



**MONOLİTİK ZİRKONYA SERAMİK SİSTEMLERİNİN OPTİK
ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE YAŞLANDIRMANIN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Aziz SÖNMEZ

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

EYLÜL 2022

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Aziz SÖNMEZ

30.09.2022

MONOLİTİK ZİRKONYA SERAMİK SİSTEMLERİNİN OPTİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE YAŞLANDIRMANIN DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Aziz SÖNMEZ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Eylül 2022

ÖZET

Amaç: Monolitik zirkonyum seramik sistemlerin optik özellikleri üzerine yaşlandırmanın ve yüzey işlemlerinin etkisinin değerlendirilmesidir. Gereç ve yöntem: Her üç farklı içerikli monolitik zirkonyum seramiğe lastik, pat ve glaze işlemi uygulanıp dokuz farklı grup (n=10) elde edildi. Her bir lastik disk örnek yüzeyine 60 sn süresince uygulandı. Polisaj grubundaki örnekler lastik grubundaki örnekler uygulanan polisaj kitini takiben pearl surface Z (Kuraray noritake Dental inc, Japan) polisaj patı fırça yardımıyla 60 sn süre ile 10000 rpm sabit hızda ayarlanan piyasemen kullanılarak uygulandı. Glaze grubundaki tüm örnekler üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygun miktar glaze tozu ve likidi bir spatül ile karıştırılarak elde edilen macun kıvamındaki karışım örneklerin yüzeyine fırça yardımıyla uygulandı. Örnekler glaze işlemi uygulaması porselen fırını uygun ısı ve süreye göre ayarlanarak aynı kişi tarafından yapıldı. Yüzey işlemleri uygulanan tüm örnekler distile su içeren ultrasonik banyoda 10 dk temizlendi. Örneklerin renk ölçümleri VITA Easyshade Advance spektrofotometre kullanılarak nötral gri arka fon üzerinde gerçekleştirildi. Ölçümler cihazın, tooth single-tek ölçüm modunda yapıldı. Renk özellikleri CIE L*a*b*renk sistemine göre ölçüldü. Ölçümler her örnek için üç kez tekrarlanarak ortalama L*, a* ve b* değerleri hesaplanarak bilgisayara kaydedildi. Translüsensi ölçümlerinde Translüsensi parametresi (TP) yöntemi kullanıldı. ΔE değeri için ölçümler nötral gri arka fon üzerinde yapılırken, TP hesaplayabilmek için ölçümler beyaz (w) ve siyah (b) arka fonlar üzerinde yapıldı. Örnekler 134°C 0,2 MPa'da 30 dk boyunca yaşlandırılma işlemine tabi tutuldu. Yaşlandırma işleminden sonra ikinci renk ve translüsensi parametresi ölçümleri yapıldı. İlk ve ikinci ölçümler arasında karşılaştırma yapıldı. Bulgular: Üç farklı içeriğe sahip monolitik zirkonyum örneklerde yaşlandırma ve polisaj işlemleri sonrasında renk ve translüsensi parametresi açısından anlamlı bir fark görülmemiştir. Katana monolitik zirkonyumda dental direkt ve upcera monolitik zirkonyuma göre daha fazla anlamlı renk değişimi olmuştur. Katana monolitik zirkonyumda yüzey işlemlerini karşılaştırdığında lastik polisaj pat ve glaze ile yapılan polisaj işlemlerine göre yaşlandırma işleminden sonra anlamlı olarak daha translüsent sonuç vermiştir. Upcera ve Dental Direkt monolitik zirkonyum örnekler uygulanan üç yüzey işlemi arasında yaşlandırma işleminden sonra translüsensi parametresi açısından anlamlı bir fark görülmemiştir. Üç monolitik zirkonyum materyali translüsensi parametresi açısından kıyasladığımızda Katana monolitik zirkonyum diğer iki monolitik zirkonyuma göre anlamlı olarak daha translüsent sonuç vermiştir. Sonuç: Monolitik zirkonyum örnekler uygulanan polisaj ve yaşlandırma işleminin renk ve translüsensi parametresine etkisi olmuştur fakat anlamlı değildir. Katana monolitik zirkonyumda daha fazla renk değişimi olmasının nedeni materyalde bulunan fazla metal oksit miktarıyla ilişkili olabilmektedir. Katana monolitik zirkonyuma uygulanan lastik polisaj örnekler yaşlandırmadan sonra anlamlı olarak daha translent sonuç verdiği için Katana monolitik zirkonyum için lastik polisaj uygulanabilir. Dental Direkt ve Upcera monolitik zirkonyum için her üç yüzey işlemi arasında translüsensi parametresi açısından anlamlı bir fark görülmemiştir. Lastik, pat ve glaze polisaj işlemleri bu monolitik zirkonyumlar için uygulanabilir.

Bilim Kodu : 10101.03
Anahtar Kelimeler : Monolitik zirkonyum, Renk, Translüsensi, Optik özellikler
Sayfa Adedi : 87
Danışman : Doç. Dr. Arzu Zeynep YILDIRIM

EVALUATION OF AGING ON OPTICAL PROPERTIES OF MONOLITHIC ZIRCONIA CERAMIC SYSTEMS

(Speciality Thesis)

Aziz SÖNMEZ

GAZİ UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

September 2022

ABSTRACT

Aim: To evaluate the effect of aging and surface treatments on the optical properties of monolithic zirconium ceramic systems. **Materials and methods:** Nine different groups (n=10) were obtained by applying rubber, paste and glaze processes to all three monolithic zirconium ceramics with different contents. Each rubber disc was applied to the sample surface for 60 seconds. Following the polishing kit applied to the samples in the polishing group, using the handpiece adjusted at a constant speed of 10000 rpm for 60 seconds with the help of a pearl surface Z (Kuraray noritake Dental inc, Japan) polishing paste brush. The paste-like mixture, which was obtained by mixing the appropriate amount of glaze powder and liquid with a spatula, was applied to all samples in the glaze group with the help of a brush, in accordance with the manufacturer's instructions. Glazing was applied to the samples by the same person by adjusting the porcelain oven according to the appropriate temperature and time. All specimens with surface treatments were cleaned in an ultrasonic bath containing distilled water for 10 minutes. Color measurements of samples VITA performed on a neutral gray background using the Easysshade Advance spectrophotometer. Measurements were made in the single measurement mode of the device. Color characteristics were measured according to the CIE L*a*b* color system. The measurements were repeated three times for each sample and the average L*, a* and b* values were calculated and recorded on the computer. Translucency Parameter (TP) method was used for translucency measurements. While the measurements for the ΔE value were made on a neutral gray background, the measurements were made on white (w) and black (b) backgrounds to calculate TP. The samples were aged at 134°C 0.2 MPa for 30 min. After the aging process, second color and translucency parameter measurements were made. Comparisons were made between the first and second measurements. **Results:** There was no significant difference in color and translucency parameters after aging and polishing processes in monolithic zirconium samples with three different contents. There was more significant color change in katana monolithic zirconium than dental direct and upcera monolithic zirconium. When the katana compared the surface treatments on monolithic zirconium, rubber polishing gave a significantly more translucent result after aging than the polishing processes with paste and glaze. There was no significant difference between the three surface treatments applied to Upcera and Dental Direct monolithic zirconium specimens in terms of translucency parameter after aging. When we compared the three monolithic zirconium materials in terms of translucency parameter, Katana monolithic zirconium gave a significantly more translucent result than the other two monolithic zirconiums. **Conclusion:** The polishing and aging process applied to the monolithic zirconium specimens had an effect on the color and translucency parameter, but it was not significant. The reason for more color change in katana monolithic zirconium may be related to the excess metal oxide content in the material. Rubber polishing can be applied to Katana monolithic zirconium, as rubber polishing applied to Katana monolithic zirconium yields significantly more translucent results after aging. For Dental Direkt and Upcera monolithic zirconium, there was no significant difference between all three surface treatments in terms of translucency parameter. Rubber, paste and glaze polishing processes can be applied for these monolithic zirconias.

Science Code : 10101.03

Key Words : Monolithic zirconia, Color, Translucency, Optical properties

Page Number : 87

Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Arzu Zeynep YILDIRIM

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren, her türlü yardımı ve desteği esirgemeyen değerli danışman hocam Doç. Dr. Arzu Zeynep YILDIRIM'a

Her konuda yol gösteren, yardımını ve desteğini esirgemeyen, mesleki tecrübelerinden çokça yararlandığım ve birlikte çalışmaktan gurur duyduğum saygıdeğer hocam, bölüm başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Dostluklarını ve yardımlarını hiçbir zaman eksik etmeyen birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum değerli arkadaşlarım Dt. Yiğit YAMALI'ya, Dt. Aykut GÖNDER'e, Dt. Nurlan BABAYEV'e, Dt. Betül ARSLAN'a ve birlikte çalışmaktan keyif aldığım asistan arkadaşlarıma,

TDH-2021-7382 nolu BAP projesi desteği ile tez çalışmama destek sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne

En içten teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.2. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi	3
2.3. Dental Seramiklerin Yapısı.....	4
2.4. Dental Seramiklerin Özellikleri	6
2.5. Dental Seramiklerin Sınıflaması	7
2.5.1. Cam matriks seramikler	9
2.5.2. Polikristalin seramikler	10
2.5.3. Rezin matriks seramikler	12
2.6. Zirkonyum.....	13
2.6.1. Zirkonyumun mikroyapısı.....	13
2.6.2. Zirkonyumun üretim şekilleri	15
2.6.3. Zirkonyumun kullanım alanları	17
2.7. Monolitik Zirkonyum.....	18
2.8. Diş Hekimliğinde Renk.....	23

	Sayfa
2.8.1. Işık renk ve terimleri	24
2.8.2. Dişhekimliğinde kullanılan renk sistemleri	26
2.8.3. Cihaz kullanılarak yapılan renk tespiti.....	30
2.9. Otoklavda Yaşlandırma.....	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması	35
3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması.....	38
3.3. Glaze İşleminin Uygulanması	39
3.3.1. Polisaj kitinin uygulanması	39
3.3.2. Polisaj patının uygulanması	40
3.4. Örnek Yüzeylerinin Temizlenmesi	40
3.5. Renk Ölçüm Kutusunun Hazırlanması	41
3.6. İlk Renk Ölçümleri.....	42
3.7. Translusensi Ölçümlerinin Yapılması.....	42
3.8. Yaşlandırma Uygulanması (Hızlandırılmış Eskitme Testi).....	43
3.9. Yaşlandırma Sonrası Renk Ölçümü	44
3.10. Yaşlandırma Sonrası Translusensi Ölçümlerinin Yapılması	44
3.11. İstatistiksel Değerlendirme	44
4. BULGULAR	47
4.1. Grupların Yaşlandırma Sonucu Renk Değişimi Açısından Değerlendirilmesi ..	47
4.2. Gruplar Arasında Yaşlandırma Sonrası Renk Değişikliğinin Değerlendirilmesi.....	47
4.3. Grupların Yaşlandırma Sonrası Translusensi Parametresi Açısından Değerlendirilmesi.....	48
4.4. Grup İçi Yüzey İşlemlerinin Translusensi Parametrelerinin Değerlendirilmesi.	49
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇ	65

Sayfa

KAYNAKLAR	67
ÖZGEÇMİŞ	87



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	35
Çizelge 3.2. Sinterleme koşulları.....	38
Çizelge 4.1. Grupların yaşlandırma sonucu renk değişimi açısından değerlendirilmesi	47
Çizelge 4.2. Gruplar Arasında Yaşlandırma Sonrası Renk Değişikliğinin Değerlendirilmesi	47
Çizelge 4.3. Gruplar Arasında Yaşlandırma Sonrası Renk Değişikliğinin Değerlendirilmesi	48
Çizelge 4.4. Grupların Yaşlandırma Sonrası Translüsensi Parametresi Açısından Değerlendirilmesi	48
Çizelge 4.5. Katana zirkonyanın translüsentlik değerinin polisaj işlemlerinden etkilenme analizi.....	49
Çizelge 4.6. Dental direkin translüsentlik değerlerinin polisaj işlemlerinden etkilenme analizi.....	50
Çizelge 4.7. Upcera zirkonyanın translüsentlik değerinin polisaj işlemlerinden etkilenme analizi.....	50
Çizelge 4.8. Monolitik zirkonyumların translüsensi parametrelerinin değerlendirilmesi	51

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Dental seramiğin yapısı.....	5
Şekil 2.2. Şekil seramik sınıflaması	9
Şekil 2.3. Munsell'in renk uzayındaki ton, aydınlık ve yoğunluk skalası.....	28
Şekil 2.4. CIE renklerin tristimulus değerleri eğrileri	29



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Zirkonya bloklar.....	36
Resim 3.2. Kazıma İşlemi	37
Resim 3.3. Kazıma sonrası	37
Resim 3.4. Sinterleme fırını.....	37
Resim 3.5. Kazıma cihazı.....	38
Resim 3.6. Glaze işleminde kullanılan fırın	39
Resim 3.7. Polisaj işlemleri.....	40
Resim 3.8. Yüzey işlemleri uygulanan örneklerin ultrasonic banyoda temizlenmesi....	41
Resim 3.9. Renk ölçüm kutusu.....	41
Resim 3.10. Örneklerin renk ölçümlerinin yapılması.....	42
Resim 3.11. Örneklerin translüsensi ölçümlerinin yapılması	43
Resim 3.12. Anthos buhar otoklavı	43

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Kısaltmalar	Açıklamalar
%	Yüzde
Al ₂ O ₃	Alüminyum Oksit
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
CaO	Kalsiyum Oksit
CeO ₂	Seryum Dioksit
Ce ₂ O ₃	Seryum Oksit
LTD	Düşük ısılarda bozulma
ML	Multi Layer
MgO	Magnezyum Oksit
MPa	Mega Pascal
N	Newton
n	Örnek Sayısı
o	Derece
°C	Derece santigrat
PSZ	Parsiyel Olarak Stabilize Zirkonyum
Si	Silisyum
SiO ₂	Silisyum Dioksit
sn	Saniye
TP	Translusensi Parametresi
TZP	Tetragonal Zirkonya Polikristali
Y ₂ O ₃	Yttrium Oksit, İttria
Y-TZP	Yttrium ile stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali
Zr	Zirkonyum
ZrO ₂	Zirkonyum Oksit, Zirkonyum Dioksit, Zirkonya
ΔE	Renk değişimi
μm	Mikrometre

1. GİRİŞ

Dişler insan hayatında kritik bir öneme sahiptir. Fonksiyon kaybı, dengeli beslenmeyi azaltabilir ve insan sağlığı üzerinde olumsuz etkilere sebep olabilir. Sabit diş protezleri ile hem fonksiyon hem de estetik yeniden kazandırabilir. Dental seramikler estetikleri, stabiliteleri, biyouyumlulukları ile restoratif materyaller arasında giderek popüler hale gelmiştir(1).

Tam seramik materyaller incelendiğinde eşit derecede estetik özelliklere sahip olmadıkları ve estetik özellikleri iyi olan seramiklerin mekanik özelliklerinin yetersiz olduğu, mekanik özelliklerin iyi olduğu seramiklerin estetik özelliklerinin yetersiz olduğu görülmüştür(2) .

Feldspatik ve cam seramik materyaller doğal diş yakın ışık geçirgenlikleri olduğundan iyi optik özellikler sergilerler. Fakat mekanik özellikleri posterior bölgedeki restorasyonlarda kullanımı için yetersizdir(3,4). Bu problemi çözmek için zirkonyum oksit seramikler geliştirilmiştir ve çiğneme kuvvetlerinin yüksek olduğu posterior bölgelerde tam seramik restorasyon yapımına olanak tanımıştır (5).

Zirkonyum tam seramik materyalin opak bir yapıya sahip olması nedeniyle feldspatik seramik ile veneerlenerek doğal diş görüntüsü elde edilmeye çalışılmıştır. Ancak veneer porselende kırılmalar (chipping) gözlenmiştir(6–8).

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) sistemlerinin gelişmesiyle daha iyi ışık geçiren ve renk seçenekleri olan (polikromatik) monolitik zirkonyum seramik restorasyonların üretilmesini sağlamıştır. Böylece veneer seramikte görülen kırılma problemlerinin önüne geçilmiştir(9–11).

Estetiğin önemli olan adımlarından bir tanesinde restorasyonu doğal dişlerin optik özellikleriyle uyumlu olması estetik için önemlidir. Opalesans derecesi, translüsensi, flüoresans, yüzey dokusu ve şekil özellikleri, seramik içeriği, seramik fırınlama sayısı ve yoğunlaştırma tekniği gibi faktörler seramiğin son rengini etkilemektedir(12,13).

Yaşlanma, yapay bir eskitme yöntemi kullanılarak uzun süreli sıcaklık, nem, ışık gibi faktörlere maruz kalarak uygulanan bir simülasyondur (14). Ağız ortamını taklit etmek amacıyla uygulanan farklı yaşlandırma yöntemleri uygulanmaktadır. Hızlandırılmış

yaşlandırma ısı, nem, ışık ve kuvvet uygulayarak kapalı ortamda veya dışarda dental materyallerin optik ve mekanik özelliklerini değerlendirmek için kullanılan yöntemdir. Oral ortam şartları taklit edilmiş olmaktadır (15). Otoklavda yaşlandırma ağız ortamını in vitro olarak taklit eden bir yaşlandırma metotudur.

Seramik yüzeyinde yapılan aşındırmalar yüzeyin polisajını bozmaktadır. Bu durum karşıt dişlerde aşınmalara ve plak akümülyasyonuna sebep olmaktadır. Restorasyon yüzeyinde meydana gelen plak birikimi dental çürük ve periodontal sorunlara sebep olmaktadır. Uygulanan farklı cila işlemleriyle restorasyon yüzeyi pürüzsüz bir hal alır. Kolay temizlenebilen ve doku uyumunun sağlandığı yüzey elde edilir(16). Optimal estetik, biyolojik ve mekanik özelliklere sahip restorasyon elde etmek için bitirme ve cila işlemleri uygulanmaktadır.

Bu in vitro tez çalışmasında monolitik zirkonya seramik sistemlerin optik özellikleri üzerine yaşlandırmanın ve polisajın etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır. Bu doğrultuda çalışmanın sıfır hipotezi yaşlandırmanın monolitik seramik sistemlerin renk değişimi ve translüsensi parametrelerini etkileyeceği şeklinde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Bir veya daha fazla metal ya da yarı metal elementin metal olmayan oksijen elementi ile kimyasal bağlarla bağlanmasıyla oluşan seramik; inorganik, silika yapısında camsı fazda kristalin materyaldir. Porselen ise kaolin, kuartz, feldspattan uygun oranlarda karıştırılmasıyla elde edilen yüksek ısılarda fırınlanan seramikler materyallerin alt sınıfındadır. Diş hekimliğinde seramikler, yapay protez dişlerin üretiminde post materyali olarak, kron ve köprü restorasyonlarında, implant sistemlerinde abutment olarak ve metal alt yapıları kaplamak için yaygın olarak kullanılmaktadır(17,18) .

2.2. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

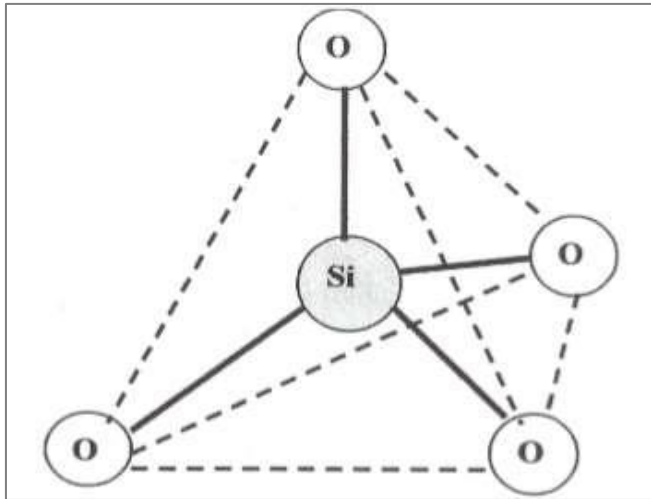
İnsanlar tarafından yapay olarak üretilen seramikler, Yunanca 'topraktan, yakıldandan' anlamına gelen 'keramikos' kelimesinden türetilmiştir(19). İlk Seramikler 10.000 yıl öncesinden Taş Devri'nden günümüze kadar çeşitli süslemelerin yapımında kullanılmıştır; Opak, zayıf ve gözenekli olduklarından diş hekimliği alanında kullanıma uygun görülmezler. Diş hekimliğinde kullanılan özel bir seramik türü olarak geliştirilen porselen, mesleğimizde kullanıma uygun bir malzeme olarak kabul edilmiştir(20). İstiridyeye kabuğunun iç yüzeyindeki beyaz parlak sedef kıvrımları anlamına gelen 'porcella' ve İtalyanca'da küçük deniz kabuğu anlamına gelen 'porcellana' kelimelerinden türetilen porselen, seramiğin en yüksek ve en mükemmel şeklidir(21). Dental porselen terimi, cam matriks içinde farklı kristal parçacıkların bulunduğu dayanıklı ve camsı seramik malzemeler için kullanılmaktadır(21). Camsı yapı, zayıf tamamen transparan düzensiz bağlar içerir. Kristal yapı ise daha düzenli dizilişe sahip ve dayanıklıdır. 1774 yılında Alexis Duchateau adlı bir eczacı tarafından kullanılmış olup ve Nicholas Dubois de Chemant adlı bir diş hekimi, hareketli protezlerde kullanılmak üzere ilk porselen dişleri üretmiş ve patentini almıştır(22,23) . 1808'de İtalyan diş hekimi Giussepangelo Fonzi Platin pinler ve çerçeve kullanarak proteze sabitlenen ilk kişisel porselen dişleri yapmıştır. 1903 yılında Dr Land, ince platin folyo üzerinde feldspat ve alüminöz porselen kullanarak jaket kron üretmiş ve günümüz tam seramik kuronların temelini oluşturmuştur. Ancak estetik özellikleri iyi olan bu restorasyonlarda yüksek esneklik mukavemeti nedeniyle kırıklar meydana gelmiştir(24,25). 1950'lerde porselenin genleşme katsayısını artırmak için lösit, altyapı

metaline bağlanma gücünü artırmak için altın eklenmiştir. Metal destekli dental seramik restorasyonların kullanımı ilk olarak 1962 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından potasyum oksit içeren seramik tozlarının altın alaşımları üzerine uygulanmasıyla ortaya çıkmıştır(11,13,14). 1965 yılında McLean ve Hughes tarafından platin folyo üzerinde alümina kristalleri ile güçlendirilmiş metal desteksiz seramik geliştirilmiştir. Bu seramik alt yapı materyali olarak kullanılmış olup kırılma dayanımında önemli artış sağlanmıştır(15–17) . İlk dökülebilir cam seramik 1984 yılında Dicor tarafından camın kontrollü kristalizasyonu ile üretilmiştir(31,32). 1989 yılında slip-cast yöntemi kullanılarak alüminyum oksit içeriği %90'a çıkarılmış ve dayanıklılığı artırılmış In-Ceram sistemi piyasaya sunulmuştur(33). 1990'ların başında, hacimce yaklaşık %34 lösit ile güçlendirilen preslenebilir bir cam seramik (IPS Empress) piyasaya sürülürken, 1990'ların sonlarında, hacimce yaklaşık %70 lityum disilikat kristalleri içeren anterior bölgede üç üyeli köprü ve tek kron restorasyonlarda kullanılan kırılmaya karşı daha dayanıklı , preslenebilir bir cam seramik (IPS Empress 2) piyasaya sürüldü(34). .2005 yılında empess ve empess 2 sistemlerinden farklı olarak %70 lityum disilikat içeren daha estetik daha dayanıklı olan İpsemexpress sistemi geliştirilmiştir(22) .

