



T.C.

AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

**GÜNCEL SERAMİK MATERYALLERİN IŞIK
GEÇİRGENLİKLERİ VE RENK STABİLİTELERİNİN
İNCELENMESİ**

Dt. Emre ÇELİKDOĞAN

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Musa Şamil AKYIL

2020 - AYDIN

T.C.
AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

**GÜNCEL SERAMİK MATERYALLERİN IŞIK
GEÇİRGENLİKLERİ VE RENK STABİLİTELERİNİN
İNCELENMESİ**

Dt. Emre ÇELİKDOĞAN
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Musa Şamil AKYIL

Bu tez Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından DHF-19019 proje numarası ile desteklenmiştir.

AYDIN 2020

KABUL VE ONAY SAYFASI

Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından 'Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi' olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 15/12/2020

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi

DUYMUŞ

Diş Hekimliği Fakültesi

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Musa Şamil

Aydın Adnan Menderes Üniversitesi

Üye

AKYIL

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

Dr. Öğr. Üyesi

Aydın Adnan Menderes Üniversitesi

Göknil ALKAN

Diş Hekimliği Fakültesi

DEMETOĞLU

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini esirgemeyen, iyi bir eğitimci ve duyarlı bir hoca olarak her zaman örnek alacağım değerli danışman hocam Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Sayın Prof. Dr. Musa Şamik AKYIL'a,

İnsani değerleri ve yumuşak kalbiyle gönüllerde taht kuran, çalışkanlığı ve pratik çözümleriyle bizlere örnek olan, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocam Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı başkanı, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Göknil ALKAN DEMETOĞLU'na

Zor durumlardaki çözümleriyle ufukumuzu genişleten, bilgi ve deneyimlerini paylaşarak bizlere yol gösteren, desteğini her zaman hissettiğim kıymetli hocam Sayın Dr. Öğretim üyesi Baykal YILMAZ'a,

Hem teorik bilgisiyle hem pratik bilgisiyle bizleri aydınlatan, yardımlarını her zaman hissettiğim değerli hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Esra TALAY ÇEVLİK'e,

Fikir almak için her zaman danışabileceğim, desteğini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocam Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekan Yardımcısı Sayın Dr. Öğretim Üyesi Yener OKUTAN'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bu yolu birlikte yürümekten çok mutlu olduğum, her zaman yanımda olan ve beni motive eden, yardımlarını ve bana kattıklarını hiçbir zaman unutmayacağım çok sevgili asistan arkadaşlarım, Doğuş YILMAZ, Kaan ŞALVARLI, Beste IŞIL, Tuba TOPRAK, Öykü SİLMEOĞLU ve Ömer TURANOĞLU'na

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım, bu yoğun sürecimizde bizlere yardımcı olmak için ellerinden geleni yapan ADÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi çalışanlarına,

Hayatım boyunca her adımında desteklerini hissettiğim, fedakarlıklarıyla ve sevgileriyle benim her zaman en büyük dayanağım olan, haklarını asla ödeyemeyeceğim canım annem Saniye ÇELİKDOĞAN'a, canım babam Akın ÇELİKDOĞAN'a, biricik canım ablam Özge ÇELİKDOĞAN'a

Sonsuz teşekkür ederim...

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI.....	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
RESİMLER DİZİNİ.....	x
TABLolar DİZİNİ.....	xi
ÖZET	xii
ABSTRACT	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi.....	4
2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı.....	7
2.3. Dental Seramiklerin Genel Özellikleri.....	8
2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	9
2.4.1. Cam Matriksler.....	11
2.4.1.1. Feldspatik.....	11
2.4.1.2. Sentetik.....	11
2.4.1.3. Cam infiltre edilmiş seramik.....	13
2.4.2. Polikristalin Seramik.....	14
2.4.2.1. Alümina.....	14
2.4.2.2. Stabilize zirkonya.....	14
2.4.2.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya.....	15
2.4.3. Rezin Matriks Seramikler.....	15
2.4.3.1. Rezin nanoseramikler.....	16

2.4.3.2. Rezin penetre matriks cam seramik.....	16
2.4.3.3. Rezin penetre matriks zirkonya-silika seramik	17
2.5. Zirkonya	17
2.5.1. Zirkonya Hakkında Genel Bilgiler ve Tarihçesi.....	17
2.5.2. Zirkonyum Dioksin Mikroyapısı.....	18
2.5.2.1. Stabil olmayan zirkonyum dioksit.....	18
2.5.2.2. Parsiyel olarak stabilize edilmiş zirkonyum dioksit.....	19
2.5.2.3. Yitrium ile Stabilize Zirkonyum Polikristali.....	20
2.5.3. Konvansiyonel Zirkonyanın Mekanik Özellikleri.....	21
2.5.3.1. Transformasyon güçlenmesi.....	21
2.5.3.2. Düşük ısı bozunması	22
2.5.3.3. Tanecik boyutu	23
2.5.3.4. Stabilizatör miktarı	23
2.5.3.5. Yoğunluk	23
2.5.3.6. Üretim teknikleri	24
2.5.3.7. Yüzey uygulamaları.....	24
2.5.4. Zirkonyanın Biyolojik Özellikleri	24
2.5.4.1. Toksikite derecesi	25
2.5.4.2. Radyoaktivite.....	25
2.5.5. Zirkonyanın Estetik Özellikleri	25
2.5.5.1. Işık geçirgenliği	25
2.5.5.2. Renk.....	25
2.5.6. Zirkonyanın Veneerlemesi	26
2.5.7. Zirkonya Üzerine Uygulanan Yüzey Modifikasyonları	26
2.5.8. Zirkonya Seramiklerinin Sinterleme ve Üretim İşlemleri	27
2.5.8.1. Green Zirkonya.....	27
2.5.8.2. Presinterize zirkonya	28

2.5.8.3. Sinterize zirkonya	28
2.5.9. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Bloklar	28
2.5.9.1. Konvansiyonel Y-TZP Bloklar	29
2.5.9.2. Monolitik yeni nesil Y-TZP Bloklar	29
2.6. Renk	30
2.7. Rengin Ölçülmesi	31
2.7.1. Munsell Renk Sistemi	31
2.7.2. CIELAB Renk Sistemi	34
2.8. Işık ve Renk ile ilgili Temel Kavramlar	36
2.8.1. Metamerizm	36
2.8.2. Yarı Saydamlık (Transludentlik) ve Opasite	36
2.8.3. Saydamlık (Transparanlık)	37
2.8.4. Işıldama Özelliği	37
2.9. Dişlerin Renk Özellikleri	38
2.10. Renk Ölçüm Yöntemleri	38
2.10.1. Görsel Renk Analizi	38
2.10.2. Aletli Renk Analiz Yöntemleri	41
2.10.2.1. Kolorimetreler	41
2.10.2.2. Spektrometreler	42
2.10.2.3. Spektrofotometreler	42
2.10.2.4. Dijital Kameralar	43
2.11. Yapay Yaşlandırma	44
2.12. Seramik Yüzeylerin Topografik İncelenmesi	44
2.12.1. Taramalı Elektron Mikroskobu	44
3. GEREÇ VE YÖNTEM	46
3.1. Örneklerin Hazırlanması	47
3.2. Örneklerin Renk Ölçümünün Yapılması	52

3.3. Yapay Yaşlandırma İşleminin Uygulanması	53
3.4. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapay Yaşlandırma Sonrası Değerlendirilmesi	53
3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	54
3.6. İstatistiksel Analiz	55
4. BULGULAR	56
4.1. ΔE Değerlendirmesi	56
4.2. TP Değerlendirmesi	61
4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları	65
5. TARTIŞMA	69
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	80
KAYNAKLAR	81
EKLER	98
ÖZGEÇMİŞ	99

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
<	: den küçüktür
>	: den büyüktür
µm	: mikrometre
°C	: Santigrat derece
°F	: Fahrenheit
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
CaO	: Kalsiyum oksit
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Dizayn/ Bilgisayar Destekli Tasarım
CIE	: Commission Internationale de l'Eclairage
CR	: Kontrast oranı
GPa	: Giga paskal
MPa	: Mega paskal
Na₂O	: Sodyum oksit
nm	: Nanometre
SiO₂	: Silisyum oksit
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
ZrO₂	: Zirkonyum oksit
Y-TZP	: Yttrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalin
Y₂O₃	: Yttrium oksit

ZrO₂ : Zirkonyum dioksit

ΔE : Renk değişimi

La₂O₃ : Lantanyum oksit



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Ortada bir oksijen atomu bulunan SiO tetra hedra bağları.....	7
Şekil 2. Alkali katyonlar cam yapı içerisindeki pozisyonu	7
Şekil 3. Dental seramiklerin sınıflandırılması.....	10
Şekil 4. Zirkonyanın kristallografik yapıları: a: Kübik yapı, b: Tetragonal yapı, c: Monoklinik yapı	18
Şekil 5. Zirkonyanın sıcaklık-basınç faz diyagramı	19
Şekil 6. Elektromanyetik spektrum	31
Şekil 7. Munsell Colour System.....	32
Şekil 8. Hue (ton) Munsell renk sistemiyle gösterilmesi R; kırmızı, YR; sarı-kırmızı, Y; sarı, GY; yeşil-sarı, G; yeşil, BG; mavi-yeşil, B; mavi, PB; mor-mavi, P; mor, RP; kırmızı-mor...	33
Şekil 9. Parlaklık ve Renk tonu	34
Şekil 10. CIE L*a*b* Renk Sistemi ve Koordinatları	35
Şekil 11. Vitapan 3D Master Renk Skalası	40
Şekil 12. Vita Classic Renk Skalası	40
Şekil 13. Kolorimetre	41
Şekil 14. Vita Easyshade V	43
Şekil 15. Materyal ve alt renk gruplarına göre ortalama ΔE değerleri.....	57

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Dubois De Chemant ve ilk kez porselen dişlerin kullanıldığı protezler	4
Resim 2. Dr. Charles Land.....	5
Resim 3. Bilgisayar yazılımıyla zirkonya örneklerin tasarımı.....	47
Resim 4. Bilgisayar yazılımıyla CAD/CAM blok örneklerin tasarımı	47
Resim 5. Zirkonya disklerin frezeleme ile üretilmesi	48
Resim 6. CAD/CAM blokların frezelenmesi	48
Resim 7. CAD/CAM bloklardan örneklerin üretilmesi	49
Resim 8. Sinterizasyon fırını.....	49
Resim 9. Copra Smile A1 ve A3 örnekler	50
Resim 10. Copra Supreme A1 ve A3 örnekler.....	50
Resim 11. IPS e-max CAD A1 ve A3 örnekler	50
Resim 12. Vita Suprinity A1 ve A3 örnekler.....	51
Resim 13. Vita Enamic A1 ve A3 örnekler.....	51
Resim 14. Örneklerin kalınlıklarının ölçülmesi	51
Resim 15. Ultrasonik temizleyici.....	52
Resim 16. Renk ölçümlerinin yapılması	52
Resim 17. Otoklav cihazı	53
Resim 18. SEM cihazı.....	54
Resim 19. Altın kaplama cihazı	54
Resim 20. Copra Supreme materyaline ait SEM görüntüleri.....	66
Resim 21. Copra Smile materyaline ait SEM görüntüleri.....	66
Resim 22. Vita Enamic materyaline ait SEM görüntüleri.....	67
Resim 23. IPS e-max CAD materyaline ait SEM görüntüleri	67
Resim 24. Vita Suprinity materyaline ait SEM görüntüleri.....	68

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 1. O'Brien'in klinik renk Eşleşmesi	35
Tablo 2. NBS kriterleri	36
Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller	46
Tablo 4. Materyaller ve renk değişim değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler	57
Tablo 5. Normal dağılım Shapiro-Wilk Testi tablosu	58
Tablo 6. Kruskal-Wallis Test Sonuçları Tablosu.....	58
Tablo 7. İkili Karşılaştırma Sonuç Tablosu	59
Tablo 8. O'Brien'in klinik renk eşleşmesi.....	60
Tablo 9. Bağımsız Örneklem t Test Sonuç Tablosu	60
Tablo 10. Mann-Whitney U Testi Sonuç Tablosu.....	61
Tablo 11. 5 farklı materyalin iki farklı rengine ilişkin TP1 ve TP2 için ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri.....	61
Tablo 12. Materyallerin A1 ve A3 renkleri arasında translüsensi farkı olup olmadığını görebilmek için yapılan Bağımsız Örneklem t Testi	62
Tablo 13. A1 ve A3 renkleri için materyaller arasında TP farkı olup olmadığını belirlemek için yapılan Tek Yönlü Varyans Analizi	62
Tablo 14. Her bir renk için hangi materyaller arasında fark olduğunu görmek için yapılan Bonferroni testi	63
Tablo 15. Tekrarlı Ölçümlerde Karma Desenli Varyans Analizi	64
Tablo 16. Materyal ve TP çoklu karşılaştırması	64
Tablo 17. Renk ve TP çoklu karşılaştırma.....	65
Tablo 18. Materyal, renk ve TP çoklu karşılaştırması	65

ÖZET

GÜNCEL SERAMİK MATERYALLERİN IŞIK GEÇİRGENLİKLERİ VE RENK STABİLİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Çelikdoğan E, Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Aydın, 2020

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı renkteki beş çeşit seramik materyalin renk stabilitelerine ve ışık geçirgenliklerine yapay yaşlandırma işleminin etkisinin incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: A1 ve A3 renklerinde ve 14 x 10 x 1,5 mm boyutlarındaki 120 örnek, beş farklı seramik materyalden (Vita Suprinity, Vita Enamic, IPS e-max CAD, Copra Smile, Copra Supreme) hazırlandı. Örneklerin renk ölçümleri spektrofotometre (Vita EasyShade V) kullanılarak yaşlandırmadan önce ve sonra ölçüldü. Translüsensi ölçümleri için siyah ve beyaz arka fonda ölçüm yapıldı. Yaşlandırma işlemi buharlı otoklav kullanılarak gerçekleştirildi. Her materyalden birer örneğe taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi yapıldı. Çalışmadan elde edilen veriler, non-parametrik Kruskal-Wallis testi, Bağımsız Örneklem t Test, Mann-Whitney U testi, Tekrarlı Ölçümlerde Karışık Desenli Varyans Analizi ve Bonferroni testi kullanılarak değerlendirildi.

