

**T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ZİRKONYUM OKSİT ALT YAPI MATERYALİNE UYGULANAN
SİNERİZASYON İSİSİNİN MATERYALİN İŞİK
GEÇİRGENLİĞİNE ETKİSİ**

Dt. Zahid SAFARLI

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2016**

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ZİRKONYUM OKSİT ALT YAPI MATERYALİNE UYGULANAN
SİNERİZASYON İSİSİNİN MATERYALİN İŞİK
GEÇİRGENLİĞİNE ETKİSİ

Dt. Zahid SAFARLI

TEZ DANIŞMANI
Doç.Dr. A.Atila Ertan

Protez Programı
DOKTORA TEZİ

ANKARA
2016

ONAY SAYFASI

Anabilim Dalı :Protetik Diş Tedavisi
 Program :Protez
 Tez Başlığı :Zirkonyum Oksit Altyapı Materyaline Uygulanan
 Sinterizasyon Isısının Materyalin
 Işık Geçirgenliğine Etkisi
 Öğrenci Adı-Soyadı :Zahid SAFARLI
 Savunma Sınavı Tarihi :22.09.2016

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Nesrin ANIL
 Hacettepe Üniversitesi

Tez danışmanı: Doç. Dr. A. Atila ERTAN
 Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Bülent DAYANGAÇ
 Başkent Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Canan HEKİMOĞLU
 Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI
 Ankara Üniversitesi

(İmza)
 (İmza)
 (İmza)
 (İmza)
 (İmza)

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

(İmza)

Prof.Dr. Diclehan ORHAN Y.

Müdür

TEŞEKKÜR

Değerli hocam ve danışmanım Doç. Dr. A. Atila Ertan'a doktora eğitimime kabul edildiğim günden itibaren eğitimimde ve tez çalışmamın her aşamasında gösterdiği destek ve bilimsel bakış açısı için,

Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Nesrin Anıl başta olmak üzere, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın öğretim üyelerine eğitim sürecimde bilimsel katkı ve yönlendirmeleri için,

Doktora yeterlilik sınav jürisi, tez izleme komitesi ve tez savunma sınavı jürimde bulunan Sayın Prof. Dr. Sadullah Üçtaşlı'ya gösterdiği destek için,

Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın Prof. Dr. Gül Yağlıoğlu ve öğrencilerine yardımları için,

Doktora eğitimim süresince bilimsel mesleki ve sosyal paylaşımlar yaşadığım başta Uzm. Dr. Elif Tuba AKÇİN olmak üzere diğer tüm doktor ve diş hekimi arkadaşlarıma,

Sayın Dinçer Göksuluk'a istatistiksel değerlendirmeleri için,

Protetik Diş tedavisi Anabilim Dalı personeline doktora sürem boyunca yardımları için,

Sevgili ve çok değerli aileme her an gösterdikleri koşulsuz sevgi ve desteklerinden dolayı, sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

ÖZET

SAFARLI Z, Zirkonyum Oksit Altyapı Materyaline Uygulanan Sinterizasyon Isısının Materyalin Işık Geçirgenliğine Etkisi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez (Diş) Programı Doktora Tezi, Ankara 2016 Üstün mekanik özellikleri sayesinde zirkonyum oksit materyali diş hekimliğinde tam seramik restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanılmaktadır. Polikristalin mikroyapısından dolayı opasitenin fazla olması materyelin estetik özelliklerini kısıtlamaktadır. Zirkonyum oksit altyapı materyaline uygulanan sinterizasyon işlemi materyalin mekanik ve estetik özelliklerini etkilemektedir. Bu çalışmanın amacı farklı sinterizasyon ısılarında sinterlenen zirkonyum oksit alt yapı materyalinin estetik özelliklerini incelemektir. Çalışmada 2 farklı zirkonyum oksit alt yapı materyalinden 1 mm kalınlığında ve 14 mm çapında 60 adet örnek, İsoMet (Isomet 4000 Linear Precision Cutter) cihazı kullanılarak hazırlanmıştır. Elde edilen örnekler 3 farklı ısıda sinterizasyon işlemine tabi tutulmuştur. İşlem sonrasında örneklerin ışık geçirgenliği değerleri spektrofotometre kullanılarak ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonuçlarına göre sinterizasyon ısısının artmasıyla örneklerin ışık geçirgenliği değerleri artmıştır.

Anahtar Kelimeler Zirkonyum Oksit, Sinterizasyon Isısı, Işık Geçirgenliği, Spektrofotometre, Estetik.

ABSTRACT

Safarli Z. Effect of sintering temperature on zirconium core materials' light transmission. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Ph.D. Thesis in Prosthodontics, Ankara 2016. Zirconium is used in full

ceramic dental construction as a core material owing to superior mechanical properties. Material's opacity stemmed from microstructure of polycrystal matrix limits the aesthetic expectations. The aim of this study is to assess the aesthetic properties of the zirconium as a infrastructure material sintered at different temperatures. Sixty specimens (1 mm x 14 mm) were prepared from two zirconium blocks and divided six subgroups according to three different sintering temperatures (n=10). After sintering process, light transmission values of specimens were measured by spectrophotometer. For its superior mechanic properties, zirconium core material is used in full ceramic restorations as a core material in dentistry. Excess opacity due to the microstructure of polycrystal limits the aesthetic characteristics of the material. The aim of this study is to research the aesthetic properties of the zirconium infrastructure material under different sintering temperatures. 60 specimens with width of 1 mm and height 14 mm were prepared using 2 different zirconium core materials by means of an instrument called Isomet (Isomet 4000 Linear Precision Cutters). Light transmission values of sintering specimens were measured by spectrophotometer.

In studies results; it showed that the increase of sintering time increased light transmittance value of the samples.

Key Words: Dental Zirconium, Sintering Temperature, Light Transmission, Spectrophotometre, Esthetic.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	x
TABLolar	xii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Zirkonyum	2
2.2. Dental Zirkonyumun Tarihçesi ve Gelişimi	2
2.3. Zirkonyanın Mikroyapısı-Yapısal Özellikleri	3
2.3.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonya	4
2.3.2. Yarı Stabil Zirkonya	4
2.3.3. Stabil Zirkonyum Oksit	5
2.4. İtiryum-Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri (Y-TZP)	6
2.5. Zirkonyum Oksit Blokların Sınıflandırılması	7
2.5.1. Green Zirkonya	8
2.5.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonyum Bloklar	8
2.5.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonyum Oksit Bloklar	9
2.6. Zirkonyum Oksitin Mekanik Özellikleri	11
2.6.1. Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	12
2.6.2. Stabilizatör Oksitin Miktarı	12
2.6.3. Zirkonyum Oksit Partiküllerinin Boyutu ve Şekli	13
2.6.4. Zaman	14
2.6.5. Isı	15
2.6.6. Nem	15
2.6.7. Aşındırma Ve Yüzey Uygulama İşlemleri	16

2.7. Işık ve Renk kavramları	17
2.7.1. Kırılma	20
2.7.2. Yansıma	21
2.7.3. Absorbsiyon	22
2.7.4. Opasite	22
2.7.5. Saydamlık (Transparanlık)	23
2.7.6. Yarısaydamlık (Translüsenslik)	23
2.7.7. Translüsenslik Ölçüm Yöntemleri	24
2.8. Renk Ölçüm Cihazları	26
2.8.1. Spektrofotometre	26
2.8.2. Spektroradyometre	27
2.8.3. Kolorimetre	27
2.9. Işıldama Özelliği	28
2.9.1. Floresans Özelliği	28
2.9.2. Fosforesans Özelliği	28
2.9.3. Opalesans Özelliği	29
2.9.4. Metamerizm	29
3.GEREÇ VE YÖNTEM	30
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması	30
3.2. Örneklerin Oluşturulması	30
3.3. Örneklerin Sinterlenmesi	34
3.4 Translüsenslik Ölçümü	37
3.5 İstatistiksel Değerlendirme	38
4. BULGULAR	39
5.TARTIŞMA	45
6. SONUÇ	51
7.KAYNAKLAR	52

SİMGELER VE KISALTMALAR

% T	Işık geçirgenliği değeri
%	Yüzde
<	Küçüktür
=	Eşittir
>	Büyüktür
	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CaO	Kalsiyum oksit
CeO ₂	Seriyum Oksit
CR	Kontrast oran
g/mol	Gram/mol
HF	Hafniyum
HIP	Hot Isostatic Pressing (Isı ile Presleme)
MgO	Magnezyum oksit
mm	Millimetre
MPa	Megapaskal
nm	Nanometre
°C	Santigrat derece
TP	Translüsensi parametresi
Y ₂ O ₃	İtriyum Oksit
Y _b	Siyah arka planda yansıyan ışık miktarı
Y-TZP	İtryum stabilize
Y _w	Beyaz arka planda yansıyan ışık miktarı
Zr	Zirkonyum
ZrO ₂	Zirkonyum oksit
ZrSiO ₄	Zirkonyum Silisyum Oksit
µm	Mikrometre

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Zirkonyum elementi.	2
2.2. Zirkonyanın fazları: a: kübik faz, b: tetragonal faz, c: monoklinik faz.	4
2.3. Faz Dönüşüm Sertleşmesi(4)	12
2.4. Zirkonya-İtريا sisteminin kompozisyon ve üretim sıcaklıklarının faz ilişkisi (4).	14
2.5. Işığın cam zeminde kırılması	20
2.6. Işığın düzgün yansımaları	21
2.7. Işığın dağınık yansımaları.	22
2.8. Kontrast oran (Y_b/Y_w) ölçümü.	26
3.1. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan İsomet 4000 Doğrusal Hassas Testere	31
3.2. Örneklerin kesilmesi.	31
3.3. Sinterizasyon işleminden önce Katana marka örneğin kalınlık kontrol ölçümü.	32
3.4. Sinterizasyon işleminden önce White Peaks marka örneğin kalınlık kontrol ölçümü	32
3.5. İsomet cihazı kullanılarak elde edilen Katana marka örnek grubu (sinterizasyondan önce)	33
3.6. İsomet Cihazı kullanılarak elde edilen White Peaks marka örnekler (sinterizasyondan önce)	33
3.7. Sinterizasyon fırını Sirona (İnfire HTC Speed)	34
3.8. Sinterleme sonrası White Peaks marka örnek grubu	35
3.9. Sinterleme sonrası Katana marka örnek grubu	36
3.10. Sinterizasyon sonrası kalınlık ölçümü	36
3.11. Uv-Vis Shimadzu 1800 spektrofotometre cihazı	37
4.1. Birinci deney grubu (Katana marka) ortalama ışık geçirgenliği (%T).	43

- | | | |
|------|--|----|
| 4.2. | İkinci deney grubu (White Peaks marka) ortalama ışık geçirgenliği (%T) | 44 |
| 4.3. | İki marka arasındaki ortalama ışık geçirgenliği (%T) | 44 |



TABLOLAR

Tablo		Sayfa
2.1.	Y-TZP' nin özellikleri	7
2.2.	Renklerin dalga boylarına göre dağılımı.	18
3.1.	Çalışmaya dahil edilen örneklerle uygulanan sinterizasyon ısısı ve süresi.	34
4.1.	Çalışmadaki grup dağılımı ve ışık geçirgenliği ölçüm sayısı.	39
4.2.	Sıcaklığa göre Katana grubu örneklerin ışık geçirgenlikleri	40
4.3.	Sıcaklığa göre White Peaks grubu örneklerin ışık geçirgenliği ($p<0.001$)	40
4.4.	Katana grubu Post Hoc testi	41
4.5.	White Peaks grubu Post Hoc testi	42

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz diş hekimliğindeki materyallerin ve teknolojinin gelişmesi sonucunda estetik beklentiler de artmıştır. Uzun yıllardır yaygın bir şekilde kullanılan metal alt yapıya sahip restorasyonlar, özellikle estetiğin ön plana çıktığı bölgelerde alt yapıları nedeniyle estetiği sağlamada yetersiz kalmıştır(1).

Zirkonyum restorasyonlar bilinen mekanik özellikleri sayesinde diğer tam seramiklere kıyasla daha geniş uygulama alanlarına sahiptirler. Diğer seramik sistemleri sadece ön dişlerin çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilirken bunun aksine zirkonyum seramikler posterior bölgede de kullanılabilirler. Bazı araştırmacılar farklı metal desteksiz korları karşılaştırmış ve alüminyum oksitli zirkonyum seramiklerin başlangıç ve uzun dönem dayanıklılığının en yüksek seviyede olduğunu rapor etmiştir (2).

Zirkonyum oksit alt yapı materyalinin estetik ve mekanik özellikleri bir sıra faktörlerden etkilenebilmektedir. Bunlar arasında sinterleme sıcaklığı da yer almaktadır. Sinterleme sıcaklığına bağlı olarak materyalin mikroyapısında partikül boyutunda değişiklikler meydana gelebilir. Sinterleme sıcaklığının artırılması sonucunda materyal içeriğindeki pöröz yapının miktarının azaldığı, mekanik direncinin ve ışık geçirgenliğinin arttığı görülmüştür. Bu konu ile ilgili yapılan çalışma sayı çok yetersizdir (3-5).

Bu tez çalışmasının amacı iki farklı marka zirkonyum oksit alt yapı materyaline, farklı sinterleme sıcaklıklarının uygulanması sonucunda belirtilen uygulamadan materyalin ışık geçirgenliğinin nasıl etkileneceğidir. Önerilen sinterizasyon ısısının altında ve üzerindeki sıcaklıklarda uygulanan sinterizasyon işleminin materyalin ışık geçirgenliği parametresini nasıl etkileyeceği çalışma sonunda malum olacaktır. Çalışmanın hipotezi sinterizasyon ısısının materyalin ışık geçirgenliğini etkileyeceği yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Zirkonyum

2.2. Dental Zirkonyumun Tarihçesi ve Gelişimi

Zirkonyum kimyasal bir element olup sembolü 'Zr' dir. Atom numarası 40, atom ağırlığı 91, 22 g/mol 'dür. Periyodik tablonun geçiş elementleri arasında yer almaktadır. Zirkonyum, Arapça "Zargon" kelimesinden gelir. Zargon da Persçe "Zar"(altın) ve "Gun" (renk) kelimelerinden türetilmiş olup ender bulunan bir elementtir (4). Zirkonyum oksidi 1789 senesinde Alman Kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından bir sıra değerli taşlara yüksek ısı uygulanması sonucunda oluşan reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur (6,7).

Element ilk olarak İsveçli kimyacı Baron Jöns Jacob Berzelius tarafından 1824 yılında izole edilmiştir. Zirkonyum dioksit materyalinin erime sıcaklığı 1852 °C, kaynama sıcaklığı 3580°C, yoğunluğu 6.49 g/cm³ dir. Materyalin kristal yapısı altıgen formunda olup rengi gümüşümsüdür (4) (Şekil 1).

Şekil 2.1. Zirkonyum elementi.



Zirkonyum doğada saf halde bulunmayan bir malzemedir. Bir çok farklı şekillerde bulunur. Doğada en sık görülen iki birleşimi bulunmaktadır. Silikat oksit ile birlikte zirkon ($ZrSiO_4$) denilen mineral veya serbest oksit (ZrO_2) şeklinde bulunmaktadır (4).

Zirkonyumun doğada bulunan bu iki türü oldukça reaktif olup, içeriğinde uranyum ve toryum gibi radyoaktif bileşenleri taşımaktadır. Zirkonyumun, hafnium ve titanyuma benzer özellikleri vardır. Zirkonyum bileşiklerinin içerisinde %1-3 miktarında Hafnium (Hf) elementi bulunmaktadır ve zirkonyumun saflaştırılması sırasında elde edilir. Zirkonyumun bu elementlerden en büyük farkı çekirdek yapısında olan farklılıktır. Açık hava ve sıvı temasında yüzeyinde oksit tabakası oluşur. Bunun sayesinde zirkonyum korozyona karşı dirençli hale gelir. Zirkon madenleri Rusya, Hindistan, Brezilya ve ABD gibi ülkelerde bulunmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılacak olan saf zirkonya tozunu elde etmek için materyal arıtma işlemine tabi tutulmaktadır (4,8).

Zirkonya 1990 senesinden itibaren diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğinde zirkonyum oksit: Kuron ve köprü protezlerinde alt yapı materyali olarak, ortodontik braketlerde, post-core sistemlerde, implant dayanaklarında, implantlarda kullanılır (9,10).