Yüksek bükülme direnci ve kırılma dayanıklılığı sahip olan zirkonya tam seramiklerde alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlanmış olup veneer seramik ve altyapı arasında bağlantının zayıf olması nedeniyle görülen kopma ve seramikte görülen koheziv kırılma problemlerini gidermek için monolitik restorasyonlar uygulanmaya başlanmıştır(23,24) .

2.3. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik, bir ya da daha fazla metal elementinin metal olmayan oksijen elementiyle kimyasal tepkimesi sonucu oluşan bileşim kombinasyonudur. Bu bileşimde, merkezde silisyum atomu, dört oksijen atomu ile güçlü iyonik ve kovalent bağlar yaparak tetrahedral birimler oluşturur.



Şekil 2.1. Dental seramiğin yapısı

Dental seramiğin bu yapısı stabilite, sertlik, ısı, kimyasal maddelere karşı direnç kazandırırken kırılmalığada neden olmaktadır. Kaolin, kuartz, feldspat başta olmak üzere akışkanlar, cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar, lüminesans seramiğin bileşiminde bulunmaktadır(38)

Feldspat

Porselen içerisinde %75-%80 oranında bulunur. Dental porselene translüsensi verir. Porselenin ana maddesidir.Cam matriksi oluşturur.1100°C- 1300°C'de fırınlama esnasında eriyerek kaolin ve kuartzı sarar ve kitlenin bütünlüğünü sağlar. Diş yüzey detaylarının kaybolmasını engeller(39).

Kuartz

Seramik matriksi içinde doldurucu görevi görür. Erime ısısı (1700 °C) çok yüksektir. Yüksek ısılarda seramiğin şeklini korumayı sağlar. Porselenin büzülmesini engeller. Dental porselenin % 10-%30' nu oluşturur(40)

Kaolin

Opak olduğundan seramiğin yapısında %1-%5 oranında bulunur. Isıya oldukça dayanıklıdır. Bağlayıcıdır, porselenin kolay işlenmesini sağlar(41)

Porselenin yapısına bu üç ana madde dışında seramiğin yapısında akışkanlar, cam modifiye edici ajanlar, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı, floresans özelliğini geliştiren çeşitli maddelerde eklenebilir.

Akışkan ve cam modifiye ediciler

Magnezyum, potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler cam modifiye edici ajanlardır. Cam modifiye edici ajanlar aynı zamanda viskoziteyi ve erime sıcaklığını düşürür(42)

Ara Oksitler Camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır(42)

Renk pigmentleri

Pigmentler seramik karışımları ile birlikte pişirilen metal oksitlerdir. İlk rengi beyaz olan seramik, translüsent bir yapıya sahiptir(43) .

Opaklaştırıcı ajanlar

Özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye gereksinim duyduğundan, opaklaştırıcı ajanların ilavesi çok hassas bir işlem gerektirir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince tanecik boyutlarında öğütülmüş metal oksit içerirler. Bu amaçla sıklıkla seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit kullanılmaktadır.(44)

2.4. Dental Seramiklerin Özellikleri

Dental seramikler, saf minerallerin yüksek sıcaklıklarda ısıtılmasıyla elde edilen metalik olmayan inorganik materyallerdir (45). Seramikler ve camlar çok kırılmandır, bu da yüksek bir baskı dayanımı ancak düşük çekme dayanımı sergiledikleri ve çok düşük gerilme (%0,1, %0,2) altında kırılabilecekleri anlamına gelir. Restoratif materyaller olarak dental seramikler, çoğunlukla oral kavitede mevcut olan fonksiyonel kuvvetlere karşı koyamamalarından dolayı dezavantajlara sahiptir. Bu nedenle başlangıçta premolar ve molar bölgelerde sınırlı uygulamalarda kullanılırken, materyallerde meydana gelen gelişmeler uzun sabit protezler ve dental implantlar üzerinde kullanımlarını mümkün kılmıştır.(46).

Tüm dental seramikler, metaller gibi diğer dental materyallerle karşılaştırıldığında düşük kırılma dayanımı sergiler (47)

Metal seramik sistemleri, hem seramiğin olağanüstü estetik özelliklerini hem de metallerin olağanüstü mekanik özelliklerini birleştirmiştir. Diş hekimliğinde kullanılan bazı restoratif materyaller bazı hastalıklar için sorun teşkil edebilir. Bunlar alerji(48), dişeti renklenmesi(49,50), gingival dokulara(51) ve dişeti oluşu sıvısına metal iyon geçişi olarak kendini gösterebilir. Bu dezavantajlar hastalar ve diş hekimleri tarafından daha estetik malzeme arayışları, metal içermeyen seramik sistemlerin araştırılmasını ve geliştirilmesini teşvik etmiştir.

2.5. Dental Seramiklerin Sınıflaması

Dental seramik sınıflaması aşağıdaki gibidir,

Uygulama alanlarına göre

- Metal destekli seramik kuron ve köprülerde kullanılan seramikler
- Tam seramik kuron ve köprülerde kullanılan seramikler
- Hareketli protezlerde yapay dişlerin yapımında kullanılan seramikler
- Endodontik postlar
- İmplant dayanakları

Üretim tekniklerine göre

- Dökülebilir seramikler
- Isı ve basınç altında şekillendirilen seramikler
- Sinterleme yapılan seramikler
- Slip-casting (cam infiltre) seramikler
- CAD-CAM ile elde edilen seramikler

Fırınlama sıcaklıklarına göre seramikler

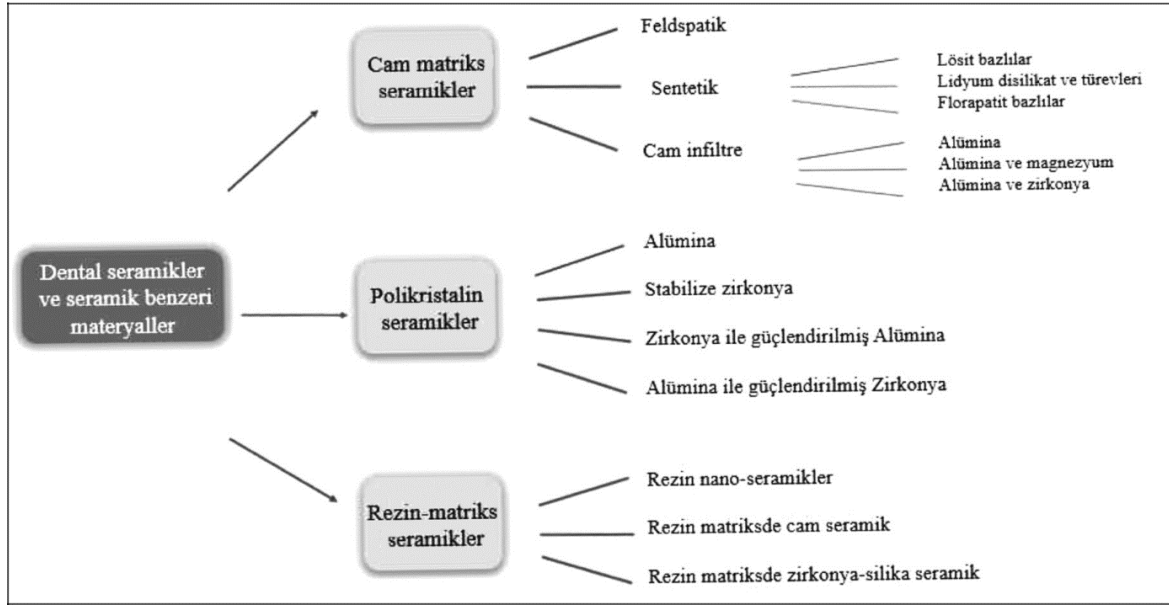
- Yüksek ısı seramikleri (1290°C-1370°C)
- Orta ısı seramikleri (1090°C-1260°C)
- Düşük ısı seramikleri (870°C -1065°C)
- Ultra düşük ısı seramikleri (<870°C)

Mikro yapılarına göre

- Cam içeriği yüksek seramikler (esas olarak silika)
- Cam bazlı doldurucu sistemler
- Kristalin bazlı cam doldurucu sistemler
- Polikristalin seramikler

İdeal sınıflandırma sistemi materyalin nerede kullanılacağına, hangi tip restorasyonda kullanılacağına, nasıl simante edileceği hakkında bilgi vermelidir. Bu mevcut sınıflamalar yeni bir materyalin kolayca sınıflamaya dahil olmasına izin vermemektedirler. Gracis ve arkadaşları daha güncel ve genel bir sınıflama yapmışlardır. Buna göre seramikler üç grup altında incelenebilir.

1. Cam Matriks Seramikler: Metalik olmayan inorganik cam faz içeren seramik materyallerdir. Bunlar feldspatik seramikler, sentetik seramikler, cam infiltre seramiklerdir.
2. Polikristalin Seramikler: Metalik olmayan cam faz içermeyen seramiklerdir. Bunlar alümina, stabilize zirkonya, alümina ile güçlendirilmiş zirkonya , zirkonya ile güçlendirilmiş alüminadır.
3. Rezin Matriks Seramikler: Porselen, cam, seramik, cam seramik gibi erimez bileşikler içeren seramiklerdir. Rezin nanoseramikler, rezin polimer ağ içerisinde cam seramik ve rezin polimer ağ içerisinde zirkonya silika seramiklerdir.



Şekil 2.2. Şekil seramik sınıflaması

2.5.1. Cam matriks seramikler

Feldspatik seramikler

Bu geleneksel seramik grubu, kil/kaolin (hidratlı alüminosilikat), kuvar (silikat) ve doğal olarak oluşan feldspattan (potasyum ve sodyum alüminosilikat karışımı) oluşan üçlü bir malzeme sistemine dayanmaktadır. Potasyum feldspatin ($K_2A_{12}Si_6O_{16}$) formu lösit kristalleri, miktarına bağlı olarak restorasyonun asıl gücünü artırmakla kalmayıp, metal altyapılarla veneer materyali olarak kullanılmasını sağlar(52). (Genleşme katsayısı altyapının % 10 altında veya daha azdır).

Bu malzemeler halen metal alaşım ve seramik yüzeylerde veneer materyali olarak ve diş yapısına yapıştırılan estetik bir malzeme olarak kullanılmaktadır.

Sentetik seramikler

Seramik endüstrisi, hammaddelerin doğal kaynaklarına ve bunların doğal varyasyonlarına daha az bağımlı kalmak için sentetik malzemeler kullanmaya başlamıştır. Bileşim üreticilere göre değişir, ancak genellikle silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içerir. Cam fazları, metallere termal genleşme uyumluluğu ve geliştirilmiş mukavemet için lösite ek olarak apatit kristalleri ile

birleştirilebilir. Tam seramik altyapılara veneer materyali olarak kullanılması için altyapılara uygun ısıl genleşme katsayılarına uygun hale getirilir(52).

Gelişmiş mekanik özellikler ve altyapı materyali olarak kullanılması için lösit, lityum disilikat ve fluoroapatit kristal faz takviyesi yapılarak feldspatik proselen olarak da üretilmiştir(52).

Cam infiltre seramikler

İlk cam infiltre seramik in-ceram alümina slip cast tekniğiyle 1989 yılında üretilmiştir. Röfraktör die üzerinde alüminyum oksit tozu hamur kıvamında sinterlenir ve poroz yapıda alüminyum iskelet elde edilir. Lantum camı poroz yapıya infiltre edilerek daha dayanıklı bir yapı oluşur. Opasitesinden dolayı veneer tabaka gerekmektedir. Üretici firmaya göre içeriği Al_2O_3 %82, LaO_3 %12, SiO_2 %4,5, CaO %0,8, diğer oksitler %0,7

İn-ceram spinell 1994 senesinde aynı şekilde poroz magnezyum alüminat kora cam infiltre edilmesiyle üretilmiştir. İn-ceram zirkonya ise in-ceram alüminanın alüminyum oksitinin içerisine zirkonyum oksit eklenmesiyle üretilmiştir. CAD-CAM ile üretilen zirkonya ve lityum disilikat seramiklerin kullanılmasıyla cam infiltre seramiklerin popülaritesi azalmıştır(52).

2.5.2. Polikristalin seramikler

Polikristalin grubunda sınıflandırılan seramiklerin ana özelliği, dayanıklılık ve kırılma tokluğu sağlayan, ancak sınırlı yarı saydamlığa sahip olma eğiliminde olan ince taneli kristal bir yapıdır. Ek olarak, bir cam fazın olmaması, hidroflorik asitle asitlendirmesi zor, uzun asitleme süreleri ve daha yüksek sıcaklık gerektirir (52).

Alümina

Bu malzeme yüksek saflıkta Al_2O_3 'ten (%99,5'e kadar) oluşur. İlk olarak 1990'ların ortalarında Nobel Biocare tarafından CAD/CAM ile üretim için bir kor malzeme olarak tanıtıldı. Çok yüksek sertliğe (17 ila 20 GPa) ve nispeten yüksek dayanıklılığa sahiptir. Dental seramikler içerisinde en yüksek elastik modülü, kütle halinde kırılmalara yol açmıştır.

Stabilize zirkonya

Saf zirkonya üç allotropik fazda bulunur. Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan saf zirkonyum, 1170°C'ye kadar ısıtıldığında tetragonal faza dönüşür ve sıcaklık 2370°C'yi aştığında kübik faz oluşur(53,54). Materyalin monoklinik fazdan tetragonal faza geçişinde makaslama gerilimi ve %4'lük hacim artışı oluşmakta olup bu hacim artışı materyaldeki çatlakların ilerlemesini engelleyip, kırılma dayanımını artırmaktadır. Bu faz dönüşümleri esnasında ısı ve hacim değişikliği sebebiyle stabil olmayan saf zirkonyum itriyum, magnezyum, kalsiyum, seryum gibi oksitler eklenerek tamamen veya kısmen stabilize edilmektedir(55). Mikroyapılarına göre tamamen stabilize zirkonya (FSZ), kısmen stabilize edilmiş zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) şeklinde sınıflama önerilmiştir. Tamamen stabilize zirkonya kübik fazdadır ve % 8'den fazla itriyum oksit içerir. Parsiyel stabilize zirkonya kübik matriks içinde çok küçük boyutta tetragonal ve kübik partiküller içerir. Tetragonal zirkonya polikristalleri genellikle itriya ve seriya ile stabilize edilmiş monolitik materyallerdir(56). Dental zirkonyalar tetragonal zirkonya polikristalleri fazındadır. Yüksek kırılma dayanımı ve en güçlü olduğu formda olduğu için itriyum ile stabilize edilmiş (Y-TZP) şeklindedir(52).

Zirkonya seramikler alt yapı materyali olarak seramikle veneerlenerek kullanıldığı gibi monolitik restorasyon üretmek içinde kullanılabilir. Monokromatik formları olduğu gibi polikromatik mireden dentine renkleri taklit eden polikromatik CAD-CAM bloklar da mevcuttur. Translüsensisi yüksek olarak da üretilebilmektedirler(52).

Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

Zirkonya tetragonal fazda kısmen stabil olduğu için mikro ve nano ölçeklerde alümina eklenerek daha stabil hale getirilir(57). Alüminaya stabilize olmayan zirkonya ilavesinin, çatlak başlangıcı ve ikinci faz arasındaki tetragonal ile monoklinik faz geçişi sırasında meydana gelen etkileşimlerden dolayı, alüminanın kırılma tokluğunu artırdığını ifade edilmiştir(45,46). En son teknoloji, alümina mikropartiküllerine zirkonya nanoparçacıklarının birleştirilmesidir(60,61). Y-TZP ile karşılaştırıldığında bu kompozit materyallerin avantajları, düşük sıcaklıkta bozunmaya karşı direnç, daha yüksek kuvvet, kırılma dayanımı (62,63)ve iki kat fazla yorulma dayanımı göstermektedir(64). Alümina

ve zirkonya parçalarına camın infiltre edilmesiyle hasara daha dayanıklı estetik materyaller elde edilebilir(65).

2.5.3. Rezin matriks seramikler

Rezin matris seramikler, organik bir matriste yüksek oranda seramik doldurucu içeren materyallerdir. Rezin matrisleri, geleneksel seramiklere kıyasla dentin elastisite modülüne daha yakın olmaları, cam matriksli seramiklere (örneğin, lityum disilikat ailesinden sentetik seramikler) veya polikristalin seramiklere göre daha kolay milledenme, uyumlanma ve kompozit rezin ile tamir edilebilmesi gibi avantajları vardır. Rezin matriks seramiklerinin içerikleri çok çeşitlidir ve CAD-CAM ile kullanım için özel olarak formüle edilmiştir. İnorganik içeriklerine göre alt gruplara ayrılır(52).

Rezin nanoseramik

Ağırlıkça % 80 nanoseramik partikülle resin matriksi güçlendirilmiştir. Zirkonya silika, zirkonya ve silika nanopartiküller ile boşlukların doldurulmasıyla yüksek nanoseramik içerik elde edilir(52).

Rezin polimer ağ içerisindeki cam seramikler

Vita Enamic olarak üretilen bu tip materyal yapısında felspatik seramik ağ (ağırlıkça %86, hacimce %75) ve polimer ağ (ağırlıkça %14, hacimce %25) olmak üzere iki ağdan oluşur. Seramik kısmın içeriğinde 58%-63% SiO₂; 20%-23% Al₂O₃; 9%-11% Na₂O; 4%-6% K₂O; 0.5%-2% B₂O₃; 1%'den az Zr₂O ve CaO vardır. Polimer ağı UDMA ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşur ve hibrit seramik olarak da adlandırılır(52).

Rezin polimer ağ içerisindeki zirkonya silika seramikler

Farklı oranlarda organik matriks ve inorganik doldurucu içerir. Ağırlıkça % 60' dan fazla inorganik içeriği vardır. Silika tozu, UDMA, TEGDMA, zirkonya silika, silika pigmentleri içerir. Başka bir örnekte %85 ultra ince zirkonya silika partiküllerinin bisGMA ve TEGDMA polimer ağ yapısına gömülü olduğu kompozittir (MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE)(52).

2.6. Zirkonyum

Zirkonyum ismi Arapçada altın rengi anlamına gelen zar ve gun kelimelerinden türemiştir(66). Zirkonyum dioksit (ZrO_2) 1790 yılında tesadüfen Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından bulunmuştur (67). Atom numarası 40, atom ağırlığı 91.23 olan zirkonyum, periyodik tablonun 5.periyodunda 4B grubuna ait Zr sembolü kimyasal olarak oldukça aktif bir elementtir. Doğada hiçbir zaman saf halde bulunmaz. Bileşikler halinde bulunur. Bilinen iki bileşiği zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2). Zirkonyum silikatın diğer adı zirkon; zirkonyum oksidin diğer adı zirkonya, zirkonyum dioksit, baddeleyit' tir(68). Cam faz içermeyen polikristalin seramik yapısındadır. Dış hekimliğinde saf zirkonyuma oda sıcaklığında Y_2O_3 ilave edilerek itriyum stabilize tetragonal zirkonyum polikristalin şeklinde kullanılır(69).

Zirkonyum sıcaklık, aşınma ve korozyona karşı dirençli bir materyal olup, hava ile temas ettiğinde yüzeyinde bir oksit tabakası oluşur. Bu oksit tabakası zirkonyumu havaya, neme, asitlere karşı dirençli hale getirir(70). Birçok ortamda zirkonyum titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklı bir yapı sergilemektedir(71). Zirkonyum materyalinin tam kronlar için alt yapı olarak kullanılması restorasyona estetik, mekanik ve biyouyumluluk özellikleri kazandırır(72).

Zirkonyum yüksek biyouyumluluğa sahiptir. Hiçbir doku reaksiyonuna veya yan etkiye sebep olmazlar. Yüzey pürüzsüzlüğüne bağlı olarak plak retansiyonuna sebep olmayıp, dişeti dokuları için uygun yüzey oluştururlar(73).

Zirkonyum polimorfik bir materyaldir; monoklinik, tetragonal, kübik olarak üç fazda bulunur(74).

2.6.1. Zirkonyumun mikroyapısı

Zirkonyum kristalleri monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (c) olmak üzere üç farklı mikroyapıda bulunur. Saf zirkonyum oda sıcaklığında monoklinik fazda iken $1170^{\circ}C$ - $2370^{\circ}C$ arasında tetragonal fazda, $2370^{\circ}C$ - $2680^{\circ}C$ arasında kübik fazdadır(55).

Zirkonyum fırınlama sıcaklığında tetragonal oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır. Fırınlamadan sonra soğuma esnasında t→m faz dönüşümü gerçekleşir. Faz dönüşümü

materyalde sıkıştırıcı stresler oluşmasına sebep olup dayanıklılık artar. Bu esnada materyalde %3-%5 arasında hacim artışı olur. Bu hacim artışı ileride kırıklara sebep olacağından faz dönüşümünün kontrollü şekilde gerçekleşmesi gerekir. Bu sebepten dolayı materyale CaO, MgO, Al₂O₃, Y₂O₃ ve CeO₂ metal oksitleri ilave edilir(55).