Bulgular: Yaşlandırma işlemi sonucunda en fazla renk değişimi Vita Enamic grubunda gözlenirken en az değişim IPS e-max CAD grubunda gözlemlendi. Vita Enamic A3 renginin renk değişimi, klinik olarak kabul edilebilir seviyenin üzerinde bulundu. Işık geçirgenliği en iyi materyal Vita Suprinity oldu, en az ışık geçirgenliği gösteren grup Copra Supreme oldu ve Copra Smile ile benzerlik gösterdi. Vita Enamic materyalinin A1 renginin ışık geçirgenliği A3 rengine göre daha fazla bulundu, Copra Supreme materyalinin ise A3 rengi A1'e göre daha fazla bulundu. A1 rengindeki materyallerin ışık geçirgenlikleri, yaşlandırma işleminden sonra artış gösterdi. Yaşlandırma işlemi sonucunda, IPS e-max CAD materyalinin ışık geçirgenliği arttı, Vita Enamic materyalininki ise azaldı. SEM görüntüleri incelendiğinde, genel olarak materyallerin yapısında yaşlandırma işlemi sonucunda değişiklikler gözlemlendi.

Sonuçlar: Seramik çeşidinin ve materyal renginin değişimi, seramik materyallerin renk stabilitesinde ve ışık geçirgenliğinde etkili bulundu. Farklı içerikteki materyallerin yaşlandırma işlemi sonucunda optik özelliklerindeki değişimin farklı olduğu gözlemlendi.

Anahtar Sözcükler: seramik, renk stabilitesi, translüsensi, yaşlandırma



ABSTRACT

EVALUATION OF LIGHT TRANSMISSION AND COLOR STABILITY OF CURRENT CERAMIC MATERIALS

Çelikdoğan E , Aydın Adnan Menderes University Faculty of Dentistry Department
of Prosthodontics Master Thesis, Aydın, 2020

Aim: The aim of this study is to examine the effect of artificial aging on the color stability and light transmittance of five different colored ceramic materials.

Materials and Methods: 120 samples with different shades (A1,A3), 14x10x1,5 mm dimensions were prepared from five different ceramic materials (Vita Suprinity, Vita Enamic, IPS e-max CAD, Copra Smile, Copra Supreme). Color measurements of the samples were measured before and after aging using a spectrophotometer (Vita EasyShade V). Measurement was made on a black and white background for translucency parameters. The aging process was carried out using a steam autoclave. Scanning electron microscopy (SEM) analysis was performed on one sample from each material. The data obtained from the study were evaluated using Kruskal-Wallis test, Independent Sample t Test, Mann-Whitney U test, Mixed Pattern Analysis of Variance in Repeated Measures and Bonferroni test.

Results: As a result of the aging process, the most color change was observed in the Vita Enamic group, while the least change was observed in the IPS e-max CAD group. The discoloration of Vita Enamic A3 color was found to be above the clinically acceptable level. The best light transmission material was Vita Suprinity, the group with the least light transmission was Copra Supreme and was similar to Copra Smile. The light transmittance of A1 color of Vita Enamic material was found to be higher than A3 color, and A3 color of Copra Supreme material was found to be higher than A1. The light transmittance of the materials in A1 color increased after aging. As a result of the aging process, the light transmittance of the IPS e-max CAD material has increased, while that of the Vita Enamic material has decreased. When SEM images were examined, changes were observed in the structure of the materials in general as a result of the aging process.

Conclusions: The change of ceramic type and material color is effective in color stability and light transmission of ceramic materials. The change in the optical properties of the materials with different content has been different as a result of the aging process.

Keywords: ceramic, color stability, translucency, aging



1. GİRİŞ

Tam seramik sistemler son yıllarda gelişim göstermiş, bu da materyallerin estetik görünümündeki beklentinin artmasına neden olmuştur. Seramik restorasyonlar ile doğal dişlerin arasındaki renk uyumunun sağlanması ve bu uyumun uzun süre stabil kalması, estetik başarı için önemli kriterlerdendir (1).

Bir restorasyonun estetik görünümü yüzey yapısına, genel formuna, renk ve ışık geçirgenliğine bağlıdır. Bu özelliklerden renk ve ışık geçirgenliği, en zor elde edilenidir (2). İnsan gözünün ise dental materyallerdeki küçük renk farklarını ayırt edebilmesi zordur. Yapılan çalışmalarda, insan gözünün $\Delta E < 1$ olduğunda renk değişimini ayırt edemeyeceğini rapor edilmiştir (3, 4). Buna ek olarak; Paul ve ark. (5), spektrofotometrik aletler kullanılarak yapılan renk değerlendirme çalışmalarının, insan gözü ile değerlendirmelere göre daha hassas sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

Zirkonyum dioksit (ZrO_2), üstün mekanik özellikleri ve biyolojik uyumlulukları nedeniyle protetik tedavide kron ve köprülerde altyapı malzemesi olarak sıklıkla kullanılmaktadır (6). Bu materyallerin, metal seramik restorasyona göre daha üstün estetik özelliklere sahip olmalarına karşın anterior bölgelerde monolitik olarak kullanılabilmesi için optik özelliklerinin daha da geliştirilmesi gerektiği bildirilmiştir (7, 8).

Zirkonyum dioksit polimorfik bir materyal olup, üç farklı formda bulunabilir; monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere. ZrO_2 , faz stabilitesi olan bir materyal değildir ve ısı işlemler sonucu faz değiştirebilir (9). Bunu engellemek amacıyla çeşitli stabilizatörler kullanılır. Yitrium oksit (Y_2O_3) diğer metal oksitlere göre daha üstün mekanik özelliklerinden dolayı günümüzde en çok tercih edilendir. Saf zirkonyuma üç mol Y_2O_3 ilavesiyle çok ince tanecik yapısında, oda sıcaklığında tetragonal fazda olan ve dental alanda kullanılan yttria stabilize tetragonal zirkonyum oksit polikristali (Y-TZP) elde edilir (10).

Günümüzde monolitik zirkonya bloklar, kimyasal yapı olarak konvansiyonel zirkonyalara benzerlik gösterirler ancak teknolojinin ilerlemesi ve toz işleme tekniklerinin gelişmesiyle yapıca bazı farklılıkları içermektedir (11). Tanecik yapısında meydana gelen küçülme ve homojenliğin artması materyalin ışık geçirgenliğini arttırmış, kırılma dayanımını güçlendirmiş ve düşük ısı bozunmasına karşı zirkonyanın dirençli olmasını sağlamıştır (12).

Monolitik zirkonya bloklar, yapıca konvansiyonel zirkonya bloklar gibi ağırlıkça % 87-95 oranında zirkonyum oksit ve % 4-6 oranında üç mol Y_2O_3 içermektedir (13). Işık geçirgenlikleri ise daha homojen yapıda olmalarından dolayı konvansiyonel zirkonyalara oranla artmıştır fakat lityum disilikat seviyesinde değildir (14).

Günümüzde kübik zirkonya olarak adlandırılan bloklar geliştirilmiştir. Bu blokların yapısında kübik-tetragonal faz karışımı bulunur. Kübik zirkonya bloklar beş mol yitrium oksit içerdiklerinden dolayı 5Y-TZP olarak da isimlendirilirler. Bu materyalin mekanik özellikleri diğer monolitik bloklara göre daha azdır. Ancak lityum disilikatlara göre daha dirençlidirler. Tüm zirkonya bloklar arasında en fazla ışık geçirgenliği gösteren materyallerdir (15, 16).

Monolitik zirkonya seramiklerin kullanımı ile porselen veneerlerin chipping riski ortadan kalkar ve daha üstün mekanik özellik sergilemelerine karşın, Y-TZP'nin , düşük translüsensi ve hidrotermal yaşlandırmaya duyarlılığı rapor edilmiştir (17). Y-TZP, tam seramik materyaller arasında en yüksek kırılma dayanım değerine sahiptir. Bu alanda altın standart olarak kabul edilen metal seramik restorasyonlara alternatif oluşturmuştur (18).

Polimer infiltre seramik, diğer seramik materyallerle karşılaştırıldığında farklı mikroyapısı ile dental alanda kullanıma sunulmuştur. Seramik yapı içerisine yerleştirilen polimer ağ yapısı, kırık gelişimini engellerken materyalin yapısal dayanıklılığını arttırdığı bildirilmiştir. Polimer yapıdaki üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol di-metakrilat (TEGDMA) arasındaki çapraz bağlar materyale düşük elastisite modülü ve dayanıklılık sağlamıştır (19, 20).

Homojenize edilmiş lityum disilikat cam seramikler ile , feldspatik seramiklere göre daha estetik ve dirençli restorasyonlar yapılabilir (21). Temel lityum disilikat faz içerisinde cam matrikse gömülü iğne benzeri kristaller bulunur. Bükülme direnci 360-400 Mpa'dır. Son köprü ayağı premolara kadar olan köprü yapımına imkan sunar (22).

Zirkonya ve cam seramiklerin olumlu özelliklerini bir araya getirmek amacıyla geliştirilmiş zirkonya ilaveli lityum disilikat cam seramik materyali, ağırlıkça % 10 oranında zirkonya ile güçlendirilmiştir. Bu CAD/CAM blokların; inley, onley, anterior ve posterior kron restorasyonları ve implant üstü kron restorasyonları gibi endikasyonları bulunmaktadır (23).

Restorasyonların estetik başarısı için, optik özellikleri uzun vadede stabil kalmalıdır. Bununla beraber, dental seramiklerin yarı saydamlığı ve rengi hidrotermal yaşlanmadan etkilenir (24, 25).

Bu çalışmanın amacı, yapay yaşlandırma işlemi uygulanan farklı seramik materyallerin renk ve translüsensilerinin uzun dönem stabilitelerini in vitro olarak değerlendirmektir.



2. GENEL BİLGİLER

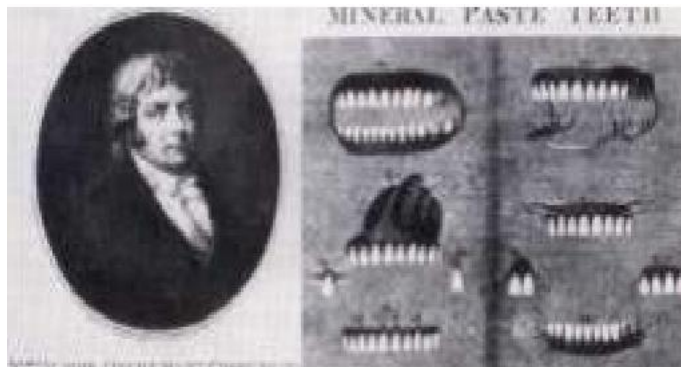
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik, kökenini topraktan yapılmış anlamına gelen Yunanca ‘keramos’ sözcüğünden alan, insan tarafından yapısı değiştirilerek oluşturulmuş ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısında materyaldir (26). Hipoteze göre; camın keşfedilmesi, bir orman yangınının silika kumsalı yatağına ulaşması ile gerçekleşmiştir. Çekoslovakya’ da M.Ö. 23.000’lerde insanların kum, kil ve cam malzemeleri işleyip kullandıkları bilinmektedir (27). 17.yüzyıl’da Avrupalılar’ın seramiğin formülünü keşfinden sonra çalışmalar başlamıştır (28).

Porselen terimi, İtalyanca ‘porcellana’ sözcüğünden türetilmiştir. Porcella, istiridye kabuğunun iç yüzeyindeki sedefin beyaz, parlak kıvrımları anlamına gelmektedir (28).

Seramik, inorganik ametallerin genel adıdır. Bu kapsamın içinde camlar, nitritler, silikatlar, metal oksitler ve çimentolar da bulunur. Porselenler ise, birbirleri içinde çözünmeyen elementlerin düşük ısıda eriyerek şekillendiği seramik materyal olarak tanımlanır (26). Diş hekimliğinde porselen terimi dental seramik olarak da kullanılmaktadır. Dental porselenler, içinde farklı kristal partiküllerin serpiştirildiği cam matriks içeren, dayanıklı ve camsı materyallerdir. Camsı yapı, düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve transparan bir yapıdır, kristalin yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahip, daha dayanıklı bir yapıdır (29).

Pierre Fauchard, 1728 yılında yazdığı ‘Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents’ adlı kitabında porselenin diş hekimliğinde kullanılabileceğini bildirmiş ve porselenin mine ve dişeti rengini taklit edebileceğini öngörmüştür (26, 30). 1774’ te, Parisli eczacı Alexis Duchateau ile diş hekimi Nicholas Dubois De Chemant ilk porselen yapay dişleri üretmişlerdir (31) (Resim1).



Resim 1: Dubois De Chemant ve ilk kez porselen dişlerin kullanıldığı protezler (32)

Porselenin sabit protezler için kullanımı, 1886 yılında platin yaprak üstüne feldspatik porselen işleyen Dr. Charles Land sayesinde olmuştur (Resim 2). Land, inley ve kuron üzerinde çalışmalar yapmış ve 1889 da jaket kuronun patentini almıştır. Fakat, kullanılan porselenin ağız ortamında çabuk bozulduğu görülmüş ve porselenin kırılabilirliğinin giderilmesi için çalışmalar artmıştır (33).



Resim 2: Dr. Charles Land (34)

Amerika Birleşik Devletleri'nin metal seramik restorasyonların patentini almasıyla, 1963 yılında ilk ticari porselen Vita Firması (Vita Zahnfabrik, Almanya) tarafından üretilmiştir. Mc Lean ve Huges, 1965 yılında, platin folyo üzerinde metal desteği olmadan alt yapıyı fırınlamak için bir sistem geliştirmişlerdir (28). % 40-50 oranında alüminyum oksit ilavesi ile porselen güçlendirilmiş, kırılma dayanımı artırılmıştır (35). Dayanıklılık artmış ancak opaklık da artmış ve estetik dezavantaj oluşturmuştur, bu nedenle feldspatik porselenle kaplanarak kullanılmıştır (35, 36).

Adair ve Grossman, 1984'te, dökülebilir bir cam seramik üretmişlerdir. Cam yapının eritilip refraktör bir kalıba döküldüğü ve cam matris içinde tetrasilisik flormika kristalleri içeren Dicor cam seramiklerini geliştirmişlerdir. Daha sonraları, frezelenabilir Dicor seramikleri geliştirilmiş ve içindeki tetrasilisik flormika kristal oranı % 70'e yükseltilmiştir (33).