2.3. Zirkonyanın Mikroyapısı-Yapısal Özellikleri

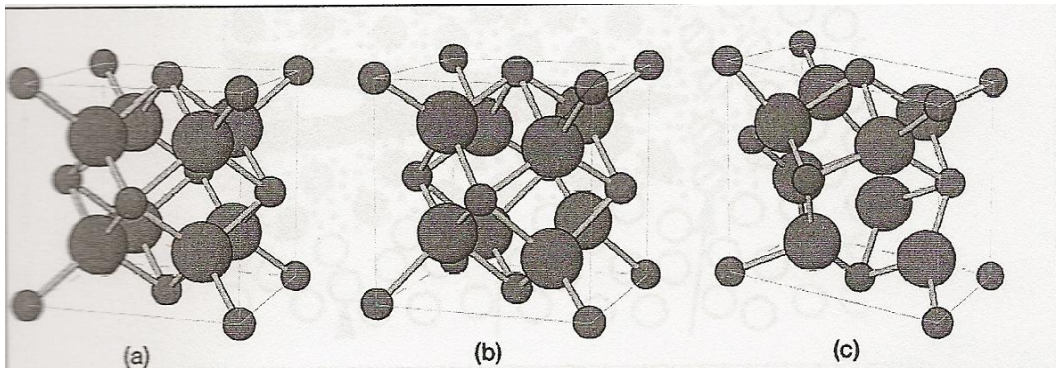
Zirkonyum polimorf bir malzemedir. Materyalin saflığı, mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Zirkonyanın üç farklı fazda allotropu bulunmaktadır:

Monoklinik(m)

Tetragonal(t)

Kübik(k)

Bunlardan 1170 °C' ye kadar stabil kaldığı monoklinik faz(m), 1170-2370 °C arasında stabil kaldığı tetragonal(t) faz ve 2370 °C 'nin üzerinde kübik (k) faz (1,6) (Şekil2).



Şekil 2.2. Zirkonyanın fazları: a: kübik faz, b: tetragonal faz, c: monoklinik faz.

Zirkonyanın 3 temel formu vardır:

1. Stabil Olmayan Saf Zirkonya
2. Yarı Stabil Zirkonya (Partially Stabilized Zirconia "PSZ")
3. Tam Kararlı Zirkonya (Fully Stabilized Zirconia)

2.3.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonya

Zirkonyum oksit fırınlama sıcaklığında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (11). Fırınlamanın sonrasında soğuma esnasında Tetragonal(t)-Monoklinik(m) faz dönüşümü meydana gelir. Bu değişim esnasında 1170 °C ısıda %3-4 lük hacim artışı gerçekleşir (12). 1500-1700 °C civarında sinterlenen ve daha sonra oda sıcaklığına kadar soğutulan zirkonyada hacimsel genişleme sebebiyle oluşan bu stres oda sıcaklığında kırık ve çatlaklara neden olur. Bu sebepten dolayı materyalin bir çok alanda kullanımını kısıtlanmıştır (4,13).

2.3.2. Yarı Stabil Zirkonya

Materyalin ısıtılması sonucu tetragonal faz evresinde bulunan zirkonyum mikroyapısının içeriğinde oluşan çatlaklarda baskı gerilmeleri meydana gelir. Meydana gelen bu baskı gerilmeleri materyalin mikroyapısında daha büyük çatlakların oluşmasını engeller ve malzemenin daha dirençli hale gelmesine olanak sağlar. Tetragonal fazın yüksek sıcaklıklarda stabil kalması gibi bir durum söz konusu olduğu için, tetragonal fazı oda sıcaklığında stabilize

etmek için çalışmalar yapılmıştır. İlk defa 1929 yılında Ruff ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ısı işlem uygulanması sonucunda oluşan kübik yapının oda ısısında da stabil kalabilmesi için saf zirkonyum materyaline çok düşük oranlarda CaO ilave etmişlerdir (4,14,15).

Sonraki yıllarda CaO yerine ısı işlemler esnasında faz değişimine uğramayan MgO, CeO₂ ve Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilerek zirkonyumun mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Oksitlerin ilave olunmasıyla zirkonyum 1000 °C ve üzeri sıcaklıklara kadar ısıtıldığında tetragonal faza geçer, ancak tekrar oda sıcaklığına kadar soğutulduğunda saf zirkonyumdan farklı olarak kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklinde davranarak parsiyel stabil zirkonyaya dönüşür (4,15). Partikül boyutunun büyük olması (30-40 µm) ve buna bağlı olarak pörözitenin, sinterleme sıcaklığının yüksek olması bu malzemelerin kullanımını azaltmıştır (4). Parsiyel stabil zirkonyanın yapısında tetragonal ve monoklinik fazlara kıyasla büyük oranda kübik faz bulunmaktadır (6).

2.3.3. Stabil Zirkonyum Oksit

Saf halde bulunan zirkonyumun içerisine %7.9 CaO, %5.86 MgO ve %13.75 Y₂O₃ ilave edilmesiyle tam stabilize zirkonyum oksit elde edilir. Elde edilen bu yapının sertliği ve direnci oldukça yüksektir. Malzemenin sertliğinin oldukça yüksek olması nedeniyle aşındırıcı olarak kullanılmaktadır. Stabil zirkonyumda sadece kübik faz mevcuttur ve 2500 °C ısı uygulandığında faz değişimi görülmemektedir (4,6,13).

2.4. İtiryum-Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri (Y-TZP)

Günümüzde diğer metal oksitlerle kıyaslandığında daha üstün mekanik özellikleri sebebiyle stabilizatör oksit olarak Y_2O_3 kullanılmaktadır. Saf zirkonyum materyaline %2-3 oranında Y_2O_3 ilave edildiğinde oda sıcaklığında tetragonal fazdan oluşan ve diş hekimliğinde kullanılan tetragonal yapıya sahip zirkonyum oksit polikristali elde edilir(15,16). Tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu geri dönebilen bir süreçtir ve yapı içerisinde tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerji bulunmaktadır (17,18).

Y_2O_3 diğer metal oksitlerden daha üstün özelliklere sahip olması nedeniyle genellikle %3 mol Y_2O_3 stabilize edici ajan olarak kullanılmaktadır; ancak oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilen zirkonyanın "Metastable" özelliğinden dolayı, zirkonya yapısında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü sağlayacak enerji mevcuttur ve belli etkenler varlığında bu dönüşüm gerçekleşebilmektedir. Oda sıcaklığında metastabil bir tetragonal yapı elde etmek için tanecik boyutu $0,8 \mu m$ 'den küçük olmalıdır(17).

Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme, "faz dönüşüm sertleşmesi" denilmektedir. Zirkonya esaslı seramiklerin yüksek direnç ve kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır. Materyalin mekanik özellikleri, partikül boyutu ve eklenen Y_2O_3 miktarına bağlıdır. Y-TZP altyapıların esneme direnci 900-1200 MPa, elastiklik katsayısı yaklaşık olarak 200 MPa, kırılma dayanımı 9-10 MPa olarak bulunmuştur(19). Yüksek kırık direncine, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ve radyopak olması gibi bir çok özellikleri sayesinde restoratif diş hekimliğinde tercih edilen bir altyapı materyalidir (20). Y-TZP' nin bazı fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo 1.1' de gösterilmektedir.

Saf zirkonya tozları kullanılarak yapılan bir sıra çalışmalar sonucunda Y-TZP' nin yüksek biyouyumlu materyal olduğu kanıtlanmıştır (21). Y-TZP' nin titanyumdan daha az bakteri birikimine yol açtığını gösteren çalışmalar mevcuttur (22,23).

Tablo 2.1. Y-TZP' nin özellikleri (20,21).

Özellik	Y-TZP
Kimyasal yapısı	ZrO ₂ +3mol% Y ₂ O ₃
Yoğunluk	>6 g /cm ³
Baskı Dayanımı	2000 MPa
Bükülme direnci	900-1200 MPa
Pörözite	<0.1%
Young modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m ^{1/2}
Sertlik	1200 HV
Isı iletimi	2 W m K ⁻¹

2.5. Zirkonyum Oksit Blokların Sınıflandırılması

Diş hekimliği alanında kullanılan zirkonyum oksit bloklar kimyasal yapıları aynı olsa da farklı şekilde elde edilebilirler. Kullanılan yöntemle bağlı olarak bloğun mekanik özellikleri değiştirilebilir.

Sinterleme

Sinterleme, erime sıcaklığı yüksek olan malzemelerin üretim aşamasında kullanılan bir ısıl işlemdir. Yüksek ısıda birbirine temas eden parçacıkların erimeden birleşmesi olarak tanımlanmaktadır. Bu birleşme erime sıcaklığının altında malzeme katı haldeyken atom hareketleri sonucunda oluşur. Materyalin yoğunlaşmasını, mekanik, fiziksel ve ısıl özelliklerini geliştiren bir işlemdir. Katı ve sıvı olmak üzere iki grupta incelenebilir. Uygulama yöntemine göre 6 şekilde incelenebilir:

Porselen fırınında sinterleme

İndüksiyonla sinterleme
 Mikrodalga ile sinterleme
 Lazer sinterleme
 Deşarj sinterleme
 Plazma sinterleme

Yapılan çalışmalarda zirkonyum oksitin farklı sıcaklık, süre ve farklı yöntemlerle sinterlenmesinin materyalin estetik ve mekanik özelliklerini etkilediği bildirilmiştir (5,24).

Üretim şekline göre itriyum içeren bloklar 3 ana gruba ayrılır:

2.5.1.Green Zirkonya

Y-TZP tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Üretim aşamasında materyal herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmadan basınç uygulanarak sıkıştırma yöntemi ile hazırlanır. Bloklar tebeşir kıvamında ve oldukça yumuşaktır. Bu yüzden aşındırma işlemleri oldukça hızlı yapılabilir. En kolay işlenebilen bloklardır. Kuru ortamda frezlerle kazınırlar. Sinterizasyon işlemi sırasında meydana gelebilecek büzülme için %20-25 oranında büyük işlenirler. Sinterize olmayan pöröz yapıdaki zirkonya büzülme uğrayarak daha dayanıklı ve yoğun bir yapıya dönüşmektedir (25,26).

2.5.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonyum Bloklar

Bu bloklar yarı sinterize HIP ve ya non-HIP olarak ikiye ayrılmakta.

HIP "*Hot Isostatic Pressing*" kelimesinin başharflerinden oluşmaktadır. Bu ısı ile presleme özel bir sinterleme tekniğidir ve pahalı malzemeler gerektirir (6). Zirkonyum oksit tozunun preslenerek blok haline getirilebilmesi için yapı içerisinde bağlayıcı madde bulunmaktadır. Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan zirkonyum oksit tozu, 1350-1550 °C' de 2-5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Bağlayıcı madde ön sinterleme işlemi sırasında elimine olmaktadır. Ön sinterleme aşamasında uygulanan sıcaklık derecesi ve ısıtma hızı materyalin özelliklerini etkilemektedir. Isıtma işleminin hızlı yapılması bağlayıcı maddenin hızlı eliminasyonuna ve sonucunda oluşan

yanma ürünleri de üretilmekte olan blokta çatlaklara neden olabilmektedir (27). Ön sinterleme işlemindeki değişiklikler bloğun sertlik ve aşındırılabilirlik özelliklerini etkilemektedir ve böylece non-HIP zirkonyuma kıyasla dayanıklılığında %20'lik bir artış olmaktadır. HIP zirkonyum oksit özel ve farklı bir materyal değildir, sadece bir sinterleme tekniğidir. Kimyasal yapısı non-HIP zirkonyum oksitle aynıdır. Bloğun kullanılabilirliği açısından belli sertlikte olması gerekir ancak sertliğin fazla olması aşındırma işlemini zorlaştıracaktır. Ön sinterleme işlemleri aynı zamanda yapının yüzey pürüzlülüğünü de etkilemektedir. Yüksek sıcaklık değerleri daha pürüzlü yüzeylerin oluşmasına sebep olmaktadır (27).

Non-HIP bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler. Yapıyı daha yoğun hale getiren sinterleme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça pörözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Seramiğin sinterlenmesi sırasında oluşan ortalama %25 büzülme, non-HIP zirkonyum oksit blokların üretimi sırasında henüz gerçekleşmediği için hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda şekillendirilirler. Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD/CAM sistemi kullanılarak "green machining" olarak adlandırılan "ham şekillendirme" işlemine tabi tutulurlar. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan altyapı 1000°C'de büzülmeye başlar (28,29).

Non-HIP zirkonyum oksit blokların üretilmesinde sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, gerilimin başlattığı t-m faz dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan baskı gerilimleri dayanıklılığı arttırsa da, birçok üretici firma zirkonyum oksit üzerinde bu faz dönüşümünü arttıracak gerilimlere neden olan aşındırma ve kumlama işlemlerinin yapılmasını tavsiye etmemektedir (30).

2.5.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonyum Oksit Bloklar

HIP-olarak adlandırılan tam sinterlenmiş zirkonyum oksit blokların üretiminde ilk aşama, materyalin yaklaşık 1300°C'de sinterlenmesi ile %95 yoğunluğa ulaşmasının sağlanmasıdır. Ardından partikül yoğunluğunu arttırmak amacıyla 1400-1500°C arasında 1000 barın üzerinde yüksek basınç

altında, izostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak)ısıtılır. Bu işlem sonunda yapı gri-siyah bir renk alır, devamında oksitlenip beyazlaşıncaaya kadar atmosfer basıncı altında sinterlenmeye devam eder. Sinterleme işlemini tamamladığında bu bloklar %99 yoğunluğa ulaşmaktadır(31,32).

HIP zirkonyum oksit bloklarda aşındırma işlemi yapılmadan önce sinterleme işlemi tamamlandığı için büzülme bu esnada gerçekleşmektedir. Bu nedenle örnekler altyapı üretimi sırasında daha hacimli değil, gerçek boyutlarında hazırlanır (25,31).

Sinterleme işlemi sonrasında doğrudan kazıma işlemi gerçekleştirilir. Diğer bloklarla kıyaslandığında kazınması ve aşındırılması oldukça maliyetli ayrıca daha fazla zaman gerektirir. Sinterlenen bloklar su soğutmalı ortamda kazınırlar (30,32-34).

HIP zirkonyum oksit blokların işlenmelerinin zor olması, materyalin mekanik özelliklerini de olumsuz yönde etkilemektedir. Bununla birlikte sinterleme büzülmesinin olmaması bu blokların avantajı olarak gösterilmektedir (13).

Monolitik Zirkonyum

Son dönem diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum oksit materyalinin optik özelliklerinin geliştirilerek veneerleme işlemi yapılmayan bir restoratif materyaldir. Monolitik bir restorasyonun kullanımı veneer porselen kırılmalarını elimine ederek materyalin kırılma direncini de arttırmıştır (35).

Monolitik zirkonyum kırılma direnci yüksek bir malzeme olduğu için 0.5 mm okluzal kalınlığın bile yüksek çiğneme kuvvetlerine dayanabileceği ve özellikle interokluzal mesafenin az olduğu hastalarda restorasyon olarak tercih edilebileceği belirtilmektedir (36).

Altın standart olarak kabul edilen 1 mm kalınlığındaki metal porselen restorasyonlarla aynı kırılma direncine sahip olduğu ve monolitik zirkonyanın istenen tüm özellikleri karşılayabileceği belirtilmiştir. Metal porselen restorasyonlarda gelen kuvvete karşı daha küçük kırılmalar görülürken, monolitik restorasyonlarda kırılmaların daha katastrofik olduğu belirtilmiştir(37).

