvveti ve sertliği alumina seramiklerden çok daha fazladır. Y-TZP seramiklerin bükülme kuvveti 1000 MPa'dan fazla, kırılma sertliği 7-10 MPa/m² dir. Y-TZP'nin elastiklik modülü yaklaşık 200MPa'dır. Bu da paslanmaz çeliğin Young's modülüne yakındır. Bu özellikler Y-TZP seramiklerin tam seramik restorasyonlarda altyapı malzemesi olarak sıkça kullanılmasına neden olmuştur[5, 17, 58].



Şekil 2.3. Zirkonyada dönüşüm toklaşması

2.1.8 Zirkonya'nın kararlı hale getirilmesi

Saf ZrO_2 'de 1170 °C'de meydana gelen monoklinik - tetragonal dönüşüm seramikte hacim değişmesine sebep olmaktadır. Soğuma sırasında tetragonal yapıdan monoklinik yapıya geçiş sonucu meydana gelen % 3-5 oranındaki hacim büyümesi, seramik içinde iç gerilmelere ve çatlamalara neden olmaktadır. Bu özellik ZrO_2 'nin saf olarak kullanımını engellemektedir.

Zirkonyum dioksitin ticari olarak üretilebilmesi için kararlı hale getirilmesi gerekmektedir. Dengelemede, düşük sıcaklıklarda c- ZrO_2 fazı kararlı hale getirilir. Kararlaştırıcı olarak ilave edilen oksitler (MgO, CaO, Y_2O_3) t- ZrO_2 çökeltilerinin mevcut olduğu c- ZrO_2 yapısını kararlı yaparlar ve kararlaştırıcı oksitlerin ilavesiyle tetragonal-monoklinik faz dönüşümünün neden olduğu hacim artışı önemli oranda azaltılır [10].

ZrO_2 'nin kararlı hale getirilmesinde sadece nadir toprak ve toprak alkali elementlerin oksitleri kullanılabilir. Çünkü ilave oksitlerin ZrO_2 ile katı çözültü oluşturması ve uygun bir atomik yarıçap değerine sahip olması gerekir ve bütün

nadir toprak elementlerinin oksitleri ZrO_2 ile katı çözelti oluştururlar. Zr^{4+} iyonu ile 8'li bir koordinasyona sahip olan, iyonik yarıçapları Zr^{4+} iyonunkinden % 40 kadar küçük veya büyük olan iyonlar, ZrO_2 'yi stabilize etmektedir.

Sr^{2+} gibi iyonik yarıçapı Zr^{4+} iyonun yarıçap değerinden % 40'dan fazla olan malzemeler, Zr^{4+} ile katı çözelti oluşturmazlar ve mikro yapıda tane sınırı fazı olarak bulunurlar. Nadir toprak elementlerinin oksitleri, kararlı hale getirmek için ZrO_2 'ya büyük miktarlarda katıldıkları için ekonomik açıdan pek tercih edilmezler. c- ZrO_2 fazını kararlı hale getirmek için kullanılan alaşım oksitleri, ZrO_2 'daki faz dönüşüm sıcaklıklarında düşürücü etki yapar.

Tam stabilize zirkonya (TSZ)

Ön alaşımlı tozların veya toz karışımların homojen kübik bölgesinde sinterlenme süresince homojenleştirilip soğutulmasıyla üretilir. Ayrıca TSZ tipi malzemeler, ZrO_2 'ya toprak alkali element oksitlerin ilavesiyle de üretilir ve mikroyapısı iri kübik- ZrO_2 'dan meydana gelir. Sinterleme sıcaklığı, kübik faz alanında olduğu için oldukça yüksektir. 1600-1800 °C'deki yüksek sıcaklıklarda 10- 150 µm arasında iri taneler oluşur. TSZ seramikler darbelere karşı çok hassastırlar. Dayanıklılığı ve ısı değişim dayanımı zayıftır.

Kısmen stabilize zirkonya (KSZ)

Kübik yapıdaki zirkonyanın mekanik özellikleri zayıftır. Tetragonal zirkonyadan monoklinik zirkonyaya dönüşüm ise 850-1000 °C gibi daha düşük sıcaklıklarda gerçekleşir ve bu dönüşüm su verilmiş çeliklerde görülen martensitik dönüşüm karakteristiğine sahiptir. Zirkonyada yer alan martensitik dönüşümün önemi ve mekanik özelliklerin geliştirilmesi nedeniyle, tamamen kararlı kübik yapı yerine, içerisinde çökelti halinde monoklinik veya tetragonal faz içeren kısmen stabilize edilmiş zirkonya (KSZ) tercih edilmektedir. Kübik yapıda tetragonal zirkonya bulunması mekanik özelliklerde önemli ölçüde gelişme sağlamaktadır.

Mekanik özelliklerin geliştirilmesine yönelik araştırmalar sonucu mikro yapıyı kontrol ederek günümüzde kırılma mukavemeti 1000 MPa'nın üzerine çıkmış ve tokluk 16 MPa m^{1/2}'ye ulaşmıştır. Ancak hedeflenen değerler, kırılma mukavemeti için 2500 MPa ve tokluk için 20 MPa m^{1/2}' dir (104).

KSZ mikroyapıları özel bir sinterlenme programı gerektirmektedir. Başlangıçta, seramik homojen kübik bölgesinde yüksek bir sıcaklıkta (>1700 °C) sinterlenir ve daha sonra hızlı bir şekilde soğutulur. Kübik-tetragonal ikili faz bölgesinde kontrollü bir yaşlandırma ısıl işlemine tabi tutulur. KSZ'da kararlaştırıcı olarak MgO, CaO ve Y₂O₃ kullanılır. Stabilize edici oksitler, monoklinik–tetragonal ve tetragonal–kübik geçiş sıcaklıklarının düşmesine neden olurlar.

KSZ'nın üretilmesi için; stabilize edici oksit, tamamen stabilizasyon için gerek duyulan miktardan daha az bir konsantrasyona sahip olması ve uygun bir sıcaklık ve zaman şartında kübik- ZrO₂'nin yaşlandırma ısıl işlemine tabi tutulmasını gerektirmektedir. Genellikle %10'luk MgO ile sabitlenir. [7, 72].

Kısmen kararlı hale getirilmiş ZrO₂ seramiğinde dayanıklılık, ısıl değişim, korozyon ve aşınma dirençleri yüksek, buna karşılık ısıl genleşme ve ısıl iletkenlik özelliği düşüktür. Elektrik iletkenliği ise zayıftır. İri grenli yapısı sayesinde sertliği oldukça yüksek olmakla birlikte sıcaklığın arttığı şartlarda bile bu özelliğini koruyabilmektedir [7, 10, 72].

Stabilize edici oksitler, monoklinik-tetragonal ve tetragonal-kübik geçiş sıcaklıklarını düşürmekle birlikte iki fazlı bir malzemenin lineer termal genleşme katsayısının da azalmasına neden olurlar. Bu durum, kübik (stabilize) ve monoklinik (saf) zirkonya'dan daha iyi bir termal şok direncine sahip olmasına neden olur [7, 10, 73].

Tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP)

Zirkonya normalde oda sıcaklığında stabil değildir [13]. Tetragonal fazda seramiği stabilize etmek için zirkonya materyaline % 3.5 - 6 oranında yttrium

partikülleri ilave edilmiştir. Oda sıcaklığında en yüksek değerde sertliğe sahip olmasının sebebi % 100'e varan tetragonal yapısal durumudur. Ancak 200°C' ile 500°C' de geri dönüşümsüz kristal transformasyonunda tetragonal yapı, bire bir azalarak boyutsal değişimlere sebebiyet vermektedir [7, 10, 74].

Tetragonal-ZrO₂ tanelerinden meydana gelen mikro yapı, TSZ ve KSZ'ya göre daha düşük sıcaklıklarda sinterlenir. TZP esaslı malzemelerde mikroyapı, ince boyutlu tetragonal tanelerden meydana gelir. Kompozisyon, difüzyon oranının yavaş olmasından dolayı değişmez ve tetragonal faz oda sıcaklığına kadar yarı kararlı bir şekilde kalır. Bu durum TZP'ye yüksek tokluk ve kırılmalara karşı malzemeye direnç sağlar. Bu tip malzemelerin üretiminde stabilleştirici olarak genellikle Y₂O₃ kullanılır.

TZP, Mg-KSZ'ye göre iki önemli avantaja sahiptir. Bunlardan biri sinterleme sıcaklığının çok düşük olması (1400-1500 °C gibi) ve dolayısıyla çok ince taneli ve yüksek mukavemetli seramiklerin üretiminin mümkün olması ve ikinci olarak da ötektoid sıcaklığının (Y₂O₃-TZP; 500 °C) çok düşük olmasıdır [7, 10, 72, 74].

2.1.9 Zirkonya Seramiklerin Mekanik Özellikleri

Zirkonyanın üretilme teknolojisi, seramik blokların şekillendirilip, sinterlenmesi safhalarını içermektedir. Bu aşamalarda yapılan işlemler malzemenin dayanıklılığını yakından etkiler.

Aşındırma ve kumlama işlemleri t-m faz değişimini tetikler. Bu da % 3-5 oranında hacim artışına neden olur. Bu durumda açığa çıkan iç stresler kırığın ilerlemesini engeller. Bu da zirkonya bazlı seramiklerin bükülme kuvvetlerini artırır [60]. Bu nedenle Y-TZP ve diğer zirkonya seramikler geleneksel seramiklere göre daha yüksek kırılma dayanımına sahiptir. Kuvvetle sertlik arasında lineer bir ilişki vardır.

Kırılma dayanımı (KIC)

$$\text{Kırılma stresi} = \frac{\sigma_f}{\sqrt{\Phi}} = \frac{K_{IC}}{\sqrt{C_{cr}}}$$

(σ_f) Geometrik sabit sayı X Kırılmayı başlatan ortalama kritik defekt boyu

(Φ) (C_{cr})

C_{cr} (kırılmayı başlatan ortalama kritik defekt boyutu) değeri materyalin üretimi sırasında, üretim esnasında gözlenen kırık sayısına göre hesaplanır. Böylece, zirkonyanın kritik defekt boyutu küçük tutulabilirse yüksek bükülme kuvveti elde edilecektir. Bu da seramiğin üretim aşamasının en iyi hale getirilmesini gerektirmektedir. Böylece zirkonya gibi güçlendirilmiş seramiklerin ortalama bükülme kuvvetleri de artar [38].

2.1.10 Y-TZP nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

- Stabilize edici oksidin miktarı
- Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
- Sıcaklık
- Nem
- Zaman
- Materyalin içindeki makro ve mikroçatlakların miktarı ve dağılımı
- Materyale uygulanan işlemler:
 - o Aşındırma
 - o Kumlama
 - o Fırınlama

Stabilizatör Oksitin Miktarı

Stabilizatör oksitin gren büyüklüğünün ve oranının artması faz değişimini hızlandıran bir faktördür. ZrO_2 'in mekanik özelliklerini arttırmak için malzemeye eklenen MgO , CaO , Y_2O_3 gibi çözünebilir oksitlerin miktarı mümkün olduğunca düşük tutulmalıdır. Bunların ZrO_2 içinde homojen olarak dağılması sağlanmalıdır [10].

Yapılan çalışmalarda en yüksek mekanik özelliklerin % 2 oranında stabilizatör eklenmesi ile elde edildiği gösterilmiştir. Yttrium oksitin yapı içindeki oranının değiştirilmesi, tetragonal fazın yapı içindeki konsantrasyonunu ve TZP'nin partikül boyutlarını etkileyerek materyalin mekanik özelliklerini değiştirir. Y_2O_3 oranının artırılması, tetragonal fazın oranının azalmasına, gren boyutunun artmasına neden olarak yapının stabilitesini bozar. Aynı zamanda Y_2O_3 oranının artırılması sinterlenme ısısını düşürür. Sinterlenmenin düşük ısıda olması ise yapı içindeki porozite miktarını artırarak kırılma dayanıklılığında azalmaya neden olur[75].

Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli

Zirkonya grenlerinin boyutu ve şekli de mekanik özellikleri etkilemektedir. İdeal kırılma sertliği için materyalin gren boyutunun $0.3 \mu m$ kadar olması gerektiği bildirilmiştir. Malzeme içinde gren yani kristal içeriğinin fazlaşması sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özelliklerini azaltmaktadır. Stabilizatör miktarının %1 oranında artırılması, yani % 3 Y_2O_3 katılması, gren boyutunun $1 \mu m$ 'a ulaşmasına ve malzemenin mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olur[51, 76]. Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde edebilmek ve faz değişimi sertleşmesi mekanizmasını aktive edebilmek için %2 Y_2O_3 ve $0.3 \mu m$ gren boyutu idealdir. Eğer çok küçük gren kullanılırsa faz değişimi sertleşmesi gerçekleşmez. (Transformation toughening)

Eşit gren miktarına sahip iki materyalin kırılma ve bükülmeye dayanıklılığı ise poroziteye bağlı olarak değişmektedir. Porozite miktarı arttıkça materyalin

mekanik özellikleri zarar görmektedir. Porozite miktarı yapı içindeki çatlakların ilerleyişini de değiştirmektedir[57, 61, 62, 75]. Daha yoğun olan yani daha az miktarda poroziteye sahip olan zirkonya materyallerinde çatlak ilerleyişi hem intergranüler hem de transgranüler şekilde olabilir. Eğer materyal fazla miktarda poroziteye sahipse çatlak ilerleyişi küçük grenler arasındaki boşluklardan yani intergranüler şekilde olacaktır. İntergranüler çatlak ilerleyişi malzemenin mekanik direncinin yetersiz olduğu durumlarda görülmektedir[77, 78].