1990 yılında, IPS Empress sistemi tanıtılmıştır. Preslenebilir cam seramik sistemi olarak tanıtılan bu sistemde, cam seramiklerin yapısına % 34 lösit ilavesi yapılmıştır. Böylece, yüksek sıcaklıkta ve basınçta lösit kristalleri mikroçatlak oluşumunu engellemekte ve kristalizasyon aşamasına ihtiyaç duyulmamaktadır (37). Cam matrisine yaklaşık % 70 oranında lityum disilikat

ilavesi yapılan IPS Empress 2 sistemi ise, 1998 yılında tanıtılmıştır. Böylece hem estetik, hem dayanıklılık artmıştır. 2005'te geliştirilen lityum disilikat içerikli IPS e-max. Press sistemi, farklı fırınlama teknikleri ile materyalin ışık geçirgenliğinin ve dayanıklılığının IPS Empress 2 sistemine göre artmasını sağlamıştır. IPS ProCAD ise IPS Empress ile benzer özellikte, lösitle güçlendirilmiş, daha küçük partikül büyüklüğüne sahip bir materyaldir. 1998 yılında, CEREC inLab sistem (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) ile birlikte frezelenen seramik blokların, farklı renk çeşitleri ile üretilmesine başlanılmıştır (33, 38).

1989 yılında, In-Ceram Alumina (VITA Zahn-fabrik) piyasaya sürülmüştür. Yapısında % 70-80 oranında Al_2O_3 vardır. Alüminyum oksit partikülleri içerisine cam yapı infiltre edilmiş, yüksek dayanıklılıkta kor materyali elde edilmiş, feldspatik porselenle kaplanmıştır. Ayrıca, CEREC (Sirona Dental Systems) ile frezelenen bloklar üretilmiştir. Bu materyal oldukça opak olduğu için, 1994 yılında In Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik) alternatif olarak üretilmiştir. Alüminyum oksit ve magnezyum oksit karışımının ($MgAl_2O_4$) materyalin yapısındaki miktarı artırılarak ışık geçirgenliği artırılmış fakat bükülme dayanımının düşük olması nedeni ile yalnızca ön bölgede kullanımı mümkün olmuştur (33, 39).

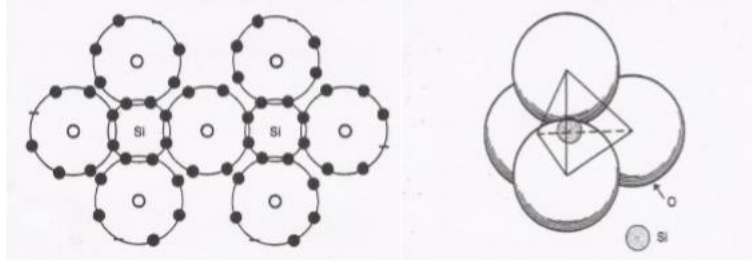
In-Ceram Zirkonya'ya (VITA Zahnfabrik), In-Ceram Alumina sistemine göre % 35 parsiyel stabilize zirkonya eklenerek materyal daha dayanıklı hale getirilmiştir. Ancak çok opak olduğu için posterior bölge endikasyonu ile sınırlı kalmıştır (3).

Zirkonya içerisine itriyum oksit (Y_2O_3 3 % mol) partikülleri eklenmiş ve hacimsel genleşme miktarı kontrol altına alınmış, böylece bileşimin oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmasıyla mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi sağlanmıştır. İtريyum oksit ile parsiyel stabilize edilen zirkonya (Y-TZP) restorasyonlar, yarı sinterize ya da tam sinterize bloklardan CAD/CAM ile üretilebilmektedir. Yarı sinterize blok kullanımıyla üretim daha kısa sürede yapılabilir hem de kullanılan frezlerin ömrü uzatılabilir. Yarı sinterize bloklar kullanılarak üretilen kopingler, normal boyutlarından % 20-25 büyük hazırlanır ve sinterizasyon sonrası normal boyuta ulaşırlar (31).

Lava (3M ESPE, Minn, ABD); sabit restorasyonların yarı sinterize ya da tam sinterize itriyum stabilize zirkonya bloklardan, CAD/CAM ile üretilen bir sistemdir. Bu sistemde, taranan model bilgisayara aktarılır, kron köprü kor tasarlandıktan sonra üretim yapılır (31).

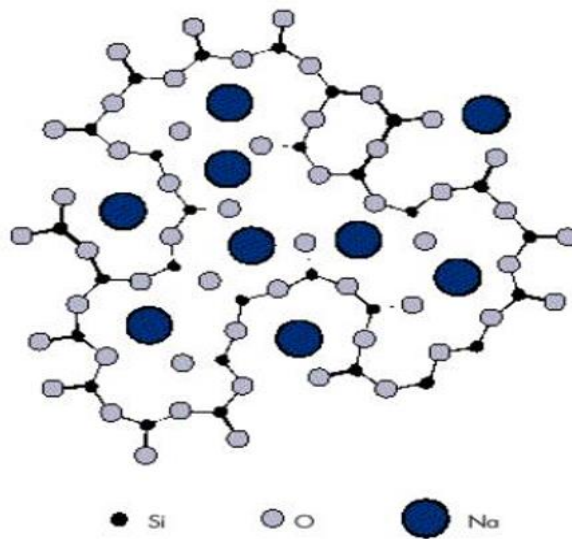
2.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı

Seramikler, kristal fazda veya cam fazda görülebilirler. Cam faz daha yoğun olduğunda, translüsensi artarken, kırık oluşumuna karşı direnç düşer. Kristal fazın daha yoğun olması ise mekanik açıdan materyale direnç kazandırır ancak estetik özellikleri azaltır (33, 39).



Şekil 1: Ortada bir oksijen atomu bulunan SiO tetra hedra bağları (15)

Dental porselen, dört oksijen atomu (O^-) ile merkezde yer alan bir silisyum (Si^{+4}) atomu arasında kimyasal bağ kurulmasıyla oluşan silisyum tetraoksitten (SiO_4) oluşur (40) (Şekil 1). Cam matriksteki iyonik ve kovalent bağlar silika ünitelerini birbirleri ile birleştirerek zincir oluşturmalarını sağlar, hem de materyale stabilite verir (Şekil 2). Bu bağlar aynı zamanda termal ve optik olarak bileşime önemli özellik kazandırmıştır. Seramiğin translüsensi özelliği bunlardan biridir. Ancak bununla birlikte yapıya kırılgenlik verir. Bu nedenle, direnci arttırmak için cam matrikse lösit ve alüminyum oksit gibi kristaller ilave edilir (41).



Şekil 2: Alkali katyonlar cam yapı içerisindeki pozisyonu (17)

Üç boyutlu bir yapısı olan porselenin temel bileşenleri, feldspar, kuartz, kaolindir (40). Porselenin % 75-80'i feldspar, % 12-22'si kuartz, % 3-5'ini ise kaolin oluşturur (42). Bunun dışında, cam modifiye ediciler, ara oksitler, akışkanlar, opaklaştırıcı ajanlar renk pigmentleri, ve lüminesans özelliği veren maddeler de bulunur (33).

Feldspar, porselenin ana yapısını oluşturur ve saydamlık verir, cam matriksi şekillendirir ve düşük erime sıcaklığına sahiptir (43). Potasyum alüminyum silikat ($K_2OAl_2O_3-6SiO_2$) ve sodyum alüminyum silikatın ($Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) birleşimiyle oluşmuştur. Diş hekimliğinde genellikle yüksek feldspar içerikli seramikler tercih edilir. Sıcaklık, 1250 dereceden 1500 dereceye ulaştığında feldspar, kuartz ve kaolinin içerisine nüfuz ederek cam matriksi oluşturur (33).

Kuartz, dental seramiklere desteklik sağlar, doldurucu olarak görev yapar ve büzülme önler. Yüksek erime sıcaklığına sahiptir (yaklaşık 1700 °C). Yapının ısıl genleşme katsayısını kontrol altına alır ve materyalin dayanıklılığını sağlar (33, 43).

Kaolin, volkanik kayalardan elde edilmiş, alümine içeren, kil yapısında bit materyaldir. Yapıda, bağlayıcı olarak bulunur ve pişmemiş porselenin şekillendirilmesini kolaylaştırır. Ancak porselenin opasitesini arttırdığından miktarı sınırlı tutulur (33, 41).

Cam modifiye ediciler, akışkanlar akıcılığı artırır. Ayrıca, dental porselenlerin farklı sinterizasyon sıcaklıklarında üretilebilmesi için kullanılırlar (33).

Ara oksitler ise, akışkanların ve cam modifiye edicilerin oluşturduğu vizközite azalmasını sınırlandırır (39). Dental porselenleri renklendirmek içinse metal oksitler kullanılır. Uranyum oksit sarı-portakal renk, krom aluminat gül rengi, titanyum oksit sarı renk, kobalt aluminat mavi renk, krom veya bakır oksit mavi-yeşil renk, manganez gri-lavanta yeşili renk, demir fosfat platin gri renk verir. Seryum oksit, titanyum oksit, zirkonyum oksit, kalay oksit opaklaştırıcı ajan olarak kullanılır (33).

2.3. Dental Seramiklerin Genel Özellikleri

Dental seramikler, biyouyumlu materyallerdir ve ağız ortamında kimyasal bir reaksiyon göstermezler. Estetik ve dayanıklıdırlar. Yapısındaki kristal fazın miktarı, partikül büyüklüğü ve yapısı, termal genleşme katsayısı mekanik ve optik özelliklerini etkiler (44). Baskılayıcı streslere karşı dayanıklıyken, makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı zayıftırlar (45).

Yorulma dayanımları da materyal ömrünü önemli ölçüde etkiler. Sürekli maruz kalınan stres ve nem varlığı, mikroskobik çatlaklardan sorumludur. Sızan sıvılar materyaldeki mikroçatlaklardan ilerleyerek kırık oluşumuna sebep olur (45).

Seramiklerin yüzey sertliği oldukça fazladır, bu sebeple karşıt doğal ya da yapay dişlerde aşınma yapabilirler. Ayrıca, yalıtkan materyallerdir ve termal genleşme katsayıları doğal diş yakındır (39).

2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler, içeriklerine göre, erime ısılarına göre, şekillendirme türlerine göre, kullanım alanlarına göre, yapım tekniklerine göre olmak üzere farklı şekillerde sınıflandırılabilirler. Tam seramikler için endikasyonlarına, üretim tekniğine, pişirme sıcaklığına, içeriğe, asitlenebilirliğe, saydamlığa, mikroyapıya, kırılma direncine göre farklı sınıflandırma sistemleri önerilmiştir. Fakat bu sınıflandırmalar, gelişen yeni restoratif materyallerin dahil edilmesine izin vermemektedir. Bu sebeple araştırmacılar, seramik materyalleri formülasyonlarındaki spesifik özelliklerine göre üç kategoride sınıflandıracak yeni bir sınıflama önermişlerdir (46) (Şekil 3).



Şekil 3: Dental seramiklerin sınıflandırılması

2.4.1. Cam Matriksler

2.4.1.1. Feldspatik

Bu seramikler, silikon dioksit tozu ile sıvı materyallerin tabakalandırılmasıyla oluşur. Silikon dioksitler, silika veya kuartz olarak bilinir ve farklı miktarlarda alümina içerirler. Bu alüminyum silikalar doğal olarak bulunursa ve potasyum ya da sodyum içeriyorsa, bu maddeye 'feldspar' denir. Feldsparın yapısında % 60-64 silikon oksit, % 20-23 alüminyum oksit bulunur. Alüminyum, içeriğin optik özelliklerine katkıda bulunur. Feldspatik porselenlerin estetiği yüksektir, ışık geçirgenlikleri iyidir, mekanik özellikleri ise düşüktür. Cam bazlı olan bu materyal kullanımında kor yapısı olmadığı için mikroçatlak oluşumuna yatkındır. Bu sebeple restorasyon mine dokusunda iyi bir bağlantı sağlamalıdır (31).

2.4.1.2. Sentetik

Lösitle güçlendirilmiş feldspatik cam seramikler (IPS Empress)

İlk olarak 1986'da, Ivoclar firması tarafından üretilmiştir. Feldspatik seramik içeriğindeki IPS Empress'in kimyasal yapısı, SiO_2 - Al_2O_3 - K_2O 'den yani lösitten oluşmaktadır ve mum atım tekniği ile üretilmektedir (47). Bükülme dayanımı 120-160 MPa olan bu materyalin doğal dişe yakın ışık geçirgenliği ve aşınma direnci vardır. Lösit kristalleri sayesinde seramiğin dayanıklılığı artmıştır (48). Tek üyeli veneer kronlar, inley, onley restorasyonlar endikasyonları arasındadır (38).

Lityum disilikat cam seramikler (IPS Empress 2, IPS Emax)

IPS Empress (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein), dayanıklılık değeri düşük bir materyal olduğundan dolayı köprü restorasyonlarının yapımında kullanılamamaktadır. 1998 yılında, cam matrikse lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristalleri eklenerek daha dayanıklı materyal olan IPS Empress 2 üretilmiştir (49). Bükülme direnci 350-400 MPa olan bu materyalin kırılma sertliği lösit seramiklerin üç katıdır (50).

2005 yılında, IPS e-max (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) piyasaya sunulmuştur. Homojenize edilmiş lityum disilikat cam seramik olan bu ürün, daha estetik ve daha dirençli restorasyon yapımına imkan sağlar. IPS Empress 2 den daha gelişmiş özelliktedir. Temel lityum disilikat fazı içerisinde 3-6 μm iğne benzeri kristaller, cam matrikse gömülü olarak bulunur.

Bükülme direnci 360-400 Mpa'dır (21). Piyasada 2 farklı şekilde bulunur. IPS e-max CAD bloklar CAD/CAM tekniği ile üretim için kullanılmaktadır. IPS e-max Empress ise basınç altında enjeksiyonla hazırlanan altyapıların üretiminde kullanılır. IPS e-max ile son köprü ayağı premolara kadar olan anterior ve posterior 3 üye köprüler yapılabilir (22).

Mevcut İngotlar

HT ingotlar (High Translucent)

İnley, onley ve veneer gibi tam kontur restorasyonlar için uygun olan bu materyal, yüksek ışık geçirgenliğine sahiptir. Boyama materyalleri ile karakterizasyon yapılabilir.