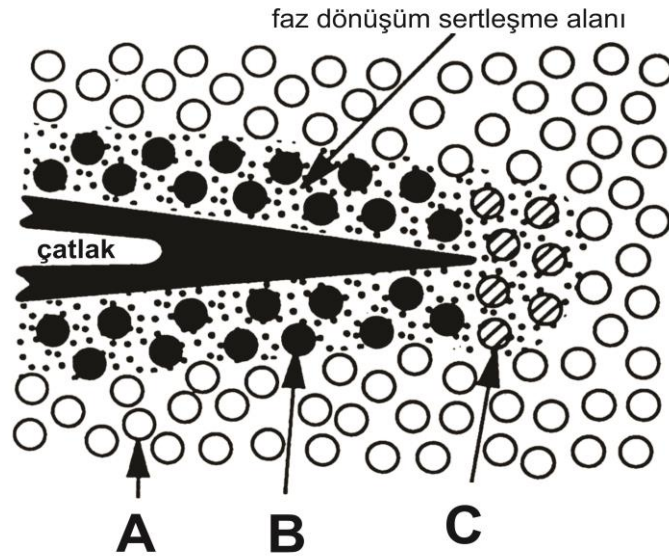
2.6. Zirkonyum Oksitin Mekanik Özellikleri

Zirkonyum oksit yapının kuvvetler karşısında kırılma dayanıklılığı ile ilgili iki teori vardır;

Isı genleşme katsayısı farkı: Zirkonyum oksit 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 içerisinde mikroçatlaklar oluşturarak bir iç gerilim meydana getirir. Bu iç gerilim de ileride oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır ve çatlak ilerlemesini engelleyici bir etki gösterir (4).

İç stres oluşumu: Parsiyel stabilize zirkonyum oksit materyalinde, tetragonal yapıdaki zirkonyum oksit partiküllerine baskı kuvveti uygulandığında; kübik matriks içindeki düzenli yayılmış olan tetragonal faz, bu baskı sonucu daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu t-m faz dönüşümü sırasında kristallerde % 3-5 oranında oluşan hacim artışı yapı içerisinde var olan çatlakların uçlarında baskı gerilimleri meydana getirir. Oluşan bu baskı gerilimleri, materyal içerisindeki daha büyük çatlakların ilerlemesine engel olur ve materyalin dayanımını artırır (4,18,38).

Zirkonyuma yüksek kırılma dayanıklılığını veren "faz dönüşüm sertleşmesi" adı verilen bu özelliğidir (4) (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Faz Dönüşüm Sertleşmesi(4)

- A. Faz değişimine uğramayan partikül
- B. Faz değişimi tamamlanmış partikül
- C. Faz değişimi devam eden partikül

2.6.1. Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Y-TZP' nin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler aşağıdaki gibidir

Stabilizatör oksitin miktarı

Zirkonyum oksit partiküllerin boyutu ve şekli

Zaman

Isı

Nem

Aşındırma ve yüzey uygulama işlemleridir(4)

2.6.2. Stabilizatör Oksitin Miktarı

Stabilizatör oksitin gren büyüklüğünün ve oranının artması faz değişimini hızlandıran bir faktördür. Zirkonyum oksitin mekanik özelliklerini arttırmak için yapıya ilave edilen CeO_2 , MgO , CaO ve Y_2O_3 gibi stabilize edici

oksitler mümkün olduğunca düşük oranda tutulmalı ve homojen dağılması sağlanmalıdır (4,39).

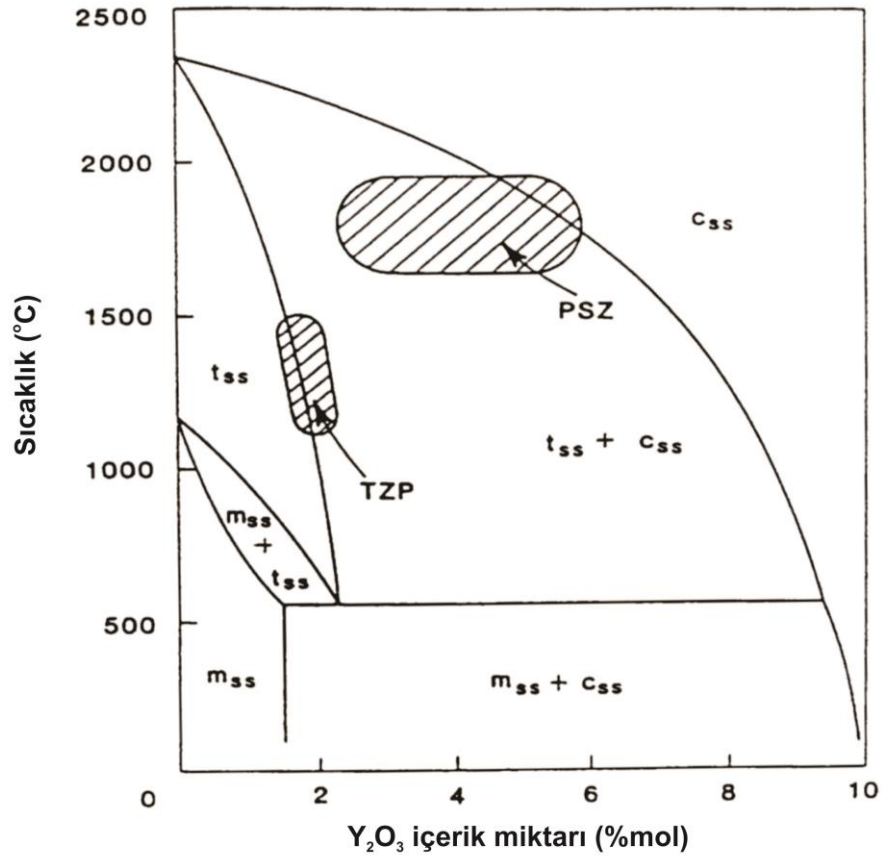
Yapılan çalışmalarda en yüksek mekanik özelliklerin, yapı içerisinde %2 oranında Y_2O_3 ilave edilmesiyle elde edildiği görülmüştür. İtiryum oksitin yapı içindeki oranının değiştirilmesi, tetragonal fazın yapı içindeki konsantrasyonunu ve TZP'nin partikül boyutlarını etkileyerek materyalin mekanik özelliklerini değiştirir. Aynı zamanda Y_2O_3 oranının artırılması sinterleme ısısını düşürür. Sinterlemenin düşük sıcaklıkta yapılması yapı içindeki porözite miktarını artırarak kırılma dayanımında azalmaya neden olur (3,39).

2.6.3 Zirkonyum Oksit Partiküllerinin Boyutu ve Şekli

Zirkonyum oksitin mekanik özelliklerini etkileyen faktörlerden biri partiküllerin boyutu ve şeklidir. İdeal kırılma dayanıklılığı için, materyalin partikül boyutunun 0,3 μm olması gerektiği belirtilmiştir. Stabilizatör oksit miktarının %1 oranında artırılması, yani % 3 Y_2O_3 katılması partikül boyutunun 1 μm ' ye ulaşmasına ve yapının mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olmaktadır. Partikül boyutunun artması ile t-m faz dönüşümü meydana gelir. Bu değişim, yapının içindeki partikül dağılımının ince taneli ve homojen olmasıyla önlenebilir (4,40,41) (Şekil 2.4).

Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde edebilmek ve faz değişimi sertleşmesi mekanizmasını aktive edebilmek için %2 Y_2O_3 ilave edilmesi ve 0,3 μm gren boyutu idealdir (42).

Eşit partikül boyutuna sahip iki materyalin kırılma ve bükme dayanımı ise, poröziteye bağlı olarak değişmektedir. Yapı içerisinde porözite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zayıflamaktadır. Porözitenin miktarı arttıkça çatlak ilerlemesi üzerindeki etkisi de artmaktadır (10,43-46).



Şekil 2.4. Zirkonya-İtريا sisteminin kompozisyon ve üretim sıcaklıklarının faz ilişkisi (4).

Eğer pörözite miktarı fazlaysa, çatlak ilerlemesi küçük partiküller arasındaki boşluklardan başlar. Bu durum malzemenin mekanik direncinin yetersiz olduğu durumlarda görülmektedir (47,48).

2.6.4.Zaman

Y-TZP gibi cam matris içermeyen polikristalin yapılar nemli ortamlarda zamanla yaşlanmaya eğilimlidir. Çatlak oluşumu mekanizması ile dayanıklılık kazanırlar. Gerilme stresinin ortaya çıkmasıyla tetragonal Y-TZP üzerine gelen matrisin basıncı artar, bu da çatlak büyümesi için gereken enerjiyi arttırarak çatlağın ilerlemesini engeller. Yaşlanma mekanik özelliklerin bozulması, yapı içerisinde tetragonal fazın devamlı olarak monoklinik faza dönüşmesi olarak tanımlanmaktadır (4).

Yaşlanma aşamaları aşağıdaki gibi özetlemiştir:

Kritik sıcaklık aralığı 200 °C ile 300 °C dir,

Yaşlanma sonucunda yapının dayanım, doygunluk ve yoğunluğunda azalma, monoklinik faz miktarında artış,

Mekanik özelliklerin bozulması, t-m faz dönüşümünden kaynaklanır ve bunun sonucunda mikro ve makro çatlaklar gelişir,

Faz dönüşümü materyal yüzeyinde başlar ve materyalin içerisine doğru ilerler(49-52),

Partikül boyutunun azalması ve stabilize edici oksit miktarının artması t-m faz dönüşüm oranını azaltır,

Su ya da nem ortamında t-m faz dönüşümü artar.

Mekanik özelliklerin zayıflaması tüm Y-TZP seramikleri için aynı değildir. Yaşlanma davranışındaki bu değişkenlik yapı içerisindeki itriyum oksit miktarı ve dağılımı, partikül büyüklüğü, çatlak varlığı ve dağılımı gibi farklılıklara bağlıdır (4,53-56).

Ayrıca materyalin üretimi sırasında yapılan değişiklikler (Ör: ısı ve zaman) materyalin yapısını ve yaşlanmaya olan direncini etkiler (57).

2.6.5. Isı

Sıcaklık artışı ile Y-TZP içindeki tetragonal fazdan monoklinik faza kontrolsüz geçiş olmaktadır ve malzeme yarı stabil özelliğini kaybetmektedir. Bu faz değişiminin meydana gelmesi için 200-300 °C 'lik kritik bir ısı aralığı belirlenmiştir. 100-400 °C sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulan Y-TZP yapısında meydana gelen spontan faz değişimine "Düşük Isıda Bozulma" (*Low Temperature Degradation -LTD-*) denir (8,51).

2.6.6. Nem

Çalışmalarda elde edilen sonuçlara göre nem tek başına sinterlenmiş zirkonyum oksitinin mekanik direncini etkileyen bir faktör değildir. Bununla birlikte, yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiğinde faz dönüşümünün arttığı çeşitli

çalışmalarla bildirilmiştir (58-60). Ancak düşük ısı bozunması olayında nemin etkisi tam olarak açıklanamamaktadır (4,41).

2.6.7. Aşındırma Ve Yüzey Uygulama İşlemleri

Aşındırma Ve Cilalama

Zirkonya restorasyonların hazırlanma aşamasında Y-TZP içerikli zirkonyum oksit bloklar ilk aşamada kendi sistemlerine uygun frezeleme cihazında frezelenir. Frezelemeden çıkan alt yapı materyalinin modele uyumlu hale getirilmesi için el aletleri ile soğutma altında aşındırılma işlemine tabi tutulur. Parsiyel stabil durumdaki tetragonal zirkonyanın bu aşındırma işlemlerinden etkilendiği görülmektedir (61). Aşındırma sırasında materyalin yüzeyinde faz değişimi sonucunda oluşan tabaka zirkonyanın direncini artırır. Oluşan bu tabakanın kalınlığı aşırı derecede arttığında yüzeyin alt tabakalarında çatlak oluşumu görülür (62).

Aşındırmanın materyale iki çeşit etkisi açıklanmaktadır:

Yüzeyde sıkıştırıcı kuvvetler: Zirkonyumun tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi sırasında meydana gelen hacimsel artış sayesinde başka seramiklerle kıyaslanacak olursa daha fazla baskı kuvveti oluşmaktadır (30). Zirkonyum oksit yüzeyinde oluşan sıkıştırıcı kuvvetler materyalin bükülme direncini arttırmaktadır (34).

Yüzey çatlakları: Aşındırma zamanı meydana gelen önemli defekt yüzey çatlaklarıdır. Oluşan bu çatlaklar stress yoğunlaşmasına sebep olup dayanıklılığı azaltmaktadır (2). Aşındırma zamanı oluşan derin çatlaklar yüzeyde oluşan sıkıştırıcı tabakanın derinliğini aştığında dayanıklılığı azaltmaktadır. Bu sebepten aşındırma yaparken aşındırıcının gren boyutu önemli bir parametredir ve dikkate alınması gerekmektedir (34).

Yapılan çalışmalarda, aşırı ısınmanın eşlik ettiği aşındırma işlemlerinin de tersine faz dönüşümünü tetiklediği ve dolayısıyla zirkonyum oksitin direncinde azalmaya neden olduğu görülmüştür (34,62-64).

Cilalama işleminin yapılmasının amacı aşındırma sırasında oluşan mikro çatlakların ilerlemesini önlemek ve materyalin kuvvete karşı

dayanıklılığını arttırmaktır. Cilalama yapılırken yüzeyde oluşan çizikler yapının içeriğinde stresler oluşturur. Aşındırma sonrası yapılan ince cilalama işlemi yüzeyde oluşan baskı tabakasının uzaklaşmasına sebep olur. En son yapılan cila işlemi ile çatlakların daha küçük boyutta olması ve bükülme dayanımının artması sağlanır (30,64,65).

Kumlama

Materyallerin yüzeylerinin temizlenmesi, mikroretantif yapıların ve yüzey alanlarının artırılması için kullanılan bir işlemdir. Aşındırma işlemine göre yüzeyden az miktarda materyalin kaldırıldığı, ısı artışı ve yüzeyde oluşan stresin yüksek boyutlara ulaşmadığı bir işlemdir. Zirkonyanın mekanik özelliklerinin artırılması için kullanılan bir yöntemdir. Kumlama işlemi ile ilgili araştırmalarda sadece kumun tane büyüklüğü değil, uygulanan basınç, kumlama yoğunluğu ve süresi gibi değişkenlerin belirlenmesi gerektiği belirtilmektedir (66-70).

2.7. Işık ve Renk kavramları

Estetik bir görünüme sahip olma duygusu günümüz insanı için oldukça önemlidir. Konu yüz estetiği olduğunda dişlerin görünümü ön plana çıkmaktadır. Estetik bir diş restorasyonu formu, yapısı, renk ve ışık geçirgenliği gibi etkenlerin birbirine olan uyumuyla elde edilir. Taklit edilmesi en zor özellikler renk ve ışık geçirgenliğidir. Doğal dişlerin sahip olduğu ışığı absorbe etme ve yansıtma gibi özellikleri tam olarak sonradan yapılan ağız içi restorasyonlara birebir aktarılamamaktadır (71).

Doğal dişte renk kavramı diş minesine gelen ışığın mine ve dentinde dağılarak geri yansıyan ışıkla bileşkelerinin bir sonucudur (72).

Diş hekimliğinde renk konusunda en önemli hususlardan birisi "ışık"tır(73-75). Renk orijinalliğini ışık kaynağından alır. Işık olmadan renk olmayacağı için "renk ışıktır" gibi tarif edilmektedir (76).

Işık görülebilir elektromanyetik bir radyasyondur. Ölçüm vahidi "Nanometre(nm)"olarak ifade edilir. Gözümüzün algıladığı ışığın dalgaboyu 380-780 nm arasındadır. Algılanan bu dalga boyuna "ışık spektrumu" adı

verilmektedir (77). Gözün algıladığı spektrumun altında kalan daha kısa dalga boyuna sahip ışınlar “ultraviyole” veya mor ötesi ışınlar olarak bilinir. Kozmik ışınlar, gama ışınları ve X ışınları bu gruba dahildir. Gözün algıladığı spektrumun üzerinde olan uzun dalga boyuna sahip ışınlara “kızıl ötesi ışınlar” denir. Mikrodalga, elektrik ve radyo dalgaları bu gruptan olan dalgalardandır (77).

Işık spektrumundaki farklı dalga boyunda olan ışınlar gözümüzde farklı uyarılara sebep olmaktadır. İnsan gözü mavi, yeşil, kırmızı renklere karşı duyarlıdır. Yeşil renk spektrum genişliğinden dolayı en rahat algılanan renktir (78) (Tablo 2.2).

Doğal ışık kaynağı olan güneş beyaz görünse de bütün renk spektrumunu kapsayan ışınlarla sahiptir. Gün ışığını bir prizmadan geçirirsek, ışık kırılır ve her bir dalga boyu belirli miktar yönünü değiştirir. Bu fizik olayı “dispersiyon” (ışık dağılımı) olarak tanımlanır (77).