Sıcaklık

Sıcaklık artışının iki önemli etkisi;

- a) Isı ile birlikte tanecik çapı artar.
- b) Yüksek sıcaklık ters bir t-m transformasyonu oluşturur. [39]

Çatlakların ilerlemesi bu etkilerden ötürü kolaylaşır. Sıcaklık artışı Y-TZP' nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Bunun nedeni tetragonal fazdan monoklinik faza spontan geçiş olması ve malzemenin yarı-stabil özelliğini kaybetmesidir[17, 79, 80]. Bu faz değişiminin ortaya çıkması için 200-300°C' lik kritik bir ısı aralığı belirlenmiştir. Malzemenin 100-400°C sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulması sonucu ortaya çıkan faz değişimine 'low-temperature degradation (LTD) (Düşük ısıda bozunma) denir. Ortamda nemin de var olması durumunda ise faz değişim miktarı artacaktır [51, 81]. Ayrıca yüzey ve sıcaklık işlemlerinin dental Y-TZP seramiklerinin eğme dayanımına negatif bir etkisi vardır [3, 17, 39, 65, 79].

Nem

Çalışmalarda elde edilen sonuçlara göre nem tek başına sinterlenmiş zirkonyanın mekanik direncini etkileyen bir faktör değildir. Bununla beraber, yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiğinde faz değişim hızının arttığı çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir [16, 79, 82]. Düşük ısıda bozunma olayında nemin etkisi birçok

araştırıcı tarafından net olarak açıklanamamaktadır. Suyun zirkonya yüzeyindeki ZrO_2 tarafından $Zr(OH)_4$ oluşturmak üzere absorbe edildiği ve yüzeyde enerji birikimine neden olarak spontan t-m faz değişimine yol açtığı belirtilmiştir[51, 81].

Zaman

Y-TZP seramikler cam matriks içermeyen, birçok küçük partikülden oluşur. Çatlak oluşumu mekanizması ile dayanıklılık kazanırlar. Gerilme stresinin ortaya çıkmasıyla tetragonal Y-TZP üzerine gelen kübik matriksin basıncı artar bu da çatlak büyümesi için gereken enerjiyi arttırarak çatlağın ilerlemesini engeller. Dolayısıyla geleneksel seramiklerde görülen yorgunluk özellikleri zirkonyanın yapısal farklılığı nedeniyle Y-TZP içeren seramiklerde geçerli değildir. Ancak YTZP içeren seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen ve tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla kendini gösteren bir yaşlanma olayı söz konusudur.

TZP malzemelerde görülen yaşlanmanın temel özellikleri şöyle sıralanabilir; Kritik sıcaklık aralığı 200 - 300 °C_dir. Yaşlanmanın etkileri mukavemet, tokluk ve yoğunlukta azalma, monoklinik faz içeriğinde ise görülen artıştır. Mekanik özelliklerin bozulması, t-m dönüşümünden kaynaklanır ve bunun sonucu olarak mikro ve makro çatlaklar gelişir.

Faz dönüşümü yüzeyde başlar ve kitlesel olarak malzemenin içine doğru ilerler [65, 81, 83]. Tane boyutundaki azalma ve/veya stabilize oksit miktarındaki artış dönüşüm hızını azaltır. Su ya da buhar ortamında t - m dönüşümü hızlanır. TZP malzemelerde görülen kendiliğinden oluşan t - m faz dönüşümü zirkonyum hidroksit ya da yttrium hidroksit oluşumundan kaynaklanmaktadır [10, 84, 85].

Materyale uygulanan işlemler

Aşındırma İşlemleri

Y-TZP seramik restorasyonların üretimleri sırasında uygulanan bazı işlemler seramiğin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bunlar, CAD/CAM sisteminin

kesme ve aşındırma işlemleri, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması sırasında yapılan aşındırmalar ve materyalin yapıştırma ajanına olan bağlantısını artırma amacıyla uygulanan kumlama işlemleridir [50, 61].

Aşındırmanın oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri pürüzlülük, plastik deformasyon ve rezidüel streslerdir [61].

Aşındırmanın seramikler üzerinde iki farklı etkisi vardır [61, 62].

1. Yüzeyde sıkıştırıcı stres tabakası oluşumu:

Yüzeyde aşındırma ile oluşan sıkıştırıcı tabaka, materyalin yüzeyindeki taneciklerin elastik/plastik olarak yer değiştirmesi sonucu meydana gelmektedir.

Baskı stresleri çatlakların başlangıcındaki gerilim streslerini azaltarak seramiğin dayanıklılığını arttırmaktadır [64]. Zirkonya gibi faz değiştiren bir materyalde ise tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş ile meydana gelen hacim artışı sayesinde diğer seramiklere göre daha fazla baskı stresi oluşmaktadır [39].

Aşındırma işlemi sonucu zirkonyanın dayanıklılığındaki artış, faz değiştirmiş zirkonyanın hacmine ve sıkıştırıcı tabakanın derinliğine bağlıdır. Bu tabakanın derinliğinin ise, zirkonyanın yarı stabilitesi ve aşındırma koşullarına bağlı olduğu bildirilmiştir [38, 39, 61].

2. Yüzey çatlakları oluşumu:

Aşındırma esnasında meydana gelen en önemli defekt yüzey çatlaklarıdır. Yüzey işlemlerinin sebep olduğu yüzey çatlakları, stres yoğunlaşmasına sebep olarak dayanıklılığı azaltıcı bir rol oynayabilmektedir [10, 86].

Aşındırma sırasında oluşan derin çatlaklar, yüzeydeki sıkıştırıcı tabakanın derinliğini aştığında dayanıklılığı azaltmaktadır. Bu durumda, aşındırma işlemleri sonucu zirkonya yüzeyinde oluşan çatlakların boyutunu belirleyen aşındırma parametrelerine dikkat edilmesi gerekmektedir. Bu faktörler arasında en önemlilerinden biri aşındırıcının gren boyutudur [38]. Tanecik çapı 25 µm olan frez sonrasında yüzeyde oluşan baskı stresin transformasyon doygunluğunu arttırdığı ve yapının daha kuvvetli hale geldiği ifade edilirken, tanecik çapı 150

um olan frez ile yapılan kazımanın yapıyı zayıflattığı söylenmiştir[87]. Aşındırma esnasında frezin yüzeyden her geçişinde onlarca mikron materyal kaldırılmaktadır. Ayrıca işlem sırasında çıkan kıvılcıklar, hem ısının hem de stresin yüksek olduğunu göstermektedir. Yüksek ısı, tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi ters yönde aktive ederek sıkıştırıcı tabakanın zayıflamasına sebep olmaktadır[38].

Materyalin mekanik özelliklerini etkileyen aşındırma parametrelerinden biri de aşındırmanın hızı ve uygulanan kuvvettir. Su soğutması altında uygulansa dahi aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet arttıkça materyalin dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir [88]. Aşındırmanın dayanıklılık üzerindeki olumsuz etkilerini en aza indirmek için aşındırma işlemini en uygun koşullarda uygulamak gerekmektedir. Aşındırma işleminin yönü aşındırıcı grenlerin büyüklüğü, aşındırma hızı, ve kesme derinliği materyalin dayanıklılığını etkileyen faktörlerdir.[39, 89, 90]

Luthardt ve arkadaşları [62], YTZ-P seramik örneklerin iç yüzeylerini farklı dönme hızı ve kesme derinliklerinde aşındırılmış; bükülme dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ve kırılma sertliklerini karşılaştırmışlardır. İç yüzey aşındırmasının dayanıklılığı önemli ölçüde azalttığını ve CAD/CAM sistemlerinin YTZ-P seramiklerin yapımı için geliştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Luthardt ve arkadaşları [61] , yaptıkları başka bir çalışmada YTZ-P seramik örneklere, kronların iç yüzüne uygulanan aşındırma işlemini taklit edecek şekilde aşındırma uygulamışlar ve bu yüzeyleri SEM analizi yaparak incelemişlerdir. Sonuçta, oluşan çatlakların sayısının kesme derinliği, aletin dönme hızı gibi aşındırma ile ilgili olmadığını, kullanılan elmas aletin grenlerinin sayısı ve şeklinin önemli olduğunu bildirmişlerdir.

Kosmac ve arkadaşları [50] , aşındırma ve kumlama işlemlerinin % 3 mol yttrium içeren YTZ-P örneklerin biaksial bükülme dayanımına etkisini incelemişler, aşındırma ve kumlamanın bükülme dayanımını azalttığını ancak aşındırılmış seramiğin kumlanmasının yüzey sıkıştırıcı stresler ortaya çıkararak materyali güçlendirdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca çok ince grenli elmas frezler de bitirme işlemleri için tavsiye edilmektedir.

Kumlama

Kumlama, aşındırmaya kıyasla daha hassas bir yüzey işlemidir. Kumlama ile yüzeyden az miktarda materyal kaldırılmakta, ısı artışı ve yüzeyde oluşan stres yüksek boyutlara ulaşmamaktadır. Y-TZP materyalinin kumlanması sonucu Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye temas ettiği yerde ince bir sıkıştırıcı tabaka oluşmuştur.

Yüzeydeki sıkıştırıcı stres tabakasının kalınlığı az olmasına rağmen, kumlama işleminin meydana getirdiği yüzey çatlakları bu tabakayı geçmediği için kumlama materyalin dayanıklılığını arttırmaktadır. Kumlanmanın sebep olduğu yüzey defektleri eroziv aşınma ve yatay yönde yüzey çatlaklarıdır. Kumlama aşındırma işleminden sonra çatlakların boyutlarını küçültmek amacıyla da uygulanabilmektedir. [50, 83, 91].

Fırınlama

Seramiklerin fırınlanması için uygulanan yüksek sıcaklıklar, genellikle çatlak başlangıçlarında stres yoğunluğunu azaltarak çatlakların büyümesini engellemektedir. Ancak zirkonya esaslı seramiklerde, ısı artışı tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü ters yönde başlatarak yüzey sıkıştırıcı tabakayı zayıflatarak dayanıklılığı azaltabilmektedir [17, 65, 90]. Bununla beraber, Y-TZP seramiklerde sıcaklık değişimleri, materyalin tanecik boyutu, taneciklerin dizilimini ve kitle içindeki porözitenin dağılımını değiştirdiği için yüzey çatlaklarının ilerlemesini sağlayabilmektedir.

Zirkonya alt yapıların oldukça opak olmaları sebebiyle, uygun translüsentliğe sahip estetik restorasyonlar elde etmek için feldspatik seramiklerle kaplanarak kullanılmaktadırlar. Kaplama işlemi için, seramik 750 – 900 °C sıcaklıklarda fırınlanmakta ve daha sonra restorasyon soğutulmaktadır. Bu işlem, restorasyon

tamamlanana kadar genellikle 2 – 5 defa tekrarlanmaktadır. Ancak bu ısı işlemlerinin alt yapı seramikleri üzerindeki etkisi tamamen bilinmemektedir [89]. Bu konudaki çalışmalarda, alt yapı materyallerine uygulanan ısı işlemlerinin, kendi sinterizasyon sıcaklıklarının altında olsa da çeşitli etkiler oluşturduğu bildirilmiştir[39, 80, 92].

Zirkonya kor seramiği hazırlanırken yapılan yüzey işlemlerine bağlı materyalde oluşan hasarların ısı uygulanmasından sonra belirginleştiği, örnek içindeki porozite ve yapısal düzensizliklerin ısı ile artarak mevcut çatlakların ilerlemesine sebep olabileceği, ve zirkonyanın faz transformasyon kapasitesinin ısı uygulaması ile bozulup, azalabileceği önerilmiştir [18, 93].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Deney gruplarının oluşturulması

Uygulanan farklı aşındırma işlemlerinin zirkonya alt yapıda meydana getirdiği ısı değişimlerinin incelenmesi amacıyla yapılan bu çalışmada, Aeretör ve Mikromotor olmak üzere 2 farklı aşındırma yöntemi altında 6 grup oluşturuldu. Her grupta 10'ar adet olmak üzere 60 adet zirkonyum altyapı örneği hazırlandı. Her grubta ait altyapı örnekleri 1mm aşındırılma sırasında ısıölçer probe ile iç yüzeyde meydana gelen ısı değişimi kaydedildi.