Metal oksitler içinde itriyum en yüksek dayanıklılık ve tokluk sağladığı kanıtlanmıştır. Böylece %3 itriyum stabilize tetragonal zirkonyum polikristalin dental uygulamalar için uygun hale gelmiştir(75).

3Y-TZP'nin mekanik özellikleri büyük oranda tanecik boyutuna bağlıdır(76). Kritik tanecik büyüklüğünün üzerinde materyal daha az kararlı faz dönüşümüne daha duyarlıdır(77). Küçük tanecik boyutları daha düşük dönüşüm oranına sebep olur. Belli bir tanecik büyüklüğünün altında dönüşüm mümkün değildir, materyalin kırılma dayanımını azalmasına sebep olur. Sonuç olarak sinterleme koşulları tanecik boyutunda etkilidir ve materyalin mekanik özelliklerini etkiler. Daha uzun sinterleme süreleri ve yüksek sıcaklıklar daha büyük tanecik boyutuna sebep olur(76).

Dental uygulamalar için zirkonya sertleştirilmiş alümina (ZTA), kısmen stabilize zirkonya (PSZ), tetragonal zirkonya polikristalin (TZP) ve tamamen kübik stabilize zirkonya (CSZ) dahil olmak üzere çeşitli polikristalin zirkon malzemeleri geliştirilmiştir.

CSZ, ışık geçişini artırabilen izotropik karakteri ile diğerlerinden ayrılır(78). Saydam kübik ZrO₂ seramiği, yüksek optik özellikler göstermesi nedeniyle ilgi çekici olmasına rağmen, mekanik özelliklerinin düşük olması nedeniyle kübik ZrO₂ (dayanıklılık<600 MPa) yerine (dayanıklılık>900 MPa) tetragonal ZrO₂ seramikleri tercih edilir(66).

Düşük ısı bozunması zirkonyum kristallerinin suyun varlığında tetragonal fazdan monoklinik faza geçip materyalin fiziksel özelliklerinin zayıflamasıdır(80). Bunun sonucunda taneciklerin birbirinden uzaklaşması, yüzey bozulması ve kırılma dayanımının düşmesine sebep olur(76). Faz dönüşümünde yıkıcı etkiye yol açacak kadar hacim artışı meydana gelir. Metal oksitlerle zirkonyumu stabilize edilmesi faz dönüşümünü kontrol altına alıp çatlak ilerleyişinin kontrol altına alıp yüksek tokluk oluşmasını sağlar(76).

Düşük ısı bozunması (LTD) nem varlığında 20°C ile 250°C arasında meydana gelir(81). LTD başlangıçta oksijen boşluklarını doldurarak yüzeyel taneciklerde oluşur. Yüzeyel olarak yayılır ve materyalin derinlerine doğru ilerler. Y-TZP'nin kırılma dayanımını azaltır(82). Zirkonya seramiklerinin LTD davranışını; stabilize edici katyonun değeri ve boyutu, stabilizatörün dağılımı, faz bileşimi, tane boyutu ve tane boyutu dağılımı ile ikincil fazların varlığı gibi faktörler etkiler. Bahsedilen parametrelerin çoğu birbirine bağlıdır ve sinterleme süresi, sıcaklık ve atmosfer gibi sinterleme koşullarından büyük ölçüde etkilenir(81).

2.6.2. Zirkonyumun üretim şekilleri

Sinterleme, yüksek sıcaklıklarda partiküllerin birbirine bağlanmasını sağlayıp gözenekli yapıyı küçültüp, partikül temas alanlarını artmasını sağlayarak gözenekli yapının hacmini ve şeklini küçültmek amacıyla uygulanan ısıl işlemdir. Diş hekimliğinde zirkonyum tam sinterize, parsiyel sinterize ve green stage hazır bloklardan frezeleme ile üretilir. Zirkonyumun fiziksel özelliklerini sinterleme işlemide etkilemektedir(83).

Green stage zirkonya

Özel bağlayıcılar kullanılarak bloklar elde edilir. Tebeşir kıvamında yumuşaktır. Hızlı bir şekilde freze edilebilir. Sinterleme büzülmesi dikkate alınarak restorasyon %20-%25 büyük hazırlanır(84).

Pre-sinterize zirkonya

Pre-sinterize zirkonyum green stage zirkonyanın 500°C'de 30 dk sinterlenmesi ile elde edilir.

Zirkonyum tozları basınçsız şekilde preslenerek sinterlenmemiş bloklar CAD-CAM sistemi ile şekillendirilir. Normalden büyük boyutta hazırlanan materyal 1350°C-1500°C sıcaklıkları arasında sinterlenir. Pöroz yapıdaki zirkonyum sinterlemeden sonra %20 büzülür ve daha dayanıklı hale gelir(84).

Sinterize zirkonya

İlk aşamada zirkonyum 1300°C'de sinterlenir. Partikül yoğunluğunu artırmak için 1350°C-1500°C arasında yüksek basınçta izostatik bir ortamda ısıtım işlemi uygulanır. Sinterleme işleminden sonra materyal %99 yoğunluğa ulaşır. Frezeleme işlemi zordur. Sinterizasyon büzülmesinin olmaması bu blokların avantajıdır(85).

Zirkonyum alt yapıların üretimi

Zirkonyum alt yapılar aşağıdaki sistemlerle üretilir;

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

CAD/CAM sistemleri

Zirkonya restorasyonları geleneksel üretim teknikleri ile üretilemeyeceği için 1990'lı yıllarda bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) teknolojisi diş protez materyali olarak zirkonyumun kullanılmasına izin vermiştir(86)

CAD-CAM sistemlerinin ve seramik malzemelerin geliştirilmesiyle zirkonyum gibi yüksek dayanıklılık gösteren seramiklerin kullanımı artmıştır. Döküm modeli optik veya lazer ile taranarak restorasyon tasarlanır ve üretilir(87).

CAD/CAM sistemleri üç ana bölüme ayrılır; (1) Verileri preparasyon alanından, bitişik ve karşıt yapılardan toplayan ve daha sonra bunları intraoral tarayıcılar aracılığıyla (ofis içi CAD/CAM veya ofis içi CAD veya görüntü toplama sistemleri) veya geleneksel yöntemlerle üretilen alçı modeli sanal gösterime dönüştüren bir veri toplama birimi; (2) sanal bir ortam üzerinde restorasyonları tasarlamak ve daha sonra freze parametrelerini hesaplamak için yazılım; (3) restorasyon malzemesinin katı bir bloğundan imalat için üretilen bilgisayarlı bir freze cihazı (88)

CAD-CAM sistemlerinde genellikle pre-sinterize bloklar kullanılır. Sinterize bloklar yüksek sertliğe sahiptir ve frezeleme işlemi olumsuz etkilemektedir. CAM prosedürlerinin tipine bağlı olarak zaman, çaba ve boyutsal doğruluk değişir(86).

MAD-MAM sistemleri

Bilgisayar kullanmadan porselen uygulamasından önce Y-TZP altyapının işlenmesine yönelik bir yaklaşımdır. MAD-MAM sistemde pantografik bir frezeleme prensibi kullanılır(89).

2.6.3. Zirkonyumun kullanım alanları

1990'dan beri diş hekimliğinde ortodontik braketler, kronlar, sabit protezler, implantlar ve implant abutmentleri olarak kullanılmaktadır(90).

Zirkonyum postlar

Endodontik tedavinin başarısı üç boyutlu olarak yeterli tıkama, yeterli enstürümantasyona ve daha sonra yapılan restoratif tedaviye bağlıdır. Çürük, kırık ve geniş preparasyonlar büyük madde kayıplarına sebep olmakta, post sistemlerinin kullanımını gerektirmektedir. Elastisite modülleri yüksek olduğundan başarısızlık durumunda kanaldan çıkarılmasının zor olması ve maliyetinin fazla olması dezavantajlarıdır(91).

Zirkonyum implantlar

Düşük esneklik, termal iletkenlik modülü, plağa karşı afinitesinin az olması zirkonya seramikleri implant diş hekimliğinde kullanılabilir hale getirmiştir. Düşük ısı bozunmasına uğraması dezavantajı olarak kabul edilmektedir(92).

Zirkonyum abutment

Dişeti biyotipinin ince olduğu vakalarda iyi estetik sonuç vermesi nedeniyle kullanılabilir. Bakteri tutunmasının düşüktür ve en biyouyumlu malzemedir. Düşük ısı bozunması dezavantajıdır.

Ortodontik braket

Seramik braketler oldukça kırılıgandır. Zirkonyum braketler yüksek kırılma dayanımı, çatlak ilerlemesini engelleyen işlemlerin mevcut olmasıyla avantajlara sahiptir.

Sabit kısmi protezler

Diş hekimliğinde yaygın olarak en güçlü formu olan itriyum stabilize tetragonal zirkonyumdur. Ancak Y-TZP estetik değildir. Seramik ile veneerlenerek kaplanması gerekmektedir. Fakat altyapı ile porselen bağlantısı zayıftır. Bu nedenle sürekli chipping kırıkları meydana gelmektedir. Kırık genellikle veneer ile altyapı arasında meydana gelir altyapıya ulaşmaz(93).

Chipping insidansını etkileyen faktörler

- Veneer seramiğin yetersiz kalın olması
- Veneer seramik uygulama yöntemi
- Altyapı ve veneer seramik arasındaki termal genişleme katsayısı uyumsuzluğu artık gerilim oluşması
- Porselen fırınlanmasından kaynaklanan basınç
- İşlem sürecinde oluşan doğal defektler
- Veneer porselenin ısıtma ve soğutma protokolü
- Veneer porselen tarafından altyapının zayıf ıslanması
- Okluzal travma varlığı (94)

2.7. Monolitik Zirkonyum

Monolitik kelimesi Yunancada mono 'tek' ve lithos 'taş' anlamına gelen kelimelerinden türetilmiştir (95). Zirkonyum itriyum ile parsiyel stabilize, yüksek bükülme dayanımı ve biyouyumludur. Yüksek opasitelerinden dolayı feldspatik seramik ile veneerlenerek iyi estetik sonuç elde edilmektedir. Veneer seramikte görülen adeziv ve koheziv kırılmalar sonucu görülen chipping başarısızlıkları restorasyonun dezavantajını oluşturmaktadır (96,97). Son yıllarda CAD-CAM sistemlerinin gelişmesiyle veneer seramiğe ihtiyaç duyulmadan tek katman halinde zirkonyum restorasyonlar keşfedilmiştir (96-98). Kırılmaların eline edilmesinin yanı sıra azalmış interokluzal mesafelerde kullanımı materyalin avantajlarıdır. Ağız içinde 0,5 mm interokluzal mesafede kullanılacak kadar dayanıklı materyaldir. Yapılan in-vitro çalışmalarda yetersiz interokluzal mesafenin olduğu posterior bölgede dahi rahatlıkla kullanılabilceği belirtilmiştir(96,99).

Monolitik zirkonyumun ışık geçirgenliğini ve estetiğini artırmak için sinterleme sıcaklığı, üretim aşamaları ve renklendirici sıvıların uygulanmasıyla bazı modifikasyonlar yapılmıştır(96,100). Daha küçük kristaller materyalin translüsensini artırır. Başka bir yöntemde kübik faz içeriğinin artırılmasıdır. Yüksek sinterleme sıcaklığı ve itriyum oranının artması kübik içeriğinin artmasıyla materyalin translüsensini artırır (100). Bu yöntemler mekanik özellikleri etkilediği gibi düşük ısı bozunmasına sebep olabilir(96). Opak zirkonyumlar daha yüksek bükülme dayanımı translüesent zirkonyumlar daha iyi estetik özellikler gösterir.

Endikasyonları

- Uzun gövdeli sabit protezlerde
- Tüm ark sabit protezlerde
- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda
- Post kor retorasyonlarda
- İnley onlay kronlarda
- İmplant üstü kronlarda (101)

Avantajları

- Yüksek translüsenslik değeri nedeniyle estetik olması,
- Porselen tabakalamaya ihtiyaç duyulmadığından zirkonyum ile porselen arasında oluşan 'chipping' adı verilen kırılmaların olmaması,
- Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesi,
- Yüksek bükülme direnci,
- Yüksek ısıya dayanması monolitik zirkonyumun avantajları olarak sayılabilir(102).

Dezavantajları

- Monolitik zirkonyum restorasyonlar, geleneksel restorasyonlara göre daha pahalıdır,
- Ağızda uyumlama gerektiren durumlarda, veneer porselene göre uyumlama işlemleri daha zordur,

- Boyanabilme özellikleri olmasına karşın tabakalama ile işlenmiş bir veneer porselene göre diş benzeri görünüm elde edilmesi zordur,
- Tamir edilmesi mümkün olmayabilir(103).

Aşındırma

İdeal olarak anatomik şekillendirilmiş olan zirkonyum bir restorasyonu yüzey pürüzlülüğüne sebep olacağından aşındırmaktan kaçınmak gerekir. Bununla birlikte birçok restorasyonda ideal okluzyon, proksimal kontak ve aksiyel konturlama için gerekli olabilmektedir. Yüzey pürüzlülüğü plak akümülyasyonuna, dental çürüklere, gingival enflamasyona, periodontal hastalıklara ve karşıt diş aşınmasına sebep olmaktadır (104,105). Polisaj işlemi yüzey kusurlarını azaltabilir ve daha yüksek bükülme dayanımını sağlayabilir (106,107). Çeşitli boyut ve şekillerde elmas döner aletler ve doğal veya sentetik elmas emdirilmiş silikon diskler, lastikler, uçlar içeren çeşitli bitirme ve cilalama sistemleri mevcuttur(108) . Aşındırmanın zirkonya üzerine iki karşıt etkisi vardır. Yüzey basınç gerilimleri oluşturarak mikro çatlak ilerlemesini azaltabilir, transformasyon sertleşmesiyle materyal dayanıklılığını artırabilir veya yüzey kusurlarına sebep olup, basınç tabakasının derinlerine inip materyal dayanıklılığını etkileyebilir (109). Mikro çatlaklar termal değişiklikler, nem, aşındırma ile oluşabilir (110,111).

Aşındırma işlemi yapılırken iki noktaya dikkat etmek gerekir; döner alet hızı ile gren boyutu. Zirkonyum aşındırmada kullanılan döner aletlerin yüksek hızda kullanılması tavsiye edilir(112,113). Kullanılan elmas frezin gren boyutu da materyale verilen hasarı etkiler. İnce grenli elmas frezler yüksek hızda zirkonyuma daha az hasar verir(112).

Zirkonya üzerine aşındırma işlemi yapılırken mekanik özellikleri etkileyecek parametreleri optimale yaklaştırmak gerekir(112,114).

Zirkonya üzerinde yapılan aşındırma sonucu oluşan çatlakların uzunluğu ve yönü, aşındırma yapan frezin gren büyüklüğü, aşındırmanın yönü ve miktarına bağlıdır.

Aşındırma işleminde meydana gelen yüksek ısı t→m faz dönüşümü sebep olup zirkonyanın direncinin azalmasına neden olabilir.

Aşındırma işlemi sırasında kuvvet ve hız artınca zirkonyanın mekanik direnci azalır.

Aşındırma işleminin yapıldığı frez şekli ve gren boyutu da zirkonyanın mekanın direncini etkilemektedir.

Dental seramiklerde yüzey bitirme işlemleri ve polisaj

Materyallerin pürüzlü bir formdan daha az pürüzlü bir forma dönüştürülmesi işlemi bitirme işlemidir(115). Bitim işleminin tamamlanıp materyalin az pürüzlü formadan daha düzgün bir forma dönüştürülmesine ‘polisaj işlemi’ denir. Bu tür işlemler sırayla ve birbirine bağımlı olarak yapılmalıdır(116). Estetik, bütünlük ve ağız sağlığının idamesi için restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri uygun bir şekilde yapılmalıdır.

Bitirme ve polisaj işlemlerine etki eden faktörler

Sertlik; daha etkili bir aşındırma yapmak için restorasyon materyali ve aşındırıcı materyal arasında sertlik farkının büyük olması gerekir (117,118).

Partikül büyüklüğü; büyük partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılarla daha etkin ve hızlı aşındırma yapılır (117,118).

Partikül şekli; büyük partiküllü aşındırıcılarla daha hızlı ve etkin aşındırma yapılır (117,118).

Hızlı aşındırma materyalde daha fazla çizik ve ısı oluşumunu artırırken daha etkili işlem yapılmasını sağlar. Isı oluşumunu engellemek için su soğutması kullanılmalıdır. Su soğutması kullanılarak daha etkili aşındırma ve polisaj işlemleri gerçekleştirilir. (117,118)

Materyalin yüzeyinde çizik ve çöküntü oluşmasını engellemek için uygun kuvvet ve baskı uygulanmalıdır. Bu kuvvet ortalama parmak basıncı 10 N’ dur (117,118)

Bitirme ve parlatma işlemleri

Restorasyonların uygun bir şekilde cilalanması için kaba bitirme-konturlama, ara bitirme ve son parlatma işlemleri sırasıyla takip edilmelidir (119).

Kaba bitirme-düzeltilme: Elmas yivli bitirme frezleri gibi 100 µm veya daha büyük aşındırıcılar kullanarak yüzey bozukluklarının giderilmesi işlemidir (118,119).

Ara bitirme: Bir önceki aşamada oluşan yüzey çiziklerinin giderilmesi işlemidir(120,121). Restorasyonun pürüzsüzlüğe ilk geçişidir. Aşındırıcıların gren boyutları 20-100 µm arasındadır(119).

Son parlatma: Yüzey parlak görülünceye kadar yüzeyin çiziklerden arındırılması işlemidir (107). 0.3-20 µm partikül büyüklüğü olan parlatma patları da kullanılabilir.(119,120)

Bitim ve polisaj işlemlerinde kullanılan materyaller

Dental Frezler: Tungsten karbid ve elmas frezlerdir. Tungsten karbid frezler düşük hızda, elmas frezler ise yüksek hızda parmak basıncıyla kullanılmalıdır(118).

Dental Taşlar: Renkleri içeriklerine göre değişir. Silikon karbid içeren yeşil renklidir. Alüminyum oksit içeren beyaz renklidir. Porselen ve kompozit bitim ve polisajında kullanılır(118).

Lastik Diskler: Büyük partiküllü olandan küçük partiküllü olana doğru sırasıyla kullanılır. Restorasyon yüzeyinde çentik ve pürüzlülükler yok edilir(117,118).

Pomza ve pastalar : Dental porselenlerin bitim ve polisajında ıslak keçe ve pamuk disklerle pat ve pomza kullanılması son aşamadır. Patlarda alüminyum oksit ve elmas partikülleri bulunur.(117,118)

Kompozit rezinin bitiminde 0,3-1 µm boyutlu alüminyum oksit patları, 10 µm' den küçük partiküllü elmas polisaj patları porselenin polisajında kullanılır(117,122).

Alüminyum oksit (Al_2O_3): Saf olmayan alüminyum oksit partikülleri kağıt ve plastik disklere yapıştırılır(115,122).

Elmas: Bilinen en sert materyaldir. Elmas partikülleri taşıyıcıya gömülerek disk şeklinde kullanılır. Polisaj patları, aşındırıcı dönen aletler, metale bağlanmış aşındırıcı şeritler şeklinde kullanılır.(109).

Kuartz: Renksiz, transparan sert ve yaygın kullanılan bir elementtir. Kuartz kristallerini aşındırıp açılı partiküller elde edilip disk şeklinde kullanılır. Daha çok metal alaşımların bitirilmesinde kullanılır(122).

Kum: Kalın, orta ve ince partikülü kağıt veya plastik disk şeklinde kullanılırlar.(115,122)

Silikon karbid (SiC) : Genellikle siyah renkte kalın, orta, ince grenleri olan kağıt ve plastik disklerle kullanılır(115,122).

Dental seramiklerde glaze işlemi

Overglaze

Overglaze; bir yüzeyin üzerine genellikle düşük ısıda vitrifiye olan toz veya likidin sürülmesiyle oluşan fırınlama işlemidir(123). Overglaze ile renklendirme yapılabilir ve restorasyona iyi bir estetik görüntü verilebilir(123).

Otoglaze

Materyalin yüzeyinde fırınlama ısısında bir süre tutularak oluşan camlaşmadır. Porseleni oluşturan tüm bileşenler cam faz oluşturacak şekilde eritilirse kendiliğinden otoglaze oluşur(124). Porselenin yüzey tabakasındaki cam grenler fırınlama ısısında veya biraz daha yüksek sıcaklıklarda eriyerek porselendeki yüzey düzensizliklerinin ve boşluklarının kapanmasını sağlar. Glazelenmiş bir yüzey elde edilir. Porselen çok yüksek ısıda veya fırınlama ısısında uzun süre kalırsa doğal konturunu kaybeder ve opaklaşma (devitrifikasyon) görülür. Porselenin ideal fırınlama ısısında 2 dk tutulmasıyla istenilen glaze elde edilir(124).

2.8. Diş Hekimliğinde Renk

Renk, kişisel analiz ile, cismin ışık enerjisiyle fiziksel etkileşimi sonucu algılanan psikofiziksel bir duyumdur. Rengin anlamlandırılması ışığın, gözlemci ile cisim arasında bir etkileşim olmasıyla gerçekleşir (125,126).

Diş tedavilerinde restorasyonlarda doğallığın ve renk uyumunun sağlanması için, renk fiziğinin çok iyi bilinmesi gerekmektedir. Cisimden yansıyan ışık ışınları, ilk olarak göz merceği tarafından görme reseptörlerinin yoğun olarak bulunduğu gözün retina kısmına odaklandırılır. Bu ileti de göz sinirleri vasıtasıyla beyinin görme merkezine ulaştırılır. Böylece görme merkezi sayesinde analiz edilerek cismin rengi tanımlanarak görme olayı tamamlanmış olur(127).