Tablo 2.2. Renklerin dalga boylarına göre dağılımı.

Dalga boyu(nm)	Renk
380-450	Mor
450-490	Mavi
490-560	Yeşil
560-590	Sarı
590-630	Turuncu
630-760	Kırmızı

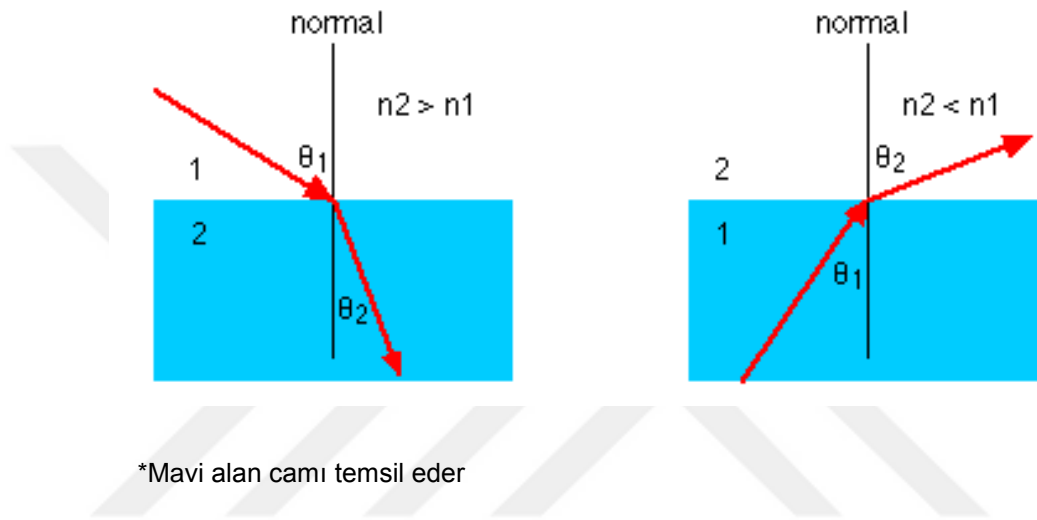
Cisim üzerine düşen ışık: güneş veya yapay kaynaklarından direkt ve yansarak cisime ulaşır. Üzerine ışık düşen cisim gelen ışığı absorbe ederek,

yansıtarak ya da geçirerek değiştirmesi sonucu rengin niteliği meydana çıkar (79,80).



2.7.1. Kırılma

Işığın bir ortamdan diğer bir ortama geçerken azalma ile birlikte yön değiştirmesi olarak tanımlanır. Kırılma indisi cismin karakteristik bir özelliğidir ve cismin tipini belirler. Işığın havada kırılma indisi ($n=1$) olarak kabul edilir. Şeffaf bir yüzeye bir ışık açıyla düştüğü zaman hızı artarsa normalden uzaklaşarak kırılır (Şekil 2.5). Örnek olarak ışık camdan havaya çıkarsa, normalden uzaklaşarak kırılmaya uğrar (80).



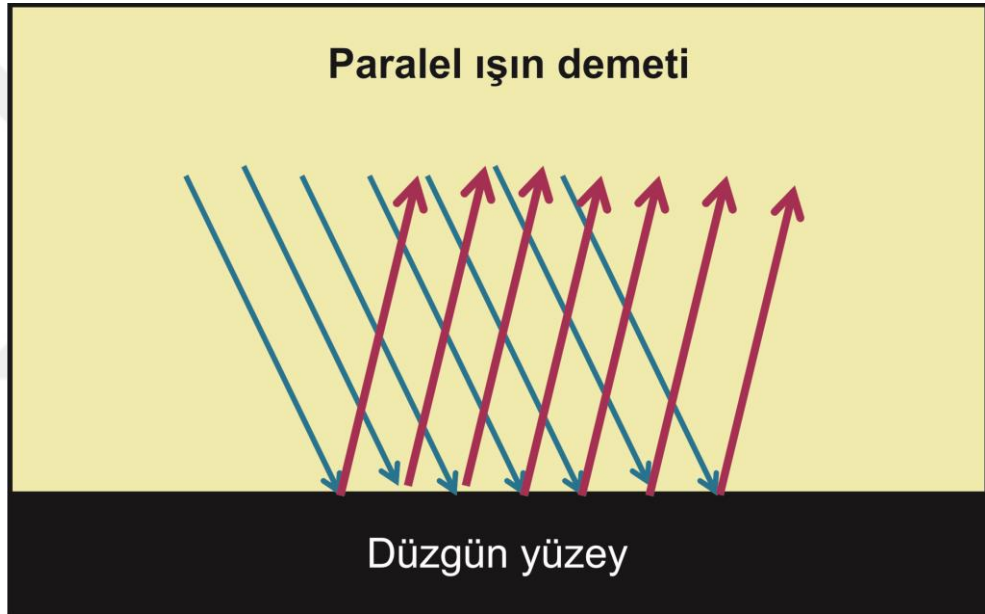
Şekil 2.5. Işığın cam zeminde kırılması

Doğal dişler birkaç farklı tabaka içeren karmaşık bir histolojik yapıya sahiptir. Mine ve dentin ara yüzeyi önemli bir geçiştir. Minenin kendisinde de, dışta prizma içermeyen örtücü bir tabaka ile altında bu tabakadan net biçimde ayrılmış apatit kristallerinden oluşan bir tabaka vardır. Her bir apatit kristali gelen ışık için ayrı bir ortam oluşturur. Apatit kristalleri ışığı dişin iç kısmına doğru yönlendirirken, ışık, kristallerin birbirlerine temas eden sınırlarından geçerken de kırılmaya uğrar ve bir kısmı da yansıtılarak apatit kristalleri tarafından dışarı doğru yönlendirilir. Restoratif materyaller tarafından benzer bir etki elde edilebilmektedir. Seramiğin kristalin partikülleri, ışığın kırıldığı optik önemi olan kristal yüzeyleri içerir. Ancak sınırlı alanlarda da aynı etkiyi elde edebilmek için farklı kırılma indisleri olan cam fritler de porselen tozuna eklenebilmektedir (77).

2.7.2. Yansıma

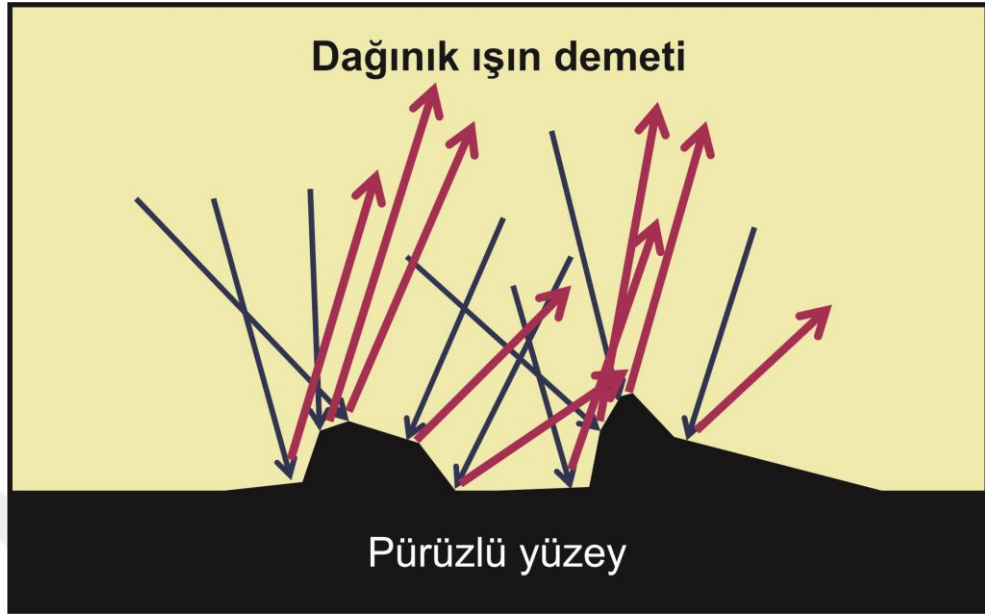
Bir cismin yüzeyinden geri dönen ışık demeti olarak tanımlanır. Cisimden geçemeyip yansıyan ışığa da “yansıyan ışık”adı verilir. Işık hiç bir zaman saydam ve yarı saydam bir cismin içinden tamamen geçmez, bir bölümü yüzeyinden yansır. Cismin yüzey özelliklerine göre yansıma iki şekilde oluşabilir (81,82).

1-Düzgün yansıma: Düz bir cisim üzerine düşen ışık demetinin cisim üzerine geldiği açının aynısıyla geri yansımasıdır (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Işığın düzgün yansıması

2-Dağınık yansıma: Yüzeyi düzgün olmayan bir objeye gelen ışık demetinin değişik açılarla birçok yöne dağılmasıdır (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Işığın dağınık yansıması.

Başarılı dental restorasyonlarda en önemli olay ışığın dağınık yansımasının sağlanmasıdır (83).

2.7.3. Absorbsiyon

Cismin üzerine düşen ışık demetinin içerisinde belirli dalga boylarında olanları emmesidir (83). Bu özellik cismin temel rengini belirler. Gelen ışık demetindeki mavi ve kırmızı ışınları absorbe eden, yeşil ışınları yansıtan bir obje yeşil görünür. Işık geçirgenliği ve yansıma ile birlikte absorpsiyon algılanan renklerden direkt olarak sorumludur. Bu nedenle dental restorasyonlarda bu üç faktör önemli role sahiptir (83,84).

2.7.4. Opasite

Bir materyali maskeleyebilme gücünün ölçüsüdür. Başka bir deyişle objenin ışığı geçirmesini engelleme özelliğidir. Materyallerin ışığın geçişini engellemesi olarak tanımlanır. Opak materyaller ışığın bir kısmını absorbe ederken büyük bir kısmını ise yansıtırlar. Eğer cisim gelen ışığın hepsini

yansıyorsa beyaz, hepsini emiyorsa siyah görünür. Yansıyan ışık cismin rengini belirler (79,85).

2.7.5. Saydamlık (Transparanlık)

Saydam materyaller ufak değişikliklerle beraber gelen ışığın tamamının geçişine izin veren tam geçirgen cisimlerdir. Bu objelerin ardındaki cisimler rahatlıkla görünür. Saydamlık yüksek translüenslik değeridir (79,83,85).

Transparan alanlar, genelde genç bireylerin dişlerinde bulunur. Bu alanlar insizal kenarlar boyunca ince ve uzundurlar. Genellikle insizal kenarların bitimine yakın alanlarda, distal ve mezial ara yüzeylerde bulunur. Transparan alanların görünümü griden koyu maviye değişiklik gösterebilmektedir. Kesici kenardaki aşırı şeffaf mine ağız ortamı karanlık olduğu için koyu görünür. Daha şeffaf bir materyal, arka planın etkisini daha fazla gösterecektir. Saydamlık, materyal içerisinde saçılmanın artması ile azalır (75).

2.7.6. Yarısaydamlık (Translüsenslik)

Materyallerin ışığın geçişine kısmen izin vermesi yarısaydamlılık olarak tanımlanır.

Diş hekimliği alanında kullanılan porselenler ve doğal diş dokuları translüsent yapıdadırlar. Yarısaydamlığın niteliği, ışığın materyal içinde ne kadar dağılım gösterdiği ile ilgilidir. Yarısaydam bir cisim içinden geçen ışık, yüzeyin hemen altında dağılım gösterir (86).

Bu materyaller ışığı belirli oranlarda dağıtarak arkasındaki objenin tamamen görünmesine olanak vermezler. Yarısaydamlık, saydamlık ve opaklık arasında bir derece olarak da bilinir. Cismin ilettiği ve saçtığı ışık miktarı olarak ifade edilir. Yarısaydamlığı yüksek olan bir cisim, arkasındaki renk veya görüntüyü daha çok gösterir ve cisim içinde artan saçılmayla azalır (79,87,88).

2.7.7. TranslÜsenslik Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde restoratif materyallerin translÜsensliklerinin değerlendirilmeleri için standart bir yöntem bulunmamaktadır. Materyallerin ışık geçirgenliği (translÜsensi) değeri bir sıra yöntemlerle ölçülmektedir.

Direk Transmisyon

Geçirgenlik yüzdesi (T%) translÜsensiye değerlendirmede geçerli bir araç olarak görülmektedir ve hem detektöre ulaşan hem de objenin içinden geçip daha sonra saçılan ışığın ölçülmesinde kullanılır. Dental seramiklerin translÜsensilerini değerlendirirken iki tip T% kullanılabilir: Direk geçirgenlik (Td%) ve toplam geçirgenlik (Tt%). Td%, saçılmadan ya da objenin içinde yayılmadan direk objenin içinden geçen ışığı değerlendirir. Örnek transparan veya temiz olduğunda, örnek ışığın saçılması ya da yayılması için çok az özelliğe sahip olduğunda Td% kullanılabilir. Tt% direk geçirgenliği ve yayılmış geçirgenliği içeren, örneğin içinden geçen tüm ışığı değerlendirir. Bu nedenle, dental seramikler gibi puslu ya da translÜsent örnekler için Tt% kullanılabilir (89-92).

TranslÜsensi Parametresi (TP)

TP ise ilk olarak 1995 yılında Johnston ve ark. tarafından tanımlanmıştır ve spektral yansıma yönteminin bir modifikasyonudur(93).

TP, bir cismin beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerindeki renk farkıdır ve translÜsentliğin görsel değerlendirmesi ile direkt uyusmaktadır. TranslÜsentlik kıyaslamaları için TP'nin kullanımı ile translÜsentlik spektrumunun tek bir parametreye indirgenmesinin, CR ölçümlerine göre daha basit bir yöntem olduğu düşünülmektedir. CR'ın belirlenmesi için CIE XYZ parametrelerine ihtiyaç duyulmaktadır ancak piyasadaki çoğu ölçüm cihazı sonuçları L*, a*, b* göre vermektedir. CR'ı hesaplamak için bu değerler oldukça karmaşık bir formül kullanılarak CIE XYZ değerlerine çevrilmektedir. TP ise L*, a*, b* değerleri ile hesaplanabilmektedir (94-100).

TP hesaplanmasında kullanılan formül:

$$TP = [(L_w - L_b)^2 + (a_w - a_b)^2 + (b_w - b_b)^2]^{1/2}$$

L_w : Beyaz arka fon ile ölçülen L değeri

L_b : Siyah arka fon ile ölçülen L değeri

a_w : Beyaz arka fon ile ölçülen a değeri

a_b : Siyah arka fon ile ölçülen a değeri

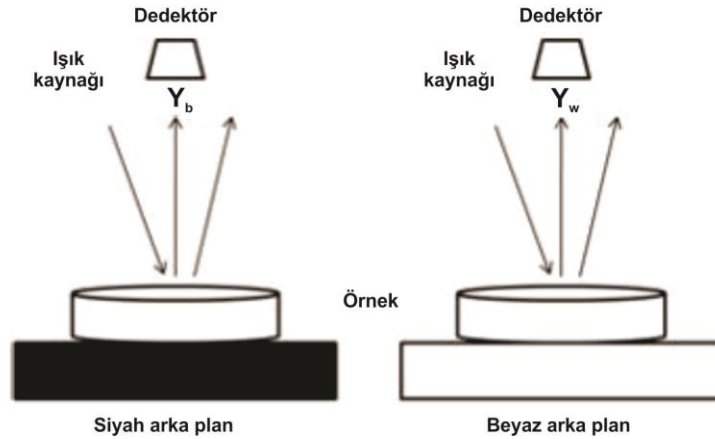
b_w : Beyaz arka fon ile ölçülen b değeri

b_b : Siyah arka fon ile ölçülen b değeri

Bu formül aynı kalınlıktaki materyallerin siyah ve beyaz zemin üzerinde renk farklılıklarını ve direkt olarak translüsentlik değerlerinin karşılığını gösterir. Yüksek TP değeri, yüksek translüsentlik ve düşük opasiteyi ifade eder (100).

Kontrast Oran

CR, bir cisimden, siyah arka plan (black-b) üzerinde iken yansıyan ışık miktarının (Y_b), beyaz arka plan (white-w) üzerinde iken yansıyan ışık miktarına (Y_w) oranıdır (Y_b/Y_w) ve translüsensi karşılaştırmaları için en yaygın olarak kullanılan yöntemdir. CR opak materyaller için 1' e yaklaşırken, transparan materyaller için 0' a yaklaşmaktadır (87,101-103).