3.1.1 Aeretör grubu

1. Grup: 10 adet altyapı. Su soğutmalı yeşil bantlı elmas frez ile belirli bir süre olmadan 1mm aşındırma
2. Grup: 10 adet altyapı. Su soğutmalı siyah bantlı elmas frez ile belirli bir süre olmadan 1mm aşındırma
3. Grup: 10 adet altyapı. Yeşil bantlı elmas frez ile belirli bir süre olmadan 1mm aşındırma
4. Grup: 10 adet altyapı. Siyah bantlı elmas frez ile belirli bir süre olmadan 1mm aşındırma

3.1.2 Mikromotor grubu

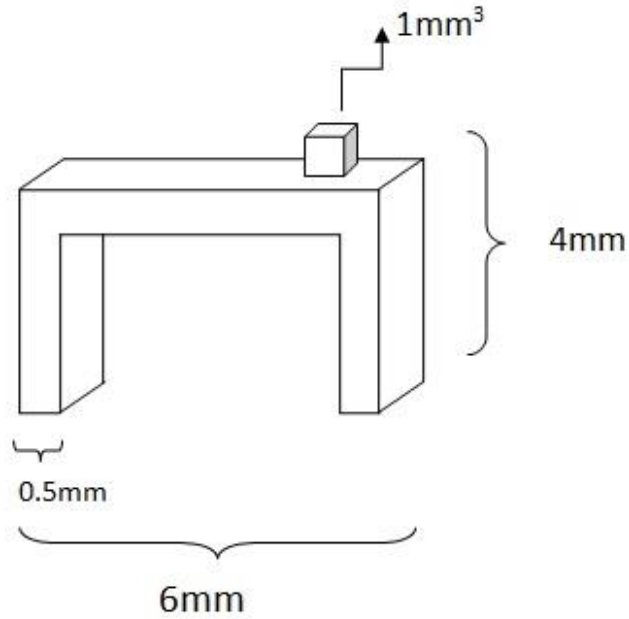
5. Grup: 10 adet altyapı. Mikromotor + piyasemen yeşil aşındırma frezi ile belirli bir süre olmadan 1mm aşındırma
6. Grup: 10 adet altyapı. Su soğutmalı mikromotor + piyasemen yeşil aşındırma frezi ile belirli bir süre olmadan 1mm aşındırma.

3.2 Çalışmamızda kullanılan zirkonya altyapı örneklerinin hazırlanması

Çalışmamızda kullanılmak üzere zirkonya altyapı örneklerinin boyutları tespit edildi (Şekil 3.1). Akrilik materyalinden istenilen boyutlarda bir altyapı örneği hazırlanarak laboratuvara teslim edildi.

Zirkonya esaslı alt yapılar, ZirkonZahn sistemi ile mekanik yöntemle üretildi ve sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanıldı. Örneklerin şekillendirilebilmesi için akrilik rezin dizaynlar makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa ZirkonZahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edildi. Makinenin okuyucu ucu akrilik rezin dizaynlar üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan zirkonya bloğun işlenmesi sağlandı.

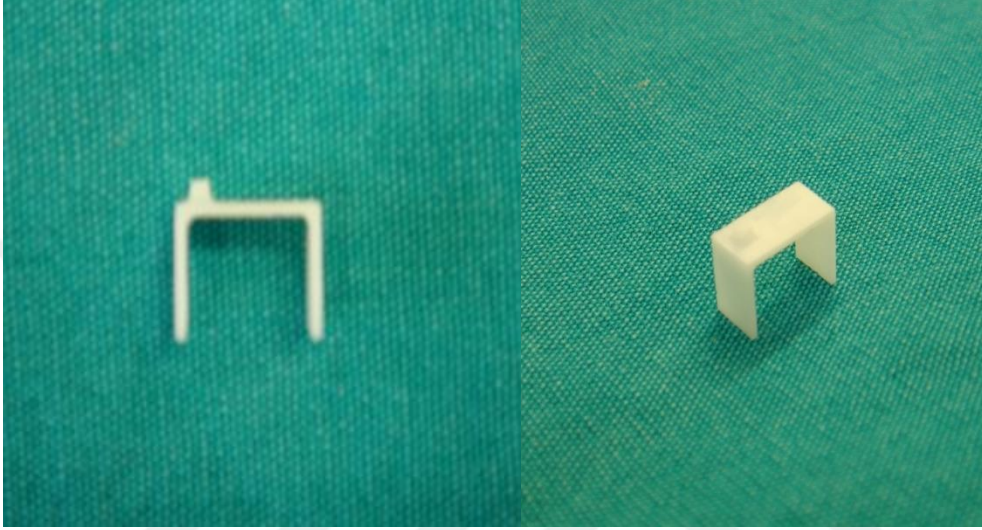
Frezleme işlemi teknisyen tarafından manüel olarak yapıldı. Hacimsel olarak %25 daha büyük frezlenen diskler yaklaşık 1500 °C' de 16 saat sinterlendi ve orijinal boyutlarına sistemin üretim şekline uygun olacak şekilde laboratuvar ortamında hazırlandı. Hazırlanan zirkonya altyapı örneklerinin milimetrik ölçümleri yapılarak 60 adet örnek çalışmaya dahil edildi. (Tablo 3.1) (Resim 3.1)



Şekil 3.1: Zirkonya Alt Yapı Örneği

Tablo 3.1 Çalışmamızda kullanılan zirkonya blokların boyutları

Uzunluk	Kalınlık	Genişlik	Aşındırma yüzeyi	Adet	Marka
6mm	0.5mm	6mm	1mmx1mmx1mm	60	Zirkonzahn

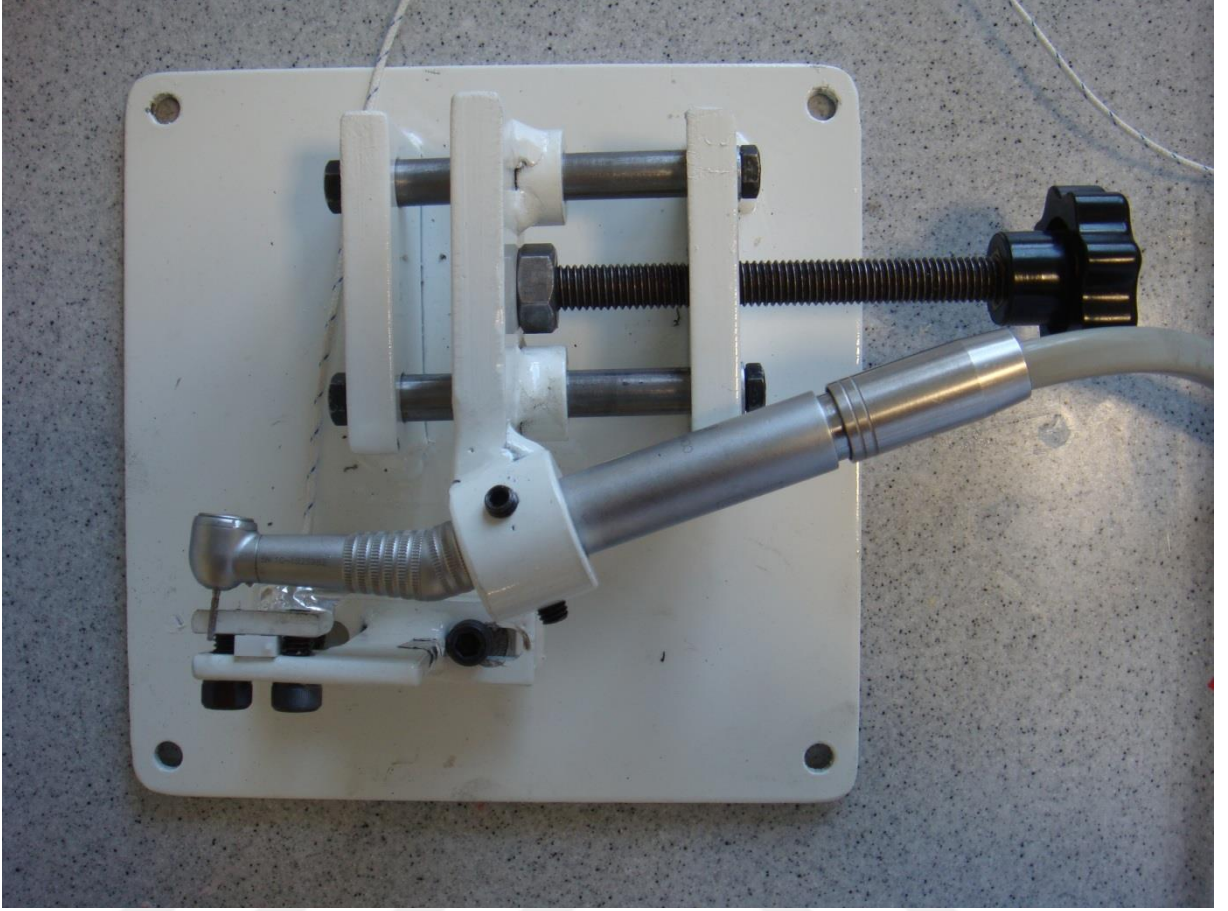


Resim 3.1: Zirkonya esaslı altyapı örneği

3.3 Zirkonya altyapı örneklerinin aşındırılması

Çalışmamızda değerlendirilecek olan 60 adet zirkonya altyapı örneklerinin aeretör ve mikromotor ile aşındırılmasında frez-materyal ilişkisinin standardizasyonu sağlamak amacı ile aşındırma düzeneği hazırlandı. (Resim 3.2)

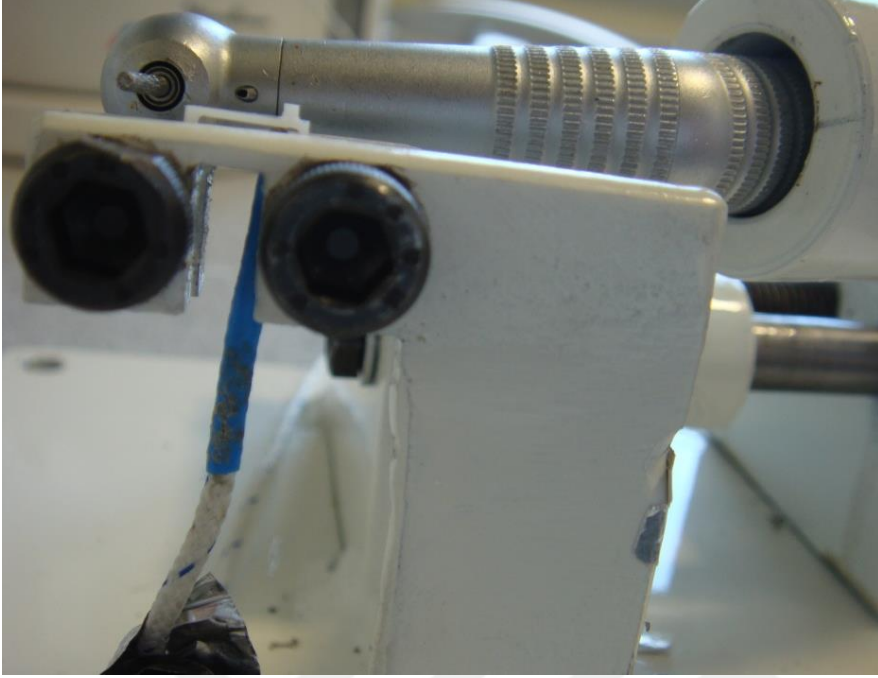
Hazırlanan aşındırma düzeneğinde aeretör, mikromotor ve materyal sabitlenerek frez ile aşındırma esnasında tek tip ileri-geri hareket ile aşındırma işlemi gerçekleştirildi.



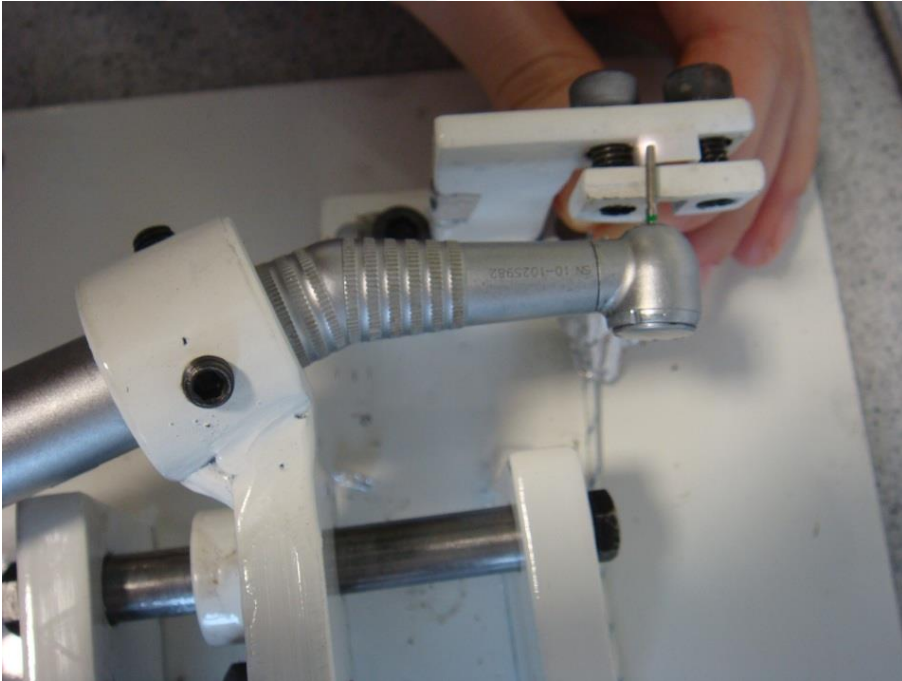
Resim 3.2: Aşındırma düzeneği

Hazırlanan düzenekte; zirkonya örneğinin sabitlendiği kısım, aaretör/mikromotorun sabitlendiği kısım ve aşındırma için sadece ileri-geri hareketi sağlayan kol bulunmaktadır. Sabitleme parçaları tamamen rijittir ve materyalin ya da aşındırma cihazının sabitlendikten sonra hiçbir şekilde konumu değişmeyecek şekilde aşındırma yapılmasını sağlamıştır (Resim 3.3).