LT İngotlar (Low Translucent)

Tam kontur kronlar ve parsiyel kronlar LT ingotlarla fabrike edilebilir. Işık geçirgenliği daha düşüktür. Anterior bölge için estetik görüntü cut-back (yığma) tekniği ile maksimum düzeye çıkarılabilir.

MO ingotlar (Medium Opacity)

Canlı ve hafif renklenmiş dişlerde kullanılabilir. Orta opaklığa sahiptir. Tabakalama tekniği ile tamamlanacak restorasyonlar için uygun alt yapı hazırlanır.

HO ingotlar (High Opacity)

Prepare edilmiş dişlerde renkleşme varsa ya da titanyum abutmentler üzerine uygulanacaksa, bu ingotlar koyu renk arka planı maskeleyerek yüksek estetik sonuçlar elde etmeye imkan sağlarlar.

Impulse-ingotlar (Value, Opal)

Bu ingotlar, üç farklı derecede (Value 1, 2, 3) ve iki opal renkte bulunur (opal 1, 2). Özellikle ince laminalarda ve tek kronlarda kullanılır.

Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ingotların translüensi parametreleri incelenmiş ve ışık geçirgenliklerini şöyle sıralamışlardır: HT>LT>MO (51) .

Lityum silikata zirkonya ilave edilerek yeni materyaller üretilmiştir. Örnek: VITA Suprinity, Dentsply Celtra Duo

Bu çalışmada değerlendirilen materyallerden biri de zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik olan VITA Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) CAD/CAM bloklarıdır. Firma verilerine göre içeriğinde ağırlıkça % 8-12 ZrO₂, % 56-64 SiO₂, % 15-21 Li₂O, % 0.1 La₂O₃ bulunur. Vickers sertliği 7000 MPa, elastik modülü 70 GPa, 3 nokta eğilme dayanımı 420 MPa'dır. Endikasyonları ise; inley, onley, kronlar, anterior ve posterior implant dayanakları, veneer restorasyonlardır. Kontrendikasyonları; yetersiz diş yapısı ve interokluzal mesafe, yetersiz hijyen, kas aktivitesi artmış parafonksiyonlu hastalardır. Köprü protezleri yapımı için klinik testler henüz tamamlanmamıştır. CAM ünitesinden bloklar kazınarak elde edilen restorasyonlar daha sonra kristalizasyon için fırınlama işlemine tabi tutulmalıdır. Bu işlem boyutsal farklılığa sebep olmamaktadır (46).

Apatit bazlı seramikler

Cerapearl sistemi, 1985 yılında geliştirilmiştir. Sentetik hidroksiapatitin doğal diş yapısını çok iyi taklit ettiği düşünülerek geliştirilmiştir. İndirekt bir tekniktir. Revetmana alınan mum modelajın kayıp mum tekniği kullanılarak oluşturulan boşluğa seramik materyalin santrifüjle dökülmesi ve sonrasında kontrollü ısı uygulanması ile yapılan bir tekniktir. Bükülme dayanımı 590 MPa'dır (52).

2.4.1.3. Cam infiltre edilmiş seramik

1985 yılında, Dr. Mickael Sadoun In-Ceram sistemini geliştirmiştir. Alt yapı slip-cast yöntemiyle veya yarı sinterize bloklardan frezelenerek elde edilir (53). Bu sistemde, feldpatik cama ilave edilen alümina oranı % 40'lardan %90'lara çıkarılmıştır. Slip-cast tekniği ile refraktör güdük üzerinde bir altyapı hazırlanır ve 1120 °C'de 10 saat sinterlenir. Bu ilk elde edilen yapı porözdür ve dayanıklılığı 6-10 MPa'dır. Daha sonra materyale lantan camı infiltrasyonu yapılarak 1100 °C'de 4-6 saat tekrar sinterleme yapılır. Oluşan bu daha dayanıklı yapı olan In-Ceram Alüminanın dayanıklılığı 446 MPa'dır (54).

Alümina yerine magnezyum alüminat (MgAl₂O₄) eklenerek In-Ceram Spinell, kısmen stabilize zirkonya oksit ilavesiyle In-Ceram Zirkonya elde edilir. In-Ceram Spinell dentine yakın translüsensi özelliğiyle alüminadan daha estetik olsa da, kırılma direnci 350 MPa'dır (44). In-Ceram Alüminaya % 33 zirkonya ilavesiyle oluşan In-Ceram Zirkonya, bükülme direnci 700 MPa olan dayanıklı bir materyaldir (55).

Slip-cast yöntemi yerine CAD/CAM teknolojisi kullanılarak da hazır bloklardan frezelenerek üretim yapılabilmektedir (56).

2.4.2. Polikristalin Seramik

Bu seramik grubunun özelliği dayanıklılığı ve direnci arttıran ancak translüsenliği azaltan ince tanecikli bir kristal yapı olmasıdır. Cam bir fazın olmaması, materyalin asitlenmesini zorlaştırır. Uzun süreli asitleme yapılması veya yüksek sıcaklık gerektirirler (57).

2.4.2.1. Alümina

Bu malzeme % 99,5 saflıktaki Al_2O_3 'ten oluşur. 1990 yılında Nobel Biocare firması tarafından CAD/CAM ile üretilen altyapı materyali olarak ilk kez tanıtılmıştır. Örneğin, Procera AllCeram, Nobel Biocare; In-Ceram AL. Yüksek dayanıklılık ve sertlik gösteren bir materyaldir (17-20 GPa). Tüm dental seramiklerin içerisinde elastik modülü en yüksek olanıdır ($E=300$ GPa) ve bu özelliği kütleli kırılmalar göstermesine neden olmuştur (58, 59). Kırılma eğilimi ve stabilize zirkonyanın bulunmasıyla bu materyalin kullanımı azalmıştır.

2.4.2.2. Stabilize zirkonya

Saf zirkonya; üç allotropik formda bulunur; monoklinik faz, tetragonal faz ve kübik faz olmak üzere. Monoklinik faz 1170 °C'ye kadar stabildir ve bu sıcaklıkta tetragonal faza dönüşür. Sıcaklık 2370 °C'yi aştığında kübik faz ortaya çıkar. Tetragonal faz ile monoklinik faz arası dönüşümde % 3-5 hacim artışı ortaya çıkar. Bu hacim artışı mikroçatlakları kapatarak kırılma dayanımının artmasını sağlayabilmektedir. Bu dayanıklılık, zirkonyanın oda sıcaklığında stabilize edilmesiyle mümkündür. Saf zirkonyanın magnezyum, kalsiyum, yitrium ve seryum gibi oksitlerle alaşımlanması, yapının stabilizasyonunu sağlayarak faz dönüşümü sırasında oluşan stres oluşumunu ve çatlak yayılımını kontrol eder, daha sert yapının elde edilmesini sağlar (60).

Zirkonya seramiklerinin sınıflandırılmasında mikroyapılarına göre tamamen stabilize zirkonya (FSZ), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) şeklindeki sınıflama yapılması önerilmiştir. FSZ zirkonya % 8 'den fazla yitrium oksit içerir (Y_2O_3) ve kübik yapıdadır. PSZ, kübik matriks içindeki nanosize edilmiş tetragonal ya da monoklinik partiküller ile oluşturulmuştur. TZP'ler genellikle yttria veya ceria ile stabilize

edilirler, tetragonal fazdaki monoklinik materyallerdir (61). TZP formundaki zirkonyalar (en yaygın Y-TZP) üretim ve sinterleme sonrasında en yüksek sertliği gösteren, en iyi kırılma dayanımına sahip materyallerdir. Örnekler: In-Ceram YZ (VITA), Zirkon (DCS), Lava/Lava Plus (3M ESPE), Katana Zirconia ML (Noritake), NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent), Prettau Zirconia (Zirkonzahn), Zenostar (Wieland), Cercon (Dentsply).

Zirkonya, genel olarak altyapı materyali olarak kullanılmıştır ancak bunun dışında monolitik restorasyonlar üretmek için de kullanılabilir. Günümüzde dentinden mineye doğru renk geçişini taklit eden polikromatik CAD/CAM bloklar (örneğin: Katana Zirconia ML, Kuraray) ve diskler üretilmiştir ayrıca saydamlığı artırılmış materyaller üretilmiştir.

2.4.2.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

Zirkonya genel olarak tetragonal fazda kısmen stabilize kalır, alümina da orta derecede bir sertlik gösterir. Bu nedenle alümina-zirkonya ve zirkonya-alümina karışımları geliştirilmiştir. 1976'da Claussen alüminaya stabilize olmayan zirkonya ilave ederek alüminanın kırılma dayanımını arttırmıştır (62, 63). Bileşimdeki zirkonya yüzdesi değiştirilebilir. Bu materyalin Y-TZP'ye kıyasla avantajı, yüksek dayanıklılık ve kırılma dayanımına sahip olup düşük sıcaklık bozunmasına dirençli olmasıdır (64, 65). Bununla birlikte Y-TZP'den iki kat fazla döngüsel yorulma dayanımına sahiptir (66). Şu ana kadar dental olarak kullanılan alümina-zirkonya bileşimi bulunmamaktadır. Kullanılan materyaller, alümina ve zirkonya substratlarının yüzeyine cam infiltre edilen polikristalin materyallerin bir varyasyonudur. Cam infiltrasyonu ile klinik performans iyileştirilmiş ve dayanıklı, estetik bir materyalin üretilmesi amaçlanmıştır (67).

2.4.3. Rezin Matriks Seramikler

Organik matriksin yüksek oranda seramik parçacıklarla doldurulduğu materyallerden oluşmaktadır. Geleneksel seramik sınıflandırma tanımı “ İstenilen özellikleri elde etmek için genellikle yüksek sıcaklıkta pişirilerek işlenen metalik olmayan inorganik materyallerdir.” şeklindedir (68). Bu kategorideki materyallerin organik matriks içermesi, teorik olarak bu sınıflamanın dışında kalmasına sebep olur. ADA Dental İşlemler ve Adlandırma Yasası' nın 2013 versiyonu' na göre porselen/seramik terimi, “ porselen, cam, seramik ve cam-seramik gibi inorganik madde içeren presslenmiş, pişirilmiş, parlatılmış ya da kazınmış materyaller ”

olarak tanımlanmaktadır. Bu tanımlama, 2012 'de tanımlanan eski versiyonu olan “ porselen, cam, seramik ve cam-seramik içerebilen yüksek sıcaklıklarda (600/1112 °F ve üzeri) işlem gören presslenmiş, parlatılmış ya da kazınmış metal ve rezin olmayan materyaller ” tanımına göre oldukça büyük farklılık içermektedir. Bu nedenle, bu bölümde tanıtılan materyaller polimer içeriğinin miktarı göz önüne alınmaksızın yalnızca polimer varlığı dikkate alınarak sınıflamaya dahil edilmiştir.

Tanımla ilgili tartışmalar olsa da, üreticilerin rezin matriks seramikleri geliştirme sebepleri şu şekildedir:

1. Dentinin elastikiyet modülünü geleneksel seramiklere kıyasla daha iyi taklit eden bir malzeme üretmek
2. Malzemenin, cam matriks seramiklerinden (lityum disilikat grubunun sentetik seramikleri gibi) veya polikristalin seramiklerinden daha kolay kazınması ve uyumlanması
3. Kompozit rezin ile onarılabilmesi veya modifikasyona imkan tanınması

CAD/CAM sistemleri için çeşitli şekillerde formüle edilmiş rezin -matriks seramik materyalleri vardır.

2.4.3.1. Rezin nanoseramikler

Ağırlıkça % 80 nanoseramik doldurucu içeren, yoğun rezin matrikse sahip nanoseramiklerdir. 2 tip tanecik içerirler: 20 nm çapında silika tanecikler ve 4-11 nm çapında zirkonya monomerlerinden oluşmaktadır. Bu tanecikler ve zirkonya-silika kombinasyonu, doldurucu partiküllerin intertisyel aralığını azaltmaktadır. Örnek: Lava Ultimate (3 M ESPE)

2.4.3.2. Rezin penetre matriks cam seramik

Yapısında ağırlıkça % 86, hacimce % 75 feldspatik seramik ağ ve ağırlıkça % 14, hacimce % 25 polimer ağ vardır. Seramik kısmının bileşimi % 58-63 SiO₂, % 20-23 Al₂O₃, % 9-11 Na₂O, % 4-6 K₂O, % 0,5-2 B₂O₃, % 1'den az Zr₂O ve CaO şeklindedir. Polimer ağ yapısı ise dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşmaktadır. Bu grupta yer alan VITA Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), ikili ağ yapısına sahip hibrit dental seramiktir. Firma verilerine göre 150-160 MPa eğilme dayanımına, 30 GPa elastik

modülüne ve 2.5 GPa sertliğe sahiptir. Endikasyonları ise anterior-posterior implant destekli kronlar, anterior-posterior kronlar, inley/onley/parsiyel kronlar, veneer restorasyonlardır. Kontrendikasyonları; köprü restorasyonları ve parafonksiyon varlığıdır. CAM ünitesinde kazımak için disk veya blok formunda iki çeşidi vardır. Kazıma işleminden sonra herhangi bir kristalizasyon veya fırınlama işlemi gerektirmemektedir. Simantasyon için adeziv simanlar önerilmektedir.

2.4.3.3. Rezin penetre matriks zirkonya-silika seramik

Organik matriks ve ağırlıkça % 60'tan fazla inorganik yapıdan oluşur. İçeriğinde silika tozu, zirkonyum silikat, glisidil metakrilat (UDMA,) trietilen glikol metakrilat (TEGDMA), mikro füme silica, pigmentler bulunur. Örnek: Shofu Block HC (Shofu). Bu gruptaki ürünlerden olan Paradigm MZ100 Block (3M ESPE), glisidil metakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) karışımı olan polimer matriks içerisinde % 85 oranında 0,6 mikrometre küresel şekilli ultra ince zirkonya-silika tanecikleri bulundurur (46).

2.5. Zirkonya

2.5.1. Zirkonya Hakkında Genel Bilgiler ve Tarihçesi

Zirkonyum (Zr) atom numarası 40, atom kütlesi 91,22 olan metalik yapıda bir elementtir. 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonrasında reaksiyon ürünü olarak ortaya çıkmış, uzun yıllar seramik yapısına katılan bir pigment olarak kullanılmıştır. Zirkonyum dioksit ise ilk olarak 1969 yılında ortopedide kalça protezlerinde kullanılmak üzere tanıtılmıştır (60). Diş hekimliği alanında 1990'ların başında kullanılmaya başlanmıştır. Kuron ve köprü protezlerinde altyapı materyali olarak, implant dayanaklarında, implant abutmentlerinde, ortodontik braketlerde, post-core sistemlerde kullanılır (69, 70).