Şekil 2.8.Kontrast oran (Y_b/Y_w) ölçümü.

Doğal dişler, değişen miktarlarda ışığın geçişine izin verirler. Dişlerin yüksek derecede translüent olan ve mine tabakasından meydana gelen insizal bölgelerinde, ışık direkt olarak geçerken, daha az geçirgen olan dentin tabakasından dağılarak yayılır. Dişlerin labial yüzeylerinden göze ulaşan ışınlar, dişin iç yapılarında her yöne dağılan ışınların göze doğru yansıyanlarıdır. Restoratif materyallerin translüsensi değerlendirmeleri için standart bir metod bulunmamaktadır (104). Bir restorasyonun translüsensliği materyalin kalınlığından, mikroyapısından, fırınlama işlemlerinden etkilenebilmektedir (2,105,106).

2.8. Renk Ölçüm Cihazları

Diş hekimliğinde renk ölçümleri daha güvenilir şekilde spektrofotometre ve kolorimetre cihazları kullanılarak yapılabilmektedir (107).

2.8.1. Spektrofotometre

Cismin yansıttığı veya iletmediği görünür parlak enerjinin miktarının, tüm görünür spektrumun içinde olan value, chroma ve hue değerlerinin hepsini tek bir dalga boyu olarak ölçer ve kayıt eder. Spektrofotometre içine yerleştirilmiş küresel optik uçlar, ışığı çeşitli değişik açılar ve yönlerde ortaya çıkarır. Bu durum, cismin yansımaya derecesi analizinin en doğru ve hassas şekilde elde

edilmesini sağlar. Spektrofotometreler çoğunlukla yüzey renk ölçümlerinde kullanılırlar. Cisimden yansıyan ışığın oranını ölçmek için dizayn edilmişlerdir. Yansıyan ışık, beyaz referans noktasından görünür spektruma, 5, 10 veya 20 nm aralığındadır. Ölçüm sonuçları spektral yansıma derecesi olarak açıklanır (108).

Spektrofotometrenin avantajları; objektif olması, standart koşullarda hatasız sonuç vermesi, tutarlı sonuç vermesi, metamerizmin değerlendirilebilir olması olarak sayılabilir (85).

Spektrofotometrenin dezavantajları; pahalı olması, klinik kullanımının pratik olmaması ve standardizasyonunun sağlanmasının güç olmasıdır (109).

2.8.2. Spektroradyometre

Spektroradyometre, radyometrik değerlerin ölçümü için dizayn edilmiştir. Radyometrik enerji, görünür spektrum üzerinde 5, 10 veya 20 nm aralığında ölçülür. Telespektroradyometre, renk üretimi uygulamalarıyla sıklıkla kullanılır.

Avantajları; gözlemciyle aynı bakış pozisyonunda, cisme değmeden renk ölçümü yapılabilmesi ve ayrıca parlak olan cisimler ve yüzey renklerinin ölçümünü yapabilmesidir (85).

2.8.3. Kolorimetre

Kolorimetreler, ışığın dalga boyu ve yoğunluğuna göre renk ölçümü yapan cihazlardır (110). Kolorimetreler doğal diş ve metal-seramik restorasyonların renklerini ölçmek için tasarlanmışlardır. Klasik Munsell renk tekerleği, kolorimetre diş modundayken basılı verilerin yorumlanması için kullanılabilir. Alet porselen modunda iken, renk, parlaklık ve ton özelliklerini yazdırır.

Diş yüzeyinin karakteristik özelliği ölçümleri etkilemektedir. Üretici firmalar düz yüzeylerde daha iyi sonuç alınacağını söylemiştir (111). Ayrıca, küçük çaplı başlığa sahip kolorimetreler, önemli kenar efektlerinin kaybolmasına meyillidirler (112).

Spektrofotometreye göre daha kolay kullanımlıdır. Dezavantajı olarak maliyetinin fazla olması, düz ve eğimli yüzeylerde uyumsuz sonuçlar verebilir. Ölçülecek materyalin yarı saydam olması ve kullanılan yöntemle göre ölçümler materyalden ışık saçılmasından etkilenebilirler (88,110,113). İçinde bulundurduğu filtreler yaşlandığında tekrarlanan renk seçimlerinde hatalar ortaya çıkabilmektedir. Ayrıca metamerizmden etkilenebilirler (114).

2.9. Işıldama Özelliği

Bu kavramda iki optik etki birleşmiştir. Floresans ve Fosferans (diş hekimliği materyallerinin özellikleri arasında bulunmaz)

2.9.1. Floresans Özelliği

Cismin ultraviyole (UV) ışınlarını emmesi ve spontan olarak mavi spektrumdaki görünür ışığı yayması özelliğidir. Floresans, belirli bir dalga boyuna sahip radyasyonun absorbe edilerek daha uzun boylu radyasyon olarak yayılmasıdır (88). Doğal dişler siyah ışık altında mavi beyaz floresansa sahiptirler. Ultraviyole ışık, doğal diş veya restoratif bir materyale çarptığında görülebilir radyasyon yayılır. Radyasyon başladığında materyaller floresans aktivite gösterir, ışık saçarlar, radyasyon bittiğinde floresans aktivite de sona erer. Doğal dişler, dentindeki yüksek organik içeriği nedeniyle floresans özellik gösterirler. Dentinin floresans özelliği arttıkça renk yoğunluğu (kroma) azalmaktadır (76,85,88).

Dental seramikler de ultraviyole ışık altında floresans özellik göstermektedirler (80). Geçmişte, doğal floresansı taklit edebilmek için dental seramiklere uranyum bileşikleri eklenirdi ancak radyoaktif özelliği nedeniyle bu materyallerin kullanımından kaçınılmıştır. Günümüzde bu amaçla evropiyum, seryum ve itriyum gibi elementler kullanılmaktadır (115,116).

2.9.2. Fosforesans Özelliği

Radyasyonun emilimi ile ortaya çıkan ve radyasyon durduktan sonra bir süre devam eden ışımaya "fosforesans" denir. Nedeni, uyarılan

elektronların fazla enerjilerini biraz gecikme ile saçmasıdır. Fosforesans özelliği esas olarak fosfor içeren bileşiklerde görülür (79).

2.9.3. Opalesans Özelliği

Opalesans özellik, materyal üzerine düşen ışık demetinin, o materyalde kendi dalga boyundan daha kısa dalga boyu ile karşılaştığı an, tüm doğrultularda yansıtılarak saçılmasıdır. Bu özellik materyale, yansıyan ışık altında mavimsi-beyaz bir görünüm; iletilen ışık altında ise turuncu-kahverengi bir görünüm vermektedir (99).

Bu özelliğe adını veren değerli opal minerali, çok küçük kürecikler halinde amorf veya kriptokristalin materyalinden oluşur ve çok ince damlacıklar halinde su içerir. Doğal diş minesinin yapısındaki hidroksiapatit kristalleri diş opalesans özellik vermekte; bu özellik de diş derinlik ve canlılık kazandırmaktadır. Seramiklerde opalesans, temel matrikse çok ince ve kuvvetli biçimde ışığı kırma özelliğine sahip partiküllerin eklenmesi ile elde edilir (117).

2.9.4. Metamerizm

Farklı spektral yansıma sahip olmalarına rağmen belirli bir ışık kaynağı altında aynı görünen renklere metamer, bu fenomene de metamerizm adı verilmektedir (77). Metamerik renkler, ışık kaynağı değiştiğinde farklı görünmektedirler (80,118). Örneğin iki cisimden biri kırmızı rengi diğerine göre daha çok yansıtmaktadır. Ancak bu cisimlere kırmızı renk içermeyen ışık kaynağı altında bakılacak olursa, aynı görüneceklerdir. Kırmızı renk içeren ışık kaynağı altında bakıldığında ise farklı görüneceklerdir (88). Renk seçimi biri gün ışığı olmak üzere, iki ve daha fazla farklı ışık kaynağı altında yapılmalıdır (119).

Dental materyal ve diş yapısının rengi akkor lamba, floresan ışık veya gün ışığı altında farklılık gösterebilmektedir (118). Bu nedenle metamerizmi önlemek için, renk belirleme sırasındaki aydınlatma koşullarının standardize edilmesi gerekmektedir (80).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarı, Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği ABD Optik Laboratuvarında yapılmıştır.

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Zirkonyum oksit altyapının farklı sinterleme sıcaklıklarında sinterlenmesinin zirkonyum oksit altyapı materyalinin estetik özelliklerine etkisinin incelendiği çalışmamızda iki farklı sinterlenmemiş zirkonyum oksit materyali kullanılmıştır.(Katana, Kuraray-Noritake, Japonya; White Peaks, White Peaks , Almanya). Her iki marka zirkonyum oksit bloklardan toplamda 60 adet örnek hazırlanmıştır. Örnekler 2 deney grubu olarak ayrıldı. 1.deney grubu Katana marka zirkonyum oksit bloktan elde edilen örneklerin bulunduğu üç alt gruptan, 2.deney grubu White Peaks marka zirkonyum oksit bloktan elde edilen üç alt gruptan oluşmaktadır. Her bir alt grupta 10 adet örnek bulunmaktadır.

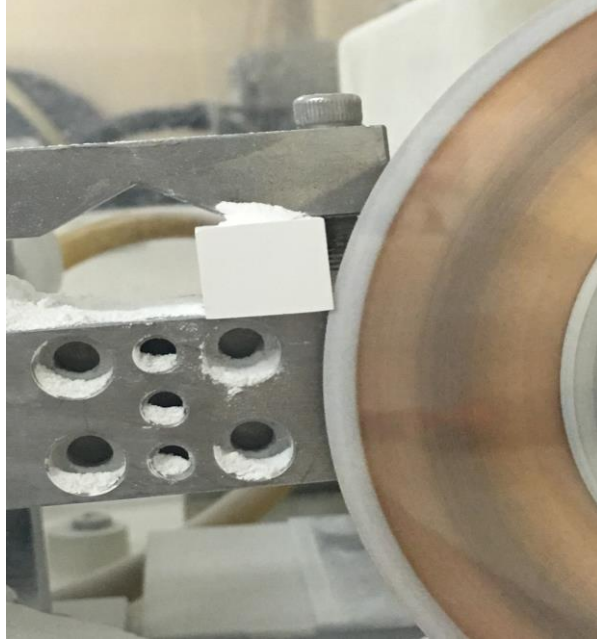
3.2. Örneklerin Oluşturulması

Sinterlenmemiş zirkonyum oksit bloklardan Isomet 4000 Doğrusal hassas testere (Linear Precision Cutter) kullanılarak örnekler kesilerek hazırlandı. (Şekil 3.1). Örnekler düşük devirde susuz kesme işlemine tabi tutuldu. (Şekil 3.2). Sinterizasyon büzülmesi göz önünde bulundurularak 1.deney grubu olan Katana marka zirkonyum oksit örnekler 1.25mm kalınlığında (%25), 2.deney grubu olan White Peaks marka zirkonyum oksit örnekler 1.20mm kalınlığında (%20) ve 16 mm çapında olacak şekilde standardize edildi (Şekil 3.3, 3.4).

Elde edilen örneklerin her biri 0.001 mm hassaslık gösteren Mitutoyo marka (Mitutoyo 103-129 Mitutoyo Group Japonya) mikrometre kullanılarak 3 farklı noktada kalınlıkları doğruluk açısından kontrol edildi.(Şekil 3.3, 3.4).



Şekil 3.1. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan İsoMet 4000 Doğrusal Hassas Testere



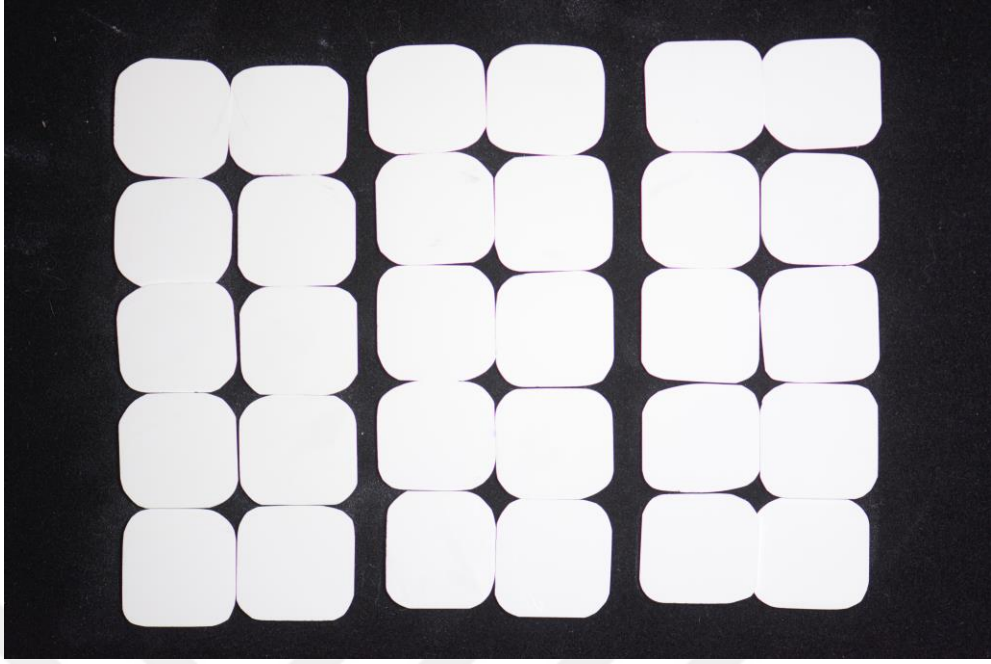
Şekil 3.2. Örneklerin kesilmesi.



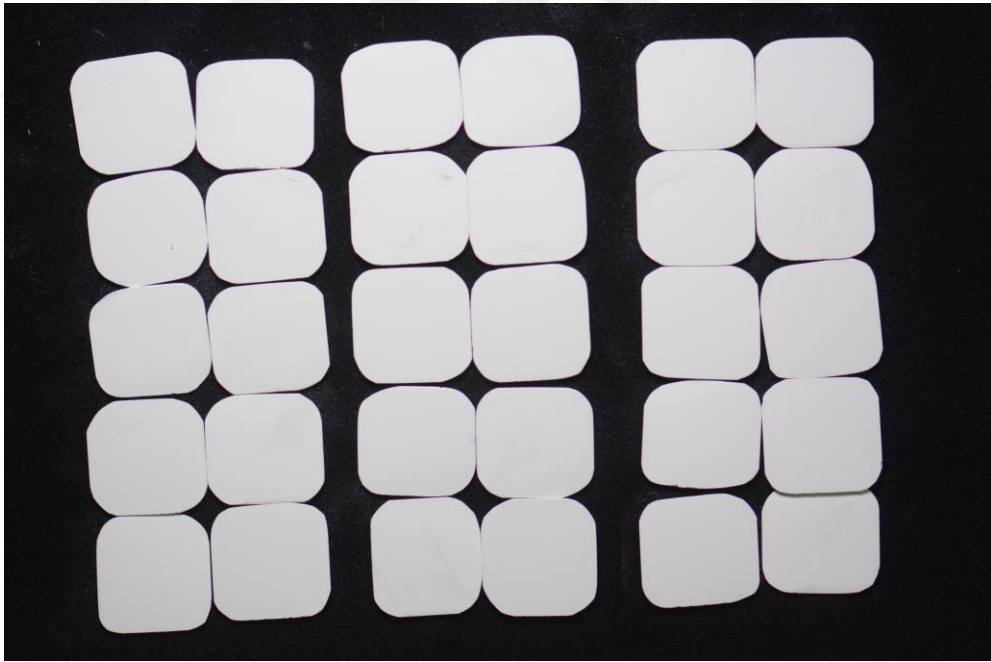
Şekil 3.3. Sinterizasyon işleminden önce Katana marka örneğin kalınlık kontrol ölçümü.