Aşındırma esnasında aaretör/mikromotorun ileri geri hareketini sağlayan kol sadece tek yönde rahatlıkla hareket edebilecek şekilde tasarlanmıştır. (Resim 3.4)



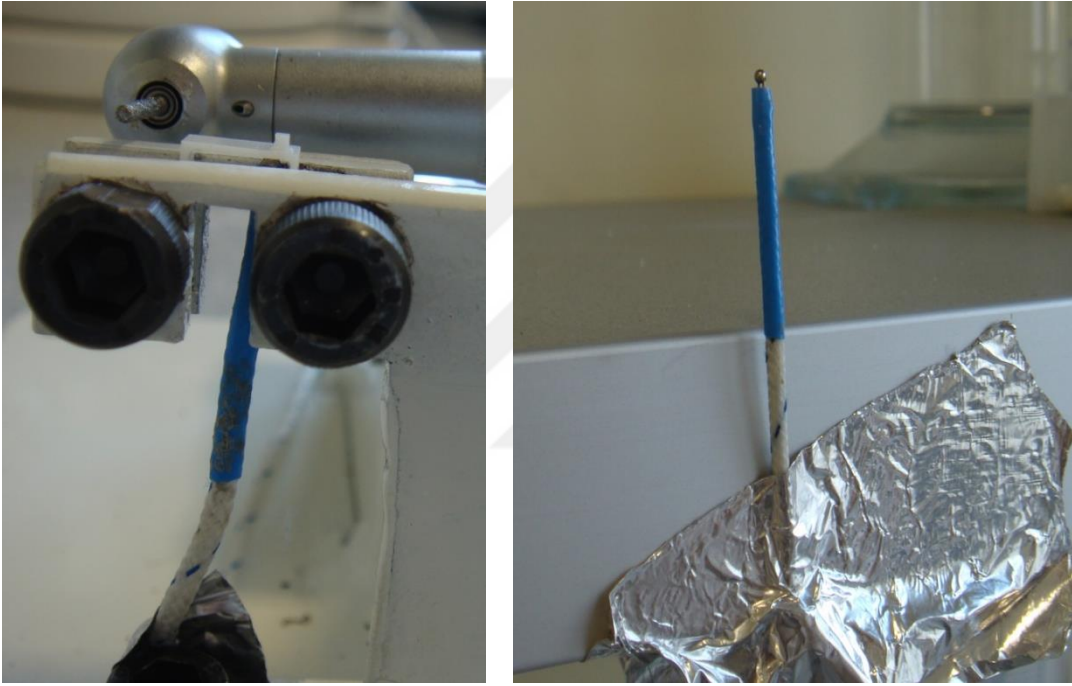
Resim 3.3: Frez-materyal ilişkisi



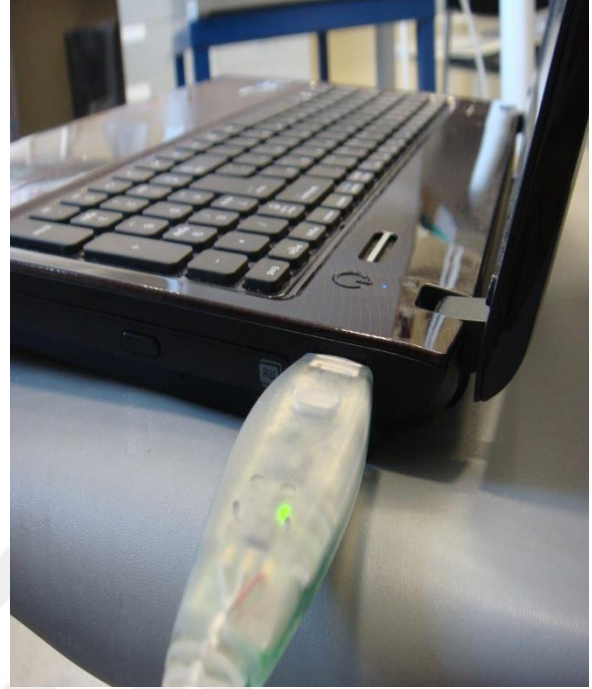
Resim 3.4: Zirkonya altyapı örneğinin aresetör ile aşındırılması

3.4 Isı ölçümü

Çalışmamızın amacı zirkonya altyapı örneklerinin farklı yöntemler ile aşındırılması sırasında meydana gelen ısı artışlarının değerlendirilmesidir. Bu amaçla zirkonya altyapı örneklerinin aşındırılması sırasında zirkonya altyapı örneğinin iç yüzeyine yerleştirilen prob ile zirkonyanın ısı değişimi bilgisayar ortamında kayıt edildi. Ayrıca tüm örneklerin aşındırılması esnasında ısı ölçüm cihazının 2. probu ile ortam ısısı kayıt edildi (Resim 3.5).



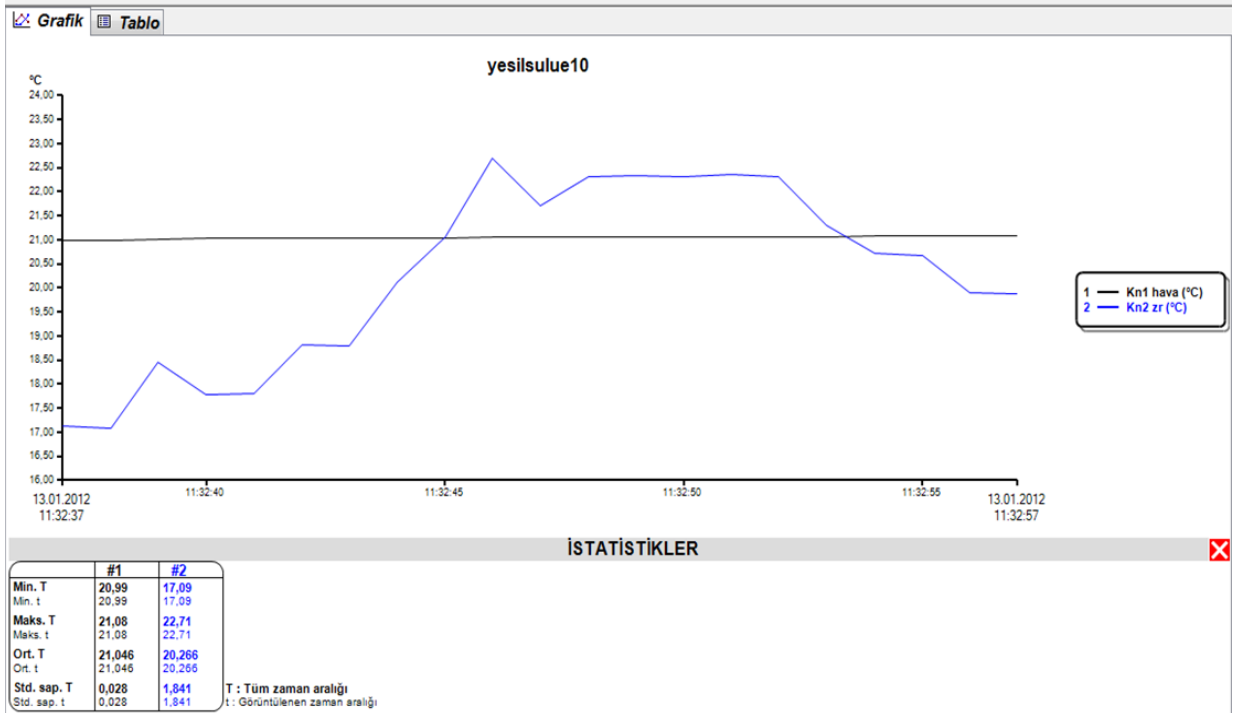
Resim 3.5: Sabitlenmiş Isıölçer problar



Resim 3.6: Isı ölçüm cihazı

Çalışmada ısı ölçümü için Kistock cihazının KTT300 modeli bilgisayar yazılımı ile birlikte kullanıldı (Resim 3.6). Cihaza bağlanan 2 ısıölçer uç kullanıldı. Isıölçer prob lar zirkonya esaslı altyapı örneğinin iç yüzeyine ve ortam ısısının kayıt edilmesi için çalışma düzeneğinin uzağına yalıtkan bantlar ile sabitlendi.

Çalışmamızda, zirkonya esaslı altyapı materyalinin iç yüzeyine ve ortama yerleştirilen 2 prop ile 1mm³ lük materyalin aşındırılması sürecince ısı değişimi bilgisayar ortamında kayıt edildi. 60 örnek için grafik ve tablo verileri elde edildi (Resim 3.7 ve Resim 3.8).



Resim 3.7: Örnek veri grafiği

Grafik Tablo

Değerler tablosu

	Nokta	Tarih	Saat	Kn1 hava [°C]	Kn2 zr [°C]
▶	1	13.01.2012	11:32:37	20,99	17,13
	2	13.01.2012	11:32:38	20,99	17,09
	3	13.01.2012	11:32:39	21,01	18,46
	4	13.01.2012	11:32:40	21,03	17,79
	5	13.01.2012	11:32:41	21,03	17,81
	6	13.01.2012	11:32:42	21,03	18,81
	7	13.01.2012	11:32:43	21,03	18,80
	8	13.01.2012	11:32:44	21,03	20,13
	9	13.01.2012	11:32:45	21,03	21,06
	10	13.01.2012	11:32:46	21,06	22,71
	11	13.01.2012	11:32:47	21,06	21,71
	12	13.01.2012	11:32:48	21,06	22,31
	13	13.01.2012	11:32:49	21,06	22,33
	14	13.01.2012	11:32:50	21,07	22,31
	15	13.01.2012	11:32:51	21,07	22,36
	16	13.01.2012	11:32:52	21,07	22,31
	17	13.01.2012	11:32:53	21,07	21,29
	18	13.01.2012	11:32:54	21,08	20,72
	19	13.01.2012	11:32:55	21,08	20,68
	20	13.01.2012	11:32:56	21,08	19,91
	21	13.01.2012	11:32:57	21,08	19,89

Kanal İstatistikleri

	Kn1 hava [°C]	Kn2 zr [°C]
▶ Minimum	20,99	17,09
Maksimum	21,08	22,71
Ortalama	21,046	20,266
Std. sapma	0,028	1,841
Yüksek limit	---	---
Düşük limit	---	---
Yüksek limitin üstündeki değerler	---	---

Resim 3.8: Örnek veri tablosu

3.5 İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS v15.0 (Statistical Package for Social Sciences) for Windows programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında ANOVA tek yönlü varyans analizi (Oneway ANOVA test) ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Post Hoc test olarak Tukey HSD test kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.



4.BULGULAR

4.1 Aeretör grubu

Çalışmamızda aeretör grubunda;

- Siyah bantlı elmas frez ile su soğutmalı,
- Siyah bantlı elmas frez ile su soğutmasız,
- Yeşil bantlı elmas frez ile su soğutmalı ve
- Yeşil bantlı elmas frez ile su soğutmasız gruplarında

her grupta 10 örnek olmak üzere zirkonya altyapı örneklerinde aşındırılma yapılmış, aşındırma sırasında ısı ölçümleri kayıt edilmiştir.

Aeretör siyah bantlı frez ile susuz yapılan aşındırmalarda toplam 10 örnekte; maksimum ısı ortalaması $48,55\pm 7,44^{\circ}\text{C}$, minimum ısı değeri $39,8^{\circ}\text{C}$, maksimum ısı değeri $65,34^{\circ}\text{C}$ bulunmuştur.

Aeretör siyah bantlı frez ile su soğutmalı yapılan aşındırmalarda toplam 10 örnekte; maksimum ısı ortalaması $22,59\pm 0,61^{\circ}\text{C}$, minimum ısı değeri $21,69^{\circ}\text{C}$, maksimum ısı değeri $23,58^{\circ}\text{C}$ bulunmuştur.