Çubuk şeklinde ve koni şeklinde genel olarak iki tip reseptör gözün retina tabakasında bulunur. Çubuk reseptörler, gece görüşünden, karanlığa ve aydınlığa adaptasyondan sorumlu olan reseptörlerdir. Koni reseptörler görmenin keskinliğini ve renkli görmeyi sağlar. Işık seviyesinin az olduğu ortamlarda görmeden sadece çubuk reseptörleri sorumludur ve bu reseptörler cisimlerin renk olarak değil koyuluk-açıklığının (skotopik görme, siyah-beyaz görme) algılanmasını sağlar. Işığın bol olduğu ortamlarda ise renk algılanmasını koni reseptörler sağlar (fotopik görme, renkli görme). Koni reseptörleri, üç temel rengin algılanması (kırmızı, mavi, yeşil) için özelleşmiş olan 3 çeşit hücreden meydana gelmektedir. Işık dalga boyları birden fazla koni hücrelerini değişik oranlarda uyarır ve farklı renk tonlarının algılanmasıyla sonuçlanır (125,126)

2.8.1. Işık renk ve terimleri

Opasite

Opasite, temel olarak bir maddeyi maskeleyebilme kabiliyetinin miktarı olarak adlandırılır. Aynı zamanda, maddenin ışığı geçirmemesi özelliğidir. Madde, üzerine gelen ışığın tümünü yansıtıyorsa, madde beyaz görünür. Madde, üzerine gelen ışığın tümünü emiyorsa, madde siyah görünüm alır. Opak bir maddede, gelen ışığın bir kısmı emilirken, ışığın bir kısmı yansıtılır ve ışık arka tarafa geçemez(125,128)

Pigmentasyon

Materyalin sahip olduğu rengi oluşturan partiküllere pigment denir. Bu renklendirme uygulamasına ise depigmentasyon adı verilir(129)

Metamerizm

Renk tespiti yapılırken doğru bir analiz için çevresel faktörler ve aydınlatma durumu uygunluğuna dikkat edilmelidir(130) Belirli bi ışık ortamında aynı renkte algılanan cisimlerin, başka bir ışık ortamında değişik renkte algılanması metamerizm olarak adlandırılır(131)

Metamerizm problemi ile karşılaşmamak için, renk seçimi işlemi; biri güneş ışığı olmak üzere en az üç-dört değişik ışık ortamı altında gerçekleştirilmeli, kontrol edilip onaylanmalıdır. Ayrıca laboratuvar ve klinik arasında aydınlatma olarak farklılık olmaması gereklidir. Renk tespiti için uygun saatler 12.00- 15.00 olarak tanımlanmıştır(132,133)

Floresans

Floresans, materyal tarafından ışığın absorbe edilmesi sonrası daha uzun dalga boyundaki ışığın spontane ışınmasıdır(134). Floresan özellik ile diş daha canlı bir görünüm kazanır(128)

Floresan ilk defa florürde görülmüş ve bu yüzden ismini bu mineralden almıştır(131)

Ultraviyole ışık olan ortamlarda, dental porselenlerde floresans olayı olur. Eskiden dental porselenlerde uranyum eklenerek doğal floresans benzeri özellik elde edilmek amaçlanmışsada, uranyumun radyasyon yayması sebebiyle, uranyumun dental porselenlerde kullanılması sonlandırılmıştır. Güncel olarak evropiyum, seryum ve itriyum gibi elementler dental porselenlere floresan özelliği katmak için kullanılmaktadır(135).

Translusensi (yarı saydamlık)

Translüsensi terimi genel olarak bir maddenin ışığı içinden geçirme derecesidir. Bir cismin, translüsensilik seviyesi fazla ise transparan, düşük seviyede ise opaktır. Anterior dişlerin insizal sınırı translüsens özelliktedir. Translüsensliğin uygun olarak elde edilmesi restorasyonun estetik beklentisinin karşılanması için önemlidir. Translüsensliğin uygun olarak elde edilememesi restorasyonu istenilen doğal görünümünden uzaklaştırır(126).

Transparanlık

Bir materyalin arkasına ışık geçişine ve arkasındaki nesnelere görülebilmesine imkân vermesidir. Cam ışık geçirgenliği özelliği bakımından transparandır. Genel olarak genç kişilerde, anterior dişlerin insizal kısımları ve kontak bölgelere doğru olan eğimlerinde mine yapısı ışık geçirgenliği fazladır. Anterior dişlerin restorasyonlarında kullanılacak dental materyallerin de doğal görünüm sağlaması için, yapılacak restorasyonun insizali transparan nitelikte olmalıdır(125,126)

Opalesans

Opalesans, bir materyalin çeşitli renkler yayma durumudur(125)

Doğal dişlerin kesici kısımları genel olarak kendisine gelen ışıkları dağıtıcı bir etkiye sahiptirler. Bu yüzden farklı açılardan bakıldığında, diş mavi-beyaz bir görünüme sahip olur. Dental seramiklerin de bu özelliğe sahip olması üreticiler tarafından amaçlanmaktadır(136)

2.8.2. Dişhekimliğinde kullanılan renk sistemleri

Dental porselenlerin yapısındaki partikül büyüklüğü ve kimyasal özelliği, dental porselenlerin optik görünümünü etkiler. Dental restorasyonlarda doğal görünümü elde etmek için doğru renk ve materyalin kullanımı gereklidir(137)

Renk değerlerinin ölçülmesi için pek çok sistem bulunmaktadır. Bu sistemlerden bir kısmı teorik olarak, geriye kalan sistemler ise, fiziksel ölçümler ve hesaplamalar baz alınarak gerçekleştirilir.

Renk sistemleri; renklerin uzaydaki yerlerinin belirlenmesi amacıyla oluşturulmuştur. Bu sistemler; rengin tanımlanmasında ve endüstrinin farklı alanlarında rengin belirlenmesinde kullanılmaktadırlar (138). Diş hekimliğinde rengin matematiksel olarak tespit edilmesi ve değerlendirilmesinde kullanılan, evrensel renk sistemleri; Munsell (1905), CIE XYZ (1931) ve CIE L* a* b* renk sistemleridir(139)

Munsell renk sistemi

Munsell renk sistemi, renklerin 3 boyutlu olarak analizini göstermektedir. Munsell'in renk şeması küre veya silindire yakın bir şekle sahiptir(140). Renk şemasında renge sahip olmayan ışınlar silindirin merkezinde konumlanır. Renk şemasında en üstte saf beyaz yer alırken, saf siyah ise en altta bulunur. Rengin analizine etki eden bileşenler, rengin fiziksel boyutlarıdır. Munsell sisteminde renk 3 boyuta sahiptir(141). Bunlar; hue (ton, renk), value (aydınlık) ve kromadır (doygunluk). Translucensi tanımı Munsell'in renk sisteminde tanımlanmamıştır. Ancak, restorasyonlarda istenilen estetik görünüm için translucens özelliğe dikkat edilmelidir.

Hue boyutu, renk şemasının merkez eksenini etrafında hizalanmış 10 renk ile gösterilir. Kroma ise, renk şemasında merkezden çemberin dış sınırına doğru saf renge kadar ulaşır. Renk şemasında merkeze doğru renklerin soluklaşır. Eksen etrafındaki tekerlekler value değerlerini belirtmektedir. Renk şemasının altındaki tekerlekte koyu renklerin, üst kısmında ise açık renklerin bulunduğu (113,129).

Ton (Hue)

Rengin sahip olduğu ana tondur. Belirli dalga boyundaki ışık tarafından oluşturulan ve retina üzerinde etkili olan renktir (mavi, yeşil, kırmızı) (130).

Gözün, dalga boylarını analiz edebilmesi için, dalga boylarının görülebilir spektrum içinde yer alması gerekmektedir (400 nm- 700 nm). Görülebilir spektrum içerisinde değişen dalga boylarına göre ana renkler tanımlanır. Munsell renk sisteminde, hue (rengin adı) 10 dereceye ayrılır: sarı, sarı-kırmızı, kırmızı, kırmızı-mor, mor, mor-mavi, mavi-yeşil, yeşil ve yeşil-sarı(125,126)

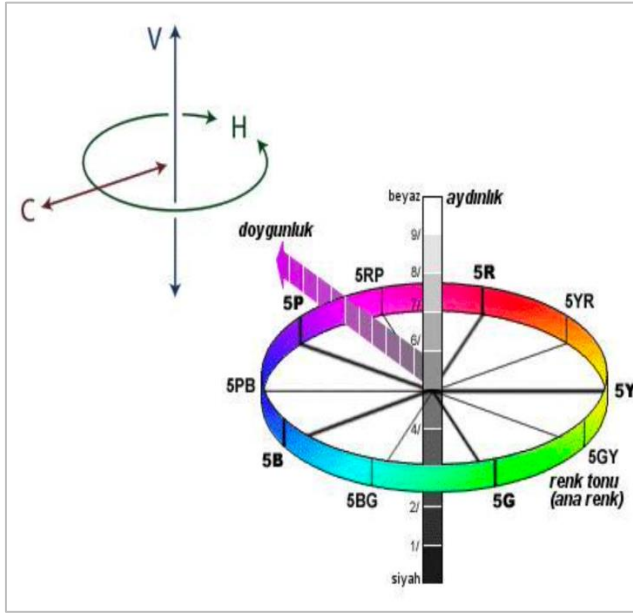
Parlaklık (Value)

Value, bir rengin matlık veya parlaklık değeridir. Sistemin en altında siyah, en üstünde ise beyaz renk konumlanır. Sistemde en mat 0, parlak renk 10 ile belirtilir. Bu değerler arasında siyahtan beyaza doğru olan gri tonları rengin matlık-parlaklık derecesini belirtir. Munsell sisteminde mutlak beyaz 10, mutlak siyah da 0 olarak belirtilmiş ve bu değerlere sahip

olunulmasının imkânsız olduğu belirtilmiştir. Bu yüzden value derecelendirilmesinde 9 tane value değeri bulunmaktadır. Value değeri arttıkça rengin daha açık olduğu anlaşılır(126,141)

Yoğunluk (Chroma)

Renk tonunun saflığını ve yoğunluk derecesini belirtir. Kuvvetli bir rengi, zayıf bir renkten ayıran özelliktir(126). Chroma; rengin içindeki hue miktarını gösteren faktördür(144).



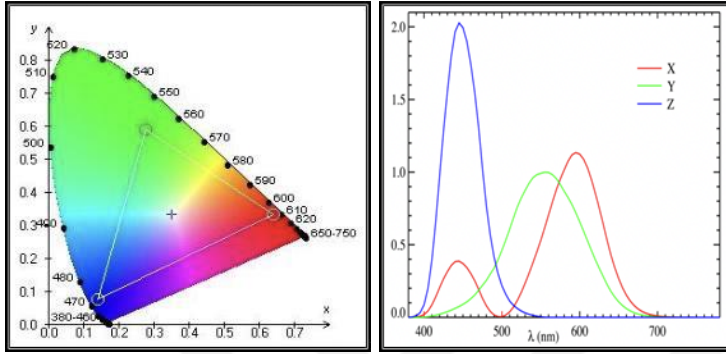
Şekil 2.3. Munsell'in renk uzayındaki ton, aydınlık ve yoğunluk skalası

CIE L*a*b* renk sistemi

1986 yılında faaliyetine başlamış olan Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE; "Commision de l "Eclairage" veya "International Commission on Illumination") renk, görünüm gibi alanlarda standart bir ışık kaynağında, standart bir gözlemci ve verilen bir renge, insanın görme duyusunun cevabını belirten tristimulus değerlerinin analiz edilmesinde yetkili bir kuruluştur (145)

CIE renk sisteminin ilk tasarladığı sistem, X, Y, Z renk koordinatları sistemidir. Bu sistemde X kırmızıya, Y yeşile, Z maviye tanımlanmıştır ve bu değerlere tristimulus değerleri denir. X, Y ve Z değerleri üç ana rengi (kırmızı, yeşil, mavi) analiz eden sınırların beyne yolladıkları uyarıların bileşimidir. Bu üç uyarımın toplamının uyarı miktarına oranı rengi tanımlar. X, Y ve Z değerlerinin toplamı rengin görsel duyulanma toplamına eşittir. CIE

XYZ renk koordinat sistemi algısal olmadığından rengin tanımlanmasında kesinliğe sahip değildir. Çünkü XYZ renk yoğunluğu şemasındaki renklerin farkı, eşit olarak analiz edilemez. Örneğin bu diagramda yakın mesafede olan iki nokta, göze farklı renkler olarak gelirken göze çok farklı gelen iki rengin diagramdaki yerleri birbirine yakın mesafede bulunabilir.



Şekil 2.4. CIE renklerin tristimulus değerleri eğrileri

CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde, analiz edilen renklerin L^* , a^* ve b^* koordinatlarına göre konumları doğrusaldır ve düzgün bir sıralama gösterir ve farklı renkler arasındaki uzaklıklar eşittir. Bu nedenle de renk ölçümü ve renk ayrımı yapıldığı diş hekimliği araştırmaları ve literatürde en sık kullanılan renk sistemidir(146)

CIE Lab ın sahip olduğu eksenler

L^* : Bu koordinat, Munsell sistemindeki Value değeri ile orantılı olarak seyreden bir parlaklıktır ve rengin parlaklık derecesini gösterir. Rengin akromatik özelliğini belirtir. L^* parametreleri dikey eksende bulunur, L^* dikey ekseninde daha yukarıya çıkıldıkça rengin parlaklık derecesi artarken, koyu renkler eksenin daha altında gösterilir. Saf siyah rengin L^* değeri 0 iken, saf beyaz rengin L^* değeri 100'dür(126)

a^* ve b^* : Bu koordinatlar rengin kromatik özelliklerini belirtirler. Munsell renk sistemindeki Hue ve Chroma ile doğrudan bağlantılı değildir ancak sayısal parametreler ile çevrilebilir. a^*b^* koordinatlarında 0 değerine yaklaşıldıkça renklerin nötral derecesi artarken (beyaz, gri) bu kordinatlarda değerlerin artmasıyla analiz edilen renk daha yoğun ve doygun olur.

a^* koordinatı Munsell renk sistemindeki kırmızı-yeşil renginin yerleri ile bağlantılıdır. Bu kordinattaki değer yükseldikçe analiz edilen renk değeri kırmızıya, koordinattaki değer azaldıkça analiz edilen renk değeri yeşile kayar. Benzer şekilde b^* koordinatı sarı-mavi eksenini ile bağlantılıdır. Koordinattaki değer arttıkça analiz edilen renk sarıya, koordinattaki değer azaldıkça maviye yaklaşır(146).

CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminin kullanılmasında en büyük fayda, renk değişikliklerinin algılayıcı tarafından rahatlıkla fark edilebilmesidir. CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi, tüm ışık kaynaklarını standardize ederek, insanın görsel analizindeki değişimleri ekarte eder. CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde renkler geometrik olarak hizalandığından, iki renk arasındaki fark matematiksel olarak hesaplanabilir. İki renk arasındaki renk farklılığı (ΔE), $L^*a^*b^*$ değerlerinin aşağıdaki formül ile hesaplanması yapılır. Formüldeki ilk ölçüm değerleri; L_0^* , a_0^* ve b_0^* , ikinci ölçüm değerleri ise L_1^* , a_1^* ve b_1^* 'dir(147–149)

$$\Delta E = [(L_1^* - L_0^*)^2 + (a_1^* - a_0^*)^2 + (b_1^* - b_0^*)^2]^{1/2} \quad (2.1)$$

ΔE değerleri için, kişisel farklılıklar sebebiyle, insan gözünün analiz edebildiği ve klinik olarak kabul edilebilir değerleri belirlemek, kesinliği olmayan bir durumdur. Bu problem hakkında günümüze kadar birçok çalışma yapılmış ve net bir değer bulunamamıştır (150)

2.8.3. Cihaz kullanılarak yapılan renk tespiti

Renk analizlerinde nesnelliğin sağlanması için ölçümlerde cihaz kullanılması gerekmektedir. Renk hesaplaması için güncel olarak kullanılmakta olan cihazlar; kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleridir

Cihaz yardımıyla elde edilen renk analizlerinin; öznel olmaması, ölçüm yapılan ortamın aydınlanma koşullarından etkilenmemesi ve elde edilen verilerin tekrarlanabilir ve matematiksel olarak da analiz edilebilmesi gibi birçok avantajları vardır. Ancak ölçüm cihazlarının renk hesaplamasında kullanılmasının; maliyetli oluşu, ölçüm cihazının kalibrasyonu bozuk olduğu durumlarda hatalı sonuçlar vermesi gibi dezavantajları mevcuttur (151)

Kolorimetreler

Kolorimetreler, renk ölçümlerinde x, y, z değerlerini ölçer (152) Bulunan sonuçlar rasyonel olarak hesaplanır ve bulunan değerler ile farklı objelerin renk parametreleri kıyas edilebilir. CIE Lab renk ölçüm sistemini kullanan cihazların çalışma prensibi, belli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini analiz edip hesaplanmasıdır. Kolorimetrelerde yüzey renklerinin hesaplanması için üç çeşit sensör yerleştirilmiştir. Bu sensörler insan gözünde bulunan kon tipi hücreler ile benzerlik gösterir. Dedektörlerdeki bu sensörlerin amacı, CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç vermesidir(153)

Kolorimetreler bazı dezavantajlar sahiptir. Bu dezavantajlardan biri, bu cihazlar tasarımları sebebiyle düz olan yüzeylerde ölçüm yapabilirler. Bu yüzden dış örneklerinde ölçüm yapmak zordur. İkinci olarak az açıklığa sahip olan cihazlarda, 'edge-loss' diye tanımlanan renk analizi yapılan cisimden yansıyan ışığın cihaza tamamının geri dönmemesi benzeri problemler olmaktadır(154)

Kolorimetrelerin, spektrometre ve spektrofotometrelerden kullanımı kolaydır ve daha küçük cihazlardır. Kolorimetreler diğer cihazlara göre maliyet bakımından erişilmesi daha kolay cihazlardır. Kolorimetreler metamerizm olayının ayırt edilmesinde kullanılamazlar. Translucen cisimlerin renk analizinde ışığın kırılarak saçılmasından ötürü hatalı sonuçlar bulunabilir(151)

Spektrometreler

Spektrometreler, radyometrik değerlerin hesaplanması için tasarlanmış ve renk üretimi uygulamalarında sıkça tercih edilen cihazlardır.

Spektrometrelerin avantajı, görsel olarak renk tespit edilirken oluşturulan aynı gözlem şartlarında, materyale dokunmadan hem kendisi hem de yüzeyi parlak olan cisimlerin renk ölçümlerinin yapılabilmesidir. Ancak, renk hesaplanması sırasında cismin pozisyonunda küçük bir değişiklik hesap sonuçlarında da farklılık oluşturabileceğinden, renk ölçümü titizlikle yapılmalıdır(155)

Spektrofotometreler

Spektrofotometrelerin en yaygın kullanım amacı, yüzey renklerinin analiz edilmesidir. Cihazda bir monokromatör, dedektör ve ışık kaynağı bulunmaktadır. Çoklu sensör mekanizması ile çalışan spektrofotometreler, birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlere sahiptir (156)

Spektrofotometrik ölçümler; restoratif rezinlerin, tam protez dişlerinin, renk anahtarlarının, porselen restorasyonların, dental materyallerin renklerinin sayısal ifadelerini bulmak ve ölçülen iki cismin arasındaki renk farkını analiz etmek için kullanılmaktadır. İnsan dişlerinin renk analizinde, görsel ölçüm ve spektrofotometrik renk analizi kullanılarak yapılmış bir çalışmada, cihaz kullanımının daha doğru ve uygulanabilir bir renk analizi metodu olduğu belirtilmiştir(154,157)

Dijital kameralar

Son yıllarda renk analizlerinde sıklıkla başvurulan cihazlar olarak karşımıza çıkan dijital kameraların kullanımı, hekim ile laboratuvar iletişiminde kolaylık sağlamıştır. Bu sistemin en büyük faydası, tek bir noktanın olmayıp, ölçüm yapılacak cismin bütününe renk görünümünün analiz edilebilmesidir.

Yöntem; Klinikte elde edilen fotoğraf, makinanın bağlı olduğu bilgisayara aktarılır ve değerler bilgisayarda analiz edilir. Fotoğraf makinaları kırmızı, yeşil, mavi renk bilgilerini kullanarak renkli görüntü elde etmektedir. Kırmızı, yeşil, mavi (Red, Green, Blue, RGB) renk modeli, geniş bir renk dizisini oluşturabilmek için kırmızı, yeşil ve mavi ışığın çeşitli şekillerde birleştirildiği ilave bir modeldir. RGB değerlerinin CIE değerlerine çevrilmesi gerekmektedir. Bu olaya *kamera karakterizasyonu* adı verilmektedir(154)

2.9. Otoklavda Yaşlandırma

Otoklavda yaşlandırma yönteminde, cam kaplara konulan örnekler otoklava yerleştirildikten sonra 134°C'de ve 200 kPa'lık bir basınç altında farklı sürelerde tutularak *in vivo* yaşlanma simüle edilmektedir(158)

Chevalier ve ark. (2007), 1 saatlik otoklavda yaşlandırma protokolü (134°C; 0.2 MPa) uygulamasının kabaca *in vivo* 2 yıla, 5 saatlik uygulamanın ise 10 ila 20 yıla eşdeğer olduğu; 1 yıllık yaşlanmayı simüle etmek için ise 30 dakikalık bir sürenin yeterli olduğunu bildirmektedir (159).





3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın amacı hızlandırılmış yaşlandırmanın monolitik seramik sistemlerin optik özellikleri üzerine etkisinin değerlendirilmesidir.

Çalışmada kullanılan materyallerin üretici ve içerik bilgileri çizelgede gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Marka Adı	Üretici Firma	Kompozisyonu	Blok Rengi
Zirkonya	Katana HT Zr Kuraray Noritake	Kuraray Noritake Dental inc, japan	ZrO ₂ +HfO ₂ 90-95% Y ₂ O ₃ 5-8% Diğer 0-2%	A2
Zirkonya	Dental Direkt Qube one Zr	Dental Direkt Spenge Germany	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ ≥99.0 Y ₂ O ₃ <8 Al ₂ O ₃ <0.15 Diğer oksitler<1.0	A2
Zirkonya	Upcera HT Zr	Shenzhen Upcera Dental Technology, China	ZrO ₂ + HfO ₂ %94 Al ₂ O ₃ <%0.5 Y ₂ O ₃ <5.5	A2

3.1. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda farklı içerikli 3 monolitik zirkonya materyali kullanılmıştır (Katana Kuraray noritake dental inc Japan, dental direkt spenge Germany, upcera dental technology China). Her bir zirkonya materyalinden ISO 6872 standartları doğrultusunda 13 mm çapında ve 1mm kalınlığında disk şeklinde 30 adet olmak üzere toplam 90 adet monolitik zirkonyum örnek üretici firmaların önerileri doğrultusunda M30 (Camcube, Canada) milling cihazlarında hazırlanmıştır.