Şekil 3.4. Sinterizasyon işleminden önce White Peaks marka örneğin kalınlık kontrol ölçümü



Şekil 3.5. İsomet cihazı kullanılarak elde edilen Katana marka örnek grubu
(sinterizasyondan önce)



Şekil 3.6. İsomet Cihazı kullanılarak elde edilen White Peaks marka örnekler
(sinterizasyondan önce)

3.3. Örneklerin Sinterlenmesi

Elde edilen sinterlenmemiş örnekler Sirona marka sinterizasyon fırını kullanılarak sinterize edildi (Şekil 3.5, 3.6). Her iki marka için firma standardı olarak önerilen sıcaklık ve süre 1500 °C'de 2 saat'dir. İki markadan olan 6 deney grubu (n=10) 1400°C, 1500°C, 1600°C sıcaklıklarda sinterlendi. (Tablo 3.1)

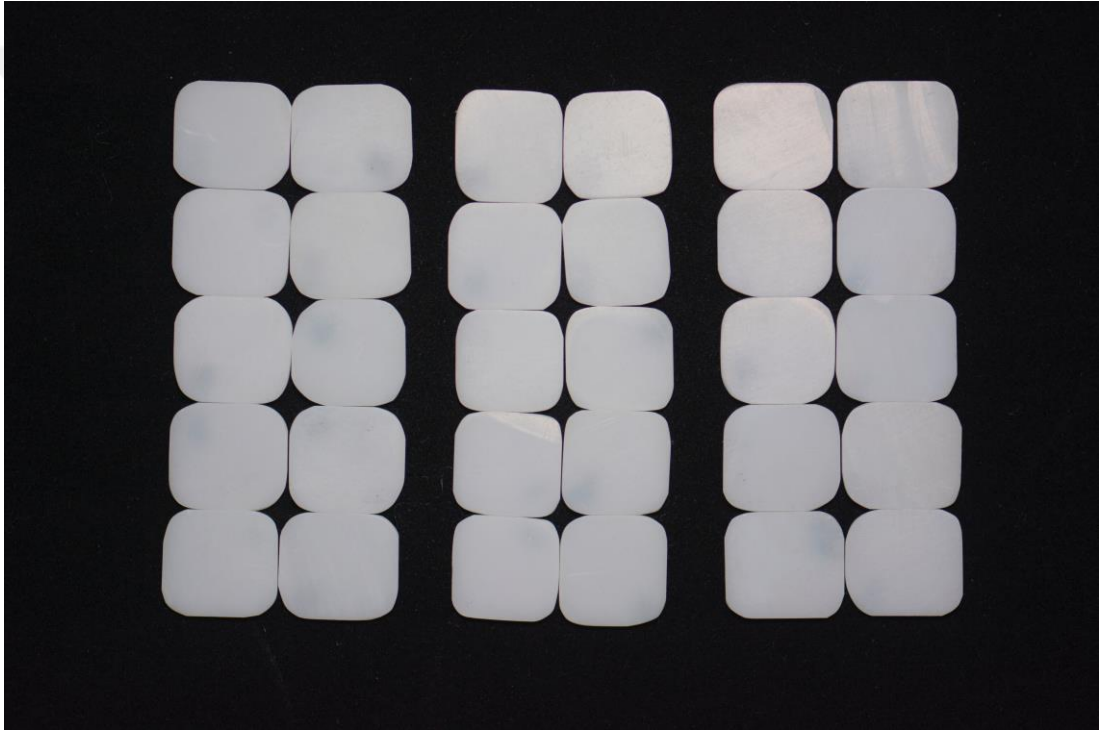
Tablo 3.1. Çalışmaya dahil edilen örneklere uygulanan sinterizasyon ısı ve süresi.

Marka/Süre	2 saat	2 saat	2 saat
Katana	1400	1500	1600
White Peaks	1400	1500	1600



Şekil 3.7. Sinterizasyon fırını Sirona Infire HTC Speed

Fırın her iki markanın önerdiği standartlara uygun olarak, White Peaks marka örnekler için dakikada 5 °C'lik ısı artışı, Katana marka örnekler için dakikada 10 °C'lik ısı artışı gösterecek şekilde ayarlandı. Sinterleme süresi Katana marka için 12 saat, White Peaks marka için ortalama 16 saat sürdü. Sinterizasyon işlemi sonrasında %20-25 büzölmeye uğrayan örnekler sonuç olarak 14mm çap ve 1 mm kalınlığa ulaştı (Şekil 3.8, 3.9). Her iki gruptan olan her bir örnek 0.001 mm doğruluk ve tekrarlanabilirliğe sahip mikrometre ile 3 farklı bölgeden kalınlıkları kontrol amaçlı tekrar ölçüldü (Şekil 3.10).



Şekil 3.8. Sinterleme sonrası White Peaks marka örnek grubu



Şekil 3.9. Sinterleme sonrası Katana marka örnek grubu



Şekil 3.10. Sinterizasyon sonrası kalınlık ölçümü

3.4 Translüsenslik lm

Translüsenslik lmleri yapılmadan önce örnekler ultrasonik olarak 10 dakika distile su ile yıkandı ve kurutuldu. lmler bilgisayar bağlantılı UV-Vis Shimadzu 1800 spektrofotometre cihazı kullanılarak yapıldı (Şekil 3.11).

Her bir örneğin 190-1100 nm dalgaboyu aralığında ışık geçirgenlikleri lld. Elde edilen ölüm değerleri (%T) düzenli bir Şekilde her bir grup ve örnek için bilgisayar ortamına aktararak kaydedildi. Çalışmamızda görünür (380-780nm) dalga boyu aralığındaki ölümler seçilerek istatistiksel değerlendirmeye tabi tutuldu. Bir adet örnek için 400 nm lik bir aralıktaki ölüm sonucu elde edildi.

Cihaz her örnek ölümünden önce kalibre edildi. Ölüm sonucundaki veriler direkt olarak bilgisayara aktarıldı.



Şekil 3.11. Uv-Vis Shimadzu 1800 spektrofotometre cihazı

3.5 İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmamızda elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS (Statistical Package for Social Sciences 21.0) programı kullanıldı. Gruplar arasında Tukey, Bonferoni testleri uygulanarak değerlendirme yapıldı. Elde edilen parametrelerin karşılaştırılmasında Anova testi uygulandı. Gruplar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlılık $p<0,001$ düzeyinde değerlendirildi.



4. BULGULAR

Elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmesinde Anova testi kullanıldı. Uygulanan test sırasında materyal ve ısı arasında etkileşim olduğu istatistiksel olarak tespit edilerek, gruplar arası ve grup içi ayrı ayrı olmak üzere istatistiksel değerlendirmeye alındı (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Çalışmadaki grup dağılımı ve ışık geçirgenliği ölçüm sayısı.

Materyal		n	
Katana	Sıcaklık	1400	4000
		1500	4000
		1600	4000
WhitePeaks	Sıcaklık	1400	4000
		1500	4000
		1600	4000

Materyal türünün ve ısı düzeylerinin ışık geçirgenliği üzerindeki etkileri ANOVA yöntemi ile incelendi. Analiz sonuçlarına göre materyallerin ısı düzeylerine vermiş olduğu tepkiler kullanılan markaya göre farklılık göstermektedir (Materyal ve ısı arasında etkileşim vardır). Bu nedenle, her bir grup ayrı ayrı değerlendirmeye alındı ve ısının ışık geçirgenliği üzerindeki etkisi iki grup için incelendi.

Katana ve White Peaks grupundan farklı ısı düzeylerinde elde edilen ışık geçirgenliklerine ait ortalamalar ve standart sapmalar tabloda belirtildiği gibidir (Tablo 4.1, 4.2).

Tablo 4.2. Sıcaklığa göre Katana grubu örneklerin ışık geçirgenlikleri
($p < 0,001$)

Materyal	Sıcaklık	Ortalama (%T)	Standart sapma	n
Katana	1400	0,4063 a	0,0553	4000
	1500	0,5325 b	0,0417	4000
	1600	0,5115 c	0,0522	4000
	Toplam	0,4835 d	0,0745	12000

Elde edilen sonuçlar incelendiğinde Katana materyalinde en yüksek ışık geçirgenliği 1500°C' de, en düşük ışık geçirgenliği değeri 1400°C' de gözlemlendi. Tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0,001$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.3. Sıcaklığa göre White Peaks grubu örneklerin ışık geçirgenliği
($p < 0,001$)

Materyal	Sıcaklık (°C)	Ortalama (% T)	Standart sapma	n
WhitePeaks	1400	0,5503 a	0,0756	4000
	1500	0,5266 b	0,0625	4000
	1600	0,5723 c	0,0397	4000
	Toplam	0,5498 d	0,0639	12000

White Peaks grubunda en yüksek ışık geçirgenliği değerleri 1600°C' de, en düşük ışık geçirgenliği değerleri ise 1500°C' de gözlemlendi. Tüm gruplar arasında anlamlı farklılıklar bulundu. ($p < 0,001$)

Isı düzeylerinin ışık geçirgenliği üzerinde etkili olduğu tespit edilmiş olduğundan hangi ısı düzeyleri arasında anlamlı farklılık olup olmadığı Post Hoc testleri yardımı ile incelendi. Bu aşamada her grup kendi içerisindeki alt grup seviyelerinde değerlendirmeye alındı. Her iki grupta bütün ısı düzeyleri arasında anlamlı farklılıklar elde edildi ($p < 0,001$) (Tablo 4.3, 4.4).

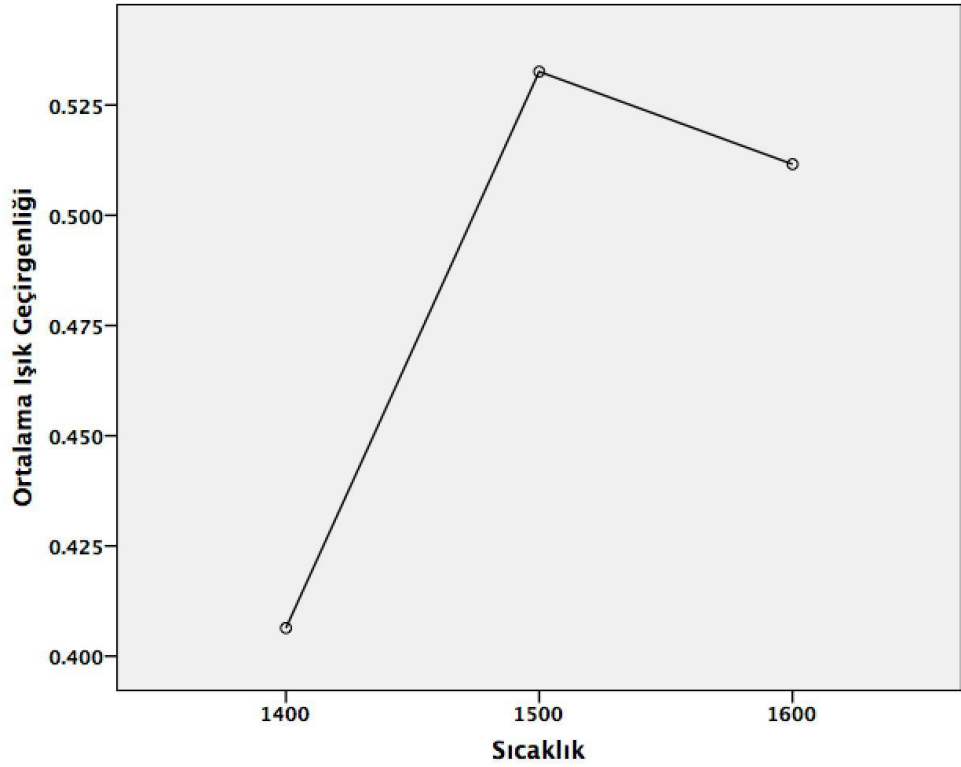
Tablo 4.4. Katana grubu Post Hoc testi

Sıcaklık		(°C)	Ortalama değer	Standart hata	Anlamlılık
Tukey	1400	1500	-0,1261	0,0011	p<0,001
		1600	-0,1051	0,0011	p<0,001
	1500	1400	0,1261	0,0011	p<0,001
		1600	0,0209	0,0011	p<0,001
	1600	1400	0,1051	0,0011	p<0,001
		1500	-0,0209	0,0011	p<0,001
Bonferroni	1400	1500	-0,0126	0,0011	p<0,001
		1600	-0,1051	0,0011	p<0,001
	1500	1400	0,1261	0,0011	p<0,001
		1600	0,0209	0,0011	p<0,001
	1600	1400	0,1051	0,0011	p<0,001
		1500	-0,0209	0,0011	p<0,001

Tablo 4.5. White Peaks grubu Post Hoc testi

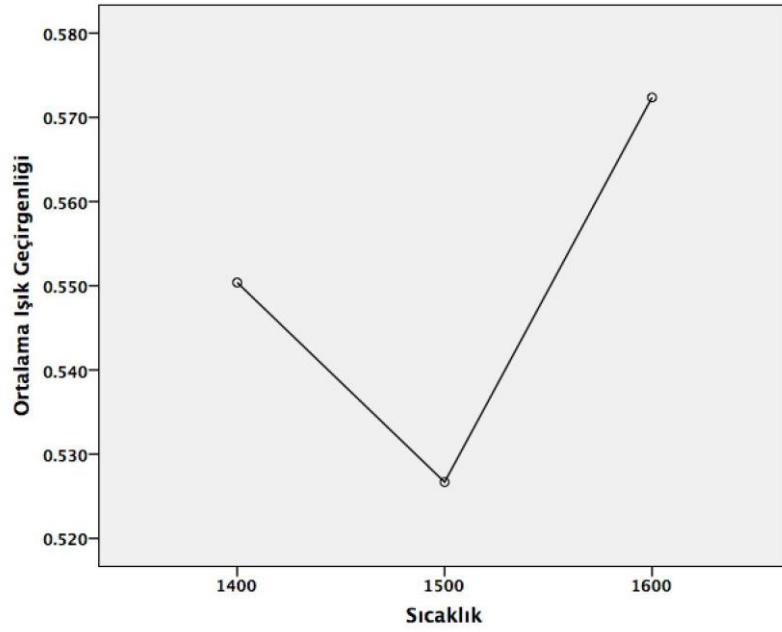
		Sıcaklık (°C)	Ortalama Değer	Standart hata	Anlamlılık
Tukey	1400	1500	0,0237	0,0013	p<0,001
		1600	-0,0219	0,0013	p<0,001
	1500	1400	-0,0237	0,0013	p<0,001
		1600	-0,0456	0,0013	p<0,001
	1600	1400	0,0219	0,0013	p<0,001
		1500	0,0456	0,0013	p<0,001
Bonferroni	1400	1500	0,0237	0,0013	p<0,001
		1600	-0,0219	0,0013	p<0,001
	1500	1400	-0,0237	0,0013	p<0,001
		1600	-0,0456	0,0013	p<0,001
	1600	1400	0,0219	0,0013	p<0,001
		1500	0,0456	0,0013	p<0,001

Birinci deney grubu olan Katana marka grupta sıcaklığın artmasıyla ışık geçirgenliği değerlerinde artış görülmektedir. 1500°C' de en yüksek ışık geçirgenliği değerine ulaştı (Grafik 4.1).



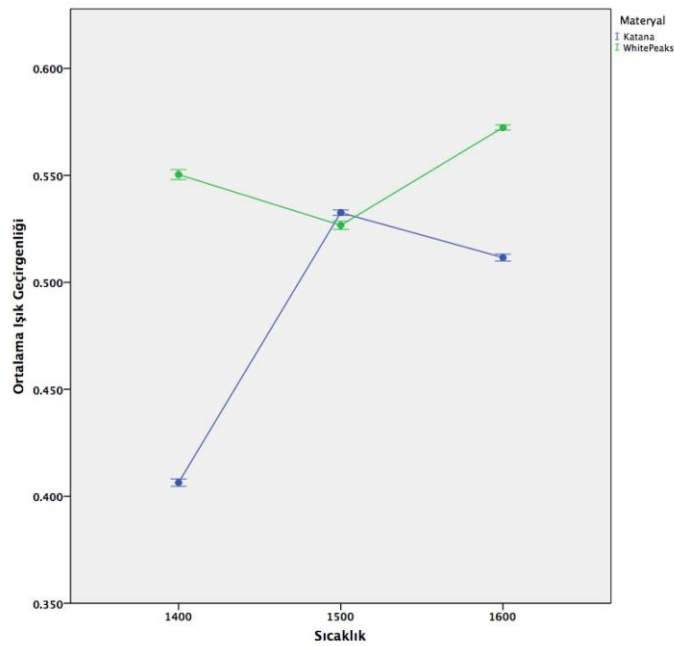
Grafik 4.1. Birinci deney grubu (Katana marka) ortalama ışık geçirgenliği (%T).