Yoğunluğu $6,49 \text{ g/cm}^3$ olan dental zirkonyum doğada saf halde bulunmaz. Erime noktası $1852 \text{ }^\circ\text{C}$ ve kaynama noktası $4409 \text{ }^\circ\text{C}$ ' dir. Grimsi bir renge sahip zirkonyum heksagonal kristal yapıdadır. Zirkonyumun 2 temel kaynağı zirkonat ve baddeleyittir. Doğada sadece oksit olarak bulunuyorsa baddeleyit, silikat oksit ile birlikte bulunuyorsa $\text{ZrO}_2 + \text{SiO}_2$ zirkon olarak adlandırılır (60). Bu mineraller rengi etkileyen pek çok metal elementi ve uranyum, toryum gibi

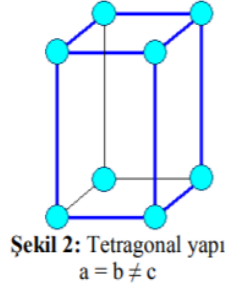
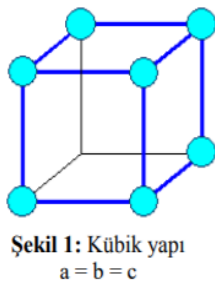
doğal kararsız radyonüklidler içerirler. Bu nedenle radyoaktifirler (71). Bir dizi işlem sonucu materyaller ayrılır ve saf zirkonya tozları elde edilir. Saflaştırma sonrasında materyal seramik biyomateryali olarak kullanılır (72, 73).

2.5.2. Zirkonyum Dioksitin Mikroyapısı

2.5.2.1. Stabil olmayan zirkonyum dioksit (ZrO_2)

ZrO_2 polimorfik bir materyaldir ve üç formda bulunabilir.

1. Monoklinik (m); paralel kenarlı deforme bir prizma biçiminde olan form
2. Tetragonal (t); dikdörtgen kenarlı düz bir prizma biçiminde olan form
3. Kübik (k); kare kenarlı düz bir prizma şeklinde olan tetragonal form

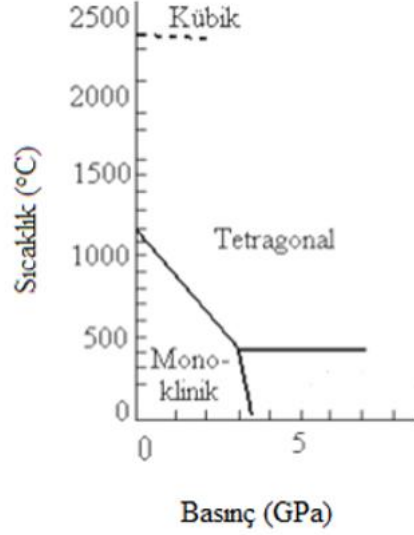


Şekil 4: Zirkonyanın kristalografik yapıları: a: Kübik yapı, b: Tetragonal yapı, c: Monoklinik yapı (50)

Zirkonyalar oda sıcaklığı ve $1170\text{ }^{\circ}\text{C}$ arasındayken monoklinik fazda, $1170\text{ }^{\circ}\text{C}$ - $2370\text{ }^{\circ}\text{C}$ arasında tetragonal fazda, $2370\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'de ise kübik fazda görülmektedir (61, 74). Monoklinik faz düşük mekanik özellik gösterir, tetragonal faz ise gelişmiş mekanik özelliklere sahiptir (60).

Zirkonyum dioksit faz stabilitesi olan bir materyal değildir ve fırınlama ve benzeri ısı uygulamaları sonucu kolaylıkla faz değiştirebilir (9). Sıcaklık $1170\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'yi aştığında monoklinik faz hacimsel olarak % 5 azalır ve yoğunluğu daha fazla olan tetragonal faza dönüşür. Soğuma sırasında ise yaklaşık $950\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'de t-m (tetragonal-monoklinik) faz dönüşümü olur ve % 5 hacim artışı oluşur (Şekil 4). Bu artış sonucu seramik içinde iç gerilmeler ve çatlamlar oluşur. Materyalin bu özelliği, saf olarak kullanımına izin vermemektedir (60). Stabilize edici oksitler olarak magnezyum oksit (MgO), seryum oksit (CeO_2), yttrium oksit (Y_2O_3), kalsiyum oksit

(CaO) kullanılır. Bu sayede oda ısısında monoklinik faz olmadığı için korunan tetragonal yapı sayesinde soğuma sırasındaki faz dönüşümünün neden olduğu hacim artışı önlenerek çatlak oluşumu engellenir (75).



Şekil 5: Zirkonyanın sıcaklık-basınç faz diyagramı (53)

2.5.2.2. Parsiyel olarak stabilize edilmiş zirkonyum dioksit

1929 yılında ilk olarak Ruff ve arkadaşları yüksek sıcaklıkta elde edilen kübik fazın idamesini sağlamak için saf zirkonyuma bir miktar CaO ilavesi yapmıştır. Zamanla CaO yerini MgO, Y₂O₃ ve CeO₂'ye bırakmıştır (10). Ayrıca zirkonya stabilizasyonu için % 8 mol CaO ilavesi de yapılmaktadır.

MgO ile parsiyel stabilize zirkonyalar, büyük tanecik boyutundan dolayı (30-60 µm) poröz yapı göstererek yetersiz aşınma direncine sahiptirler (60). Mikroyapısal olarak kübik stabilize zirkonya matriks içinde tetragonal yapı bulunur. Materyalde % 8-10 arasında MgO vardır. Yüksek sinterleme ısısı (1680-1800 °C) sonrasında soğuma siklusunda t→m faz değişimi olmaktadır (76). Bu durumda oluşan hacim artışı, materyalin kırılma dayanımını kontrol eden kritik bir faktördür. Silisyum oksitten yoksun olan Mg-PSZ ön madde oluşturmadaki güçlüklerden dolayı, magnezyum silikatlar düşük Mg içeren grenler ile şekillenir. Böylece t→m faz dönüşümü olur. Bunun sonucunda materyal daha az kararlı ve daha zayıf mekanik özellik gösteren yapıda olur (6).

Ceria stabilize zirkonya (CeO_2), yaşlandırmadan etkilenmeyen, en yüksek sertlikteki materyaldir. Ancak atom ağırlığı yüksektir ve yttrium stabilize zirkonyaya oranla çok daha opaktır. Bu materyalle ilgili fazla çalışma yoktur (77).

2.5.2.3. Yittrium ile Stabilize Zirkonyum Polikristali (Y-TZP)

Yittrium oksit (Y_2O_3), diğer metal oksitlere nazaran üstün mekanik özelliklere sahip olması nedeniyle günümüzde daha çok tercih edilen stabilizatör oksittir. Saf zirkonyuma üç mol Y_2O_3 eklenerek oda sıcaklığında tetragonal fazda olan, çok ince tanecik yapısındaki dental alanda kullanılan tetragonal zirkonyum oksit polikristali (Y-TZP) elde edilir (10). Y^{+3} ve Zr^{+4} kanyonları, yapı içerisine rastgele dağılmış olarak bulunur ve oksijen anyonlarıyla elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize eder (78).

Y-TZP seramiklerin avantajları;

1. Yüksek dayanıklılık gösterir, kırılma sertliği iyidir.
2. Biyouyumlu materyallerdir.
3. Titanyuma kıyasla daha az bakteri birikimi gösterirler.
4. Radyoopaktırlar, restorasyon radyolojik olarak değerlendirilebilir.
5. Adeziv veya konvansiyonel simantasyona olanak sağlar.
6. Isısal iletkenliği azdır, pulpal irritasyonu önler.

Y-TZP seramiklerin dezavantajları;

1. ISO standartlarına göre opak malzemelerdir.
2. Yüzey işlemleri materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkiler.
3. Yeterli dayanıklılığa sahip restorasyon elde etmek için okluzo-gingival yönde en az dört mm ve bukko-lingual yönde üç mm kalınlıkta olacak şekilde hazırlık yapılmalıdır (53).

Y-TZP seramiklerinin bükülme direnci 900-1200 MPa iken elastiklik katsayısı 200 GPa'dır (79).

2.5.3. Konvansiyonel Zirkonyanın Mekanik Özellikleri

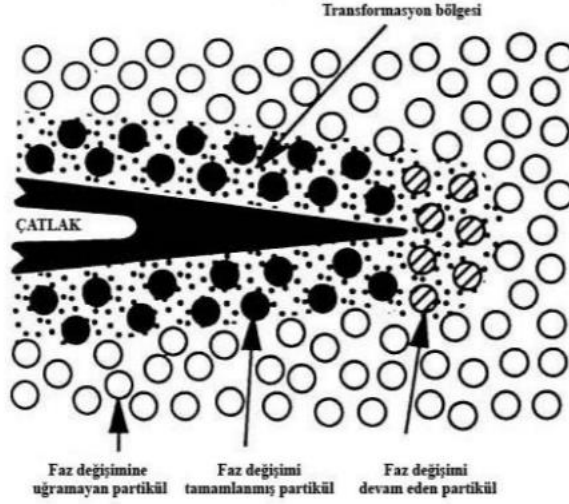
Paslanmaz çelik ile benzer mekanik özellik gösteren zirkonyanın çekme kuvveti direnci 900-1200 MPa iken baskı kuvveti direnci 2000 MPa civarındadır. Yükleme streslerine karşı dayanıklı bir malzemedir (60). Feldspatik seramiğe oranla altı kat daha dayanıklıdır (79).

Kırılgan malzemelerin performanslarını değerlendirebilmek için esneme kuvvetleri ve kırılma dayanımları verileri önemlidir. Esneme kapasitesi, kırılmaya neden olacak son kuvvet miktarıdır. İn vitro çalışma verilerine göre zirkonyanın esneme kapasitesi 900-1200 MPa arasındadır (80, 81). Zirkonya esaslı seramiklerin kırılma dayanımları lityum disilikata oranla üç kat daha fazladır ve yaklaşık 9-10 MPa kadardır (80). Zirkonyanın dayanımının bu kadar iyi olması, polikristalin yapıda olmasının dışında zirkonyaya özgü bir özellik olan transformasyon güçlenmesine bağlıdır.

2.5.3.1. Transformasyon güçlenmesi

Transformasyon-sertleşme mekanizması, “martensitik transformasyon” olarak da adlandırılan, materyale dışarıdan uygulanan mekanik kuvvetler (aşındırma, termal değişiklikler gibi) sonucunda materyal yapısında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümün görüldüğü bir çatlak iyileştirme prosedürüdür (82). Y-TZP'nin diğer seramiklere oranla daha dayanıklı ve sert yapıda olması, sinterize edilen materyalin oda ısısında yarı-stabil tetragonal kristalin yapıya sahip olmasına bağlıdır (9, 60).

Aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi dış etkenler materyal yapısında stres oluşumuna sebep olur. Bu stres, çatlak etrafındaki taneciklerde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüştürecek etkiye neden olur. Faz dönüşümü esnasında oluşan % 3-5 civarındaki hacim artışı, çatlak ucunda sıkıştırıcı kuvvetler oluşturarak dış streslerin nötralize edilmesine yardımcı olmaktadır. Bu mekanizmayla başlangıç aşamasında olan bir çatlağın ilerlemesi durdurulur (Şekil 5) ve bu sayede zirkonyum materyali yüksek kırılma sertliği ve esneme dayanımı gösterir (83).



Şekil 5: Çatlak ucunda meydana gelen zirkonya martensitik faz dönüşümünün ve sıkıştırma kuvvetlerinin şematik gösterimi (83)

Zirkonya kristalleri tetragonal fazdayken en iyi mekanik özelliklere sahiptir. Tetragonal-monoklinik faz değişimi mekanik özelliklerini olumsuz etkiler. Faz dönüşümüne sebep olacak faktörler; stabilizatör miktarı, tanecik boyutu, yoğunluk, nem varlığında düşük ısı bozunması (LTD), stabilizatör miktarı, üretim teknikleri ve yüzey uygulamalarıdır (61, 84).

2.5.3.2. Düşük ısı bozunması (LTD)

Stresin olmadığı ortamlarda, zirkonya nemli çevrelerde de t-m faz değişimi gösterebilir. Bu değişim yüzeyden başlayarak materyalin çekirdeğine doğru ilerler. Tanecik boyutunun büyük olması, stabilizatör miktarının yeterli olmaması, rezidüel stresler yüzeyde bulunan tanecikleri düşük ısı bozunmasına yatkın hale getirir (61). Faz dönüşümü hacim artışına neden olarak mikro çatlak oluşumunu hızlandırır ve ortamda nem varlığında su tanecikleri materyalin çekirdeğine doğru ilerler. Sonuçta materyalde katastrofik kırıklar görülebilir (84).

İlk olarak 1981 yılında Kobayashi ve arkadaşlarının tanıttığı düşük ısı bozunması, zirkonyanın karakteristik özelliği olup zirkonyanın yaşlanmasıyla eş değer tutulmaktadır. Yapılan çalışmalara göre düşük ısı bozunması en çok 200-300 °C’lerde görülmüştür (85, 86).

Yapılan çalışmalarda, zirkonyanın esneme kuvvetinin düşük ısı bozunması sonucunda 1000 MPa’dan 450 MPa’ya düştüğü gösterilmiştir (87).

2.5.3.3. Tanecik boyutu

Zirkonyanın tanecik boyunda artış meydana geldiğinde tetragonal faz stabilitesi azalır ve düşük ısı bozunmasına sebep olur (88). Bunu önlemek için zirkonyanın tanecik boyutları küçültülmelidir. Nemli ortamlarda tetragonal-monoklinik faz dönüşümünün inhibe edilmesi için tanecik boyunun 0,2 µm'den küçük olması önerilir (89). Ancak bu durumda faz dönüşümü gerçekleşmeyeceği için zirkonya transformasyon güçlenmesi özelliğini kaybedecektir. Yeni nesil zirkonyalarda düşük ısı bozunmasının önüne geçmek ve aynı zamanda da mekanik ve optik özellikleri geliştirmek için tanecik boyutu 0,2-0,8 µm aralığında tutulmuştur.