Aeretör yeşil bantlı elmas frez ile susuz yapılan aşındırmalarda toplam 10 örnekte; maksimum ısı ortalaması $41,62\pm 11,12^{\circ}\text{C}$, minimum ısı değeri $23,23^{\circ}\text{C}$, maksimum ısı değeri $55,09^{\circ}\text{C}$ bulunmuştur.

Aeretör yeşil bantlı elmas frez ile su soğutmalı yapılan yapılan aşındırmalarda toplam 10 örnekte; maksimum ısı ortalaması $22,65\pm 0,76^{\circ}\text{C}$, minimum ısı değeri $21,34^{\circ}\text{C}$, maksimum ısı değeri $24,00^{\circ}\text{C}$ bulunmuştur.

4.2 Mikromotor grubu

Çalışmamızda mikromotor grubunda aşındırma frezi ile su soğutmalı ve su soğutmasız her grupta 10'ar örnek olmak üzere toplam 20 zirkonya altyapı örneğinde aşındırma yapılarak, aşındırma sırasında ısı ölçümleri kayıt edilmiştir.

Mikromotor ile su soğutmalı yapılan aşındırmalarda toplam 10 örnekte; maksimum ısı ortalaması $23,55 \pm 1,80^{\circ}\text{C}$, minimum ısı değeri $21,87^{\circ}\text{C}$, maksimum ısı değeri $27,64^{\circ}\text{C}$ bulunmuştur.

Mikromotor ile susuz yapılan aşındırmalarda toplam 10 örnekte; maksimum ısı ortalaması $54,69 \pm 11,63^{\circ}\text{C}$, minimum ısı değeri $34,69^{\circ}\text{C}$, maksimum ısı değeri $72,10^{\circ}\text{C}$ bulunmuştur.

Çalışmamız 6 grupta toplam 60 zirkonya altyapı örneği üzerinde yapılmıştır. Grupların maksimum ısı ortalamalarının karşılaştırılması Tablo 4.1'de görülmektedir.

Tablo 4.1: Grupların Maksimum Isı Ortalamalarının Karşılaştırılması (Tabloda gösterilen değerler $^{\circ}\text{C}$ dir.)

	x	sd	Min	Max	n
Aereter yeşil bantlı sulu	22,65	0,76	21,34	24,00	10
Aereter siyah bantlı sulu	22,59	0,61	21,69	23,58	10
Aereter yeşil bantlı kuru	41,62	11,12	23,23	55,09	10
Aereter siyah bantlı kuru	48,55	7,44	39,08	65,34	10
Mikromotor kuru	54,69	11,63	34,69	72,10	10
Mikromotor sulu	23,55	1,80	21,87	27,64	10

4.3 Aeretör- Mikromotor karşılaştırılması

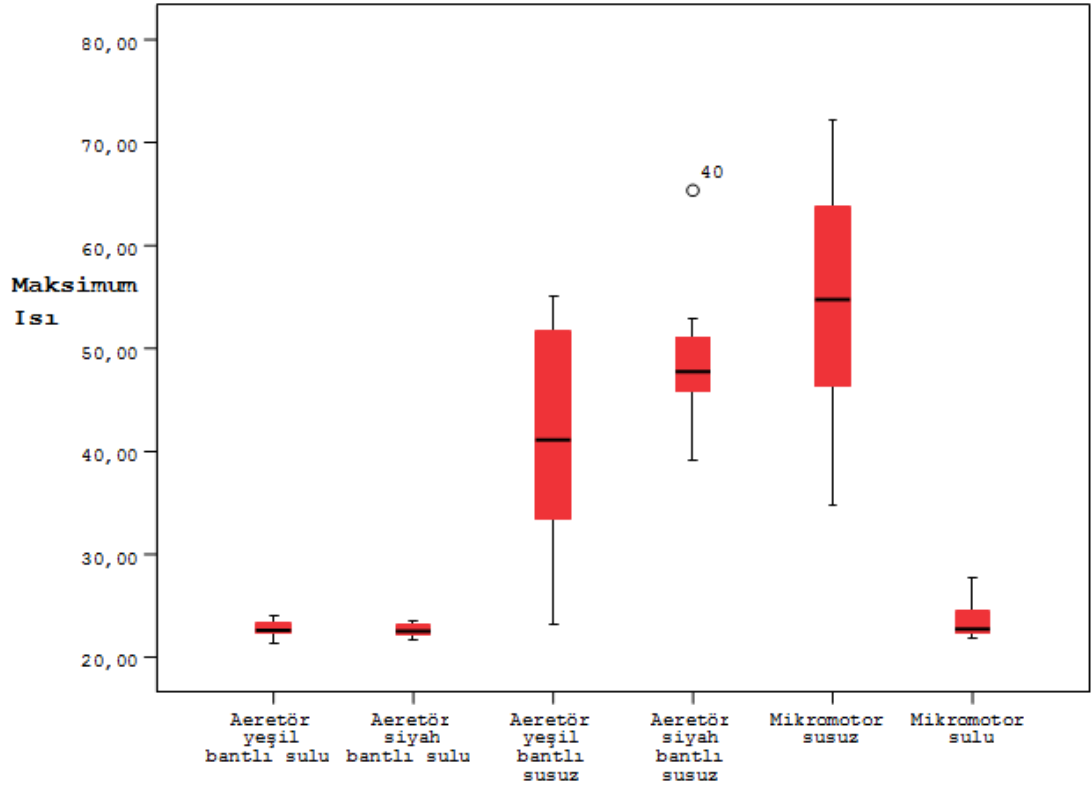
Çalışmamızda zirkonya altyapı örnekleri aeretör ve mikromotorda kullanılan frezler ile aşındırılmış ve aşındırma sırasında ısı ölçümleri yapılmıştır. Maksimum ısı ortalamaları karşılaştırıldığında mikromotor ile su soğutmalı yapılan aşındırmalarda maksimum ısı ortalaması ($23,55 \pm 1,80^{\circ}\text{C}$) aeretör ile su soğutmalı yapılan aşındırmaların maksimum ısı ortalamalarından ($22,65 \pm 0,76^{\circ}\text{C}$ ve $22,59 \pm 0,61^{\circ}\text{C}$) daha yüksek değer göstermektedir.

Mikromotor ile su soğutmasız yapılan aşındırmaların maksimum ısı ortalaması ($54,69 \pm 11,63^{\circ}\text{C}$) , aeretör ile su soğutmasız yapılan aşındırmaların maksimum ısı ortalamalarından ($41,62 \pm 11,12^{\circ}\text{C}$ ve $48,55 \pm 7,44^{\circ}\text{C}$) daha yüksek değer göstermiştir.

4.4 Su soğutmalı- Su soğutmasız karşılaştırılması

Çalışmamızda yeşil bantlı elmas, siyah bantlı elmas ve yeşil taş aşındırma frezleri ile su soğutmalı ve su soğutmasız olarak zirkonya alt yapı örnekleri aşındırılmıştır. Tüm frez gruplarında su soğutmasız yapılan aşındırmaların maksimum ısı ortalamaları su soğutmalı aşındırma yapılan grupların maksimum ısı ortalamalarından daha yüksek bulunmuştur.

Çalışmamızda değerlendirilen 6 grup içerisinde; maksimum ısı ortalamalarının standart sapma değerleri karşılaştırıldığında; su soğutmalı aşındırma yapılan grupların standart sapma değerleri, su soğutmasız aşındırma yapılan grupların standart sapma değerlerinden daha düşük bulunmuştur (Grafik 4.1).



Şekil 4.1: Grupların maksimum ısı grafiği

Tablo 4.2 Post Hoc test sonuçları

Gruplar	Maksimum Isı
	p
1-2	1,000
1-3	0,001**
1-4	0,001**
1-5	0,001**
1-6	1,000
2-3	0,001**
2-4	0,001**
2-5	0,001**
2-6	1,000
3-4	0,290
3-5	0,002**
3-6	0,001**
4-5	0,422
4-6	0,001**
5-6	0,001**

Tukey HSD Test

** $p < 0.01$

Grupların maksimum ısı ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 4.2).

Mikromotor susuz grubunun maksimum ısı ortalaması, aeretör yeşil bantlı sulu, aeretör siyah bantlı sulu, aeretör yeşil bantlı susuz ve mikromotor sulu gruplardan ileri düzeyde anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.01$).

Aeretör siyah bantlı susuz grubunun maksimum ısı ortalaması, aeretör yeşil bantlı sulu, aeretör siyah bantlı sulu ve mikromotor sulu gruplardan ileri düzeyde anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.01$).

Aeretör yeşil bantlı susuz grubunun maksimum ısı ortalaması, aeretör yeşil bantlı sulu, aeretör siyah bantlı sulu ve mikromotor sulu gruplardan ileri düzeyde anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$).

Diğer grupların maksimum ısı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.2).



5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde estetik beklentilerin artması ile doğal dişlerin görünümünü en iyi şekilde taklit eden tam seramik sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerin; estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi gibi avantajlarına rağmen, kırılma ve düşük darbe dayanımı gibi özelliklere sahip olmaları, zirkonya esaslı seramiklerin kullanımını gündeme getirmiştir. Yüksek mekanik performans, dayanıklılık ve direnç gösteren zirkonya esaslı seramikler, tam seramik restorasyonların güvenilirliğini arttırmıştır. Yakın tarihe kadar, tüm seramik sistemlerin kullanımı sadece anterior dişler ile sınırlandırılırken, güçlendirilmiş seramik sistemlerinin geliştirilmesiyle günümüzde posterior dişlerde de uygulama alanı bulmuştur. En son geliştirilen yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) yüksek dayanıklılığı ve biyouyumluluğu sayesinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.[18, 48, 50, 53]

Bizim çalışmamızda 60 adet zirkonya altyapı örneği hazırlanarak, aeretör ve mikromotor ile aşındırma olmak üzere 2 gruba ayrıldı. Aeretör grubu; siyah bantlı elmas frez, su soğutmalı ve su soğutmasız olarak 2 alt grupta, yeşil bantlı elmas frez su soğutmalı ve su soğutmasız olarak 2 alt grupta, mikromotor grubu aşındırma frezi ile su soğutmalı ve su soğutmasız olarak 2 alt grupta olmak üzere toplam 6 grupta aşındırma işlemi gerçekleştirildi. Aşındırma işlemi sırasında zirkonyum altyapı örneklerindeki ısı değişimleri kaydedilerek karşılaştırılma yapıldı.

Yapılan çalışmalarda[5, 38, 50, 62, 94, 95] aşındırma işleminin zirkonyaya iki etkisinden bahsedilmiştir; zirkonyanın direncinin azalmasına neden olan baskı stresleri oluşturması ve yüzeyde bozunmalara neden olması. Birçok çalışmada da[6, 38, 50, 62, 96] yüzey işlemlerinin sonucunda materyalde meydana gelen faz dönüşümlerinin zirkonyanın mekanik özelliklerini etkilediği bildirilmiştir.

Kosmac ve ark [50] yaptıkları çalışmada; aşındırma işleminin zirkonyanın bükülme direncine etkisi; transformasyona uğrayan tanecik miktarına; dolaylı olarak aşındırma miktarı, aşındırma bölgesinde oluşan ısı artışı ve m->t transformasyon stabilitesine bağlı olduğu belirtmişler; çalışmalarında zirkonya blokları 150.000 rpm yüksek hızlı el aleti ile su soğutmasız aşındırma yapmışlar ve aşındırma sırasında kıvılcımlar oluştuğunu görmüşlerdir.

Araştırmacılar 700°C nin altında monoklinik taneciklerin termodinamik olarak stabil olduğunu, kendi çalışmalarında bu ısı aşılarak aşındırma sırasında m->t transformasyonun başlamasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmada elde ettikleri monoklinik tanecik sayısı- sıcaklık grafiğine göre; monoklinik tanecik sayısında azalmanın 350°C den daha yüksek ısılarda gerçekleştiğini, 900°C den yukarıda ise %2' nin altına düştüğünü belirtmişlerdir. Çalışmada aşındırma yapılan örneklerin kırılma direnci kontrol grubuna göre %10 azaldığı belirtilmiştir.

Guazzato ve ark [6]. zirkonya ile güçlendirilmiş alümina esaslı seramik bloklardan CAD/CAM yöntemi ile şekillendirdikleri örneklere uygulanan yüzey ve ısı işlemlerinin dayanıklılığa etkisini inceledikleri çalışmalarının sonucunda kumlama uygulanmış örneklerde % 22, polisajlanmış örneklerde % 19 ve aşındırılmış örneklerde % 17 monoklinik faz tespit etmişlerdir. Ancak ısı uygulamaları sonrası düşük miktarlarda monoklinik zirkonya bulunduğunu bildirmişlerdir. Bunun sebebinin, ısı uygulamalarının faz değişimini ters yönde etkileyerek faz değiştirmiş monoklinik zirkonyayı tekrar tetragonal faza dönüştürmesi olduğunu açıklamışlardır.