İkinci deney grubu olan White Peaks marka grupta ısının artırılması sonucunda ışık geçirgenliği değeri artmakta ve 1600°C' de en yüksek değere ulaşmaktadır (Grafik 4.2).



Grafik 4.2. İkinci deney grubu (White Peaks marka) ortalama ışık geçirgenliği (%T)

Her iki grup karşılaştırıldığında ikinci grup olan White Peaks grubu, birinci grup olan Katanaya göre ısının artması sonucunda daha yüksek translüsenliğe ulaşmıştır (Grafik 4.3).



Grafik 4.3. İki marka arasındaki ortalama ışık geçirgenliği (%T)

5.TARTIŞMA

Zirkonyum oksit yeterli mekanik, estetik özellikleri ve biyolojik uyumu nedeniyle metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılmaktadır. Günümüz diş hekimliği alanında giderek kullanımı artan zirkonyum oksit alt yapı materyali mikroyapısı nedeniyle ağız içi arka bölge restorasyonlarda güvenle kullanılmaktadır. Bununla birlikte, aşırı opak görünümü nedeniyle ön bölge restorasyonlarındaki kullanımı kısıtlıdır (6,120,121).

Yapılan çalışmalarda zirkonyum oksit alt yapı materyalinin ışık geçirgenliği özelliğinin, bu materyalden yapılmış restorasyonların estetik görünümünü etkileyen başlıca faktör başlıca olarak öne sürülmüştür (123).

Tam sinterize zirkonyum oksit materyalinin aşındırılması zor ve zaman alıcı bir işlemdir. Sinterlenmemiş zirkonyum oksit blokların aşındırılması tam sinterize bloklara kıyasla daha kolay ve daha hızlıdır. Aşındırılma işlemi sırasında uygulanan kuvvetin düşük olması sonucunda yapılan işlemin daha hassas olduğu bildirilmiştir (19,122). Bu çalışmada da örneklerin hazırlanmasında sinterlenmemiş zirkonyum oksit bloklar kullanılmıştır.

Baldissara ve ark yaptığı bir çalışmada üretici firma önerileri doğrultusunda minimum kalınlıkta hazırladıkları yedi farklı zirkonyum oksit altyapı materyalinin (Lava Frame 0,3 mm; Lava Frame 0,5 mm; IPS e-max ZirCAD 0,5 mm; VITA YZ 0,5 mm; Procera All Zirkon 0,6 mm; Digizon 0,6 mm; DC Zirkon 0,5 mm; Cercon Base 0,4 mm) ışık geçirgenliği değerlerini birbirleriyle kıyaslamışlardır. Kontrol grubu olarak 0,5 mm kalınlığında lityum disilikat altyapı (IPS e-max Press) kullanmışlardır. Elde ettikleri sonuçlara göre lityum disilikat altyapı grubu en yüksek ışık geçirgenliği değerlerini ($4,98 \pm 0,08 \times 10^3$ lx) göstermiştir. Grubun ışık geçirgenliği diğer bütün zirkonyum oksit gruplardan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=.001$). Zirkonyum oksit gruplar arasında ise "Lava Frame" 0,3 mm ve 0,5 mm en yüksek ışık geçirgenliği değerlerine sahip bulunmuştur. 0,3 mm kalınlığındaki "Lava

Frame” altyapı ışık geçirgenliği değeri, “Lava Frame” 0,5 mm grup da dahil olmak üzere, diğer zirkonyum oksit gruplara göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<.022$). “Cercon Base” grubu ışık geçirgenliği değerleri diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. En yüksek ışık geçirgenliği değerlerinin 0,3 mm “Lava Frame” grubundan elde edilmesi, bu grubun diğerlerine göre daha ince hazırlanmasından ya da materyalin optik özelliklerinden kaynaklanmış olabilir. 0,5 mm “Lava Frame” grubunun, aynı kalınlığa sahip diğer gruplara göre daha iyi ışık geçirgenliği değerleri göstermesi ise, az da olsa diğer gruplara göre seramik yapısı ve kimyasal içeriğinin farklı olmasından, kristal yapısının üretim aşamasındaki farklılığından ya da aşındırma esnasında oluşan etkilerden kaynaklanabileceği savunulmaktadır. “Cercon Base” grubunun altyapı kalınlığının diğer gruplara kıyasla fazla olmamasına (0,4 mm) rağmen opasitesinin yüksek olmasının nedeni, partikül büyüklüğünden çok partiküllerin içindeki kimyasal ve yapısal değişikliklere ve partikül sınırlarına bağlanmaktadır (124).

Bir diğer çalışmada mikrodalga ve konvasiyonel yöntemle sinterizasyon işlemi uygulanan iki farklı marka (Lava ve Kavo) zirkonyum alt yapı materyalinin ışık geçirgenliği değerlendirilmeye alınmıştır. Örnekler mikrodalga yöntemiyle 20 dakika, konvasiyonel yöntemle 20 dk ve 2,10,40 saat toplam 5 farklı sinterizasyon süresinde sinterize edilmiştir. Sinterleme yöntemi açısından gruplar arasında anlamlı farklılık yokken, uygulanan ısının materyalin ışık geçirgenliğini arttırdığı bildirilmiştir. Çalışmada sinterizasyon yönteminin ve ısısının materyalin yoğunluğuna, partikül boyutuna etkisi taramalı elektron mikroskopu (SEM) kullanılarak kaydedilmiştir. Materyal yoğunluğu açısından her iki sinterizasyon yöntemi arasında istatistiksel ve klinik olarak anlamlı bir farklılık bulunamazken, sinterizasyon ısısının artmasıyla partikül boyutlarının büyümesi sonucunda ışık geçirgenliği değerinde azalma gözlemlenmiştir. Çalışmada varılan sonuç olarak sinterleme süresinin azalmasıyla partikül boyutlarının azaldığı ve bu sebepten ışık geçirgenliğinin arttığı belirlenmiştir (125).

Zirkonyum oksit materyalinin ışık geçirgenliği materyalin partikül boyutu ve yapısı, partikül sınırları arasındaki boşluklar ve partikül sınırlarındaki

düzensizliklerden etkilenmektedir(2). Sinterleme süresi, ısı ve basıncı gibi zirkonyumun sinterleme koşullarının modifiye edilmesi ile partikül boyutları değiştirilebilir (2,25).

Belirtilen çalışmalar öncülüğünde çalışmamızda örneklerimizi farklı ısılarda sinterize ederek ışık geçirgenliği parametresi değerlendirilmiş olup, sıcaklığın artmasıyla ışık geçirgenliği değeri de artmıştır.

Bir diğer çalışmada 4 farklı tam seramik materyali kullanılarak translusenslik değerleri karşılaştırılmıştır. Materyal olarak İn Ceram Zirkonya, Cercon Base Zirkonya, Ips Empress 2 ve İn Ceram Alumina kullanılarak 0.5 mm kalınlığında örnekler hazırlanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında en düşük translusenslik değerleri Cercon Base ve İn-Ceram Zirkonya'da bulunmuştur. İki materyal arasındaki değerler karşılaştırıldığında anlamlı sonuç bulunamamıştır (126).

Bizim çalışmamızda iki farklı zirkonyum oksit alt yapı materyali kullanılmıştır. Örnekler standart kalınlıkta (1mm) hazırlanarak sinterizasyon işlemine tabi tutulmuştur. Konvansiyonel sinterizasyon metodu kullanılarak örnekler sinterlenmiştir. Sinterizasyon işlemi süresi tüm gruplar için aynı sürede (2 saat) yapılmıştır.

Başka bir çalışmada sinterleme derecesi ve zamanının zirkonyum oksit seramiklerin ışık geçirgenliğine etkisi değerlendirilmiştir. Araştırılan çalışmada monolitik Bruxzir Translusens Zirkonyum oksit materyalinden 1 mm kalınlıkta A3 renginde hazırlanan örneklerde kontrast oran kullanarak translusenslik ölçümlerini yapmışlardır. 1460°C, 1530°C ve 1600°C derecelerde her sıcaklıkta 1, 2 ve 4 saat süre ile sinterleme sonrası yapılan ölçümlerin sonucunda sıcaklığın ve sürenin artmasıyla zirkonyum oksitin mikroyapısındaki ortalama partikül hacminin de arttığı bulunmuştur. Zirkonyum oksitin sinterleme yoğunluğu arttıkça daha uniform kristal dağılımına sebep olduğu bunun da daha iyi spekular yansımaya ve ışık geçişine sebep olduğu sonucu çıkarılmıştır.

Sinterleme sıcaklığının ve partikül boyutunun zirkonyum oksitin translusentliğine olan etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, iki farklı partikül boyutunda (40-90 nm) Y-TZP kullanılmış ve 4 farklı sinterleme sıcaklığı

(1350°C, 1400°C, 1450°C ve 1500°C) uygulanmıştır. Zirkonyum oksitin küçük partikül yapısına sahip olması ve sinterleme sıcaklığının artırılması tüm çalışma gruplarında translüenslik değerini arttırmıştır. Translusenlik değerinin artmasını materyalin mikroyapısındaki porozite miktarının azalması, materyalin yoğunluğunun artması ile açıklanmıştır (5).

In-ceram Zirkonya, In-ceram Alumina, In-Ceram Spinell, Procera All ceram, Ips Empress ve Ips Empress 2 materyalleri kullanılarak altı farklı seramik materyalinden 0.5 mm kalınlığında disk şeklinde örnekler hazırlanarak belirtilen materyallerin translüenslik değerleri karşılaştırılmıştır. Kontrol grubu olarak ayrıca 0.8 mm kalınlığa sahip Ips Empress Zirkonyum örnekler çalışmaya dahil edilmiştir. Procera Allceram ve Ips Empress 2 cam seramiğinin en iyi estetiği sağladığı belirtilmiştir. Bu farklılığın sebebi olarak, materyallerin sahip olduğu farklı kristal yapısı ve kristallerin farklı kırılma indekslerine bağlı olması gösterilmiştir. 0.5 mm kalınlıktaki Ips Empress grubuyla 0.8 mm kalınlıktaki kontrol grubu olan Ips Empress arasındaki karşılaştırmadan alınan sonuçları, kalınlığın artmasıyla ışık geçirgenliği değerinin azalması şeklinde yorumlanmıştır (2).

Monolitik zirkonyum oksit materyali olan Bruxzir materyalinden A2 renginde hazırlanmış örneklerde glaze ve polisaj gibi yüzey işlemlerinin ve sinterlemeden önce renklendirme likidi uygulama sayısının etkilerini inceledikleri çalışmalarında polisaj işleminden sonra fark edilir bir renk değişikliği olduğunu, polisaj ve glaze işleminin materyalin parlaklığını azalttığını fakat glaze işleminin monolitik zirkonyanın rengi üzerinde sarılığı arttırdığını bildirmişler (127).

Yapılan çalışmalarda polisaj işleminin zirkonyum oksit materyalinin rengini etkilediği, ışık geçirgenliği değeri üzerinde her hangi bir kesin etkiye neden olmadığı belirtilmiştir. Materyalin ışık geçirgenliği değerinin itrium oksitin içeriği, miktarı ve partikül büyüklüğüne bağlı olduğu belirtilmiştir. Materyalin ışık geçirgenliğinin kalınlığa ve kullanılan zirkonyum oksitin mikroyapısına bağlı olduğu da belirtilmiştir (128).

Spyropoulou ve ark yaptığı bir çalışmada Light, Medium ve Intense solüsyonları kullanarak zirkonyum örneklerde renklendirme yapılmıştır. Sonuç

olarak en düşük translüenslik değeri Intense grubunda yani renk pigmentinin en yoğun olduğu grupta gözlemlenmiştir. Çalışmanın sonucunda renk pigmentlerinin zirkonyum oksit partiküllerinin yapısına katılarak etki ettiği ve bu sebepten translüensliğin azaldığı belirtilmiştir (129).

Belirtilen çalışmalar göz önünde bulundurularak bu çalışmada hazırlanan örnekler herhangi bir polisaj ve glaze işlemi uygulanmamış, örnekler renklendirme işlemine tabi tutulmadan sinterize edilmiştir.

Diş hekimliğinde, kullanılan restorasyonların ışık geçirgenliği (translüsensi) farklı yöntemler kullanılarak ölçülebilmektedir. Direk olarak spektrometre ile ölçülebildiği gibi spektrofotometre kullanılarak elde edilen verilerle hesaplanan kontrast oran ve translüenslik parametresi (TP) ile de ölçülebilmektedir. Kontrast oran, sıfır ile bir arasında kısıtlı bir sonuç alanı ile ifade edilmektedir (87). Zirkonyum oksit gibi opasitesi yüksek olan materyallerde kontrast oran ile değerlendirilen translüenslik parametresi, çok hassas sonuçlar vermeyebilir (126,130,131).

Farklı zirkonyum oksit materyalleri arasında yapılan bir çalışmada, 5 farklı zirkonyum oksit materyali 0.5 ve 1 mm kalınlığında örnekler elde edilerek ışık geçirgenliği değerleri direkt yöntem kullanılarak ölçülmüştür. Çalışmada kullanılan Katana HT, Katana ST, Katana UT, Zirkozhan, Bruxzir marka örnekler firma standartları doğrultusunda sinterize edilmiştir. Kontrol grubu olarak e-max CAD kullanılmıştır. Daha sonrasında örnekler spektrofotometre (Evolution 300 UV-VİS) 380-780 nm dalga boyu aralığında her 1nm dalga boyunda ışık geçirgenliği ölçümüne tabi tutulmuştur. Çalışma sonucunda farklı kalınlık ve markadan elde edilen değerler Anova ve Post Hoc testleri kullanılarak istatistiksel olarak incelenmiştir. Kalınlığın azalmasıyla ışık geçirgenliği değerlerinin arttığı gözlemlenmiştir. En yüksek değerleri kontrol grubunda yer alan e-max CAD göstermiştir. Zirkonyum oksit materyalleri arasında 0.5 mm'lik örnek grubunda en iyi ışık geçirgenliği değerini Katana UT (%T=33.73) gösterirken, 1 mm'lik grup da ise en yüksek geçirgenlik değeri Zirkozahn Pretau Anterior (%T=20.13) materyalinde görülmüştür. Kalınlığın azalmasıyla gruplar arasındaki ışık geçirgenlik değerinin arttığı belirtilmiştir (90).

Çalışmamız belirtilen çalışmayla paralellik göstermektedir. Çalışmamızda tüm gruplar için ölçüm yöntemi olarak direkt ölçümler Shimadzu UV-VİS 1800 cihazı kullanılarak yapılmış elde edilen %T değerleri istatistiksel değerlendirmeye alınarak Anova post hoc testleri uygulanmıştır.



6. SONUÇ

Çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar altında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Sinterizasyon ısısının kullanılan zirkonyum oksit altyapı materyalinin ışık geçirgenliğini etkilediği.

2. Isının artmasıyla her iki grupta (Katana ve White Peaks) ışık geçirgenlikleri değerlerinin arttığı

3. Gruplar arasında yapılan istatistiksel olarak karşılaştırılma yapıldığında White Peaks grubunun Katanaya kıyasla daha translüsens olduğu bulunmuştur.

4. Elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunsa da, klinik olarak anlamlılık değeri zayıftır.

Çalışmamızın sonuçları doğrultusunda sinterizasyon ısısının materyalin optik özelliklerini olumlu yönde etkilediği ancak ısı artışının materyalin dayanıklılığı üzerindeki etkisi gelecekteki yapılacak çalışmalarla araştırılması ön görülmektedir.

7.KAYNAKLAR

1. Al-Wahadni, A., Ajlouni, R., Al-Omari, Q., Cobb, D., Dawson, D. (2002) Shade-match perception of porcelain-fused-to-metal restorations: a comparison between dentist and patient. *J Am Dent Assoc*, 133 (9), 1220-1225; quiz 1260-1221.
2. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., Vargas, M.A. (2002) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 88 (1), 10-15.
3. Aboushelib, M.N., de Jager, N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2005) Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 21 (10), 984-991.
4. Piconi, C., Maccauro, G. (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20 (1), 1-25.
5. Jiang, L., Liao, Y., Wan, Q., Li, W. (2011) Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med*, 22 (11), 2429-2435.
6. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., Swain, M.V. (2004) Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20 (5), 449-456.
7. McLaren, E.A., Terry, D.A. (2002) CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent*, 23 (7), 637-641, 644, 646 passim; quiz 654.
8. Ardlin, B.I. (2002) 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*, 18 (8), 590-595.
9. Keith, O., Kusy, R.P., Whitley, J.Q. (1994) Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 106 (6), 605-614.