Resim 3.1. Zirkonya bloklar

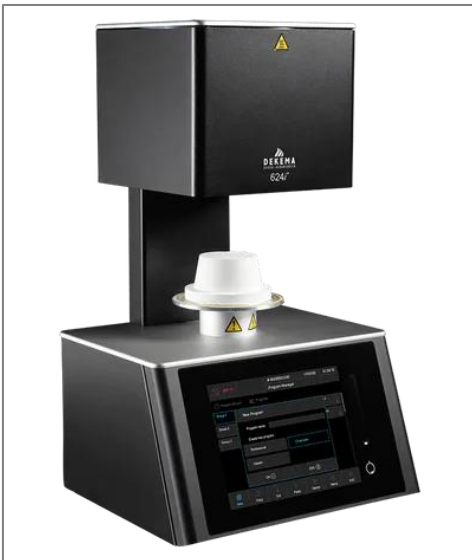
Bunun için örnekler, Solid Works programında tasarlandıktan sonra stl.dosyasında kaydedilerek Hiper Dent yazılımına aktarıldı. Buradaki Block Nesting modülü ayarlanarak 98 mm. çapındaki monolitik zirkonya blok çalışma alanına yerleştirildi. Kazıma yapılacak bloğun üzerinde belirtilen büzülme değeri programa girildi. Bu işlem sonrasında materyaller yarı sinterize formda üretimin yapılacağı üniteye yerleştirilmişti ve kazıma işlemi Camcube M30 milling Kazıma işlemini takiben materyaller sinterlenmesi için sinterizasyon ünitesine yerleştirildi. Sinterizasyon sonrasında materyaller, 13 mm. çapında 1 mm. kalınlığında hazırlanmıştır.



Resim 3.2. Kazıma İşlemi



Resim 3.3. Kazıma sonrası



Resim 3.4. Sinterleme fırını (DEkema dental keramiköfen GmbH, Almanya)



Resim 3.5. Kazıma cihazı (Camcube M30 milling)

Çizelge 3.2. Sinterleme koşulları

Furnace filling	High					
Program line	C0 L0 T008.A900 L9 T1800 T002.C1450 T7200 T010.C200 C0 L0 T2					
	Temp. 1 [°C]	Temp. 2 [°C]	Heating rate [°C/h]	Heating rate [°C/min]	Dwell time [min]	Time [min]
Heating	20	900	480	8	-	110
Dwell	900	900	-	-	30	30
Heating	900	1450	100	2	-	275
Dwell	1450	1450	-	-	120	120
Cooling*	1450	200	600	10	-	125
Total time:						660 min. 11 h

Oda sıcaklığında başlayan ve başlama ısısı dakikada 8° artışla 900° ye ulaştıktan sonra final sıcaklık olan 1450° 'ye ulaşana kadar tabloda görüldüğü gibi artarak 1450° 'de 120 dakika sabit sıcaklıkta bekletilir. 1450° 'den 200° 'ye dakikada 10° düşüşle serbest soğumaya bırakılır. 200° de kapak açılarak oda sıcaklığında soğuma işlemi devam eder.

3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Klinik uygulamayı taklit etmek amacıyla ince grenli kırmızı bantlı elmas frezle (Varenkor Diamond tools; Malaga, İspanya) her örneğin bir yüzeyinde aynı araştırmacı tarafından eşit

süre boyunca aşındırma yapıldı. Frez laboratuvar piyasemenine (NSK Ultimate UM50TM + NSK UHR50T, NSK, Kanuma, Japonya) takılarak motorun (Ultimate 500K; NSK, Kanuma, Japonya) dönme hızı 10.000 rpm olarak sabitlendi. Aşındırma esnasında örneklerin farklı bölgelerinde dijital kumpas (Powertectools, Zhejiang, Çin) ile ölçümler yapıldı. Tüm test grupları için aşındırma şartlarını standart hale getirmek amacıyla her grup için farklı bir frez kullanıldı.

Elde edilen örnekler glaze (grup G), polisaj kiti (grup L) ve polisaj kitini takiben polisaj patı (grup P) olmak üzere 3 farklı yüzey işlemi uygulanmak üzere her biri 10 örnekten oluşan 9 alt gruba ayrıldı.

3.3. Glaze İşleminin Uygulanması

Glaze grubundaki tüm örneklere üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygun miktar glaze tozu ve likidi bir spatül ile karıştırılarak elde edilen macun kıvamındaki karışım örneklerin yüzeyine fırça yardımıyla uygulandı. Örneklere glaze işlemi uygulaması porselen fırını (Phoenix quick cool dentsply USA) uygun ısı ve süreye göre ayarlanarak aynı kişi tarafından yapıldı.



Resim 3.6. Glaze işleminde kullanılan fırın (Phoenix quick cool USA)

3.3.1. Polisaj kitinin uygulanması

Lastik grubundaki tüm örneklere lastik diskler yardımıyla laboratuvar piyasemeni hızı 10 000 rpm olarak ayarlanarak polisaj yapıldı. Her bir lastik disk örnek yüzeyine bir doğrultuda

30 sn boyunca ve örnek 90° döndürülerek bir 30 sn daha olmak üzere toplamda 60 sn süresince uygulandı. Polisaj kiti kalından inceye değişen 2 farklı lastik diskle yapılmıştır. Polisaj aynı araştırmacı tarafından sabit basınç uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

3.3.2. Polisaj patının uygulanması

Polisaj grubundaki örneklere lastik grubundaki örneklere uygulanan polisaj kitini takiben pearl surface Z (Kuraray noritake Dental inc,Japan) polisaj patı fırça yardımıyla 60 sn süre ile 10000 rpm sabit hızda ayarlanan piyasemen (NSK Ultimate UM50TM + NSK UHR50T,NSK, Kanuma, Japonya) kullanılarak uygulandı. Çalışmamızda polisaj patı örnek yüzeylerine elektrikli mikromotor vasıtasıyla aynı araştırmacı tarafından uygulanırken mikromotorun devri üretici firmaların önerileri doğrultusunda ayarlandı



Resim 3.7. Polisaj işlemleri

3.4. Örnek Yüzeylerinin Temizlenmesi

Yüzey işlemleri uygulanan tüm örnekler distile su içeren ultrasonik banyoda (elmasonic ultrasonic cleaner singen, Germany) 10 dk temizlendi.



Resim 3.8. Yüzeysel işlemleri uygulanan örneklerin ultrasonik banyoda temizlenmesi

3.5. Renk Ölçüm Kutusunun Hazırlanması

Çevre koşullarının standart hale getirilmesi ve ortamdaki ışığın renk ölçümlerini olumsuz etkilememesi için tüm renk ölçümleri, renk ölçüm kutusu içinde gerçekleştirilmiştir. Tavanına gün ışığını simüle eden, 6500°K renk ısısına CRI 85 renk sunum indeksine sahip MASTER TL-D Super 80 18W/865 1SL (Philips, Eindhoven, Hollanda) lamba takıldı. Ölçümler karanlık ortamda bulunan ölçüm kutusunda ve sadece lamba yanarken gerçekleştirildi.



Resim 3.9. Renk ölçüm kutusu

3.6. İlk Renk Ölçümleri

Örneklerin renk ölçümleri VITA Easyshade Advance spektrofotometre kullanılarak nötral gri arka fon üzerinde gerçekleştirildi. Ölçümler cihazın, tooth single-tek ölçüm modunda yapıldı. Renk özellikleri CIE L*a*b*renk sistemine göre ölçüldü. Ölçümler her örnek için üç kez tekrarlanarak ortalama L*, a* ve b* değerleri hesaplanarak bilgisayara kaydedildi.

Ölçümler için cihazın ucu, üretici firmanın talimatları doğrultusunda, deney örneğinin orta 1/3 lük bölgesine tamamen temas edecek şekilde konumlandırıldı. Her ölçümden önce spektrofotometre üretici firmanın önerileri doğrultusunda kalibrasyon plağı kullanılarak kalibre edildi. Bütün ölçümler aynı araştırmacı tarafından gerçekleştirildi. Tüm örnekler numaralandırıldı böylelikle yapılan renk ölçümleri eskitme sonrası yapılan ölçümleri ile karşılaştırılabildi.



Resim 3.10. Örneklerin renk ölçümlerinin yapılması

3.7. Translusensi Ölçümlerinin Yapılması

Translusensi ölçümlerinde Translusensi Parametresi (TP) yöntemi kullanıldı. ΔE değeri için ölçümler nötral gri arka fon üzerinde yapılırken, TP hesaplayabilmek için ölçümler beyaz (w) ve siyah (b) arka fonlar üzerinde yapıldı

Ölçümler her örnek için üç kez tekrarlanarak ortalama L_w , a_w , b_w ve L_b , a_b , b_b değerleri elde edildi ve kaydedildi. TP,

$$TP = [(L - L_w)^2 + (a - a_w)^2 + (b - b_w)^2]^{1/2} \quad (3.1)$$



Resim 3.11. Örneklerin translüsenesi ölçümlerinin yapılması

3.8. Yaşlandırma Uygulanması (Hızlandırılmış Eskitme Testi)

Hızlandırılmış yaşlandırma testi Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi bölümünde B sınıfı buhar otoklavı (Anthos İmola Bologna, Italy) kullanılarak yapılmıştır. Örnekler 134°C 0,2 MPa'da 30 dk boyunca yaşlandırılmıştır. Chevalier ve ark. (2007), 1 saatlik otoklavda yaşlandırma protokolü (134°C; 0.2 MPa) uygulamasının kabaca *in vivo* 2 yıla, 5 saatlik uygulamanın ise 10 ila 20 yıla eşdeğer olduğu; 1 yıllık yaşlanmayı simüle etmek için ise 30 dakikalık bir sürenin yeterli olduğunu bildirmektedir (159)



Resim 3.12. Anthos buhar otoklavı

3.9. Yaşlandırma Sonrası Renk Ölçümü

Örneklerin ikinci renk ölçümü ilk renk ölçümündeki gibi nötral gri zemin üzerinde tekrar aynı spektrofotometre cihazı ile aynı ölçüm kutusunda ölçüldü. Yine her örneğin L, a ve b değerleri üç kez ölçülüp ortalaması alınarak bilgisayara kaydedildi.

Renk farklılığı (ΔE) formülü ile belirlendi;

$$\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} \quad (3.2)$$

3.10. Yaşlandırma Sonrası Translusensi Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin yaşlandırma sonrası translusensi ölçümleri ilk translusensi parametresi ölçümlerindeki gibi ve aynı spektrofotometre cihazı ile beyaz (w) ve siyah (b) arka fonlar üzerinde yapıldı. Ölçümler her örnek için üç kez tekrarlanarak ortalama L_w , a_w , b_w ve L_b , a_b , b_b değerleri elde edildi ve kaydedildi. TP aynı formül ile belirlendi.

3.11. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmanın tüm verilerin istatistiksel analizi için SPSS (V21) programı kullanılmıştır. Tüm analizlerden önce veri setlerine normalite testleri uygulanmıştır, elde edilen sonuçlara göre veri setleri ile yapılacak çalışmalarda uygun parametrik, non-parametrik test seçimleri yapılmıştır. Tüm veriler için istatistiksel önem aralığı $p < 0,05$ olarak kabul edilmiştir. Genel olarak normal dağılıma uymayan veri grupları için non-parametrik testlerden Kruskal Wallis testi ve ardından karşılaştırmalar için Mann Whitney U analizi tercih edilirken normal dağılıma uyan gruplar için One Way ANOVA testi ve ikili karşılaştırmalar için Benferonni Post Hoc analizleri tercih edilmiştir.

Seramiklerin yaşlanma sonucu renk değiştirmeleri veri grubu normal dağılım gösterdiği için One Way ANOVA testi ile değerlendirilmiştir. Seramikler arasında hangi seramiğin daha fazla renk değiştirdiğinin değerlendirmesi ise homojen dağılım gösteren veri grubunda Benferonni post hoc testi yapılmıştır. Lastik polisaj ve pat polisaj uygulamalarının ardından yapılan translüsentlik analizi her iki veri grubu da normal dağılıma uyduğundan dolayı One Way ANOVA testi ile değerlendirilmiştir. Fakat diğer polisaj işlemi veri gruplarından farklı olacak şekilde glaze polisaj sonrası veri grubu normal dağılıma uymamaktadır bu sebeple

non-parametrik Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Zirkonyalar arasında traslüsentlik karşılaştırması yapılırken ise veri grupları normal dağılıma uyduğu için Non-parametrik testlerden Kruskal Wallis Testi uygulanmıştır.





4. BULGULAR

4.1. Grupların Yaşlandırma Sonucu Renk Değişimi Açısından Değerlendirilmesi

Çizelge 4.1. Grupların yaşlandırma sonucu renk değişimi açısından değerlendirilmesi

	Ort.	SS	T	df	P*
Katana Zirkonya Lastik Polisaj	,28222	,58793	1,518	9	,163
Katana Zirkonya Pat Polisaj	,37778	,54668	2,185	9	,057
Katana Zirkonya Glaze polisaj	,33056	,49955	1,872	9	,103
Upcera Zirkonya Lastik Polisaj	,05334	,29531	,571	9	,582
Upcera Zirkonya Pat Polisaj	,39722	,51406	2,186	9	,065
Upcera Zirkonya Glaze Polisaj	,14111	,49366	,904	9	,390
Dental Direkt Zirkonya Lastik Polisaj	,09111	,53502	,539	9	,603
Dental Direkt zirkonya Pat Polisaj	,38665	1,66662	,734	9	,482
Dental Direkt zirkonya Glaze Polisaj	,48604	,69775	2,090	9	,70

SS=Standart Sapma

*p>0,05

Yapılan analiz sonucunda gruplarda yaşlandırma öncesi renk ölçümü ve yaşlandırma sonrası renk ölçüm değerleri arasında (ΔE) anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

4.2. Gruplar Arasında Yaşlandırma Sonrası Renk Değişikliğinin Değerlendirilmesi

Seramiklere uygulanan polisaj işlemleri total olarak hesaplanıp hangi seramik grubunun otoklav ile yaşlanma sonucunda daha çok renk değişimi gerçekleştirdiği belirlenmiştir.

Çizelge 4.2. Gruplar Arasında Yaşlandırma Sonrası Renk Değişikliğinin Değerlendirilmesi

	Karaler Toplamı	df	Kareler ort.	F	P
Gruplar Arası	38,082	2	19,041	17,612	,000*
Grup içi	94,058	87	1,081		
Toplam	132,140	89			

df=serbestlik derecesi

*p<0,05.

Seramik grupları arasında renk değişimi parametresine göre anlamlı bir fark vardır ($p<0,05$).

Çizelge 4.3. Gruplar Arasında Yaşlandırma Sonrası Renk Değişikliğinin Değerlendirilmesi

Zirkonyalar(i)	Zirkonyalar(j)	Ort. Farklar	P
Katana Zirkon	Upcera	1,57880	,000*
	Dental Direkt	,97557	,001*
Upcera	Katana Zirkon	-1,57880	,000*
	Dental Direk	-,60323	,082**
Dental Direkt	Upcera	-,60323	,082**
	Katana Zirkon	,97557	,001*

Post-hoc Benferonni testi yapılmıştır.

*p<0,05

**p>0,05

Yapılan test sonucunda; Katana Zirkon ile Upcera arasında anlamlı fark vardır (p<0,05). Katana Zirkonun yaşlanma sonucu renk değiştirme miktarı Upcera'ya göre daha fazladır.

Katana Zirkon ile Dental direkt arasında anlamlı bir fark vardır (p<0,05). Katana Zirkonun yaşlanma sonucu renk değiştirme miktarı dental direkt'e göre daha fazladır.

Upcera ile Dental direkt arasında anlamlı fark yoktur (p>0,05). Renk değişimi karşılaştırması yapıldığında ise Dental Direkt renk değiştirme miktarı Upcera'ya göre daha fazladır.

4.3. Grupların Yaşlandırma Sonrası Tranlüseni Parametresi Açısından Değerlendirilmesi

Çizelge 4.4. Grupların Yaşlandırma Sonrası Tranlüseni Parametresi Açısından Değerlendirilmesi

	Ort.	SS	T	df	P*
Katana Zirkon Lastik Polisaj	1,56123	,80760	6,113	9	,108
Katana Zirkon Pat Polisaj	1,27041	,99156	4,052	9	,408
Katana Zirkon Glaze polisaj	,95973	1,18874	2,553	9	,314
Upcera Zirkon Lastik Polisaj	,89818	,59442	4,778	9	,181
Upcera Zirkon Pat Polisaj	,29232	,98775	,936	9	,374
Upcera Zirkon Glaze Polisaj	1,32813	3,25974	1,288	9	,230
Dental Direk Lastik Polisaj	,58653	1,21722	1,524	9	,162
Dental Direk Pat Polisaj	,37414	,91309	1,296	9	,227
Dental Direk Glaze Polisaj	1,05868	1,65549	2,022	9	,074

SS=Standart Sapma

*p>0,05

Yapılan analiz sonucunda yaşlandırma öncesi translüsentlik ölçümü ve yaşlandırma sonrası translüsentlik ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

4.4. Grup İçi Yüzey İşlemlerinin Translüsensi Parametrelerinin Değerlendirilmesi

KATANA zirkonyumun polisaj işlemlerinin yaşlandırma sonrası translüsensi açısından değerlendirilmesi

Çizelge 4.5. Katana zirkonyanın translüsentlik değerinin polisaj işlemlerinden etkilenme analizi

Değişken	N	Sıra Ort.	df	X ²	*p	Fark
Polisaj	Lastik 10	21,60	2	310,274	,006	Lastik ~Pat
	Pat 10	15,90				Lastik > Glaze
	Glaze 10	9,00				Pat ~Glaze

n=örnek sayısı

df=serbestlik derecesi

X²=Chi kare değeri

*p< 0,05.

Katana zirkonya üzerine uygulanan polisaj işlemleri sonucunda yapılan translüsentlik ölçümleri arasında anlamlı fark vardır ($p<0,05$).

Katana zirkonyanın translüsentlik değerleri karşılaştırıldığında lastik polisaj ve glaze polisaj uygulamaları sonucunda yapılan translüsentlik değerleri arasında anlamlı bir fark vardır ($p<0,05$). Lastik polisaj uygulaması sonucunda elde edilen translüsentlik değeri glaze polisaj işlemi sonucunda elde edilen translüsentlik değerinden daha yüksektir.

Lastik polisaj ve pat polisaj uygulamaları sonucunda elde edilen translüsentlik değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

Pat polisaj ve glaze polisaj uygulamaları sonucu elde edilen translüsentlik değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

DENTAL DİREKT zirkonyumun polisaj işlemlerinin yaşlandırma sonrası translüsensi açısından değerlendirilmesi

Çizelge 4.6. Dental direkin translüentlik değerlerinin polisaj işlemlerinden etkilenme analizi

Değişken	N	Sıra Ort.	df	X ²	*p	Fark
	Lastik 10	17,20				Lastik ~Pat
Polisaj	Pat 10	14,30	2	,591	,744	Lastik > Glaze
	Glaze 10	15,00				Pat ~Glaze

n=örnek sayısı

df=serbestlik derecesi

X²=Chi kare değeri

*p> 0,05.

Dental direk üzerinde uygulanan polisaj işlemleri sonununda yapılan translüentlik ölçümleri arasında anlamlı bir fark yoktur (p>0,05). Fakat en yüksek translüentlik lastik polisaj sonucu elde edilirken en düşük translüentlik pat polisaj işlemi sonucunda elde edilmiştir.

UPCERA zirkonyumun polisaj işlemlerinin translüensisi açısından değerlendirilmesi.

Çizelge 4.7. Upcera zirkonyanın translüentlik değerinin polisaj işlemlerinden etkilenme analizi

Değişken	N	Sıra Ort.	df	X ²	*p	Fark
	Lastik 10	18,60				Lastik ~Pat
Polisaj	Pat 10	11,50	2	3,409	,182	Lastik ~ Glaze
	Glaze 10	16,40				Pat ~Glaze

n=örnek sayısı

df=serbestlik derecesi

X²=Chi kare değeri

*p> 0,05.

Upcera zirkonya üzerine uygulanan polisaj işlemleri sonucunda yapılan translüentlik ölçümleri arasında anlamlı bir fark yoktur (p>0,05). Fakat en yüksek translüentlik lastik polisaj sonucu elde edilirken en düşük translüentlik pat polisaj sonucunda elde edilmiştir.

Yaşlandırma öncesi zirkonyum materyallerinin translüensisi parametresi değerlendirilmesi.

Veri grubu normal dağılıma uymadığı için Non-parametrik testlerden Kruskal Wallis Testi uygulanmıştır.

Çizelge 4.8. Monolitik zirkonyumların translüsensi parametrelerinin değerlendirilmesi

Değişken	N	Sıra Ort.	df	X ²	*p	Fark
	Katana 30	68,53				Katana >Upcera
Zirkonya	Upcera 30	32,60	2	35,149	,000	Upcera ~ Dental Direk
	Dental Direkt 30	35,37				Dental Direk <Katana

n=örnek sayısı

df=serbestlik derecesi

X²=Chi kare değeri

*p< 0,05.

Yapılan teste göre zirkon grupları arasında translüentlik parametresine göre anlamlı bir fark vardır (p<0,05).

Katana zirkon ile upcera zirkon arasında anlamlı bir fark vardır (p<0,05). Katana zirkonun translüentlik değeri upcera zirkona göre daha fazladır.

Katana zirkon ile dental direkt zirkon arasında anlamlı bir fark vardır (p<0,05). Katana zirkonun translüentlik değeri dental direğe göre daha fazladır.

Upcera zirkon ile dental direkt arasında anlamlı bir fark yoktur (p>0,05). Upcera zirkonun translüentlik değeri dental direğe göre daha fazladır.



5. TARTIŞMA

Bir seramik restorasyonun estetik görünümü doğal dişle birlikte uyumlu olması açısından önemlidir (160). Son yıllarda hem malzeme hem de ilgili teknik sistemler için geçerli olmak üzere tam seramik sistemlerde birçok gelişme bildirilmiştir; ancak henüz, tüm klinik endikasyonlar için evrensel bir materyal veya sistem bulunmamaktadır (161).

Restorasyon için klinik olarak en uygun dental seramiği seçerken renk, translüseni ve mekanik özellikleri göz önünde bulundurmaktır(162–165).

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) sistemleri, modern diş hekimliğinde popülerlik kazanmıştır (166). CAD-CAM teknolojisi ile günümüzde monolitik zirkonya, zirkonya içeren lityum disilikat seramikler gelişmiştir ve tüm seramik restorasyonlar için endikasyon alanı genişlemiştir(167) .