Tanecik boyutları ham materyal ve materyali işleme sürecinden etkilenir. Düşük sinterleme sıcaklıkları ve daha ince toz tanecikleri daha küçük tanecikler elde edilmesini sağlar (86). Ancak sinterleme sıcaklığı çok düşük tutulursa zirkonyanın yoğunluğu az olur ve porozite içerir. Bu sebeple, sinterizasyon işlemi taneciklerin hacim artışına neden olmayacak şekilde yapılmalıdır (88).

2.5.3.4. Stabilizatör miktarı

Zirkonyanın düşük ısı bozunmasının engellenmesi için stabilizatör miktarı önemli bir etkidir. Zirkonyayı tetragonal ya da kübik fazda stabilize etmek için en çok tercih edilen yttriumdur. Yttrium stabilize zirkonya için üç mol yttrium (ağırlıkça % 5) yeterlidir. Bu şekilde zirkonya tetragonal fazda stabil kalır ve mekanik özellik bakımından en iyi durumda olur (61). Yttrium içeriğinin artırılması faz stabilitesini artırır ancak transformasyon güçlenmesini de engelleyeceği için materyalin kırılma dayanımını düşürür (90). Sekiz mol yttrium ile stabilize zirkonya; kübik fazda stabildir ve kırılma dayanımı artmıştır.

Günümüzde 5 mol yttrium (ağırlıkça % 9-10) ile kübik faz ve tetragonal faz karışımını içeren, ışık geçirgenlikleri artırılmış zirkonyalar tanıtılmıştır. Estetik özellikleri oldukça geliştirilmiş olan bu materyallerin esneme dayanımları 500-700 Mpa'dır (91).

2.5.3.5. Yoğunluk

Yoğunluğu belirleyen en önemli faktör üretim işlemidir. Sinterizasyon veya presleme işlemi son yoğunluğun belirlenmesinde önemli rol oynar. Yoğunluk yeterli olmazsa porozite

daha fazla olacak ve su molekülleri daha hızlı penetre olacağı için düşük ısı bozunması görülecektir. Yoğunluk monoklinik fazda 5,86 g/cm³, tetragonal fazda ise 6,1 g/cm³ dir (91).

2.5.3.6. Üretim teknikleri

Seramiklerin başlangıç tozlarının kimyası ve sinterizasyon parametreleri, materyalin kırılma dayanımını doğrudan etkiler. Sinterleme süresini ve sıcaklığını ayarlayarak tanecik büyümesini kontrol etmek ve kritik bir tanecik boyutu elde etmek (0,2-0,4 mikrometre) mümkündür. Başlangıç tozunun ultra ince tanecik boyutuna sahip olması ve parçacık dağılımı, tek parçacık şekli ve düşük oranda saf olmayan maddelerin içeriği zirkonyanın kalitesini önemli oranda etkiler (92).

Toz halindeki zirkonya, soğukken izostatik presleme tekniği ile green body oluşturmak üzere sıkıştırılır. Böylece porlar azaltılarak materyal yoğunlaştırılmış olur. Elde edilen presinterize bloklar kazıma işlemine tabi tutulduktan sonra sinterleme safhasına geçilir. Zirkonya için uygun sinterizasyon sıcaklığı 2-5 saat 1350-1550 °C aralığındadır. Sinterize zirkonya bloklardan üretimde ise bloklar ilk önce 1500 °C'de sinterlenir, % 95 yoğunluğa ulaşan materyale sıcak izostatik presleme işlemi uygulanır ve materyalin tam yoğunluğa ulaşması sağlanır (93).

2.5.3.7. Yüzey uygulamaları

Zirkonya yüzeyine uygulanan aşındırma, kumlama işlemleri t-m faz dönüşümüne neden olabilir (94). Ancak polisaj işlemi, işlem sırasında oluşabilecek ısının düşük olması sebebiyle faz değişikliğine neden olmaz (95).

2.5.4. Zirkonyanın Biyolojik Özellikleri

Zirkonyanın biyouyumluluğunu değerlendiren birçok *In vitro ve in vivo* çalışma, radyoaktif içeriğinden tamamıyla arındırılmış zirkonyayla elde edilen Y-TZP'nin yüksek derecede biyouyumlu ve osteokondüktif olduğunu ortaya koymuştur (96).

Son zamanlarda yapılan çalışmalar, zirkonyanın titanyuma oranla daha az bakteri tutulumu gösterdiğini ortaya koymuştur. Bu sonuçlar da zirkonyanın hem abutment hem implant materyali olarak kullanımının önünü açmıştır (97, 98).

2.5.4.1. Toksisite derecesi

Çalışmalar, zirkonyanın titanyum oksite göre daha az, alümina ile benzer toksisite gösterdiğini, sitotoksisiteye, karsinogenetik veya mutogenetik, kromozomal değişikliğe neden olmadığını ve kan hücrelerini, fibroblastları etkilemediğini ortaya koymuştur (98).

2.5.4.2. Radyoaktivite

Zirkonya yapısında az miktarda uranyum ve toryum gibi radyoaktif elementler içerir. Bu nedenle zirkonya saf halde tıp ve diş hekimliği alanlarında kullanılamaz, çeşitli işlemler uygulanarak bu radyoaktif elementlerden ayrılımları gerekir (99).

2.5.5. Zirkonyanın Estetik Özellikleri

2.5.5.1. Işık geçirgenliği

Zirkonya düşük absorpsiyon katsayısına, yüksek kırıcılık indeksine ve görünür ışıktaki yüksek opasitesine bağlı olarak ışık geçirgenliği düşük bir materyaldir (99).

Günümüzde optik özellikleri daha iyileştirilmiş zirkonyalar geliştirilmiştir. Toz işleme teknikleriyle daha saf ve ince tanecikli tozlar elde edilerek sinterizasyon işlemlerindeki yeniliklerle beraber daha kısa sürede daha az poröz homojen materyaller elde edilmiştir. Aynı zamanda alümina oranı da azaltılmıştır ($Al < \% 0.01$). Bu sayede hem estetik hem mekanik özellikleri geliştirilmiştir. Bu ışık geçirgenliği artırılan zirkonyalara yüksek translüsensi gösteren zirkonyalar denilmektedir (100).

2.5.5.2. Renk

Zirkonyum dioksit sahip olduğu polikristalin yapı nedeniyle opak beyazdır. Bu da restorasyon rengini olumsuz etkileyebilir. Bu sebeple zirkonyanın renklendirilmesi için üç yöntem kullanılmaktadır:

1. Tek renk (beyaz) zirkonyum oksit blok üretilir, altyapının renklendirilmesinde liner (astar) materyalleri kullanılır.

2. Tek renk (beyaz) zirkonyum oksit blok üretilir, altyapının renklendirilmesinde renklendirici solüsyonlar kullanılır.

3. Zirkonyum oksit bloklar üretim aşamasında farklı renklerde üretilir (7).

Monolitik zirkonya restorasyonlar tam kontur tek tabaka ve monolitik restorasyonlardır bu nedenle renk uyumu sağlamak için uğraş vermek gerekmektedir. Günümüzde ‘multicolour’ denilen renk geçişli bloklar üretilmiştir. Servikal bölgeden başlayarak yumuşak geçiş tonları ile dentin ve insizal kenar renklendirmesi bulunan, çok renk katmanlı bloklardır. Bu bloklarla daha doğal ve dişe benzer restorasyonlar elde etmek mümkündür. Daha fazla karakterizasyon gerektiği durumlarda ise presinterize bloklarda elle boyama yöntemiyle farklı tonlar elde edilebilir (89).

2.5.6. Zirkonyanın Veneerlemesi

Zirkonyanın opak rengi, estetik restorasyon elde edilebilmesi için günümüze kadar veneerlemeye ihtiyaç duyulmasına sebebiyet vermiştir. Ancak yapılan çalışmalarda en sık karşılaşılan başarısızlık veneer porseleninin zirkonyadan ayrılması olarak bulunmuştur (101). Bu durumun minimuma inmesi amacıyla yapılan çalışmalarda poröz zirkonyanın porselene bağlanmada düz yüzeyli zirkonyadan daha başarılı olduğu sonucuna ulaşılmıştır (102).

2.5.7. Zirkonya Üzerine Uygulanan Yüzey Modifikasyonları

Zirkonyanın adezyonunun artırılması için çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemleri yapılması gerekmektedir. Y-TZP materyalinin yoğun kristal yapısı içerisinde silika ve cam içermemesi ve bu nedenle asitlemeye dirençli olması, dış yüzeyindeki zirkonyum atomları ile reaktif olmayan karmaşık yapısı, inert oluşu, t-m faz dönüşümü ile mekanik özelliklerinin kaybedilebilmesi gibi sebeplerle yüzey modifikasyon işlemi dikkatle seçilmelidir (103). Silika ile kaplama, plazma sprey yöntemi, lazerle pürüzlendirme, kumlama, selektif infiltre asitleme, döner alet ile aşındırma gibi yöntemler kullanılarak yüzey işlemleri yapılmaktadır.

2.5.8. Zirkonya Seramiklerinin Sinterleme ve Üretim İşlemleri

2.5.8.1. Green Zirkonya

En kolay işlenen bloklardır. Bu bloklar kuru ortamda elmas frezle veya tungsten frezle kazınırlar. Sinterizasyon işleminden sonra zirkonya hacimce % 20-30 oranında büzölmeye uğrar, yoğunlaşır. Bu nedenle üretimde büzölme miktarı oranında daha büyük restorasyon hazırlanır (53).

Sinterleme; materyalin yoğunlaştırılması, mekanik, fiziksel ve ısıl özelliklerinin iyileştirilmesi için yüksek erime sıcaklığına sahip materyallerin üretiminde uygulanan ısıl işlemdir (104). Zirkonyanın sinterleme işleminde sinterleme fırınları, konvansiyonel sinterleme yöntemleri (sıcak presleme, sıcak izostatik presleme) ya da konvansiyonel olmayan yöntemler (mikrodalga sinterleme-spark plazma sinterleme) kullanılabilir (105).

Sıcak izostatik pres, sıcaklık ve basıncın eş zamanlı uygulanmasıyla yapılır. Seramik ürünlerde yoğunluğu arttırmak için genellikle sıcak presleme kullanılır. Argon veya helyum gazı ile basınç oluşturularak içten ısıtılmalı bir hazneye basınç uygulanmasıyla sinterleme işlemi gerçekleştirilir. Soğuk preslemeden farklı basınç kamarasının bir fırın sistemiyle ısıtılmasıdır (106).

Spark plazma sinterleme (SPS) tekniğı enerji tasarrufu sağlar ve sinterleme hızı yüksektir. Bu tekniğın çalışma prensibi doğru elektrik akımının grafit kalıp sistemi kullanılarak yoğunlaştırılacak tozun içinden geçirilmesidir. Bu şekilde diğer tekniklerin tersine materyal içinden ısınır. Elektrik akımı oluşturan ve kalıp sistemine gönderen akım jeneratörü kullanılır. Böylece yüksek ısıtma ve soğutma gerçekleştirilip sinterleme süresi kısaltılabilir ve tanecik büyümesi kontrol altında tutulabilir (107).

Mikrodalga sinterleme metodu da son yıllarda kullanılmaktadır. Diğer tekniklere göre daha az enerji harcanır ve çabuk ısıtma, hızlı üretim, yüksek yoğunlaştırma, tanecik büyümesinin kontrol edilmesi sağlanabilir (105).

Zirkonyum oksit bloklarda farklı sinterleme prosedürleri uygulanabilir. Yapılan çalışmalardaki bulgulara göre zirkonyum oksit polikristallerinin farklı sıcaklıklarda, farklı sürelerde ve farklı yollarla sinterlemenin estetik ve mekanik özelliklerini etkilediğı görölmüştür (108, 109).

Günümüzde kullanılan yeni nesil monolitik zirkonya blokları, konvansiyonel fırınlarda 1350-1550 °C'de 1-2 saat sinterlenmektedir (110). Daha düşük sıcaklıkla ve sinterleme süresi ile daha küçük tanecik boyutuna sahip monolitik zirkonya elde edilmesi için mikrodalga ile sinterleme metodunun denenmesi fayda sağlasa da henüz bu metodla elde edilen monolitik zirkonyaların optik ve mekanik özellikleri yeterince araştırılmamıştır (111).

2.5.8.2. Presinterize zirkonya

Bu blok çeşitleri, green zirkonyanın 500 °C'de yaklaşık olarak 30 dk fırınlanması ile elde edilir. Zirkonyum oksit tozunu presleyerek blok haline getirebilmek için materyal içerisine bağlayıcı madde konulmaktadır. Bu madde ön sinterleme işleminde elimine olmaktadır (112). Basıncsız şekilde preslenerek hazırlanan sinterlenmemiş zirkonya bloklar, CAD/CAM sistemi kullanılarak ham şekillendirme işlemine tabi tutulurlar. İstenilen boyutlardan daha büyük boyutta hazırlanan altyapı aşındırıldıktan sonra basıncsız olarak 1350 °C – 1500 °C arasında sinterlenir. Bu işlem sonrasında zirkonya yaklaşık % 20'lik büzölmeye uğrar ve daha yoğun, dayanıklı bir hal alır. Bu tip zirkonya bloklar non-HIP zirkonya olarak adlandırılırlar (113). Renklendirici solüsyonlarla renklendirilebilmeleri, daha az zaman ve maliyetle şekillendirilebilmeleri bu blokların avantajlarından (114).

2.5.8.3. Sinterize zirkonya

Sinterize zirkonya blokları elde etmek için materyal öncelikle 1300 °C'de sinterlenir. Daha sonra materyal, tanecik yoğunluğunu arttırmak için 1000 barın üzerinde basınçla izostatik bir ortamda 1400 °C – 1500 °C arasında çoğunlukla argon gazı kullanılarak ısıtılır. Sinterlenip basınca maruz kalan Y-TZP'nin rengi gri-siyahdır. Oksitlenip beyazlaşınca kadar açık havada ısıtmaya devam edilir. Bu tip zirkonyalara HIP adı verilir (115). Restorasyon normal boyutunda üretilir, bu avantajına rağmen işlenmeleri zor ve sert bloklar oldukları için mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilenebilmektedir (116).

2.5.9. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Bloklar

Günümüzde CAD/CAM sisteminin gelişmesiyle beraber birçok materyalin bu sistemleri üretilen blokları bulunmaktadır. Diş hekimliği alanında kullanılan zirkonya bloklar da CAD/CAM sistemleriyle uyumludur ve temel olarak 2 tiptir.