10. Kern, M., Wegner, S.M. (1998) Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 14 (1), 64-71.
11. Denry, I., Kelly, J.R. (2014) Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*, 93 (12), 1235-1242.
12. Matsui, K., Yoshida, H., Ikuhara, Y. (2014) Nanocrystalline, ultra-degradation-resistant zirconia: its grain boundary nanostructure and nanochemistry. *Sci Rep*, 4, 4758.
13. Manicone, P.F., Rossi Iommetti, P., Raffaelli, L. (2007) An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35 (11), 819-826.
14. Bailey, J.E. The Monoclinic-Tetragonal Transformation and Associated Twinning in Thin Films of Zirconia.
15. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J.P., Peille, C.N. (1989) Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 23 (1), 45-61.
16. Conrad, H.J., Seong, W.J., Pesun, I.J. (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98 (5), 389-404.
17. Kelly, J.R. (2004) Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 48 (2), viii, 513-530.
18. Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M., Spiekermann, H. (2001) Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*, 14 (3), 231-238.
19. Raigrodski, A.J. (2004) Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92 (6), 557-562.
20. Derand, P., Derand, T. (2000) Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 13 (2), 131-135.
21. Covacci, V., Bruzzese, N., Maccauro, G., Andreassi, C., Ricci, G.A., Piconi, C. ve diğeri. (1999) In vitro evaluation of the mutagenic and

- carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 20 (4), 371-376.
22. Josset, Y., Oum'Hamed, Z., Zarrinpour, A., Lorenzato, M., Adnet, J.J., Laurent-Maquin, D. (1999) In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res*, 47 (4), 481-493.
 23. Ichikawa, Y., Akagawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H. (1992) Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent*, 68 (2), 322-326.
 24. Hjerpe, J., Vallittu, P.K., Froberg, K., Lassila, L.V. (2009) Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater*, 25 (2), 166-171.
 25. Denry, I., Kelly, J.R. (2008) State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24 (3), 299-307.
 26. Hertlein, G., Kraemer, M., Sprengart, T., Watzek, K. Milling time vs. marginal fit of CAD/CAM-manufactured zirconia restorations.
 27. Filser, F., Kocher, P., Weibel, F., Luthy, H., Scharer, P., Gauckler, L.J. (2001) Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent*, 4 (2), 89-106.
 28. Cales, B. (2000) Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clin Orthop Relat Res* (379), 94-112.
 29. Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2008) Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont*, 17 (5), 401-408.
 30. Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., Swain, M.V. (2005) Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 33 (1), 9-18.
 31. Blue, D.S., Griggs, J.A., Woody, R.D., Miller, B.H. (2003) Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*, 90 (3), 247-254.

32. Fradeani, M., D'Amelio, M., Redemagni, M., Corrado, M. (2005) Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*, 36 (2), 105-113.
33. Curtis, A.R., Wright, A.J., Fleming, G.J. (2006) The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 34 (3), 195-206.
34. Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. (1999) The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 15 (6), 426-433.
35. Kanchanasita, W., Triwatana, P., Suputtamongkol, K., Thanapitak, A., Chatchaiganan, M. (2014) Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics. *J Prosthodont*, 23 (6), 456-461.
36. Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z. ve diğerleri. (2014) Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*, 35, 93-101.
37. Anusavice, K.J.e., Phillips, R.W.
38. McLaren, E.A., White, S.N. (1999) Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 11 (8), 985-994; quiz 996.
39. Robin, C., Scherrer, S.S., Wiskott, H.W., de Rijk, W.G., Belser, U.C. (2002) Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater*, 18 (5), 389-395.
40. Charlton, D.G., Roberts, H.W., Tiba, A. Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials.
41. Munoz-Saldana, J., Balmori-Ramirez, H., Jaramillo-Vigueras, D., Iga, T., Schneider, G.A. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing.
42. Piwowarczyk, A., Lauer, H.C., Sorensen, J.A. (2005) The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*, 30 (3), 382-388.

43. Suttor, D., Bunke, K., Hoescheler, S., Hauptmann, H., Hertlein, G. (2001) LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent*, 4 (3), 195-206.
44. Mehl, A., Hickel, R. (1999) Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, 2 (1), 9-35.
45. Duret, F., Blouin, J.L., Duret, B. (1988) CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*, 117 (6), 715-720.
46. Charlton, D.G., Roberts, H.W., Tiba, A. (2008) Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence Int*, 39 (7), 573-579.
47. Matinlinna, J.P., Lassila, L.V., Ozcan, M., Yli-Urpo, A., Vallittu, P.K. (2004) An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*, 17 (2), 155-164.
48. Matinlinna, J.P., Heikkinen, T., Ozcan, M., Lassila, L.V., Vallittu, P.K. (2006) Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater*, 22 (9), 824-831.
49. Sato, T., Fujishiro, H., Endo, T., Shimada, M. Thermal stability and mechanical properties of yttria-doped tetragonal zirconia polycrystals with dispersed alumina and silicon carbide particles.
50. Zhu, W.Z., Zhang, X.B. Aging behavior of tetragonal zirconia polycrystal (TZP) ceramics in the temperature range of 200 degrees C to 350 degrees C in air.
51. Swab, J.J. Low temperature degradation of Y-TZP materials.
52. Papanagiotou, H.P., Morgano, S.M., Giordano, R.A., Pober, R. *Journal of Prosthetic Dentistry*, September 2006, 96(3):154-164
53. Tseng, W.J., Taniguchi, M., Yamada, T. Transformation strengthening of as-fired zirconia ceramics.
54. Deville, S., Chevalier, J., Fantozzi, G., Bartolomé, J.F., Requena, J., Moya, J.S. ve diğerleri. Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants.

55. Studart, A.R., Filser, F., Kocher, P., Lüthy, H., Gauckler, L.J. *Dental Materials*, February 2007, 23(2):177-185
56. Studart, A.R., Filser, F., Kocher, P., Gauckler, L.J. In *Biomaterials*. 2007 28(17):2695-2705
57. Chevalier, J. (2006) What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27 (4), 535-543.
58. Piconi, C., Burger, W., Richter, H.G., Cittadini, A., Maccauro, G., Covacci, V. ve diğerleri. (1998) Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*, 19 (16), 1489-1494.
59. de Kler, M., de Jager, N., Meegdes, M., van der Zel, J.M. (2007) Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil*, 34 (11), 841-847.
60. Tholey, M.J., Swain, M.V., Thiel, N. (2009) SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater*, 25 (7), 857-862.
61. Garvie, R.C., Hannink, R.H., Pascoe, R.T. *Nature*, 1975, 258(5537):703-704
62. Denry, I.L., Holloway, J.A. (2006) Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 76 (2), 440-448.
63. Juy, A., Anglada, M. Surface phase transformation during grinding of Y-TZP.
64. Albakry, M., Guazzato, M., Swain, M.V. (2004) Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent*, 32 (2), 91-99.
65. Deville, S., Chevalier, J., Gremillard, L. (2006) Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, 27 (10), 2186-2192.
66. Karakoca, S., Yilmaz, H. (2009) Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 91 (2), 930-937.

67. Kern, M.,Thompson, V.P. (1993) Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater*, 9 (3), 151-161.
68. Blatz, M.B., Sadan, A., Martin, J.,Lang, B. (2004) 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*, 91 (4), 356-362.
69. Wolfart, M., Lehmann, F., Wolfart, S.,Kern, M. (2007) Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater*, 23 (1), 45-50.
70. Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N.,Marion, L. (2000) Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53 (4), 304-313.
71. Garber, D. (1993) Porcelain laminate veneers: ten years later. Part I: Tooth preparation. *J Esthet Dent*, 5 (2), 56-62.
72. Miller, L. (1987) Organizing color in dentistry. *J Am Dent Assoc*, Spec No, 26e-40e.
73. Sproull, R.C. (1973) Color matching in dentistry. I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent*, 29 (4), 416-424.
74. Sproull, R.C. (1973) Color matching in dentistry. II. Practical applications of the organization of color. *J Prosthet Dent*, 29 (5), 556-566.
75. Linkow, L., Mangini, F., Davis, D., Touati, B., Miara, P., Nathanson, D. ve diğerleri.
76. Joiner, A. (2004) Tooth colour: a review of the literature. *J Dent*, 32 Suppl 1, 3-12.
77. Contemporary fixed prosthodontics, 4th ed.
78. Morgan, O. The article reviews the book "Fundamentals of color: Shade Matching & Communication in Esthetic Dentistry," by S. J. Chu, A. Devigus, R. D. Paravina, and A. L. Mielezsko.
79. Chu, S.J., Trushkowsky, R.D.,Paravina, R.D. (2010) Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent*, 38 Suppl 2, e2-16.

80. Nathe, C. Dental Materials and Their Selection.
81. Obregon, A., Goodkind, R.J., Schwabacher, W.B. (1981) Effects of opaque and porcelain surface texture on the color of ceramometal restorations. *J Prosthet Dent*, 46 (3), 330-340.
82. Douglas, R.D. (2000) Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent*, 83 (2), 166-170.
83. Muia, P. (1983) Paul Muia explains his four dimensional tooth color system. *Quintessence Dent Technol*, 7 (1), 57-62.
84. McPhee, E.R. (1985) Extrinsic coloration of ceramometal restorations. *Dent Clin North Am*, 29 (4), 645-666.
85. Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W., Childress, S. (1998) Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*, 80 (6), 642-648.
86. Richardson, D.W.
87. Yu, B., Ahn, J.S., Lee, Y.K. (2009) Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand*, 67 (1), 57-64.
88. Fondriest, J. (2003) Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 23 (5), 467-479.
89. Pecho, O.E., Ghinea, R., Ionescu, A.M., Cardona Jde, L., Paravina, R.D., Perez Mdel, M. (2012) Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *J Dent*, 40 Suppl 2, e34-40.
90. Harada, K., Raigrodski, A.J., Chung, K.H., Flinn, B.D., Dogan, S., Mancl, L.A. (2016) A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*, 116 (2), 257-263.
91. Brodbelt, R.H., O'Brien, W.J., Fan, P.L. (1980) Translucency of dental porcelains. *J Dent Res*, 59 (1), 70-75.
92. Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., Ilie, N. (2015) Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*, 113 (6), 534-540.

93. Lim, H.N., Yu, B., Lee, Y.K. (2010) Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 104 (4), 239-246.
94. Johnston, W.M., Ma, T., Kienle, B.H. (1995) Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont*, 8 (1), 79-86.
95. Li, Q., Yu, H., Wang, Y.N. (2009) Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dent Mater*, 25 (2), 158-165.
96. Perez, M.M., Ghinea, R., Ugarte-Alvan, L.I., Pulgar, R., Paravina, R.D. (2010) Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *J Dent*, 38 Suppl 2, e110-116.
97. Bagis, B., Turgut, S. (2013) Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *J Dent*, 41 Suppl 3, e24-30.
98. Barizon, K.T., Bergeron, C., Vargas, M.A., Qian, F., Cobb, D.S., Gratton, D.G. ve diğ erleri. (2013) Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *J Prosthet Dent*, 110 (5), 397-401.
99. Powers, J.M., Dennison, J.B., Lepeak, P.J. (1978) Parameters that affect the color of direct restorative resins. *J Dent Res*, 57 (9-10), 876-880.
100. Ahn, J.S., Lee, Y.K. (2008) Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dent Mater*, 24 (11), 1539-1544.
101. Shono, N.N., Al Nahedh, H.N. (2012) Contrast ratio and masking ability of three ceramic veneering materials. *Oper Dent*, 37 (4), 406-416.
102. Nogueira, A.D., Della Bona, A. (2013) The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD-CAM ceramics. *J Dent*, 41 Suppl 3, e18-23.
103. Antonson, S.A., Anusavice, K.J. (2001) Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont*, 14 (4), 316-320.
104. McLean, J.W. (1980) Aesthetics in restorative dentistry: the challenge for the future. *Br Dent J*, 149 (12), 368-374.

105. Lee, Y.K., Cha, H.S., Ahn, J.S. (2007) Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *J Prosthet Dent*, 97 (5), 279-286.
106. Shah, K., Holloway, J.A., Denry, I.L. (2008) Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 87 (2), 329-337.
107. Crispin, B.J., Hewlett, E., Seghi, R. (1991) Relative color stability of ceramic stains subjected to glazing temperatures. *J Prosthet Dent*, 66 (1), 20-23.
108. Bayindir, F., Atatürk Üniversitesi, D.H.F.P.D.T.A.D.E.T., Wee, A.G. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı.
109. Tung, F.F., Goldstein, G.R., Jang, S., Hittelman, E. (2002) The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent*, 88 (6), 585-590.
110. Choi, B.K., Han, J.S., Yang, J.H., Lee, J.B., Kim, S.H. (2009) Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont*, 1 (3), 129-135.
111. Cho, B.H., Lim, Y.K., Lee, Y.K. (2007) Comparison of the color of natural teeth measured by a colorimeter and Shade Vision System. *Dent Mater*, 23 (10), 1307-1312.
112. Hindle, J.P., Harrison, A. (2000) Tooth colour analysis by a new optoelectronic system. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 8 (2), 57-61.
113. Kim-Pusateri, S., Brewer, J.D., Davis, E.L., Wee, A.G. (2009) Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent*, 101 (3), 193-199.
114. Brewer, J.D., Wee, A., Seghi, R. (2004) Advances in color matching. *Dent Clin North Am*, 48 (2), v, 341-358.
115. Monsenego, G., Burdairon, G., Clerjaud, B. (1993) Fluorescence of dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 69 (1), 106-113.
116. Greig, V. The article reviews the book "Craig's Restorative Dental Materials," 13th Edition, by R. L. Sakaguchi and J. M. Powers.

117. Primus, C.M., Chu, C.C., Shelby, J.E., Buldrini, E., Heckle, C.E. (2002) Opalescence of dental porcelain enamels. *Quintessence Int*, 33 (6), 439-449.
118. Craig's restorative dental materials, 13th ed. (online access included).
119. Abadie, F.R. (1984) Porcelain surface characterization and staining in the office. *J Prosthet Dent*, 51 (2), 181-185.
120. Devigus, A., Lombardi, G. (2004) Shading Vita In-ceram YZ substructures: influence on value and chroma, part II. *Int J Comput Dent*, 7 (4), 379-388.
121. Okamura, M., Chen, K.K., Kakigawa, H., Kozono, Y. (2004) Application of alumina coping to porcelain laminate veneered crown: part 1 masking ability for discolored teeth. *Dent Mater J*, 23 (2), 180-183.
122. Liu, P.R. (2005) A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, 26 (7), 507-508, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
123. Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D. (1996) Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75 (1), 18-32.
124. Baldissara, P., Llukacej, A., Ciocca, L., Valandro, F.L., Scotti, R. (2010) Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*, 104 (1), 6-12.
125. Kim, M.J., Ahn, J.S., Kim, J.H., Kim, H.Y., Kim, W.C. (2013) Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *J Adv Prosthodont*, 5 (2), 161-166.
126. Chen, Y.M., Smales, R.J., Yip, K.H., Sung, W.J. (2008) Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater*, 24 (11), 1506-1511.
127. Wang, F., Takahashi, H., Iwasaki, N. (2013) Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent*, 110 (1), 14-20.
128. Sulaiman, T.A., Abdulmajeed, A.A., Donovan, T.E., Ritter, A.V., Vallittu, P.K., Narhi, T.O. ve diğ erleri. (2015) Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater*, 31 (10), 1180-1187.

129. Spyropoulou, P.E., Giroux, E.C., Razzoog, M.E.,Duff, R.E. (2011) Translucency of shaded zirconia core material. *J Prosthet Dent*, 105 (5), 304-307.
130. Nakamura, T., Saito, O., Mizuno, M.,Tanaka, H. (2002) Changes in translucency and color of particulate filler composite resins. *Int J Prosthodont*, 15 (5), 494-499.
131. Ilie, N.,Hickel, R. (2008) Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater*, 24 (7), 908-914.