Yttrium stabilize tetragonal zirkonyum polikristalin camsı faz içermeyen çok yönlü polikristalin tam seramik malzemelerden biridir, esas olarak eğilme dayanıklılığı ve kırılma tokluğu dahil artan mekanik direnci nedeniyle tavsiye edilmektedir(168).

Konvansiyonel zirkonyanın ilk türü, %3 mol yttriya (3Y-TZP) ile stabilize edilmiş tetragonal kristalin fazdır. Artmış opaklığı nedeniyle, 3Y-TZP zirkonya kor materyali olarak veneerlenmiş, preslenmiş ve işlenmiş porselenle birlikte estetiği sağlamak için kullanılmaktadır. 3Y-TZP zirkonyanın dişlerde meydana gelen tüm renklemeleri maskeleyecek opaklığa sahip olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, estetik görünüm sağlamak için yarı saydam porselen ile veneerlenerek kullanılması gerekmektedir. Ayrıca veneer seramikte görülen chipping zirkonya kor restorasyonların yaygın başarısızlıklarındandır(169–171).

Teknolojik süreci kolaylaştırmak ve seramik chipping riskini azaltmak amacıyla, geleneksel veneerlenmiş zirkonyaya alternatif olarak monolitik restorasyonlar geliştirilmiştir (172). Moleküler yapısı ve fiziksel özellikleri geleneksel zirkonyadan farklı ve daha estetik görünüme sahip olan monolitik zirkonya ile geliştirilmiştir. (173) Çalışmamızda değerlendirmek üzere bu amaçla yeni nesil monolitik zirkonya tercih edilmiştir.

Renk ölçüm cihazlarının ve sistemlerinin, görsel değerlendirme ve cihaz değerlendirmeleri önemi artan konulardır (174).

Renk ölçümü için günümüzde kullanılmakta olan cihazlar; kolorimetreler, spektrodymetreler, spektrofotometreler, dijital kamera ve görüntüleme sistemleridir (175–177)

Görsel değerlendirme hızlı ve maliyeti düşük metottur(178). Eğitim ve deneyim ile renk ayırt etme yeteneği geliştirilebilir(179–181). Işık, yaş, cinsiyet ve göz yorgunluğu gibi faktörlerden etkilenebilmektedir(178). En yaygın kullanılan VITA classical shade guide açıktan koyu renge doğru sıralanan tonları bulunmaktadır(182,183). Fakat ton seçenekleri arasındaki renk farklılıkları tek tip ve sistematik değildir(184,185). 3D master toothguide daha kapsamlı renk seçenekleri daha uniform renk dağılımı mevcut olup, diğer renk skalalarına göre renk ölçümünün tekrarlanabilmesi geliştirilmiştir(186–188). Birçok çalışmada spektrofotometre ile görsel yöntem karşılaştırıldığında spektrofotometre daha kesin sonuçlar vermiştir. Judeh ve arkadaşları spektrofotometre cihazı ile yapılan renk ölçümlerinin vita classical ile yapılan görsel renk belirleme yöntemine göre beş kat daha güvenilir olduğunu belirtmişlerdir(189). Alsaleh ve arkadaşları vita classical skalasıyla spektrofotometreyi kıyasladığında spektrofotometrenin daha doğru sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir(190). 3D-Master Toothguide skalasıyla Easysshade Compact'ı karşılaştırdığı çalışmalarında Bahannan ve Browning ve arkadaşları , cihazla yapılan renk seçiminin daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir(191,192)

Spektrofotometreler yüzey renklerinin ölçülmesinde sık kullanılırlar, kolorimetreden farklı olarak metamerizmi ayırt edebilirler (193,194). Kim-Pusateri (195), Dozic ve arkadaşları (196), spektrofotometrelerin kolorimetrelerden daha üstün olduğunu destekler sonuçlara ulaşmışlardır. Zenthofer ve arkadaşları (197), Vita Easysshade Advance ile Vita Easysshade Compact'ı tekrarlanabilirlik, cihazla arası güvenilirlik ve doğruluk açısından karşılaştırmış; Advance'in klinik uygulamalarda daha doğru sonuçlar verdiğini, iki cihazın da doğruluk ve güvenilirlik açısından klinik olarak yeterli olduğunu vurgulamışlardır. Söz konusu avantajları nedeniyle çalışmamızda VITA Easysshade Advance spektrofotometre cihazı kullanılmıştır.

George Freedman ve arkadaşları, hedef alanın aydınlatılmasını cihazda bulunan LED ışık kaynağı ile yapan spektrofotometrenin ortam ışığının sonuçlarından etkilemeyeceğini öne sürmektedir(198).

Çalışmamızda yapılan tüm ölçümler standardizasyonu sağlamak için D65 ışık kaynağı altında renk ölçüm kutusunda gerçekleştirilmiştir. Arka plan renginin seramik materyallerin rengini etkilediği kanıtlanmıştır. Beyaz, gri, siyah renk tonu olmayan nötr renklerdir. Bu sebeple renk ölçümleri arka plan renk etkisini en az seviyeye indirebilmek için nötr renk olan gri renk arka planıyla yapılmıştır(199).

Ağız içi restorasyonlarda kullanılan materyallerin renk stabilitesi ve mekanik özellikleri önemlidir. Ağız içi ortamda meydana gelen ısı değişiklikleri, nem varlığı ve bireyin beslenme alışkanlıkları seramiklerin yapısını etkileyerek, fiziksel özelliklerinde ve renk stabilitelerinde değişikliğe sebep olabilmektedir(200,201). Renk değişimi klinik olarak kabul edilebilir seviyenin üstünde ise restorasyon başarısız kabul edilip, yenilenmesi gerekebilir(200). İn vitro çalışmalarda, ağız içi ortam simule edilip(202,203) hızlandırılmış yaşlandırma yöntemi kullanılarak seramiklerde olası renk değişimi öngörülmektedir (204,205). Bu amaçla çalışmamızda monolitik zirkonya materyallerinin uzun dönem renk stabilitesi ve translüsensilerindeki meydana gelecek değişimler hızlandırılmış yaşlandırma ile değerlendirilmiştir.

Seramiklerde parlak yüzeylerin elde edilmesi için polisaj ve glaze yöntemleri kullanılmaktadır(203–206). CAD-CAM sistemleri ile monolitik zirkonya restorasyon üretimi sonrasında ağız içi yerleştirme esnasında okluzal uyumlama gerekebilir. Okluzal uyumlama esnasında seramik yüzeyinde açığa çıkan pürüzlü yüzey ile karşıt dişte aşınmaya sebep olmaması için etkili bir şekilde polisaj uygulaması yapılması önerilmektedir(207–209).

Monolitik zirkonyada polisaj, partikül büyüklüklerine ve okluzal uyumlama için gerekli aşındırma miktarına bağlı olarak klinikte uzun zaman alabilmektedir. Glaze tabakasının çabuk aşınması da monolitik zirkonyanın pürüzlü freze yüzeyinin açığa çıkmasına yol açabilmektedir (208–210).

Açığa çıkan pürüzlü yüzey karşıt dişte aşınmaya sebep olurken düşük ısı bozunmasını (LTD) da tetikleyebilmektedir (211–213). Literatürde seramik sistemlerde ağız içi uzun ömürlü ideal polisaj yöntemi hakkında bilgi veren az sayıda çalışma mevcuttur (115). Çalışmamızda bu amaçla polisaj kiti, polisaj patı ve glaze ile polisaj işlemleri değerlendirilmiştir.

Chavali ve arkadaşları Y-TZP seramiğe (Zenostar Zr Translucent) 3 farklı hızda (5 000, 15 000, and 40 000 rpm) uygulanan iki farklı polisaj sistemini parlaklık, pürüzlülük açısından glaze grubuyla ve birbirleriyle karşılaştırmışlar ve ısı oluşumu üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada 15 000 rpm hız önerilmiş, 40 000 rpm nin parlaklığı ve yüzey pürüzlülüğünü etkilemediğini ve süreci hızlandırmadığı ayrıca zirkonyanın yapısını zayıflatan ısı artışına sebep olduğu, 5 000 rpm nin ise yeterli parlaklığı sağlayamadığı bildirilmiştir. Ayrıca iki polisaj sisteminin ise glaze grubuyla karşılaştırılabilir sonuçlar verdiği belirtilmiş ve klinik kullanımı önerilmiştir. Çalışmamızda polisaj materyalleri örnek yüzeylerine elektrikli mikromotor vasıtasıyla tek bir araştırmacı tarafından uygulanırken mikromotorun devri üretici firmaların önerileri doğrultusunda ayarlanmıştır. çalışmamızda tüm cila grupları için materyalin bükülme dayanımına etkileri düşünülerek 10 000 rpm'in aşılmasına dikkat edilmiştir(214).

Restorasyonun teslim aşamasında uygun okluzyon ve estetiği sağlamak için ağız içi uyumlamalar kaçınılmazdır (215). Monolitik zirkonyum üzerinde yapılan aşındırma özel olarak elmas aşındırıcılarla su soğutması altında yapılması tavsiye edilir(216). Restorasyonların teslim aşamasında okluzal uyumlama esnasında açığa çıkan pürüzlü yüzeyleri gidermek için lastik(217) veya elmas partikülleri içeren polisaj patı kullanılarak maksimum hız 15000 rpm olacak şekilde piyasemen ile giderilebilir(218). Bu süreçte restorasyonda maksimum parlaklık elde edilir(219). Çalışmamızda lastik, pat ve glaze polisaj işlemleri yapılmıştır. Translüsensi parametresi değerlendirildiğinde Katana HT lastik, Dental Direkt ve Upcera zirkonya için lastik,pat polisaj ve glaze uygulaması önerilebilir.

Seramik sistemlere uygulanan farklı bitim yöntemleri, restorasyonda gelen ışığın yansıma davranışını değiştirdiği için translüsensi ve renk değişimlerine sebep olabilmektedir(220,221). Literatürde farklı yüzey işlemlerinin monolitik zirkonyanın optik özelliklerine olan etkisini araştıran çalışma sayısı kısıtlıdır(222–224). Polisaj yüzey pürüzlülüğünü(225,226), yüzey parlaklığını(227), yüzey sarılığını(228) etkilemektedir.

Elmas içerikli polisaj sistemleri, silika karbid sistemlere göre polisaj açısından üstündür(229). Polisajlanmış zirkonya, glaze uygulanmış zirkonyaya benzer yüzey parlaklığı sağlamaktadır(230).Polisaj ve glaze uygulamaları monolitik zirkonyanın rengini etkilemektedir(231). Lee ve arkadaşları, glaze uygulanan monolitik zirkonyalarda daha fazla renk değişimi olduğunu bildirmişlerdir(231). Kim ve arkadaşları, translüsentlik parametresi açısından glaze ve polisaj uygulanmış monolitik zirkonyalarda bir fark olmadığını göstermişlerdir(232). Polisaj ve glaze uygulanmış örneklerde renk değişimini algılanabilir eşiğin altında olduğunu bildirmişlerdir(228). Karagöz kahve ile kontamine ettikleri glazeli ve polisajlı örneklerden glazeli örneklerin daha az renk değiştirdiğini göstermişlerdir (233). Uzun kullanma periodu ağız içinde monolitik zirkonya üzerinde değişikliğe sebep olabilmektedir. Glaze uygulanan monolitik zirkonlarda yüzey bütünlüğü sağladığı için renk değişiminin minimal olduğu bildirilmiştir(234). Bu nedenle çalışmamızda farklı yüzey işlemleri uygulanmış monolitik zirkonya seramik sistemlerin yaşlanma sonrası renk ve translüsensi değişimlerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızın sonucuna göre farklı yüzey işlemleri uygulanmış her üç monolitik zirkonyada yaşlandırma sonrası renk değişimi anlamlı bulunmamıştır.

Akar ve arkadaşları (235) Kim ve arkadaşları (236) , sulaiman ve arkadaşları (237) polisajlı ve polisajsız monolitik zirkonya mayeryallerinde translüsensilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında bir fark bulmamışlardır. Pereira ve arkadaşları pürüzsüz bir yüzeyin su ile daha az etkileşime geçeceğini bildirmişlerdir ve daha az yaşlanmadan etkileneceğini bulmuşlardır. Hafif yüzey pürüzlülüğü (238) ve yüzey işlemlerinden kaynaklanan kompresif streslerin (239)zirkonya yüzeyinde yaşlanmaya karşı direnç oluşturduğu rapor edilmiştir(240). Yüzey işlemleri yüzey mikroyapısını, stres üretimini, pürüzlülüğü, su etkileşimini değiştirmektedir. Çalışmamızda lastik ve pat uygulanan monolitik zirkonya örneklerde translüsentlik açısından yaşlanmaya karşı dirençli bildirilmiştir. Çalışmamızın sonucuna göre farklı yüzey işlemleri uygulanmış her üç monolitik zirkonyada translüsensi değişimi anlamlı bulunmamıştır. Çalışmamızda kullanılan Katana zirkonyumda yapılan lastik polisaj işlemleri Dental direkt ve Upcera zirkonyada translüsentlik parametresi açısından değerlendirdiğimizde lastik, pat ve glaze polisaj işlemleri kullanılabilir.

Monolitik zirkonyada venerlenmiş zirkonyanın estetik özelliklerine ulaşabilmek için farklı yöntemler kullanılmaktadır (241,242) Bu yöntemler arasında sinterizasyon öncesinde yapılan renklendirme, rengin içyapıdan yansımaya olanak tanıyarak optik özellikleri

geliştirmekte ve daha iyi renk uyumunu sağlamaktadır(223,243). Zirkonya seramikler iki şekilde renklendirilirler(223). Bu yaklaşımlardan birinde blokların üretiminde preslenen zirkonya tozuna çeşitli metalik pigmentler eklenmektedir. Diğerinde ise restorasyonlar freze edildikten sonra renklendirici solüsyonlara daldırılmaktadır(223,244). Renklendirmenin zirkonyanın mekanik özellikleri üzerindeki olumsuz etkileri bazı araştırmacılar tarafından bildirilmiş olmasına rağmen(245,246), Nakamura ve arkadaşları(247) , renkli zirkonyanın renklendirilmemiş zirkonyaya eşit çift eksenli eğilme mukavemetine ve boyama tekniğinden bağımsız olarak düşük sıcaklıkta bozulmaya karşı daha yüksek dirence sahip olduğunu bildirmişlerdir. Papageorgiou Kyra ve arkadaşları renkli zirkonyum ve likitle renklendirilmiş zirkonyumun yaşlandırmadan sonra renk stabilitesi açısından bir fark olmadığını bildirmişlerdir(248). Çalışmamızda kullanılan Katana, Upcera, Dental Direkt monolitik zirkonya blokların üretiminde zirkonya tozuna metalik pigmentler eklenmiş blokların değişik renk seçenekleri mevcuttur. Çalışmamızda her üç markada da A2 renkli bloklar kullanılmıştır.

Zirkonyanın translusensi ve estetik özelliklerini arttırmak için diğer bir yaklaşım ise blokların üretim sürecinde ve sinterizasyon sıcaklıkları ve sürelerinde çeşitli modifikasyonlar yapmaktır(249). Bruxzir (Glidewell) ya da Lava Plus (3M Espe) bunlara örnek verilebilir. Bruxzir de içeriğindeki alümina çıkarılarak, sinterizasyon sıcaklığı (1530 °C) ve süresi arttırılarak translusensi özelliği arttırılmıştır. Lava Plus'ta ise yapısındaki alüminanın azaltılmasına ek olarak sinterizasyon süresi ve sıcaklığını düşürmek böylelikle tanecik boyutunu küçültmek için blok kompozisyonunun yoğunluğu arttırılmıştır (249). Sinterizasyon koşullarının (sıcaklık- süre) monolitik zirkonyanın rengi, translusensisi üzerine etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada süresi ve sıcaklığı arttıkça translusensinin arttığı ve istenen rengin eldesinin kolaylaştığı bildirilmiştir(250) . Ebeid ve arkadaşları yüksek sıcaklık (1600°C) uzun sinterleme süresi (4 saat)'nin renk değişimini azalttığını ve translüsentliği arttırdığını bildirmişlerdir(251). Çalışmamızda örnekler 1450 °C'ye kadar ısı yükseltilmiş olup 11 saat sinterlenmiştir. Uzun sinterleme süresi sonucu renk stabilitesinin arttığı gözlenmiştir.

Seramiğin translüsentliği belirleyen iki önemli faktör ışık saçılması ve kalınlıktır. Sulaiman ve arkadaşları, farklı markalarda ve kalınlıkta 4 farklı monolitik zirkonya Prettau® (PRT, Zirkonzahn), Bruxzir® (BRX, Glidewell), Zenostar® (ZEN, Wieland), Katana® (KAT, Noritake), and one fully stabilized zirconia (FSZ); Prettau Anterior® (PRTA, Zirkonzahn)

kullandıkları, çalışmalarında örneklere lastik ve pat kullanarak polisaj yapıp, translüsensi parametresini ölçmek için spektrofotometre kullanmışlardır. Yüzey parlaklığını polisaj işleminin seramiğin markasına ve kalınlığına bağlı olmadan önemli derecede etkilediğini belirtmişler; marka seçimi, kalınlık ve polisaj işlemlerinin translüsesi parametresini etkilediğini bildirmişlerdir(252). Çalışmamızda Katana, dental direkt, upcera olmak üzere üç farklı marka kullanılıp lastik, pat ve glaze olmak üzere farklı yüzey bitim işlemi uygulanan seramik yüzeylerin translüsensi parametresini değerlendirmek için spektrofotometre cihazı kullanılmıştır. Lastik, pat, glaze Dental direkt ve Upcera zirkonyumda, Katana zirkonyumda ise pat polisaj translüsentliği etkilememiştir. Wang ve arkadaşları farklı zirkonya materyallerini (Lava™ Plus high translucency (3M ESPE) InCoris TZI (Sirona) Cercon R _ Base (DentsplyCeramco) Zeno R _ Zr (Wieland), Lava™ frame (3M ESPE) ZENO _Zr Translucent (Wieland) spektrokolorimetre kullanarak translüsensilerini değerlendirmişlerdir. Kalınlığın ve zirkonya markasının translüsensiyi önemli ölçüde etkilediğini belirtmişlerdir (253). Awad ve arkadaşları kalınlığa göre değişen çeşitli CAD-CAM materyallerinin translüsensi özelliklerini incelemişler; translüsensiyi en çok kalınlığın etkilendiğini ikincil etkinin materyal çeşidi olduğunu bildirmişlerdir (254). Çalışmamızda klinik uygulamalarla kullanılan şekliyle seramik kalınlığı 1 mm olarak belirlenmiştir. Translüsensi parametresi açısından değerlendirdiğimizde Katana HT > Upcera>Dental Direkt şeklinde sıralanmaktadır. Kwon S ve arkadaşları spektrofotometre kullanarak 2 farklı monolitik zirkonyum ve lityum disilikat seramiğin Katana UTML shade A1 (Kuraray Noritake Dental) Katana HT shade HT10 E.max CAD LT shade A1 (Ivoclar Vivadent AG) translüsensilerini değerlendirmişler. Katana UTML, Katana HT'den önemli derecede daha translüsens, Katana UTML ise E-max CAD LT' den önemli ölçüde translüsensi parametresini düşük bulmuşlardır(255).

Volpato ve arkadaşları (256) , 3 farklı sürede (1, 2 ve 4 saat 134 °C otoklav) uygulanan eskitmenin veneerlenen (veneer kalınlığı 1 ve 1,5 mm) ve monolitik zirkonya (VITA In-Ceram YZ) örneklerin renk stabilitesi üzerine etkisini değerlendirmişler; monolitik grupta daha çok kroma olmak üzere az miktarda renk değişikliğinin meydana geldiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar veneerli örneklerdeki renk değişikliğinin daha çok veneer tabakasının kalınlığıyla ilişkili olduğunu 1 mm olan grupta 1,5 mm olan gruba kıyasla daha yüksek bulunduğunu ve bu değişikliğin hue, value ve kroma olmak üzere tüm parametrelerde gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda elde edilen renk değişiklikleri klinik olarak

kabul edilebilir seviyede bulunduğundan zirkonyanın yaşlandırma işleminden sonra renk özelliklerini koruduğu ve yaşlandırma süresinin etkisinin istatistik olarak anlamlı bulunmadığı vurgulanmıştır.

Harada ve ark(257) , 0,5 mm ve 1 mm kalınlıklarda monolitik zirkonya seramiklerin translusensilerini inceledikleri çalışmalarında, her iki kalınlık için de karşılaştırma sonuçlarını Katana Zirconia UT > Prettau Anterior > Katana Zirconia ST > BruxZir = Katana Zirconia HT şeklinde olduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmada lityum disilikat içerikli cam seramik grubunun diğer tüm monolitik zirkonya seramik gruplarından daha yüksek translusensiye sahip olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda elde edilen translusensi değerleri, bahsedilen çalışma ile benzerlik göstermektedir. Harada ve ark. çalışmasında farklı olarak siman ve yaşlandırmanın etkisini de değerlendirmişlerdir. Yaşlandırma işlemi sonrası siman uygulaması yapılmayan 1 mm kalınlığındaki IPS e.max Cad LT cam seramik diğer tüm monolitik zirkonya seramiklerinden daha düşük translusensi değerleri göstermiştir. Diğer bir deyişle 1 mm kalınlığındaki cam seramik örneklerin yaşlanma ile translusensi özelliğinde azalma görülmektedir. Ancak monolitik zirkonya seramiklerin yaşlandırma işleminden daha az etkilendikleri ve daha kararlı materyaller oldukları sonucuna varmışlardır. Bu sonuçlar çalışmamızla paraleldir. Çalışmamızda yapılan yaşlandırma işlemi sonucu monolitik zirkonyaların translüsensilerinde anlamlı bir değişiklik olmamıştır.

Hızlandırılmış yapay yaşlandırma farklı dental materyallerin klinik ömürlerinin belirlenmesinde kullanılan metottur. Bu teknikte materyaller sürekli ısı, uv ışınları ve neme maruz bırakıldıkları için renk stabiliteilerinin değerlendirilmesi çalışmaları yapılabilmektedir(258). Hidrotermal yaşlandırma diğer yöntemlere göre en çok kullanılan yöntemdir(259,260). Termal siklus, ultraviyole ışığa maruz bırakma gibi yöntemler hidrotermal yaşlandırmaya göre zirkonyum seramiklerin optik özelliklerine daha az belirgin etkiye sebep olmaktadır.