2.5.9.1. Konvansiyonel Y-TZP Bloklar

Ağırlıkça % 87-95 oranında ZrO_2 ve % 4-6 Y_2O_3 ve diğer oksitleri içerir, genel olarak tüm konvansiyonel zirkonya blokların yapısı benzerdir. Esneme kuvvetleri 900-1200 MPa, elastik modülleri 210 GPa'dır. Değişen ebatlarda zirkonya bloklar bulunmaktadır (117).

2.5.9.2. Monolitik yeni nesil Y-TZP Bloklar

Günümüzde kimyasal olarak monolitik zirkonya blokların yapısı konvansiyonel bloklara benzerdir ancak ilerleyen teknoloji ile toz işleme tekniklerindeki farklılıklarla materyale değişik özellikler kazandırılmıştır (11). Tanecik yapısı daha küçük ve daha homojen olan bu materyalin ışık geçirgenliği fazlalaşmış, kırılma dayanımı artmış ve düşük ısı bozunmasına karşı daha dirençli duruma gelmiştir (12). Konvansiyonel zirkonyada tanecik boyutu yaklaşık 1 μm ve üzeriyken yeni nesil monolitik zirkonya blokların ortalama tanecik boyutu 0,2-0,8 μm civarındadır (118). Zirkonyadaki monoklinik faz oranı ISO 2008 standartlarına göre, yaşlandırmadan sonra % 25'ten daha az olmalıdır. Yeni nesil monolitik zirkonya bloklarda bu oran % 10'dan daha azdır (119). Konvansiyonel zirkonya bloklara dayanıklılığı arttırmak ve yaşlanmaya karşı direnç kazandırmak için % 1-5 alümina eklenmektedir. Ancak alümina ışık geçirgenliğini olumsuz etkilemektedir. Bu nedenle yeni nesil monolitik zirkonyalarda alümina oranı çok azaltılmış (% 0,1), alüminanın zirkonyanın yaşlanmasına karşı oluşturduğu direnç, alümina dağılımının değiştirilmesiyle korunmuştur (100, 120). Ayrıca konvansiyonel zirkonyalarda kullanılan ve ışık geçirgenliğini olumsuz etkileyen organik bağlayıcılar monolitik zirkonyalarda yoktur ve tanecikler birbirleri içerisine geçmektedir (121). Monolitik zirkonyaları temel olarak 2'ye ayırabiliriz :

a) HT zirkonya bloklar (High Translucent) :

Konvansiyonel zirkonyalara benzer olarak yapısında % 87-95 oranında ZrO_2 , % 4-6 oranında üç mol Y_2O_3 ve diğer oksitleri içerir. Yeni nesil monolitik zirkonyanın tüm özelliklerine sahiptir. 0,2-0,8 μm tanecik boyutuna sahiptir, yoğunluğu en az 6 g/cm³'tür. % 10 un altında monoklinik faz içerir ve % 0,1' den az alümina içerir (13). Işık geçirgenlikleri konvansiyonel zirkonyalardan çok daha homojen olmaları sayesinde daha iyidir ancak lityum disilikat seviyesinde değildir (14, 122). Kırılma dayanımları konvansiyonel zirkonyalar kadar yüksektir (13).

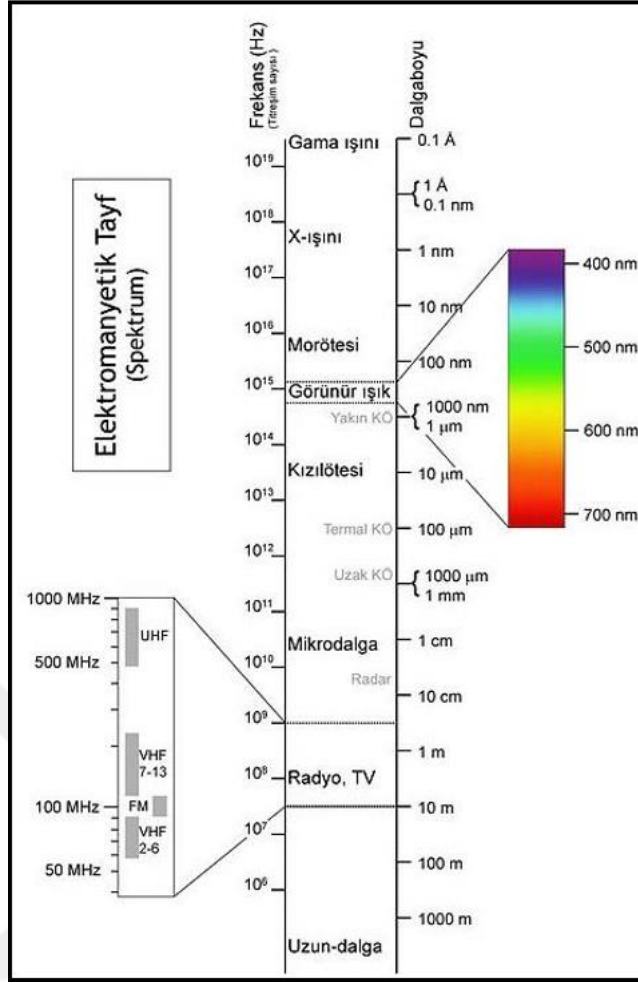
b) Kübik zirkonya bloklar (Ultra Translucent) :

Bu zirkonya bloklar yapısal olarak konvansiyonel ve HT bloklardan farklıdır. Yapılarında kübik ve tetragonal faz karışımını bulunduran bu zirkonyaların ticari isimleri ultra translucent (UT) olarak da geçer. Kübik zirkonyalar beş mol Y_2O_3 içerirler bu nedenle 5Y-TPZ olarak da isimlendirilirler. Esneme dayanımları 500-750 MPa civarındadır. Bunun dışında alternatifleri olarak düşünülebilen lityum disilikatlardan (400 MPa) daha yüksek esneme katsayısına sahiptirler. Zirkonyalar arasında en fazla ışık geçirgenliğine sahip bloklardır ve anterior laminalar endikasyonları arasındadır (15, 16).

2.6. Renk

Rengi tanımlayabilmek için öncelikle ışığın tanımlanması gerekir. Işık, görülebilir elektromanyetik enerjidir ve insan beyni ancak 380- 750 nm aralığında dalga boyuna sahip ışınların oluşturduğu rengi algılayabilir (Şekil 6). Objeler, renklerin ışık dalga boylarını absorbe ederler ve objenin rengini belirleyen dalga boylarını yansıtırlar. Bunun sonucunda yayılan enerji göz ve beyin tarafından algılanırlar. Görüntü oluşabilmesi için ışık olması gerekir .

Gözün retina tabakasında konik ve çubuk hücreler bulunur ve ışığa duyarlı olan bu hücrelerdir. Çubuk hücreler konik hücrelerin yaklaşık 19 katı fazla bulunurlar. Konik hücreler ise *fovea sentralis* denilen alanda yer alırlar. Fovea etrafında çubuk ve konik hücrelerin bir arada olduğu bölge, renklerin ayrıt edilmesinde büyük rol oynar (123, 124).



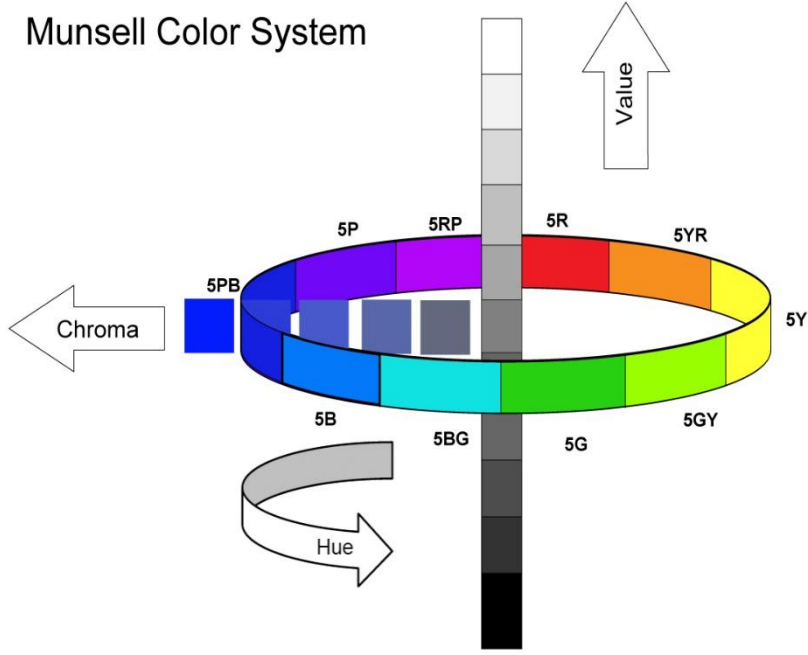
Şekil 6: Elektromanyetik spektrum

2.7. Rengin Ölçülmesi

Renk algısı, birçok faktöre göre değişkenlik gösterebileceği için, standardizasyon sağlamak ve rengin sayısal değerlerle tanımlanabilmesi için kullanılan renk sistemleri vardır. En çok kullanılan sistemler Munsell ve CIELAB renk sistemleridir (125).

2.7.1. Munsell Renk Sistemi

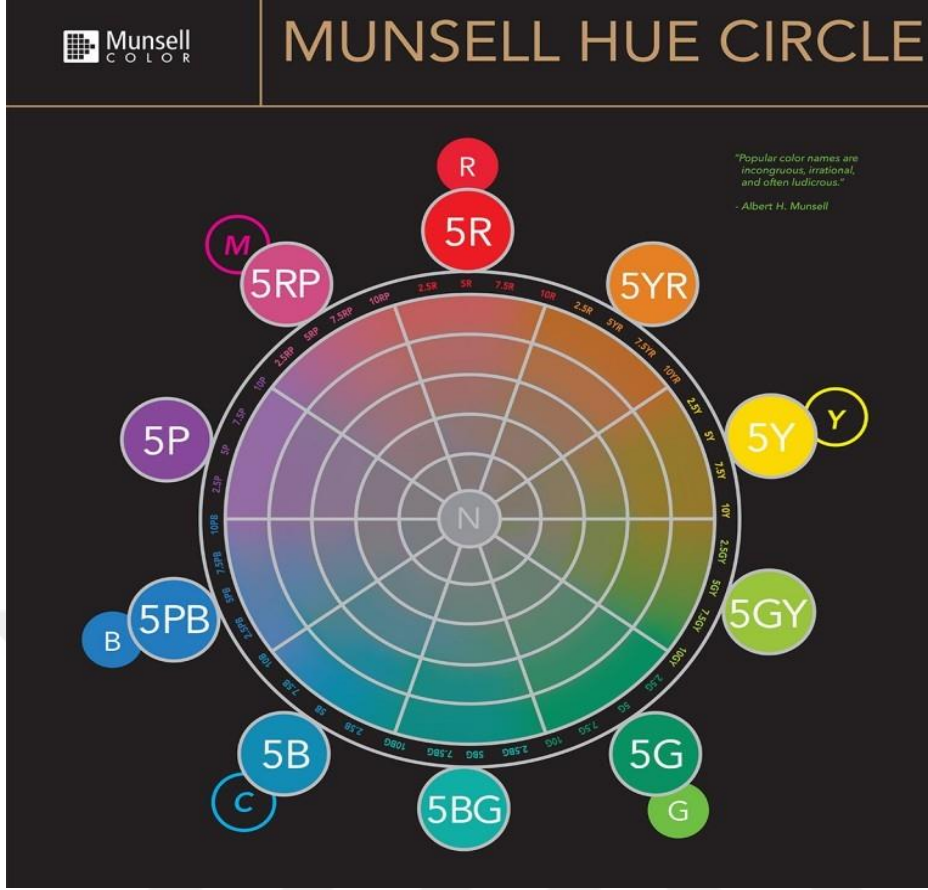
Bu sistemde rengin 3 sıfatı kullanır; Hue (ton), Chroma (yoğunluk) ve Value (parlaklık) (Şekil 7).



Şekil 7: Munsel Colour System (126)

Hue (Ton)

Bir nesnenin ana rengini ifade eder, renk çeşididir. Retinada etkili olan, spesifik dalga boyundaki ışık tarafından yaratılan renge denilmektedir (kırmızı, yeşil, mavi). Uzun dalga boyuna sahip olanlar kırmızı, kısa dalga boyuna sahip olanlar mor renge doğru yaklaşırlar (Şekil 8). Vita klasik renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany); A, B, C, D harfleriyle gösterilir (123, 127).



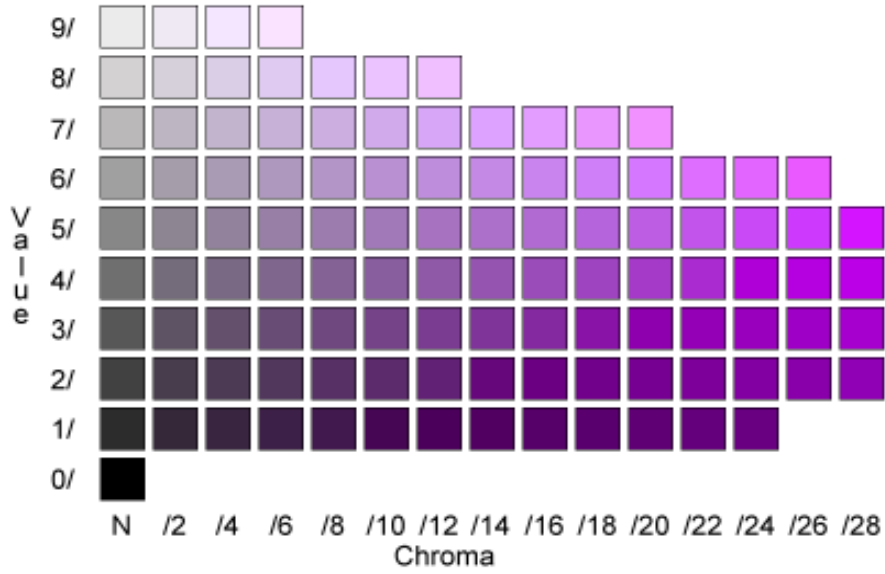
Şekil 8: Hue (ton) Munsell renk sistemiyle gösterilmesi (128). R; kırmızı, YR; sarı-kırmızı, Y; sarı, GY; yeşil-sarı, G; yeşil, BG; mavi-yeşil, B; mavi, PB; mor-mavi, P; mor, RP; kırmızı-mor

Chroma (Yoğunluk)

Ana rengin gücü veya pigment yoğunluğu olarak tanımlanır. Yoğunluk arttıkça pigment yoğunluğu azalır yani parlaklıkla ters orantılıdır. Yoğunluk değeri Vita renk skalasında numaralarla gösterilir (129).