Zirkonyanın aşındırılması ile ilgili yapılan çalışmalar incelendiğinde; zirkonyaya uygulanan çeşitli yüzey işlemlerinin (aşındırma, kumlama, alüminyum partikülleri abrazyonu, çeşitli yaşlandırma işlemleri) birbiri ile karşılaştırıldığı görülmektedir. Aşındırma işlemi çalışmaların çoğunda bizim çalışmamızda olduğu gibi yüksek hızlı döner alet ve elmas frez ile yapılmıştır. Bazı çalışmalarda [97, 98] su soğutması yapılırken, birçok çalışmada [39, 59, 61, 62, 94, 95, 99, 100] su soğutması tercih edilmemiştir. Araştırmacılar çoğunlukla aşındırma işlemi

sonrası yüzey pürüzlülüğü ve zirkonya'nın mekanik özelliklerini; bazı çalışmalarda ise yüzey işlemleri sonrasında veneer porseleni ile bağlantı testlere tabi tutulmuştur.

Bizim in vitro çalışmamızda amaç zirkonya korların değişik yöntemlerle aşındırılması sırasında meydana gelen ısı değişikliklerini değerlendirerek; klinik ortamında uygulanması gereken doğru aşındırma metodunu tespit etmektir. Bu amaçla zirkonya altyapı örnekleri laboratuvar ortamında değişik yöntemlerle aşındırılarak, aşınma sırasında ısı artışları kayıt edilmiştir.

Kosmac ve ark. [38] aşındırma işleminin diğer yüzey işlemlerine göre daha fazla materyal indirgenmesini sağlayarak yüksek seviyelerde stres oluşturduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar aşındırma ve kumlamanın zirkonyanın kırılma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında, zirkonyanın aşındırılması sırasında açığa çıkan ısının yüzeyde tersine faz transformasyonunu aktive ederek kırılma dayanımında azalmaya sebep olduğu, kumlama işleminin ise kırılma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir.

Guazzato ve ark. [39] yaptığı çalışmada 160 adet (Yaklaşık 20 x 1.3 x 4 mm) zirkonya blokları 8 gruba ayırmışlardır ve kumlama, aşındırma, ısıtma yüzey işlemlerini uygulamışlardır. Aşındırma grubunda bizim çalışmamızdan farklı olarak aşındırma işlemini zirkonya bloklarına dikey ve yatay olarak iki şekilde uygulamışlar ve kırma deneyi yaparak karşılaştırmışlardır. Dikey ve yatay aşındırma işleminin zirkonya bloklarda kırma deneyinde istatistiksel bir farklılık görülmemiştir. Ayrıca zirkonya bloklarda farklı yönlerde yaptıkları aşındırmaların SEM incelemesinde; zirkonya yüzeyinde oluşan defektlerin aşındırma yönü ile farklılık göstermediği görülmüştür.

Mosharraf ve ark. [98] yaptıkları çalışmada zirkonya korların aşındırılması sonrası veneer porselen işlenerek makaslama kuvvetlerine dayanımını kontrol grubuyla karşılaştırarak incelemişlerdir. Çalışmada, zirkonyum bloklar su soğutması altında aeretör ile aşındırılmıştır. Aşındırma işleminde zirkonyum

korlarda lokal ısı artışına bağlı faz transformasyonuna neden olarak hacim artışına bağlı mikro çatlak oluşma riskinin arttığını bunun sonucunda da zirkonya kor ve veneer porselenin makaslama kuvvetlerine dayanıklılığın azaldığı belirtilmiştir.

Luthardt ve ark [62], YZ-P seramik örneklerin iç yüzeylerini farklı dönme hızı ve kesme derinliklerinde aşındırılmış; bükülme dayancı, yüzey pürüzlülüğü ve kırılma sertliklerini karşılaştırmışlardır. İç yüzey aşındırmasının dayanıklılığı önemli ölçüde azalttığını ve CAD/CAM sistemlerinin YZ-P seramiklerin yapımı için geliştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Luthardt ve ark. [61] yaptıkları başka bir çalışmada YZ-P seramik örneklere, kronların iç yüzüne uygulanan aşındırma işlemini taklit edecek şekilde aşındırma uygulamışlar ve bu yüzeyleri SEM analizi yaparak incelemişlerdir. Sonuçta, oluşan çatlakların sayısının kesme derinliği, aletin dönme hızı gibi aşındırma parametreleri ile ilgili olmadığını, kullanılan elmas aletin grenlerinin sayısı ve şeklinin önemli olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da; kesme derinliği ve dönme hızının aynı olduğu gruplarda aşındırma yapılan frezin gren büyüklüğüne göre oluşan ısı artışı farklılık göstermiştir.

Zirkonya yüzeyine uygulanan herhangi bir işlem; yüzey modifikasyonlarına, bozulmalara ve tetragonal-monoklinik faz transformasyonlarına neden olabilmektedir [99, 101]. Zirkonya yüzeyindeki bu değişimler, materyalin bükülme direnci, sertliği ve elastik modülüsü gibi mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir [62, 101]. Bu yüzey değişimleri, ayrıca materyalin uzun vadedeki klinik başarısını da olumsuz yönde etkiler. Yüksek miktarda tetragonal -> monoklinik faz dönüşümü zaman içerisinde materyalin mekanik stabilitesini kaybetmesine; çatlak oluşumlarına karşı dayanım ve dönüşüm toklaşması (transformasyon doygunluğu) etkisini kaybetmesine neden olur [102].

Zirkonya restorasyonlar klinik ortamda genellikle oklüzal kontakt uyumunu sağlamak amacı ile aşındırma işlemlerine maruz kalırlar. Aşındırma gibi bu yüzey işlemleri sonucunda cila tabakası ve yüzeyin pürüzsüzlüğü ortadan kaldırılmış olmaktadır. Tekrardan cila yapılmasına alternatif olarak ağız içi polisaj kitleri bulunmasına rağmen bu yöntem tüm hekimler tarafından uygulanmamaktadır. Zirkonya restorasyonların bu şekilde klinik yaklaşımlar sonucunda materyal yüzeyinde aşınma ve bozulmalar görülmektedir [103].

Denry ve ark. [97] yaptıkları çalışmada 3Y-TZP dental seramiklerin aşındırılması sonucunda yapısal ve kristal faz değişimlerini incelemek amacıyla hazırladıkları seramik blokları 4 gruba ayırmışlardır. Su soğutması altında elmas frez ile aşındırma, aşındırma + polisaj ve aşındırma + 1000 derecede 1 saat ısıtma işlemleri uygulanan materyallerin SEM analizi ile mikro yapısı, XRD analizi ile kristal fazları incelenmiştir. Sonuç olarak; kontrol ve aşındırma + ısı işlemi uygulanan gruplarda sadece tetragonal faz görülmüştür. Aşındırma ve aşındırma + polisaj gruplarında rhombohedral zirkonya ve strained tetragonal zirkonya görülmüş olup monoklinik faz görülmemiştir. Aşındırma + cila grubunun SEM incelemesinde 20 mikron derinliğinde yüzey defektleri görülmüş, bunun da uzun dönemde zirkonya materyalin yapısal zayıflığına yol açacağı belirtilmiştir.

İşeri ve ark. [94] yaptığı çalışmada zirkonya disklerin aşındırılması sırasında oluşan ısı değişimleri ve aşındırma sonrasında biaksiyal bükülme direncini incelemişlerdir. Araştırmacıların çalışmasında 1x3mm boyutunda zirkonya diskleri aşındırma işlemi sürekli ve periyodik olarak iki alt grupta incelenmiştir. Aşındırma işlemi bizim çalışmamızda da kullanılan mikromotor ve aeretör ile yapılmıştır. Sürekli yapılan aşındırmalarda mikromotor grubunda maksimum ısı ortalaması 134,9°C; aeretör grubunda ise 63,4°C dir. Periyodik aşındırmalarda ise mikromotor grubunda maksimum ısı ortalaması 118,6°C; aeretör grubunda ise 61,9°C dir. Bizim çalışmamızda zirkonya koru taklit eden altyapı örneğindeki 1mm³lük alan yok olana kadar aşındırma yapılmıştır. Araştırmacıların bu çalışmasında bizim çalışmamızdakinden daha fazla materyal aşındırılması nedeniyle daha yüksek ısılara ulaşıldığı düşünülmektedir. Ayrıca bizim

çalışmamızda su soğutması altında da aşındırma yapılarak klinik şartları taklit edilmeye çalışılmıştır. Su soğutmasının aşındırma sırasında oluşacak ısı artışını anlamlı derecede düşürdüğü görülmüştür.

Dişlere, restoratif ve protetik materyallere döner aletler ile işlem uygulanması diş hekimliğinin en yaygın prosedürleridir. Kesim, kavite oluşturma, aşındırma ve polisaj gibi işlemler değişik frezlerle çok sıklıkla uygulanmasına rağmen bu işlemlere yön verecek temel unsurları içeren kesin bir teori geliştirilememiştir[104, 105]

Carlo ve ark. [106] çalışmalarında; dental dokulara ve materyallere döner aletlerle uygulanan işlemlerde uygulanan kuvveti arttırarak çalışma süresini hızlandırmanın 2 kısıtlanmasından bahsetmişlerdir; ısı oluşumu(yetersiz su soğutmasına bağlı) ve düşük tork ve rpm e sahip döner alet kullanımı. Araştırmacılar bu çalışmalarında değişik gren boyutundaki frezler ile diş benzeri materyallerde aşındırma yapmış ve oluşan ısı artışlarını değerlendirmişlerdir. Aşındırma sırasında 34°C başlangıç sıcaklığı olan materyalin ısısında ortalama 4,5° - 6,5°C düşüş (ortalama 27,5°C) tespit edilerek diş pulpasında herhangi bir hasar yaratmayacağı belirtilmiştir. Ayrıca hiçbir frez grubunda pulpa için sınır olan 5,5°C ısı artışı meydana gelmemiştir. Araştırmacılar çalışmanın sonucu olarak freze işlemlerinde meydana gelen ısı değişimlerinin; kullanılan döner alet veya frez tipine bağlı olmadığına; işlem sırasındaki su soğutması miktarı ve kullanılan suyun ısısına bağlı olduğunu bildirmişler, pulpa yaralanmalarından kaçınmak için 40 ml/dk ve oda sıcaklığındaki su soğutmasını önermişlerdir. Bizim çalışmamızda da klinik koşullar düşünülerek zirkonya altyapılar aşındırılmış ve materyalin iç yüzeyinde ısı ölçümü yapılmıştır. Çalışmamızın sonuçları; Carlo ve ark. çalışmasında olduğu gibi su soğutması ile yapılan aşındırmalarda yakın değerler (ortalama 22,6°C) elde edilmiştir.

Dişe ait dokulara ve materyallere uygulanan freze işlemleri hakkında günümüzdeki verilerin çoğu, temelde diş hekimliğinden farklı olan; yükleme, materyal kaldırma hızı, kesme derinliği gibi parametreleri kullanan; mühendislik

alanlarından kaynağını almıştır [107]. Bu alanda seramiklerin aşındırılması ile ilgili güncel araştırmalar yüksek hızla derin aşındırmalar (high speed deep grinding/ HSDG) konusunda yapılmaktadır. Yüksek hızda derin aşındırmalar yapabilmek için gerekli olan enerjinin, işlem sırasında aşındırma bölgesinde ısıya dönüşerek materyalde termal hasarlara neden olabileceği araştırmacılar tarafından düşünölmektedir[89]. Bizim çalışmamıza benzer bir çalışma da mühendislik alanında Xie ve ark. [108] tarafından yapılmıştır. Araştırmacılar aşındırma çarkında kısmen stabilize zirkonya seramiklerde oluşan ısıları ve soğutma sisteminin etkilerini değerlendirmişlerdir. Aşındırma çarkının hızı 160m/dk nın altında iken su soğutması altında zirkonya yüzeyinde oluşan ısı ortalama 100⁰ – 300⁰ C arasında değiştiğini belirtmişlerdir. Materyal kaldırma hızı, kesme derinliği gibi parametrelerin değiştirilmesi ısı grafiğinde anlamlı değişikliklere yol açmazken; su soğutmasız yapılan aşındırmada materyalin aşındırma yüzeyine teması ile yüzeydeki ısının 920⁰C lere ulaştığı gözlenmiştir. Su soğutmasız yapılan aşındırmanın SEM analizinde yüzey çatlakları gözlenmiştir.

Yüzey pürüzlölüğü ölçümlerinde profilometre cihazı kullanılmaktadır [34]. Profilometre ölçümleri materyalin yüzeyine uygulanan işlemlerinin oluşturduğu hasarın incelenmesinde SEM analizi ile beraber sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Bu teknikler, yüzey değerlendirmesinde kolay ve faydalı yöntemler olmasına rağmen materyalin özelliklerinin değerlendirilmesinde tek başına yeterli değildir [109]. Bu sebeple materyale uygulanan bitim işlemlerine bağlı olarak değişen ortalama yüzey pürüzlölüğü, bükme dayanıklılığını etkileyen faktörler arasında incelenmektedir [110, 111].