Zirkonyum seramiklerin direk olarak oral ortam ile temas etmesi yaşlanmaya karşı hassas hale gelmesine sebep olmaktadır(261). Çalışmamızda materyaller otoklavda 30 dk boyunca nem ve ısıya maruz bırakılmıştır. Isı değişimleri, nem anterior ve posterior restorasyonlarda bozulmalara yol açan ve görünümü etkileyen faktörlerdir. 30 dakikalık eskitme işlemi ISO standartlarına göre 1 yıllık ağız içi kullanıma tekabül etmektedir(159). Klinik olarak LTD (düşük ısı bozunması) buhar otoklavı kullanılarak sıcaklık artışı yapılarak simüle

edilmektedir. Çünkü $t \rightarrow m$ faz dönüşümü termal olarak aktive edilerek su varlığında yaşlanmaya sebep olmaktadır(262–265). Chevalier ve arkadaşları otoklavda 134 °C 0,2 Mpa altında 10 saatten fazla hızlandırılmış yaşlandırma uygulamışlardır. Diğer çalışmalarda 134 °C 0,2 Mpa altında 20 saat uygulanmıştır.

Çalışmamızda otoklavda 134 °C 0,2 Mpa 30 dk yaşlandırma uyguladığımızda her üç marka monolitik zirkonya örneklerin renk ve translüsensilerinde değişim olduğunu fakat bu değişimin anlamlı olmadığı gözlenmiştir.

Zirkonyumun yaşlanması ile ilgili olarak birçok farklı teori ve görüş bulunmaktadır. Su buharı Zr-O bağına etki eder zirkonya grenlerine katılarak oksijen boşluklarını doldurur ve bütün zirkonyum materyalinde yaşlanma ilerler, zirkonyanın bu moleküler ve mekanik özelliklerini olumsuz etkiler(266,267). Lange ve arkadaşları su ile Y_2O_3 'in reaksiyona girdiğini ve $Y(OH)_3$ kümeleri oluşturup, zirkonyum grenleri etrafında stabilizatörün azalması sonucunda yaşlanmaya neden olduğunu belirtmiştir(268).

Yapılan çalışmalar hidrotermal yaşlandırmanın LTD'yi provake ettiğini t - m faz dönüşümüne sebep olduğunu göstermiştir(267). Bu faz dönüşümü de yüzey pürüzlülüğünü, yüzey sertliğini, kırılma dayanımını etkilemektedir(269–275).

Han ve arkadaşları otoklavla yaşlandırmanın zirkonyanın rengini değiştirmedeğini, ultraviyole ve gama radyasyonun zirkonyanın rengini değiştirdiğini bildirmişlerdir(276). Çalışmamızda Katana HT, Upcera, Dental Direkt da otoklavla yaşlandırma sonucu gözlenen renk değişikliği anlamlı değildir.

Literatürdeki güncel çalışmalar yaşlandırmanın zirkonyanın translüsensini azalttığı(277,278) veya değişime uğramadığını göstermiştir(279). Çalışmamızda Katana HT, Upcera, Dental Direkt yaşlandırma sonucu translüsensi değişimi anlamlı bulunmamıştır.

Yaşlanmanın translüsensiye etkisi muhtemelen t - m faz dönüşümü ile ilişkili olabilir(277). Monoklinik fazın artması zirkonyumda mikroçatlaklara, yüzey pürüzlülüğüne, ışığın saçılmasına ve yansımaya neden olmaktadır(280–282). Tetragonal faz ile monoklinik fazın birlikte mevcut olması kırıcı indeks farklılığına ve translüsensinin azalmasına neden olmaktadır(283,284).

Putra ve arkadaşları (285) uzatılmış hidrotermal yaşlandırmanın (100 saate kadar) translüsent monolitik zirkonya üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Minimal derecede translüsentliği etkilediği sonucunu bulmuşlardır. Çalışmamızda örneklere yarım saat boyunca yaşlandırma işlemi uygulanmış olup translüsensi değişimi anlamlı bulunmamıştır.

Choi ve arkadaşları (286) hidrotermal yaşlandırmanın (5 ve 10 saat) geleneksel monolitik zirkonya ile multilayer translüsent monolitik zirkonyanın optik ve mekanik özellikleri üzerine etkisini incelemişlerdir. Geleneksel monolitik zirkonyanın daha translüsent, multilayer translüsent monolitik zirkonyanın ise daha opak olduğu sonucunu bulmuşlardır. Bu sonucu geleneksel monolitik zirkonyada bulunan renk pigmentlerinin translüsent kübik zirkonya formasyonunu arttırdığına bağlamışlardır. Çalışmamızda 30 dk'lık yaşlandırma sonrası Katana HT zirkonya, Dental Direkt ve upcera zirkonyuma göre daha translüsent olduğu sonucunu gözlenmiştir. Bu sonuç materyal içeriğinde bulunan metal oksit miktarına bağlı olabilir.

Fathy ve arkadaşları gözenek oluşumu ve monoklinik ve tetragonal zirkonya kristallerinin farklı kırıcı indeksleri nedeniyle daha fazla ışık saçılmasına sebep olup translüsensinin azaldığını belirtmişlerdir(287). Y-TZP monolitik zirkonya ile Y-TZP zirkonya kor materyallerinin hidrotermal yaşlandırma sonrası translüsensi değerlerini inceledikleri çalışmada monolitik zirkonya seramiklerin yaşlandırma öncesi (TP0:16.4 ± 0.316) ve sonrasında (TP1:13.35 ± 0.158) kor zirkonya seramiklerden (TP0:9.38 ± 0.395 ve TP1:7.05 ± 0.261) daha yüksek TP değerleri gösterdiklerini tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada yaşlandırma işleminin her iki örnek grubunun translüsensi değerlerini olumsuz etkilediği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda yapılan 3 farklı polisaj işlemleri arasında lastik polisaj ve pat uygulanarak yapılan polisajın 3 farklı monolitik zirkonya materyalinin translüsensilerini etkilemediği fakat glaze uygulamasının katana ve dental direkt zirkonyaların translüsensilerini olumsuz etkilenmiştir. Bu sonuç glaze uygulamasının zirkonya materyalinin translüsensi parametresi üzerinde etkin olduğunu göstermektedir.

Teorik olarak termal şartlar, renk pigmentlerini etkilemekte olup pigmentlerin bozulmasına ve renk değişimine sebep olmaktadır(288). Çalışmamızda Katana HT zirkonyanın yaşlandırma sonucu diğer iki zirkonya ya göre daha fazla renk değiştirmiştir. Bu sonuç Katana HT de bulunan metal oksit miktarı fazlalığına bağlı olabilir.

Subaşı ve ark(289) monolitik zirkonya, lityum disilikat ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik örneklerin hidrotermal yaşlandırma işlemi sonrasında renk değişim değerlerini inceledikleri çalışmada, renk değişikliklerinin materyal tipinden ve kalınlığından anlamlı olarak etkilendiğini bildirmişlerdir. Monolitik zirkonya seramiklerin renk değişikliklerinin fark edilebilir değerlerde olduğu ancak bu değerlerin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda her üç farklı marka zirkonya seramikte renk değişimi gözlenmiştir; fakat anlamlı bir değişim olmamıştır. Fakat üç farklı markayı birbiriyle kıyasladığımız zaman Katana zirkonyumun diğer iki monolitik zirkonyuma göre daha fazla renk değiştirdiğini görülmüştür. Bu sonuç materyalde bulunan 3 değerlikli renk pigment içeriğinden kaynaklanmış olabilir.





6. SONUÇ

Farklı içerikteki monolitik zirkonyum materyalinin farklı polisaj işlemleri ve yaşlandırma işlemi uygulaması sonrasında aşağıdaki sonuçlar elde edildi.

Polisaj ve yaşlandırma işlemlerinin renk ve translüsensi parametreleri üzerine etkisi anlamlı değildir ($p < 0.05$).

Katana monolitik zirkonyum için translüsensi parametresi göz önünde bulundurulduğunda lastik polisaj işlemi uygun olabilmektedir.

Dental Direkt ve Upcera zirkonyum için translüsensi parametresi göz önünde bulundurulduğunda lastik, pat ve glaze işlemi uygun olabilmektedir.

Yaşlandırma sonrası monolitik zirkonyum translüsensi parametresi sıralaması Katana>Upcera>Dental Direkt şeklindedir.

Çalışmamızda monolitik zirkonyum örnekler kalınlığı 1 mm olarak sabit tutulmuştur. Materyal kalınlığının renk ve translüsensi üzerinde etkin olduğundan farklı kalınlıktaki örneklerin kullanıldığı çalışmalara ihtiyaç vardır



KAYNAKLAR

1. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am.* 2017 Oct 1;61(4):797–819.
2. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dental Materials.* 2011 Jan;27(1):83–96.
3. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2018 Apr 1;119(4):593–9.
4. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, Takanashi T, Furuya K, Yajima Y, et al. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dent Mater J.* 2015 Dec 1;34(6):910–7.
5. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *Journal of Advanced Prosthodontics.* 2014;6(6):456–61.
6. Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental Materials.* 2008 Nov;24(11):1556–67.
7. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings - A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental Materials.* 2009 Jan;25(1):121–8.
8. Wolfart S, Harder S, Eschbach S, Lehmann F, Kern M. Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design.
9. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials.* 2013 Dec;29(12):1201–8.
10. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil.* 2014 Apr;41(4):314–22.
11. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med.* 2011 Nov;22(11):2429–35.
12. Beatriz de Azevedo Cubas Guilherme Brião Camacho Flávio Fernando Demarco Tatiana Pereira-Cenci G, Professor A, Pereira-Cenci T. *European Journal of Dentistry* The Effect of Luting Agents and Ceramic Thickness on the Color Variation of Different Ceramics against a Chromatic Background. Vol. 5. 2011.
13. Dozić A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2003 Dec 1;90(6):563–70.

14. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dental Materials*. 2003 Nov;19(7):612–9.
15. Çal E GPBA. Diş Hekimliğinde Estetik İkilem: Diş Rengi. 2005;117–25.
16. Arzu Atay MAS. Farklı yüzey işlemleri uygulanmış feldspatik seramiklere yapışan candida albicansın incelenmesi. 2008;3–11.
17. Jithendra Babu P, Krishna Alla R, Ramaraju Alluri V, Raju Datla S, Konakanchi A. and Properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology* [Internet]. 2015;3(1):13–8. Available from: <http://pubs.sciepub.com/materials/3/1/3>
18. Denry I, Holloway JA. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials* [Internet]. 2010;3:351–68. Available from: www.mdpi.com/journal/materials
19. Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Celik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*. 2008 Aug 1;100(2):99–106.
20. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996 Jan 1;75(1):18–32.
21. Komoto M, Maseki T, Nara Y. The effect of additional photochemical treatments on the bonding of silanized CAD/CAM ceramic restorations after water-storage. *Odontology* [Internet]. 123AD;1:585–95. Available from: <https://doi.org/10.1007/s10266-020-00578-w>
22. Goodacre CJ, Campagni W v., Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent*. 2001 Apr 1;85(4):363–76.
23. White SN, Caputo AA, Vidjak FMA, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dental Materials*. 1994 Jan 1;10(1):52–8.
24. mclean2001.
25. Newcomb GM. The Relationship Between the Location of Subgingival Crown Margins and Gingival Inflammation by.
26. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical literature review. *J Prosthet Dent*. 2004 Feb 1;91(2):136–43.
27. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. Vol. 124, *Journal of the American Dental Association* (1939). 1993.
28. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996 Jan 1;75(1):18–32.
29. mclean2001.
30. al Twal A, Assistants T, Shillingburg HT, Rhoads JE, Rudd KD, Morrow RM. Fixed Prosthodontics I Course Number TDEN 232 Prerequisites TDEN 207, ADS 201

- Course Coordinator Course Description Text Book Title Fundamentals of Fixed Prosthodontics Other references Dental laboratory Procedure for Fixed Prosthodontics Mosby,1985, 2nd edition. 2016.
31. White SN, Caputo AA, Vidjak FMA, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dental Materials*. 1994 Jan 1;10(1):52–8.
 32. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical literature review. *J Prosthet Dent*. 2004 Feb 1;91(2):136–43.
 33. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 1992 Jun 1;67(6):859–65.
 34. Krishna JV, Kumar VS, Savadi RC. Evolution of metal-free ceramics. Vol. 9, *Journal of Indian Prosthodontist Society*. 2009. p. 70–5.
 35. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. Vol. 89, *The Journal Of Prosthetic Dentistry*.
 36. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dental Materials*. 2007 Aug 1;23(8):952–9.
 37. Yin L, Song XF, Song YL, Huang T, Li J. An overview of in vitro abrasive finishing & CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. *Int J Mach Tools Manuf*. 2006 Jul 1;46(9):1013–26.
 38. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet*.
 39. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. GÜ.
 40. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet*.
 41. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996 Jan 1;75(1):18–32.
 42. Naylor WP, Goodacre CJ. Introduction to metal-ceramic technology. 232 p.
 43. al Twal A, Assistants T, Shillingburg HT, Rhoads JE, Rudd KD, Morrow RM. Fixed Prosthodontics I Course Number TDEN 232 Prerequisites TDEN 207, ADS 201 Course Coordinator Course Description Text Book Title Fundamentals of Fixed Prosthodontics Other references Dental laboratory Procedure for Fixed Prosthodontics Mosby,1985, 2nd edition. 2016.
 44. quintessence_product_download_814539.
 45. Rosenblum MA, Schulman A. A Review of All-Ceramic Restorations. *Journal of the American Dental Association*. 1997;128(3):297–307.

46. Rizkalla AS, Jones DW. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dental Materials*. 2004 Feb 1;20(2):207–12.
47. Rizkalla AS, Jones DW. Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. *Dental Materials*. 2004 Feb 1;20(2):198–206.
48. Damiani G, Alessandrini M, Caccamo D, Cormano A, Guzzi G, Mazzatenta A, et al. Italian Expert Consensus on Clinical and Therapeutic Management of Multiple Chemical Sensitivity (MCS). *Public Health*. 2021;18:11294.
49. Arvidson K, Wroblewski R. Migration of metallic ions from screwposts into dentin and surrounding tissues. Vol. 6, *J. Dent. Res*. 1978.
50. Joska L, Venclikova Z, Poddana M, Benada O. The mechanism of gingiva metallic pigmentations formation.
51. Bumgardnerl JD, Lucas LC. Cellular Response to Metallic Ions Released from Nickel-Chromium Dental Alloys. Vol. 74, *J Dent Res*. 1995.
52. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont*. 2016 May;28(3):227–35.
53. Green DJ (David J), Hannink RHJ, Swain M v. Transformation toughening of ceramics. CRC Press; 1989. 232 p.
54. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic Steel? Vol. 258, *Nature*. 1975.
55. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Vol. 20, *Biomaterials*. 1999.
56. Chevalier J, Gremillard L, Virkar A v., Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*. 2009 Sep;92(9):1901–20.
57. Roualdes O, Duclos ME, Gutknecht D, Frappart L, Chevalier J, Hartmann DJ. In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*. 2010;31(8):2043–54.
58. Abi CB, Emrullohoğlu OF, Said G. Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO₂-Al₂O₃ dental composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013 Feb;18:123–31.
59. MacChesney JB, Jaeger RE, Pinnow DA, Ostermayer T C Rich FW, Van LG, Tynes AR, et al. Low-Loss Silica Core-Borosilicate Clad Fiber Optical Waveguide.
60. Kern F, Palmero P. Microstructure and mechanical properties of alumina 5 vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes. *Ceram Int*. 2013 Jan;39(1):673–82.

61. Naglieri V, Palmero P, Montanaro L, Chevalier J. Elaboration of Alumina-Zirconia Composites: Role of the Zirconia Content on the Microstructure and Mechanical Properties. *Materials* [Internet]. 2013;6:2090–102. Available from: www.mdpi.com/journal/materialsArticle
62. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, et al. Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *J Biomed Mater Res*. 2002;63(3):262–70.
63. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*. 2008 Jul 1;44(1):3–21.
64. Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, Sakurai K. Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces. *J Dent Res*. 2012 Aug;91(8):800–4.
65. Zhang Y, Sun MJ, Zhang D. Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties. *Acta Biomater*. 2012;8(3):1101–8.
66. Alfawaz Y. Zirconia crown as single unit tooth restoration: A literature review. Vol. 17, *Journal of Contemporary Dental Practice*. Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd; 2016. p. 418–22.
67. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, et al. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. Vol. 19, *Biomaterials*. 1998.
68. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Vol. 20, *Biomaterials*. 1999.
69. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*. 2004 Nov 1;25(24):5539–45.
70. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27(4):535–43.
71. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*. 1999 Feb 1;20(4):371–6.
72. Takeichi T, Katsoulis J, Blatz MB. Clinical outcome of single porcelain-fused-to-zirconium dioxide crowns: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;110(6):455–61.
73. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Transactions*. 2016;45(48):19194–215.
74. Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials.
75. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*. 2018 Feb 1;97(2):140–7.

76. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*. 2008 Mar;24(3):299–307.
77. Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. Stability of Tetragonal ZrO₂ Particles in Ceramic Matrices.
78. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. Vol. 119, *Journal of Prosthetic Dentistry*. Mosby Inc.; 2018. p. 36–46.
79. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: Influence of scattering caused by birefringence. *Journal of the American Ceramic Society*. 2011 Jun;94(6):1850–8.
80. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. Vol. 37, *Journal of oral rehabilitation*. 2010. p. 641–52.
81. Inokoshi M, Zhang F, de Munck J, Minakuchi S, Naert I, Vleugels J, et al. Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dental Materials*. 2014;30(6):669–78.
82. Pereira GKR, Venturini AB, Silvestri T, Dapieve KS, Montagner AF, Soares FZM, et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. Vol. 55, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. Elsevier Ltd; 2016. p. 151–63.
83. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. Vol. 93, *Journal of Dental Research*. SAGE Publications Inc.; 2014. p. 1235–42.
84. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing [Internet]. Vol. 21, *Dental Materials*. 2005. Available from: www.intl.elsevierhealth.com/journals/dema
85. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. 2008;
86. Mühlemann S, Benic GI, Fehmer V, Hämmerle CHF, Sailer I. Randomized controlled clinical trial of digital and conventional workflows for the fabrication of zirconia-ceramic posterior fixed partial dentures. Part II: Time efficiency of CAD-CAM versus conventional laboratory procedures. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019 Feb 1;121(2):252–7.
87. Kocaağaoğlu H, Kılınç HI, Albayrak H. Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017 Jan 1;117(1):102–8.
88. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. Vol. 60, *Journal of Prosthodontic Research*. Elsevier Ltd; 2016. p. 72–84.

89. Melo MA, Passos VF, Silva NR, Fernandes CA. Three-Year Follow-up of Y-TZP Crowns Fabricated with MAD/MAM Technology and the Slow-Cooling Method for Porcelain Application: Case Report. *The American Journal of Esthetic Dentistry*. 2013;3(1):38–50.
90. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. Vol. 58, *Journal of Prosthodontic Research*. Elsevier Ltd; 2014. p. 208–16.
91. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2004.
92. Hashim D, Cionca N, Courvoisier DS, Mombelli A. A systematic review of the clinical survival of zirconia implants.
93. Zhang Y, Chai H, Lee JJW, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J Dent Res*. 2012 Mar;91(3):311–5.
94. Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, et al. Performance of zirconia for dental healthcare. Vol. 3, *Materials*. 2010. p. 863–96.
95. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems.
96. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. Vol. 30, *Biotechnology and Biotechnological Equipment*. Taylor and Francis Ltd.; 2016. p. 644–52.
97. Mohammadi-Bassir M, Babasafari M, Rezvani MB, Jamshidian M. Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017 Nov 1;118(5):658–65.
98. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. Vol. 55, *Dental Clinics of North America*. W.B. Saunders; 2011. p. 333–52.
99. Ozer F, Naden A, Turp V, Mante F, Sen D, Blatz MB. Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018 Jun 1;119(6):987–93.
100. Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Øilo M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dental Materials*. 2017 Sep 1;33(9):1012–20.
101. Moscovitch M. Consecutive Case Series of Monolithic and Minimally Veneered Zirconia Restorations on Teeth and Implants: Up to 68 Months. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2015 May;35(3):315–23.
102. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*. 2013 Dec;29(12):1201–8.

103. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: The effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J Dent.* 2014;42(6):684–90.
104. Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing | Enhanced Reader.
105. Journal E. Rashid: Effect of surface roughness on ceramics in dentistry.
106. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2006 Sep 1;96(3):154–64.
107. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007 Nov 1;35(11):819–26.
108. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. Vol. 57, *Journal of Prosthodontic Research.* 2013. p. 236–61.
109. Işeri U, Özkurt Z, Yalniz A, Kazazoglu E. Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2012 May;107(5):309–15.
110. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014 Sep 1;37:78–87.
111. Siarampi E, Kontonasaki E, Andrikopoulos KS, Kantiranis N, Voyiatzis GA, Zorba T, et al. Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. *Dental Materials.* 2014 Dec 1;30(12):e306–16.
112. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic [Internet]. Available from: www.elsevier.com/locate/dental
113. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding [Internet]. Available from: www.elsevier.com/locate/msea
114. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2002;81(7):487–91.
115. KJ Anusavice. phillips' science dental materials. In 1996. p. 423–59.
116. Yap AU YSTCNJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. In 2004. p. 100–4.
117. Lippincot Williams and Wilkins. J.F. Materials in- dentistry principles and applications . 2001;

118. O'Brien WJ (William J. Dental materials and their selection. Quintessence Pub. Co; 2002. 418 p.
119. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. 1998;613–27.
120. Schmidlin PR GT. Finished tooth-colored restorations in vitro: an index of a surface alteration finishing line destruction . 2004;80–6.
121. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. 2002;175–83.
122. Craig R WJ. properties and manipulation. 2004;
123. Yavuzylmaz H KPKG. Ptotetik Diş Tedavisi Sözlüğü. 2003;
124. Zaimoğlu A CGEAAL. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi . 1993;
125. Parayina R. D. and PJM. Esthetic color training in dentistry. 2004;3–47.
126. Chu S, j. DA, and MAJ. Fundamentals of color: shade matching and communication in dentistry. 2004. 1–99 p.
127. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. J Dent. 2004 Jan 1;32(SUPPL.):3–12.
128. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry:the science and strategies. 2003;467–80.
129. Anusavice K J SCRHR. Philips' science of dental materials. 2012. 54–57 p.
130. Paul SJPARL and PN. conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porselen use to metal crowns: a clinical comparison. 2004;577.
131. watts AM and AM. tooth discolouration and staining: a review of literature. 2001;309–15.
132. Kahramanoğlu E and ÖYK. Diş Hekimliğinde Estetik ve Renk.
133. Tunçdemir A. R. Hızlandırılmış yaşlandırmadan sonra ışıkla sertleşen kompozit ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin renk stabilitesinin incelenmesi . 2008;22–4.
134. Kolbeck C, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Discoloration of facing and restorative composites by UV-irradiation and staining food. Dental Materials. 2006 Jan 1;22(1):63–8.
135. Öngül D. İki güncel renk anahtarının renk seçimindeki üstünlüklerinin spektrofotometrik analiz ile klinik olarak değerlendirilmesi . 2006;23–8.
136. G. Gürel. Porselen laminat veneerler bilim ve sanatı. 2004;157–204.

137. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 2004 Jan 1;32(SUPPL.):3–12.
138. Berns R. S. Billmeyer and Saltzman's principles of color technology . 2000;1–29.
139. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* 1998 Dec 1;80(6):642–8.
140. Mc Lean J W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. 2001;61–6.
141. Russell M. D. GM and MBW. *In vivo* measurement of colour changes in naturel teeth . 2000;786–92.
142. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent.* 1973 Apr 1;29(4):416–24.
143. Hindle J. P. HA. The color analysis by a new optoelectronic system. 2000;57–61.
144. Hürbağ M. Polisaj ve termal siklus işlemlerinin farklı translüsensiye sahip lösit içerikli seramiklerin renk değişimine ve yüzey pürüzlülüğüne etkisinin incelenmesi. 2019;
145. Joiner A. Tooth colour: a review of literature. 2004;3–12.
146. Aladağ A. vitapan classical vitapan 3D master renk anahtarları kullanılarak renk seçimi yapılmış metal destekli seramik kuronların doğal dişe göre renk uyumlarının araştırılması. 2003;29–33.
147. Hindle JP, HA. Tooth color analysis by a new optoelectronic system . *European journal of prosthodontics and restorative dentistry.* 2000;57–61.
148. Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of *in vivo* spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *J Oral Rehabil.* 2007 Aug;34(8):613–21.
149. Joiner A. Tooth colour: A review of the literature. *J Dent.* 2004;32(SUPPL.):3–12.
150. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: A review. *Dental Materials.* 2011;27(1):97–108.
151. Rahmony A. Monolitik lityum cam seramik bloklardan üretilen indirekt restorasyonların glaze işlemi için yapılan farklı sayıda fırınlamanın renk ve mekanik özelliklerine etkisinin değerlendirilmesi. 2018.
152. Swepston JH, MAW. Esthetic matching. 1994;623–5.
153. Joiner A. Tooth colour: A review of the literature. *J Dent.* 2004;32(SUPPL.):3–12.
154. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter.
155. Park JH, Lee YK, Lim BS. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides.

156. Wee AG, Kang EY, J O H N S T O N WM, Seghi RR. Evaluating Porcelain Color Match of Different Porcelain Shade-Matching Systems.
157. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res.* 2002 Aug 1;81(8):578–82.
158. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Vol. 26, *Dental Materials.* 2010. p. 807–20.
159. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. Vol. 37, *Annual Review of Materials Research.* 2007. p. 1–32.
160. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2010 Jul;104(1):6–12.
161. della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. Vol. 139, *Journal of the American Dental Association.* 2008.
162. Bahannan SA, Awad MA. Effect of Porcelain Shade and Application Time on Shade Reproduction. *Journal of Prosthodontics.* 2018 Mar 1;27(3):227–31.
163. Skyllouriotis AL, Yamamoto HL, Nathanson D. Masking properties of ceramics for veneer restorations. In: *Journal of Prosthetic Dentistry.* Mosby Inc.; 2017. p. 517–23.
164. Harada R, Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Oda Y, Kawada E. The influence of colored zirconia on the optical properties of all-ceramic restorations. *Dent Mater J.* 2015 Dec 1;34(6):918–24.
165. della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent.* 2014;42(9):1202–9.
166. Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. Vol. 55, *Dental Clinics of North America.* 2011. p. 559–70.
167. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. Vol. 93, *Journal of Dental Research.* SAGE Publications Inc.; 2014. p. 1235–42.
168. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* 2018 Feb 1;97(2):140–7.
169. Tanaka CB, Ballester RY, de Souza GM, Zhang Y, Meira JBC. Influence of residual thermal stresses on the edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia structures: Experimental and FEA study. *Dental Materials.* 2019 Feb 1;35(2):344–55.
170. Kim J, Dhital S, Zhivago P, Kaizer MR, Zhang Y. Viscoelastic finite element analysis of residual stresses in porcelain-veneered zirconia dental crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Jun 1;82:202–9.
171. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the

- survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). In: *Dental Materials*. Elsevier Inc.; 2015. p. 603–23.
172. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*. 2012;28(4):449–56.
 173. Mazda J. shining a light a translucent zirconia . 2017;13.
 174. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. In: *Journal of Dentistry*. 2010.
 175. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. Vol. 48, *Dental Clinics of North America*. 2004. p. 341–58.
 176. rosenstiel. S, LM, FJMSt louis: M. cotemporary fixed prosthodontics missouri, St Louis: Mosby. In 2006. p. 709–40.
 177. Okubo SR, KA, Richards, MW and CS. Evaluation of visual and shade matching . *journal of prosthetic dentistry*. 1998;642–8.
 178. Joiner A. Tooth colour: A review of the literature. *J Dent*. 2004;32(SUPPL.):3–12.
 179. Olms C, Klinke T, Pirek P, Hannak WB. Randomized multi-centre study on the effect of training on tooth shade matching. *J Dent*. 2013 Dec;41(12):1259–63.
 180. Ragain JC, Johnston WM. Color Acceptance of Direct Dental Restorative Materials by Human Observers.
 181. Watts A. AM. Tooth discoloration and staining: a review of the literature . 2001;309.
 182. Guyer SE, Lefkowitz W, Malone WF, Rhoads JE, Sproull RC, Goodkind RJ, et al. FIXED PROSTHODONTICS. OPERATIVE DENTISTRY SECTION EDITORS Use of a fiber-optic calorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. Vol. 58. 1987.
 183. Paravina RD, Johnston WM, Powers JM. New Shade Guide for Evaluation of Tooth Whitening-Colorimetric Study. *J Esthet Restor Dent*. 2007;19:276–83.
 184. Tooth Color Measurement LJsiiig Cliroina Meter: Techniques A ({vantages a i d Disadvait ages.
 185. O'brien WJ, Johnston WM, Fanian F. Double-layer Color Effects in Porcelain Systems. Vol. 64, *J Dent Res*. 1985.
 186. Gómez-Polo C, Gómez-Polo M, Martínez Vazquez De Parga JA, Celemin-Viñuela A. 3D Master Toothguide according to L*, C*, and h* coordinates. *Color Res Appl*. 2015 Oct 1;40(5):518–24.
 187. Hammad IA. Intrarater repeatability of shade selections with two shade guides.
 188. Paravina RD. PJM, FRM. Color comparison of two shade guides. *international journal of prosthodontics* . 2002;73.

189. Judeh. A and A wahadni, A. A comparison between a visual and spectrophotometric methods for material selections . 2009;69–79.
190. Alsaleh S, Labban M, Alhariri M, Tashkandi E. Evaluation of self shade matching ability of dental students using visual and instrumental means. *J Dent.* 2012 Jul;40(SUPPL. 1).
191. Browning WD, Chan DC, Blalock JS, Brackett MG. A comparison of human raters and an intra-oral spectrophotometer. *Oper Dent.* 2009 May;34(3):337–43.
192. Bahannan SA. Shade matching quality among dental students using visual and instrumental methods. *J Dent.* 2014 Jan;42(1):48–52.
193. Turgut S. ve Bağış B. Diş Hekimliğinde Renk ve Renk Ölçüm Yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2012;65–75.
194. Paravina R.D and Powers J.D. esthetic color training in dentistry. St louis: Elsevier Mosty. 2004;3–170.
195. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2009 Mar;101(3):193–9.
196. Dozi'c AD, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. BASIC SCIENCE RESEARCH Performance of Five Commercially Available Tooth Color-Measuring Devices.
197. Zenthöfer A, Cabrera T, Corcodel N, Rammelsberg P, Hassel AJ. Comparison of the Easyshade Compact and Advance in vitro and in vivo. *Clin Oral Investig.* 2014;18(5):1473–9.
198. Goldstep F, and FG. Color shade understanding and manuplating color. In G, Freedman, *Contemporary esthetic dentistry*, St Louis,MO; Mosby Elsevier. 2012. p. 135–67.
199. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. Vol. 95, *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY.*
200. Panzeri Pires-de-Souza F de C, Casemiro LA, Roberti Garcia L da F, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2009 Jan;101(1):13–8.
201. Karaokutan I, Yilmaz Savas T, Aykent F, Ozdere E. Color Stability of CAD/CAM Fabricated Inlays after Accelerated Artificial Aging. *Journal of Prosthodontics.* 2016;25(6):472–7.
202. Turgut S, Bagis B, Turkaslan SS, Bagis YH. Effect of Ultraviolet Aging on Translucency of Resin-Cemented Ceramic Veneers: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics.* 2014 Jan;23(1):39–44.

203. Silami FDJ, Tonani R, Alandia-Román CC, Pires-De-Souza F de CP. Influence of different types of resin luting agents on color stability of ceramic laminate veneers subjected to accelerated artificial aging. *Braz Dent J.* 2016 Jan 1;27(1):95–100.
204. Heydecke G, ZF, R and ME. In vitro color stability double layer veneers after accelerated aging. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2001;551–7.
205. S , A H I N E. Colour stability of low fusing porcelains: an in vitro study.
206. Coşkun Akar G, Pekkan G, Çal E, Eskitaşçıoğlu G, Özcan M. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2014;112(2):314–21.
207. Anusavice K, SC, RH, R. *Philips science of dental materials.* 2013;231–473.
208. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. Vol. 57, *Journal of Prosthodontic Research.* 2013. p. 236–61.
209. Huh YH, Park CJ, Cho LR. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2016 Sep 1;116(3):440–9.
210. Mc lean J. W. HTH. The reinforcement of dental porcelain of dental ceramic oxides. 1965;251–67.
211. Panzeri Pires-de-Souza F de C, Casemiro LA, Roberti Garcia L da F, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2009 Jan;101(1):13–8.
212. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. Influence of Low-Temperature Environmental Exposure on the Mechanical Properties and Structural Stability of Dental Zirconia. *Journal of Prosthodontics.* 2012 Jul;21(5):363–9.
213. Happe A, Röling N, Schäfer A, Rothamel D. Effects of different polishing protocols on the surface roughness of Y-TZP surfaces used for custom-made implant abutments: A controlled morphologic SEM and profilometric pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2015 May 1;113(5):440–7.
214. Chavali R, Lin CP, Lawson NC. Evaluation of Different Polishing Systems and Speeds for Dental Zirconia. *Journal of Prosthodontics.* 2017 Jul 1;26(5):410–8.
215. da Silva TM, Salvia ACRD, de Carvalho RF, Pagani C, da Rocha DM, da Silva EG. Polishing for glass ceramics: Which protocol? Vol. 58, *Journal of Prosthodontic Research.* Elsevier Ltd; 2014. p. 160–70.
216. Rinke S, Fischer / Carsten. *RESTORATIVE DENTISTRY* Range of indications for translucent zirconia modifications: Clinical and technical aspects. 2013;44(8).
217. Sabrah AHA, Cook NB, Luangruangrong P, Hara AT, Bottino MC. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dental Materials.* 2013 Jun;29(6):666–73.

218. Chong BJ, Thangavel AK, Rolton SB, Guazzato M, Klineberg IJ. Clinical and laboratory surface finishing procedures for zirconia on opposing human enamel wear: A laboratory study. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015 Oct 1;50:93–103.
219. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter A v., Vallittu PK, Närhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*. 2015 Oct 1;31(10):1180–7.
220. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2013;5(3):296–304.
221. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain.
222. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2013;5(3):296–304.
223. Lee WF, Feng SW, Lu YJ, Wu HJ, Peng PW. Effects of two surface finishes on the color of cemented and colored anatomic-contour zirconia crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016 Aug 1;116(2):264–8.
224. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*. 2012;28(4):449–56.
225. Huh YH, Park CJ, Cho LR. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016 Sep 1;116(3):440–9.
226. Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018 Apr 1;119(4):626–31.
227. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter A v., Vallittu PK, Närhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*. 2015 Oct 1;31(10):1180–7.
228. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2013;5(3):296–304.
229. Goo CL, Yap AUJ, Tan KBC, Fawzy AS. Effect of polishing systems on surface roughness and topography of monolithic zirconia. *Oper Dent*. 2016 Jul 1;41(4):417–23.
230. Chavali R, Lin CP, Lawson NC. Evaluation of Different Polishing Systems and Speeds for Dental Zirconia. *Journal of Prosthodontics*. 2017 Jul 1;26(5):410–8.
231. Lee WF, Feng SW, Lu YJ, Wu HJ, Peng PW. Effects of two surface finishes on the color of cemented and colored anatomic-contour zirconia crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016 Aug 1;116(2):264–8.

232. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Ha SR. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016 Jun 1;115(6):773–9.
233. Motro PFK, Kursoglu P, Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012 Oct;108(4):231–7.
234. Ângela Maziero Volpato C, Francisco Cesar P, Antônio Bottino M. Influence of Accelerated Aging on the Color Stability of Dental Zirconia. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016 Sep 1;28(5):304–12.
235. Coşkun Akar G, Pekkan G, Çal E, Eskitaşçioğlu G, Özcan M. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(2):314–21.
236. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Ha SR. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016 Jun 1;115(6):773–9.
237. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter A v., Vallittu PK, Närhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*. 2015 Oct 1;31(10):1180–7.
238. Cattani-Lorente M, Durual S, Amez-Droz M, Wiskott HWA, Scherrer SS. Hydrothermal degradation of a 3Y-TZP translucent dental ceramic: A comparison of numerical predictions with experimental data after 2 years of aging. *Dental Materials*. 2016 Mar 1;32(3):394–402.
239. Inokoshi M, Vanmeensel K, Zhang F, de Munck J, Eliades G, Minakuchi S, et al. Aging resistance of surface-treated dental zirconia. *Dental Materials*. 2015 Feb 1;31(2):182–94.
240. Zhang F, Vanmeensel K, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, van Meerbeek B, et al. 3Y-TZP ceramics with improved hydrothermal degradation resistance and fracture toughness. *J Eur Ceram Soc*. 2014;34(10):2453–63.
241. Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CHF. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand*. 2013 Feb;71(1):102–12.
242. Kurtulmus-Yilmaz S, Ulusoy M. Comparison of the translucency of shaded zirconia all-ceramic systems. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2014;6(5):415–22.
243. Tuncel I, Eroglu E, Sari T, Usumez A. The effect of coloring liquids on the translucency of zirconia framework. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2013 Nov;5(4):448–51.
244. Kim HK, Kim SH. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*. 2014;30(9).

245. Shah K, Holloway JA, Denry IL. Effect of Coloring with Various Metal Oxides on the Microstructure, Color, and Flexural Strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008 Nov;87(2):329–37.
246. Hjerpe J, Närhi T, Fröberg K, Vallittu PK, Lassila LVJ. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand*. 2008;66(5):262–7.
247. Nakamura K, Harada A, Ono M, Shibasaki H, Kanno T, Niwano Y, et al. Effect of low-temperature degradation on the mechanical and microstructural properties of tooth-colored 3Y-TZP ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Jan 1;53:301–11.
248. Papageorgiou-Kyranou A, Kokoti M, Kontonasaki E, Koidis P. Evaluation of color stability of preshaded and liquid-shaded monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018 Mar 1;119(3):467–72.
249. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*. 2013 Dec;29(12):1201–8.
250. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials*. 2014 Dec 1;30(12):e419–24.
251. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials*. 2014 Dec 1;30(12):e419–24.
252. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter A v., Lassila L v., Vallittu PK, et al. Degree of conversion of dual-polymerizing cements light polymerized through monolithic zirconia of different thicknesses and types. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015 Jul 1;114(1):103–8.
253. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;110(1):14–20.
254. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015 Jun 1;113(6):534–40.
255. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018 Jul 1;120(1):132–7.
256. Ângela Maziero Volpato C, Francisco Cesar P, Antônio Bottino M. Influence of Accelerated Aging on the Color Stability of Dental Zirconia. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016 Sep 1;28(5):304–12.
257. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016 Aug 1;116(2):257–63.

258. Silami FDJ, Tonani R, Alandia-Román CC, Pires-De-Souza F de CP. Influence of different types of resin luting agents on color stability of ceramic laminate veneers subjected to accelerated artificial aging. *Braz Dent J*. 2016 Jan 1;27(1):95–100.
259. Papageorgiou-Kyrana A, Kokoti M, Kontonasaki E, Koidis P. Evaluation of color stability of preshaded and liquid-shaded monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018 Mar 1;119(3):467–72.
260. Dikicier S, Ayyildiz S, Ozen J, Sipahi C. Effect of varying core thicknesses and artificial aging on the color difference of different all-ceramic materials. *Acta Odontol Scand*. 2014 Nov 1;72(8):623–9.
261. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Vol. 26, *Dental Materials*. 2010. p. 807–20.
262. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-Temperature Aging of Y-TZP Ceramics.
263. Amaral M, Valandro LF, Bottino MA, Souza ROA. Low-temperature degradation of a Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013 Nov 1;101(8):1387–92.
264. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008 Nov;87(2):492–8.
265. Nakamura K, Harada A, Ono M, Shibasaki H, Kanno T, Niwano Y, et al. Effect of low-temperature degradation on the mechanical and microstructural properties of tooth-colored 3Y-TZP ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Jan 1;53:301–11.
266. de Souza GM, Zykus A, Ghahnavyeh RR, Lawrence SK, Bahr DF. Effect of accelerated aging on dental zirconia-based materials. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017 Jan 1;65:256–63.
267. Amaral M, Valandro LF, Bottino MA, Souza ROA. Low-temperature degradation of a Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013 Nov 1;101(8):1387–92.
268. Pandoleon P, Kontonasaki E, Kantiranis N, Pliatsikas N, Patsalas P, Papadopoulou L, et al. Aging of 3Y-TZP dental zirconia and yttrium depletion. *Dental Materials*. 2017 Nov 1;33(11):e385–92.
269. Pereira GKR, Muller C, Wandscher VF, Rippe MP, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Comparison of different low-temperature aging protocols: Its effects on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Jul 1;60:324–30.
270. Harada R, Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Oda Y, Kawada E. The influence of colored zirconia on the optical properties of all-ceramic restorations. *Dent Mater J*. 2015 Dec 1;34(6):918–24.

271. Mota YA, Cotes C, Carvalho RF, Machado JPB, Leite FPP, Souza ROA, et al. Monoclinic phase transformation and mechanical durability of zirconia ceramic after fatigue and autoclave aging. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2017 Oct 1;105(7):1972–7.
272. Guilardi LF, Pereira GKR, Gündel A, Rippe MP, Valandro LF. Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017 Jan 1;65:849–56.
273. Pinto PA, Colas G, Filleter T, de Souza GM. Surface and mechanical characterization of dental Ytria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals (3Y-TZP) after different aging processes. *Microscopy and Microanalysis*. 2016 Dec 1;22(6):1179–88.
274. Lucas TJ, Lawson NC, Janowski GM, Burgess JO. Phase transformation of dental zirconia following artificial aging. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2015 Oct 1;103(7):1519–23.
275. Yang H, Xu YL, Hong G, Yu H. Effects of low-temperature degradation on the surface roughness of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramics: A systematic review and meta-analysis.
276. Han A, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Zhang Y, Chen Z. Effects of different sterilization methods on surface characteristics and biofilm formation on zirconia in vitro. *Dental Materials*. 2018 Feb 1;34(2):272–81.
277. Walczak K, Meißner H, Range U, Sakkas A, Boening K, Wieckiewicz M, et al. Translucency of Zirconia Ceramics before and after Artificial Aging. *Journal of Prosthodontics*. 2019 Jan 1;28(1):e319–24.
278. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. Influence of Low-Temperature Environmental Exposure on the Mechanical Properties and Structural Stability of Dental Zirconia. *Journal of Prosthodontics*. 2012 Jul;21(5):363–9.
279. Putra A, Chung KH, Flinn BD, Kuykendall T, Zheng C, Harada K, et al. Effect of hydrothermal treatment on light transmission of translucent zirconias. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017 Sep 1;118(3):422–9.
280. Fathy SM, El-Fallal AA, El-Negoly SA, el Bedawy AB. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2015 Dec 23;1(2–4):86–92.
281. Inokoshi M, Vanmeensel K, Zhang F, de Munck J, Eliades G, Minakuchi S, et al. Aging resistance of surface-treated dental zirconia. *Dental Materials*. 2015 Feb 1;31(2):182–94.
282. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). In: *Dental Materials*. Elsevier Inc.; 2015. p. 603–23.

283. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*. 2014;30(10):1195–203.
284. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials.
285. Putra A, Chung KH, Flinn BD, Kuykendall T, Zheng C, Harada K, et al. Effect of hydrothermal treatment on light transmission of translucent zirconias. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017 Sep 1;118(3):422–9.
286. Choi YS, Kang KH, Att W. Effect of aging process on some properties of conventional and multilayered translucent zirconia for monolithic restorations. *Ceram Int*. 2020 Feb 1;46(2):1854–68.
287. Fathy SM, El-Fallal AA, El-Negoly SA, el Bedawy AB. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2015 Dec 23;1(2–4):86–92.
288. Gonuldas F, Yilmaz K, Ozturk C. The effect of repeated firings on the color change and surface roughness of dental ceramics. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2014;6(4):309–16.
289. Subaşı MG, Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *J Dent*. 2018 Apr 1;71:38–42.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : SÖNMEZ, Aziz
Uyruğu : T.C.

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Başkent Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2016....
Lise	Mersin Şevket Pozcu Yabancı Dil Ağırlıklı Lisesi	2007

Yabancı Dil

İngilizce

Yayımlar

-

Hobiler

-



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..