Bu araştırmaların sonuçları, yüzey pürüzlölüğünün hem geleneksel dental seramiklerde hem de yüksek dayanıklılığa sahip alt yapı seramiklerinde bükme kuvveti üzerinde etkili bir faktör olduğunu göstermiştir. Seramiklerin dayanıklılığını belirleyen yüzey çatlakları, yüzey pürüzlölüğünün fazla olduğu alanlarda stres artışı nedeniyle ilerleyerek kırılmalara sebep olmaktadır [111].

Kou ve ark. [59] yaptıkları çalışmada simante edilmiş zirkonya destekli sabit protetik restorasyonların klinik koşullarda oklüzyonun iyileştirilmesi amacıyla aşındırılması sırasında kor materyalinin açığa çıkabileceğini, açığa çıkan bu pürüzlü yüzeyin antagonist dişte olumsuz etkiler yaratabileceğini belirtmiştir. Yaptıkları in vitro çalışmada zirkonya örneklerin elmas frez ile aşındırılması sonrasında ve ardından cilalama sonrası yüzey pürüzlülüğünü başlangıç değerleri ile karşılaştırmalı olarak incelemişler; aşındırmanın yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı fakat cilalama işleminin yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir farklılık yaratmadığını belirtmişlerdir.

Karakoca ve ark. [99] yaptıkları çalışmada zirkonya örneklere elmas frez ile su soğutmasız 1,2 mm derinliğinde aşındırma uygulamışlardır. Aşındırma yapılan örneklerin profilometre ile incelenen yüzey pürüzlülüğünde belirgin artış gözlenmiştir. Örneklerin XRD (x-ray diffractometer) analizinde ise; yüzeydeki faz kompozisyonları incelenmiş. Kontrol grubunda yüzeyde %100 tetragonal zirkonya görülürken yüzey işlemleri ile monoklinik fazın arttığı belirtilmiştir.

Moustafa N. ve ark. [95] yaptıkları çalışmada zirkonya barlara aeretör ile aşındırma uygulamışlardır. Aşındırma yapılan gruba daha sonra aşındırma yüzeyini restore etmek amacıyla cilalama veya ince bir tabaka cila porseleni uygulaması yapmışlardır. 4 nokta bükülme direnci testinde aeretör ile yapılan aşındırma sonrası cilalama yapılmasının zirkonya barın direncini koruduğu gözlenmiştir.

Yttrium ile stabilize zirkonya seramikleri, tanecik yapılarının tetragonalden monoklinik faza dönüşmesi ile %4 lük hacim artışına neden olan dönüşüm doyunluğu fenomeni sayesinde kırılmalara karşı mukavemet göstermektedir. Materyalin bu yapısal avantajları yanında estetik avantajlarının da olması zirkonyanın sabit restorasyonlarda altyapı olarak tercih edilmesini sağlamaktadır [112]. Ancak t->m faz transformasyonu; lokal stresler altında (Çatlak ilerlemesi, abrazyon, aşındırma vb.) [90, 113] ve yaşlandırma ya da düşük ısılarda bozunma olarak bilinen, ortamda su varlığında da meydana gelebilmektedir [42, 114]. LTD

(Low temperature degradation) materyalin sağlamlık, dayanım ve yoğunluğunun azalmasına neden olur [115, 116].

Aşındırma ve/veya polisaj işlemleri ile zirkonya altyapıların iç yüzeyinde uyumlandırmalar yapılmaktadır [117]. Bu işlemler materyalde çizilme ve çatlaklara sebep olabilmektedir. Bu işlemler materyalin mekanik yapısında neredeyse LTD kadar etki edebilmektedir [115, 116].

Amaral ve ark. [118] 2013 yılındaki çalışmalarında zirkonya örneklerin yüzeyine uygulanan alümina partikül abrazyonu, elmas frez ile aşındırma ve bu örnekleri otoklavlama işlemlerinin düşük ısılarda bozunma üzerine etkisini incelemişlerdir. Tüm örneklerde monoklinik tanecik sayısında artış ve aşındırma yapılan örneklerde düşük ısılarda bozunmanın(LTD) baskılandığı görülmüştür.

Preis ve ark. [100] 2014 yılındaki çalışmalarında zirkonya örneklere aşındırma ve 3 aşamalı intraoral polisaj uygulamışlardır. Uygulanan işlemler sonrasında örneklerin yüzey pürüzlülüğü, faz transformasyonları ve SEM analizleri yapılmıştır. Aşındırma sonrası pürüzlülükte anlamlı artış ve SEM analizlerinde derin yarıklar gözlenirken, polisaj sonrası yüzeyde ileri seviyede pürüzsüzleşme görmüşlerdir. XRD grafiklerinde ise, aşındırma ve polisaj sonrası monoklinik faz artışı gözlenmiştir. Polisaj aşamaları tamamlandığında tetragonal faz artışı tekrardan izlenmiştir.

Rosentritt ve ark. [119] yaptığı çalışmada zirkonya alt yapılı tam seramikler de yaşanan chipping nedenleri ve chippingi artıran azaltan faktörleri incelemişlerdir. Venerleme tabakasının kalınlığı ve oklüzal alanın alt yapı tarafından desteklenme miktarının, restorasyonun bitiş çizgisinin morfolojisinin, zirkonya ve porselen tabakaları arasındaki yapışma miktarının, farklı materyallerin birleştirilerek tabakalanmasının ve sinterleme sonrası yapılan soğutma işlemi sırasında oluşan artık stresslerin chippingi arttıran nedenler arasında olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca teknisyenin işleyiş farklılığı, restorasyondaki tasarım değişikliklerinin, kişiler arasında değişen çiğneme

kuvveti farklılıklarının ve zirkonyayı oluşturan materyallerin tanecik büyüklüğünün de chipping miktarını etkileyen faktörlerden olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar chippingin genellikle aşınmış ve bozulmuş yüzeylerden başladığını, özellikle karşıt diş ile uyumlandırma yapılırken, aşındırılan bölgelerde chippingin daha fazla görüldüğü sonucuna varmışlardır. Bu nedenle okluzal uyumlama sonrası zirkonya üzerindeki porselenin cilalanmasını tavsiye etmişlerdir.

Preis ve ark. [120] tarafından yapılan çalışmada polisaj –aşındırma – tekrar polisaj işlemleri uygulanan zirkonya kor örnekleri antagonistinde diş minesi ile çiğneme siklüsü taklit edilerek zirkonya ve diş minesi yüzeyi incelenmiştir. Sonuçta zirkonya korların yüzeyinde herhangi bir farklılık oluşmazken diş minesinde $123,3 \pm 131 \mu\text{m}$ derinlikte aşınma gözlenmiştir.

Bir tam seramik restorasyonun klinik başarısızlığı, hastaya bağlı faktörler, dinamik yükler, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri ve yorgunluk fenomeni gibi birçok faktöre bağlıdır [121]. Dolayısıyla yapılan in vitro testlerle elde edilen bilgiler, klinik çalışmalarla desteklenmelidir. Ağız ortamında var olan pek çok etkenin, deney düzeneğine yansıtılamaması in vitro deneylerin genel sorunudur. Sonuç olarak klinik komplikasyonların azaltılması için çalışmaların devam etmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

1. Çalışmada değerlendirilen toplam 6 grup içerisinde maksimum ısı ortalaması en yüksek olan grup mikromotor ile su soğutması olmadan aşındırılma yapılan gruptur. ($54,69 \pm 11,63$). Bu grupta ulaşılan en yüksek ısı değeri $72,10 \text{ c}^0$ dir.
2. Çalışmada değerlendirilen 6 grup içerisinde maksimum ısı ortalaması en düşük olan grup; aeretör ile su soğutmalı siyah bantlı frez ($22,59 \pm 0,61$) ve ona çok yakın olan su soğutmalı yeşil bantlı elmas frez ($22,65 \pm 0,76^0\text{c}$) ile aşındırma yapılan gruptur. Aeretör ile su soğutmalı siyah bantlı frez grubundav elde edilen minimum ısı değeri $21,69\text{c}^0$ dir. Aeretör siyah bantlı susuz grubunun maksimum ısı ortalaması, aeretör yeşil bantlı sulu, aeretör siyah bantlı sulu ve mikromotor sulu gruplardan ileri düzeyde anlamlı şekilde yüksektir($p < 0.01$).
3. Çalışmada değerlendirilen toplam 6 grup içerisinde; su soğutması altında yapılan aşındırmalarda maksimum ısı ortalaması en yüksek olan grup mikromotor ile aşındırma yapılan grup($23,55$) , maksimum ısı ortalaması en düşük olan ise siyah bantlı frez ile aşındırma yapılan gruptur($22,65$). . Mikromotor susuz grubunun maksimum ısı ortalaması, aeretör yeşil bantlı sulu, aeretör siyah bantlı sulu, aeretör yeşil bantlı susuz ve mikromotor sulu gruplardan ileri düzeyde anlamlı şekilde yüksektir($p < 0.01$).
4. Çalışmada değerlendirilen toplam 6 grup içerisinde; su soğutması olmadan yapılan aşındırmalarda maksimum ısı ortalaması en yüksek olan grup mikromotor ile aşındırma yapılan grup($54,69$), maksimum ısı ortalaması en düşük olan ise aeretör ile yeşil bantlı frez ile aşındırma yapılan gruptur($41,62$)

5. Aeretör yeşil bantlı susuz grubunun maksimum ısı ortalaması, aeretör yeşil bantlı sulu, aeretör siyah bantlı sulu ve mikromotor sulu gruplardan ileri düzeyde anlamlı şekilde yüksektir($p<0.01$).
6. Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre; zirkonya altyapıların aşındırılmasında aeretör ile su soğutması altında siyah bantlı frez ile aşındırma yapılması önerilebilir. Su soğutması olmadan zirkonya altyapıların aşındırılması, yüksek ısı artışlarına neden olarak zirkonyanın yapısını bozması nedeniyle önerilmemektedir.



7. KAYNAKLAR

1. Fischer H and R. Marx, Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater.* , 2002 Jan. 18(1): p. 12-19.
2. Mc Lean JW, Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 2001. 85(1): p. 61- 66.
3. Sundh A, M. Molin, and G. Sjögren, Fracture resistance of yttrium oxide partially- stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. . *Dent Mater.*, 2005. 21(5): p. 476- 482.
4. Tinschert J, et al., Structural reliability of alumina-, feldspath-, leucite-, mica- and zirconia- based ceramics. *J Dent*,, 2000. 28(7): p. 529- 535.
5. Guazzato M, et al., Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based dental ceramics. *Dental Mater*, 2004. 20(5): p. 449-456.
6. Guazzato M, et al., Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 2005. 33(1): p. 9-18.
7. Kelly JR and I. Denry, Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. . *Dent Mater*, 2008. 24 (3): p. 289- 298.
8. Denry I and J. Kelly, State of the art of zirconia for dental applications. . *Dental Materials*, 2008. 24(3): p. 299-307.
9. Manicone PF, P. Iommetti, and L. Raffaelli, Review: An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. . *Journal of Dentistry*, 2007. 35(11): p. 819 - 882.
10. Piconi C and G. Maccauro, Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999. 20(1): p. 1-25.
11. EA, G., "İleri Teknoloji Malzemeleri". 1992, İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi Matbaası. 1-10; 29; 48-59; 105-112.
12. Aboushelib MN, et al., Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. . *Dent Mater*, 2005. 21(10): p. 984-991.
13. Derand P and T. Derand, Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. . *Int J Prosthodont*, 2001. 13(2): p. 131-135.
14. Tosun, T., Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. . *Dentalife*, 2007(22): p. 18-26.
15. Lindemann W, *Dentalkeramiken-mineralogisch betrachtet.* . ZMK 2000. 16(5): p. 280-285.
16. Piconi C, et al., Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. . *Biomaterials*, 1998. 19(16): p. 1489-1494.
17. Ban S, Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. A review article. *Japanese Dental Science Review*, 2008. 44(1): p. 3-21.
18. Chevalier J, et al., What future for zirconia as a biomaterial. . *Biomaterials*, 2006. 27(4): p. 535- 543.
19. Covacci V, et al., In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 1999. 20(4): p. 371- 376.

20. Keith O, R. Kusy, and J. Whitley, Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994. 106(6): p. 605-614.
21. Kittipibul P and K. Godfrey, In vitro shearing force testing of the Australian zirconia- based ceramic Begg bracket. . *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995. 108(3): p. 308- 315.
22. Tanne K, et al., Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. . *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1994. 106(3): p. 273-278.
23. Asmussen E , A. Peutzfeldt, and T. Heitmann, Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. . *J Dent* 1999. 27(4): p. 275-278.
24. Meyenberg KH, H. Luthy, and P. Scharer, Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. . *J Esthet Dent* 1995. 7(2): p. 73- 80.
25. Zalkind M and N. Hochman, Direct core building using a preformed crown and prefabricated zirconium oxide post. . *J Prosthet Dent*, 1998. 80(6): p. 730- 732.
26. Glauser R, et al., Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. . *Int J Prosthodont* 2004 17(3): p. 285-290.
27. Besimo CE, H. Spielmann, and H. Rohner, Computer- assisted generation of allceramic crowns and fixed partial dentures. . *Int J Comput Dent* 2001. 4(4): p. 243- 262.
28. Filser F, et al., Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent*, 2001. 4(2): p. 89- 106.
29. Luthardt RG, O. Sandkuhl, and B. Reitz, Zirconia- TZP and alumina advanced technologies for the manufacturing of single crowns. . *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 1999. 7(4): p. 113- 119.
30. Suttor D, et al., LAVA- the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001. 4(3): p. 195- 206.
31. Akagawa Y, et al., Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: A clinical and histologic study. . *J Prosthet Dent*, 1998. 80(5): p. 551- 558.
32. Akagawa Y, et al., Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993. 69(6): p. 599- 604.
33. Ardlin BI, Transformation- toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low- temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*, 2002. 18(8): p. 590-595.
34. Kelly JR and I. Denry, Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin N Am* 2004. 48(2): p. 513- 530.
35. Garvie RC, R. Hannink, and R. Pascoe, Ceramic steel? . *Nature*, 1975. 258: p. 703- 704.

36. Lüthy H, O. Loeffel, and C. Hammerle, Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. . *Dent Mater* 2006. 22(2): p. 195- 200.
37. Christel P, et al., Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 1989. 23(1): p. 45- 61.
38. Kosmac T, et al., The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. . *Dental Materials*, 1999. 15(6): p. 426- 433.
39. Guazzato M, et al., Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glassinfiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials* 2004. 25(11): p. 2153-2160.
40. Lin JD and J. Duh, Fracture toughness and hardness of ceria and yttria doped tetragonal zirconia ceramics. *Mater Chem Phys*, 2002. 78(1): p. 253- 261.
41. Sorensen JA, The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. . *Quintessence Dent Technol* 2004. 26: p. 57- 67.
42. Chevalier J, B. Gales, and J. Drouin, Low temperature aging of Y- TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999. 82(8): p. 2150- 2154.
43. Ichikawa Y, et al., Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992. 68(2): p. 322- 326.
44. Scarano A, et al., Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. . *J Oral Implantol* 2003. 29(1): p. 8- 12.
45. Raigrodski AJ and G. Chiche, The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001. 86(5): p. 520- 525.
46. Hansen PA and L. West, Allergic reaction following the insertion of a PD-CUUAU fixed partial denture: a clinical report. . *J Prosthodont* 1997. 6(2): p. 144- 148.
47. Moffa JP, et al., An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part 2. Industrial safety and biocompatibility. . *J Prosthet Dent*, 1973. 30: p. 432- 441.
48. Chevalier J, et al., Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 2004. 25(24): p. 5539-5545.
49. Guazzato M, et al., Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 2002. 15(4): p. 339- 346.
50. Kosmac T, et al., Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. . *J Biomed Mater Res Appl Biomater*, 2000. 53(4): p. 304-313.
51. Saldana JM, et al., Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res*, 2003. 18(10): p. 2415-2426.
52. Yilmaz H, C. Aydin, and B. Gul, Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 2007. 98(2): p. 120-128.
53. Tinschert J, et al., Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. . *Int J Prosthodont*, 2001. 14(3): p. 231-238.

54. Sundh A and G. Sjogren, A comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 2004. 31(7): p. 682-688.
55. Witkowski S, (CAD-)/CAM in dental technology, in *Quint Dent Technol*. 2005. p. 1- 16.
56. Ruff O, F. Ebert, and E. Stephen, Contributions to the ceramics of highly refractory materials: II. System zirconia-lime. . *Z anorg Allg Chem*, 1929. 180: p. 215-224.
57. Kern M and V. Thompson, Sandblasting and silica coating of a glass infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*, 1994. 71(5): p. 453-461.
58. Cura C, A. Saracoglu, and H. Cotert, Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *J Prosthet Dent*, 2003. 89(4): p. 394-399.
59. Kou W, M. Molin, and G. Sjogren, Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil*, 2006. 33(2): p. 117-124.
60. Yang B, et al., Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. . *Dent Mater*, 2006. 22(1): p. 45-56.
61. Luthardt RG, et al., CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 2004. 20(7): p. 655- 662.
62. Luthardt RG, et al., Reliability and properties of ground Y-TZP Zirconia Ceramics. *J Dent Res*, 2002. 81(7): p. 487-491.
63. Akova T, et al., Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. . *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2005. 128(5): p. 630-637.
64. Curtis R, A. Wright, and G. Fleming, The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. . *J Dent*, 2006. 34(3): p. 195-206.
65. Sato T and M. Shimada, Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc*, 1985. 68(6): p. 356-359.
66. Friederich R and M. Kern, Resin bond strength to densely sintered alumina ceramic. *Int J Prosthodont*, 2002. 15(4): p. 333-338.
67. Sundh A and G. Sjögren, A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina. . *Academy of Dental Materials*, 2007. 24(5): p. 611-617.
68. Garvie RC and P. Nicholson, Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ System. . *J Amer Ceram Soc*, 1972. 55(3): p. 152-157.
69. Chevalier J, C. Olagnon, and G. Fantozzi, Subcritical crack propagation in 3Y- TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc* 1999. 82(11): p. 3128- 3129.
70. Conrad HJ, W. Seong, and I. Pesun, Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 2007. 98(5): p. 389-404.

71. Sjogren G, et al., A clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice:A retrospective study. *Int J Prost*, 1999. 12(2): p. 122-128.
72. Yavuzylmaz H, et al., Tam porselen sistemleri II, in G Ü Dishekimliği Fakültesi Dergisi. 2005. p. 49-60.
73. Fischer H, M. Weber, and R. Marx, Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res*, 2003. 82(3): p. 238-242.
74. Toplan HÖ, İleri Teknolojik Seramikler-2. 2007: Sakarya Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Ders Yayınları. 45-74.
75. Saygili G, S.S., Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil*, 2003. 30(7): p. 758-764.
76. Charlton DG, H. Roberts, and A. Tiba, Measurement of select physical and mechanical properties of three machinable ceramic materials. . *Quintessence Int*, 2008. 39(7): p. 573-579.
77. Matinlinna JP, et al., Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. . *Dent Mater*, 2006. 18(22): p. 824-831.
78. Matinlinna JP, et al., An introduction to silanes and their clinical application in dentistry. . *Int J Prosthodont*, 2004. 17(2): p. 155-164.
79. De Kler M, et al., Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil*, 2007. 34(11): p. 841-848.
80. Oilo M, N. Gjerdet, and H. Tvinnereim, The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater*, 2008. 24 (4): p. 471-475.
81. Swab JJ, Low Temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Science*, 1991. 26(24): p. 6706- 6714.
82. Tholey MJ, M. Swain, and N. Thiel, SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater*, 2009. 25(7): p. 857-862.
83. Papanagiotou HP, et al., In vitro evaluation of lowtemperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 2006. 96(3): p. 154-164.
84. Deville S, et al., Low Temperature Ageing of Zirconia - Toughened Alumina Ceramics and its Implication in Biomedical Implants. *Journal of the European Ceramic Society*, 2003. 23: p. 2975-2982.
85. Studart AR, et al., Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater*, 2006. 23(1): p. 106-114.
86. Kao HC, et al., Surface machining of fine-grain Y-TZP. *J Europ Ceram Soc*, 2000. 20(14): p. 2447-2455.
87. Dong JK, et al., Heat- pressed ceramics: Technology and strength. *Int J Prost*, 1992. 5(1): p. 9-16.
88. Swain MV and R. Hannink, Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol% ceria-zirconia alloy: Grinding studies. *J Am Ceram Soc*, 1989. 72(8): p. 1358–1364.

89. Huang H, Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng: A*, 2003. 345 (1): p. 155-163.
90. Yin L, J.S., Ives LK, Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear*, 2003. 255(9-10): p. 975-989.
91. Blatz MB, et al., In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely- sintered high- purity zirconium- oxide ceramic after long- term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*, 2004. 91(4): p. 356-362.
92. Balkaya MC, A. Cinar, and S. Pamuk, Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 2005. 93(4): p. 346-355.
93. Alcalá J, Instrumented micro- indentation of zirconia ceramics. *J Am Ceram Soc*, 2000. 83(8): p. 1977-1984.
94. Işeri U, et al., Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *J Prosthet Dent* . , 2012. 107(5): p. 309-315.
95. Moustafa N. Aboushelib and H. Wang, Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2009. 104(2): p. 97-104.
96. Sato H, Y.K., Pezzotti G, Nawa M, Ban S., Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. . *Dent Mater* 2008. 27(3): p. 408-414.
97. Denry IL and J. Holloway, Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2006. 76(2): p. 440-448.
98. Mosharraf, R., et al., Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *J Adv Prosthodont*, 2011. 3(4): p. 221-228.
99. Secil Karakoca and H. Yılmaz Influence of Surface Treatments on Surface Roughness, Phase Transformation, and Biaxial Flexural Strength of Y-TZP Ceramics. 2009. 91B, 930-937.
100. Verena Preis, M.S., Dominique Bougeard, Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *Journal of Dentistry*, 2014.
101. Maerten A, Z.P., Mochales C, Traykova T, Mueller WD, Fratzi P,, Characterizing the transformation near indents and cracks in clinically used dental yttria-stabilized zirconium oxide constructs. *Dental Materials*, 2013. 29(2): p. 241-251.
102. Vagkopoulou T, K.S., Koidis P, Strub JR., Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 2009. 4(2): p. 130-151.
103. Etman MK, W.M., Dunne S., Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. *International Journal of Prosthodontics*, 2008. 21(245): p. 52.
104. Dyson JE, D.B., The present status of dental rotary cutting performance tests. *Aust Dent*, 1995. 40(1): p. 50-60.
105. ISO-7785-1, I.O.f.S., Dental handpieces - Part I: high-speed air turbine handpieces. Geneva: ISO. 1997.

106. Carlo Ercoli, M.R., Paul D. Funkenbusch, Scott Russell, Changyong Feng, In vitro comparison of the cutting efficiency and temperature production of 10 different rotary cutting instruments. Part I: Turbine. *J Prosthet Dent*, 2009. 101(4): p. 248-261.
107. Atkinson, A., The significance of blade geometry in the cutting efficiency of tungsten carbide dental burs at ultrahigh speeds. *Br Dent*, 1983. 155(6): p. 187-193.
108. G.Z. Xie, H.H., An experimental investigation of temperature in high speed deep grinding of partially stabilized zirconia. *International Journal of Machine Tools & Manufacture* 2008(48): p. 1562- 1568.
109. Zhang B, et al., Grinding induced damage in ceramics. *J Mater Process Tech*, 2003. 132(1): p. 353-364.
110. Chu FCS, N. Frankel, and R. Smales, Surface Roughness and Flexural Strength of Self- Glazed, Polished, and Reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha Porcelain Laminates. *Int J Prosthodont*, 2000. 13(1): p. 66-71.
111. De Jager N, A. Feilzer, and C. Davidson, The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater*, 2000. 16(6): p. 381-388.
112. Wassermann A, K.M., Strub JR., Low-temperature degradation of a Y-TZP ceramic after surface treatments. *Journal of Biomedical Mat Res Part B*, 2013. 101B: p. 387–1392.
113. Zhang Y, L.B., Rekow ED, Thompson VP., Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2006. 71(2): p. 381–386.
114. Kobayashi K, K.H., Masaki T., Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Sol St Ion*, 1981. 3-4: p. 489–495.
115. Ban S, S.H., Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M., Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2008. 87(2): p. 492–498.
116. Kim HT, H.J., Yang JH, Lee JB, Kim SH, The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of YTZP ceramics. *J Adv Prosthodont*, 2009. 1(13): p. 113-117.
117. Aboushelib MN, F.A., Kleverlaan CJ., Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater*, 2009. 25(3): p. 383–391.
118. Marina Amaral, L.F.V., Marco A. Bottino, Rodrigo O. A. Souza, Low-temperature degradation of a Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Biomed Mater Res Part B*, 2013. 101(8): p. 1387–1392.
119. Rosentritt M, et al., Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. *Clin Oral Investig*, 2011. 15(6): p. 1007-1012.
120. Preis V, et al., Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int.* , 2013 44(5): p. 393-405.
121. White SN, et al., Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all- ceramic system. *J Prosthet Dent*, 2005. 94(2): p. 125- 131.

ÖZGEÇMİŞ

11 Eylül 1985 tarihinde Bartın'da doğdum. İlkokulu Bartın Cumhuriyet ilkokulu, ortaokul ve liseyi Bartın Davut Fırıncioğlu Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 2003 yılında başladığım Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi'ndeki eğitimimi 2009 yılında tamamladım. Aynı yıl Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda master eğitimime başladım.