Value (Parlaklık)

Bir cisimden geri dönen ışığın miktarını ifade eder. Munsell, parlaklığı siyah ve beyaz bir skala olarak tarif eder. Bir cisim parlak ise daha az miktarda griye sahiptir ve daha koyu görünür, daha düşük parlaklığa sahip ise daha fazla miktarda griye sahiptir ve daha koyu görünür (Şekil 9) (127).

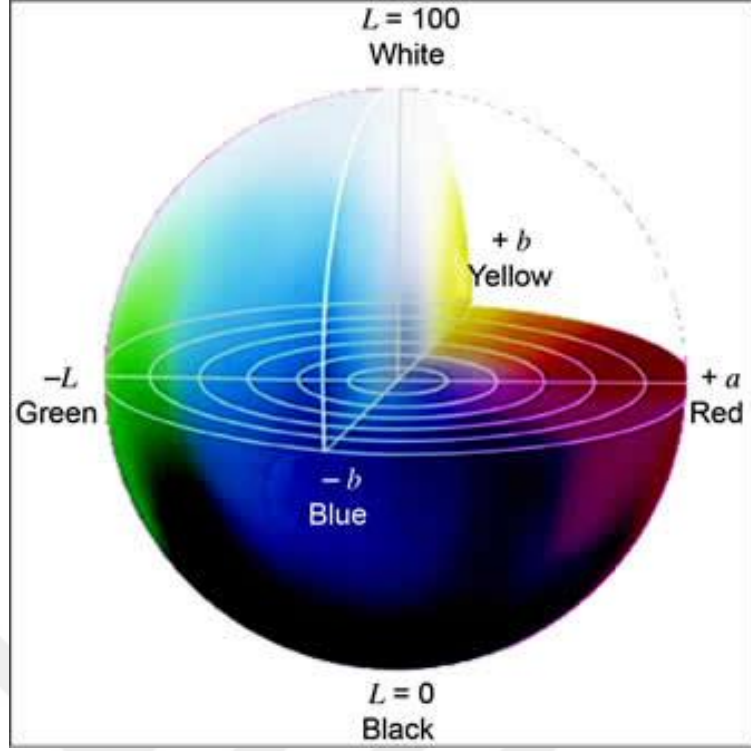


Şekil 9: Parlaklık ve Renk tonu (130)

2.7.2. CIELAB Renk Sistemi

CIE Lab renk sistemi, 1976 'da tanıtılmış ve aynı zamanda International Commission de l'Eclairage (ICI) tarafından önerilmiştir. Bir cismin rengini tanımlamak için L^* , a^* , b^* değerleri kullanılmış ve bu şekilde doğal diş veya restorasyondaki renk değişiklerini sayısal olarak ifade etmek (ΔE) mümkün olmuştur (123).

Bu sisteme göre rengin 3 boyutu vardır ve bütün renkler 3 farklı eksenin kesişerek merkezini oluşturduğu bir küre içinde yer alır. L^* eksenini, rengin açıklık veya koyuluğunu ifade eder, bir cismin beyaz (+) ve siyah (-) arasındaki açıklık-koyuluk koordinatlarını belirtir. Skalada beyazlık ve siyahlık 0 ile 100 L değerleri ile gösterilir. a^* yatay eksenini, cismin kırmızı (+) ve yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını belirtir. Pozitif değerler kırmızılığı, negatif değerler yeşili ifade eder. b^* yatay eksenini ise bir cismin sarı (+) ve mavi (-) arasındaki kroma koordinatlarını belirtir. Değer arttıkça sarı renge, azaldıkça mavi renge yaklaşılır. Nötral renklere a^* ve b^* değerleri 0 'a yaklaşırken yoğun renklere bu değerler artar (127) (131).



Şekil 10: CIE L*a*b* Renk Sistemi ve Koordinatları (132)

CIE L*a*b* renk sistemi ile renk değişiklikleri küçük de olsa tespit edilebilir. Bu renk değişimi derecesi ΔE ile ifade edilir ve şu formülle hesaplanır:

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

Bu formüldeki ΔL , Δa ve Δb değerleri iki örneğin CIE L*a*b* renk parametreleri arasındaki farkları gösterir. Renk değişiminin klinik olarak kabul edilemeyecek değeri için çeşitli araştırmacılar görüş bildirmişler; 3.7 ΔE , 1 ΔE , 3 ΔE , 3.3 ΔE değerlerini sunmuşlardır. O'Brien ise renk değişim değerinin 3.5 ΔE birime kadar kabul edilebilir olduğunu, daha büyük değerlerin ise klinik kullanım için kabul edilemez olduğunu belirtmiştir (133) (Tablo 1).

Tablo 1: O'Brien'in klinik renk Eşleşmesi

ΔE	Klinik Renk Eşleşmesi
0-0,5	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3,5	Uyumsuz

National Bureau of Standards tarafından belirlenen NBS kriterleri ve renk değişim miktarının klinik eşleşmesi Tablo 2’de gösterilmiştir (134).

Tablo 2: NBS kriterleri

ΔE	NBS Birim Renk Değişiminin Belirtisi
0-0,5	Çok az: Oldukça az değişim
0,5-1	Az: Az değişim
1,5-3	Belirlenebilir: Algılanabilir değişim
3-6	Fark edilebilir: Belirgin değişim
6-12	Fazla değişim: Oldukça belirgin
12 ve üzeri	Çok fazla değişim: Başka bir renk

NBS birimi = $\Delta E \times 0.92$ olarak belirlenmiştir.

2.8. Işık ve Renk ile ilgili Temel Kavramlar

2.8.1. Metamerizm

Işık kaynağına bağlı olarak cismin renginin farklı algılanmasıdır. Aynı renkteki iki cisme aynı ışık kaynağı altında baktığımızda aynı renkte gözükürken, farklı ışık kaynakları altında baktığımızda farklı renkte görülebilir. Diş hekimliği alanında da renk seçimi yaparken aydınlatma ve çevresel faktörlere dikkat edilerek seçim yapılması, hata olasılığını en aza indirir (135).

2.8.2. Yarı Saydımlık (Transludentlik) ve Opasite

Translusensi, bir materyalin ışık geçirme özelliğidir. Şeffaflık ve opaklık arasında bir derece ile tarif edilebilir. Genelde bir restorasyonun translusensisi artarsa parlaklığı azalır çünkü nesneden yansıyan ışık azalır. Opasite ise materyalin ışık geçişini engelleme yeteneğidir. Yani transparan bir cisim ışığın çoğunu geçirirken opak bir cisim ışığın çoğunu yansıtır. Translusensi ve opaklık bu nedenle zıt kavramlardır (127).

Translusensi değerlendirmesi translusensi parametresi (TP) veya kontrast oranı (CR) ile yapılmaktadır (136).

CR, bir cisimden siyah arka plan üzerindeyken yansıyan ışık miktarının beyaz arka plan üzerindeyken yansıyan ışık miktarına oranıdır. CR, translusensi karşılaştırmalarında en çok kullanılan yöntemdir. Transparan materyallerde CR 0' a yaklaşırken opak materyallerde 1'e yaklaşmaktadır (136).

TP'nin tanımı ise bir cismin beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerindeki renk farkıdır. TP, translüsensinin görsel değerlendirmesiyle tam uyuşmaktadır. Bu parametrenin hesaplanması için kullanılan formül şöyledir (137):

$$TP = [(Lb - Lw)^2 + (ab - aw)^2 + (bb - bw)^2]^{1/2}$$

2.8.3. Saydımlık (Transparanlık)

Bir cismin içinden ışık tamamen geçiyorsa o cisim saydam (transparan) olarak adlandırılır. Cismin arkasındaki cisim net olarak görünür. Saydam materyale örnek cam verilebilir (138).

2.8.4. Işıldama Özelliği

Floresans ve fosforesans özellikleriyle tanımlanır.

Floresans: Bir materyalin ışığı absorbe etmesi ve sonra uzun bir dalga boyunda yayılması olarak ifade edilir. Doğal dişler, özellikle dentinin organik madde içermesi sebebiyle floresans özellik gösterir. Eğer dental bir restorasyon dişten farklı floresansa sahipse renk uyumsuzluğu meydana gelir. Floresans özelliği olan restorasyonlar daha canlı ve parlaktırlar. Bu sebeple, dental porselenin yapısına floresans özelliğe sahip tozlar ilave edilir.

Fosforesans: Radyasyon emilimiyle oluşan ve radyasyon ışını durduktan sonra bir süre daha devam eden ışımaya denir. Uyarılan elektronlar, fazla enerjilerini biraz gecikme ile salar. Temel olarak fosfor içeren bileşiklerde bu özellik görülür (127).

2.9. Dişlerin Renk Özellikleri

Yeni sürmüş bir dişin minesi daha fazla organik komponente sahiptir, daha az mineralizedir ve mine kristalleri arasındaki mesafe fazladır. Bu nedenle genç dişlerin opasitesi fazladır, mine ışığı yansıtma eğilimindedir. Minenin maskeleyici etkisi sebebiyle dentindeki renk yoğunluğu daha azdır. Zamanla mine incelik ve dentin belirgin hale gelir. Dolayısıyla dişin renk yoğunluğu artar. Bu durum en ince mine yapısını içeren kole bölgesi için de geçerlidir, yoğunluk bu bölgede artmıştır ve kesici kenara doğru gidildikçe azalır (127).

Dentin kalınlığı, pulpa odasının hacmi ve pulpa dokusunun canlılığı dişin gelişimine göre farklılık gösterir. Genel olarak 13-19 yaşlar arasında pulpanın kırmızı yoğunluğu fazladır. Pulpa odasının daralıp sekonder dentinin oluşumuyla beraber daha az kırmızı hale gelir (127). Yaşlı dentin veya sklerotik dentinin yoğunluk değeri daha yüksek, parlaklığı daha düşüktür yani daha koyudur. Yaşlı dentin daha yeşil-maviyken, genç dentin daha çok kırmızı-sarıdır (139). Dişlerin mine tabakasının zamanla aşınmasıyla dentinin kırmızılığını örtebilecek çok ince ve parlak mine tabakası kalır bu nedenle yaşlı dişlerin rengi genç dişlere göre daha kırmızı görünür.

Dişlerin en az parlak bölgesi kole ve daha sonra kesici kenarken en fazla parlak bölgesi dişin orta üçlüsüdür. En translusens lateral dişlerdir. Dişlerin kolesindeki ana renk daima orta üçlüdeki ve kesici bölgedeki ana renkten daha kırmızıdır. Ağızdaki tüm dişlerin rengi aynı değildir örneğin kanin dişi en koyu tondaki diştir genellikle (139).

2.10. Renk Ölçüm Yöntemleri

2.10.1. Görsel Renk Analizi

Diş hekimliğinde renk belirlemek için en sık kullanılan yöntem diş renginin sabit diş rengi skalaları ile karşılaştırılması yöntemidir (140). Bu yöntemi uygularken diş ve skalanın aynı ışık kaynağı altında karşılaştırılması önemlidir. Ancak bu subjektif bir işlemdir ve ortamın ışık yoğunluğu, hekimin yaş ve deneyimi, renk körlüğü, göz yorgunluğu gibi faktörlerden etkilenebilmektedir. Bunların yanısıra, insan gözü iki nesne arasındaki küçük renk farklılıklarını algılayabilecek hassasiyettedir (141).

Restorasyonun rengine daha iyi sonuçlar elde edebilmek için teknisyenin kullandığı porselene uygun renk skalası seçilmeli ve kullanılmalıdır. Renk seçimi mutlaka preparasyondan önce yapılmalıdır. Preparasyon esnasında dişler dehidrate olabilir ve renk değişebilir (142).

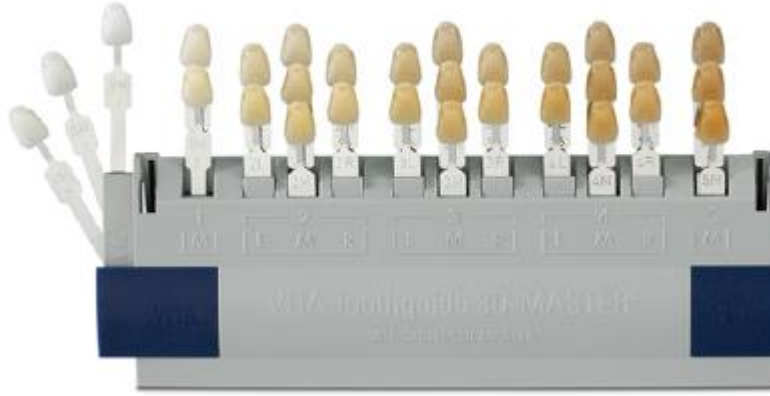
Renk seçimi öncesi yanıltıcı faktörlerin uzaklaştırılması istenmektedir. Hastada makyaj varsa silinmeli, dişler temiz ve lekesiz olmalı, hekim hasta ile ışık kaynağı arasında konumlanmalı ve hasta dik pozisyonda oturmalıdır. Renk seçim işlemi 5 sn'de tamamlanmalıdır, bu süreden sonra retinadaki konlar yorulur (143). Gözlemci gözlerini dinlendirmek için mavi bir nesneye bakılabilir. Dişin rengini belirlerken orta üçlüye bakılarak yapılması doğru olacaktır (143).

Renk seçiminde öncelikle *value* (parlaklık) değeri saptanmaya çalışılır, daha sonra *hue* (ana renk) ve son olarak da *chroma* (doygunluk) değerleri belirlenir (144). Renk seçimi yaparken 2 örnek arasında karar verilemezse renk, örneklerin dişetine yakın kısımları kullanılarak dişin kole bölgesinin rengi tespit edilmelidir. Skaladaki dişlerin boyun kısımları fazla renklendirme materyali içerir. Dişin gingival üçlüsünün renk seçimi yapılırken örneklerin boyun kısımları uzaklaştırılmalıdır. Dişin kesici kenarıyla en uyumlu kesici kenar eşleştirmesi ile de renk seçimi bitirilir. İşlem başka bir ışık kaynağı altında da kontrol edilerek metamerizm en aza indirgenmelidir (142).

Renk skalaları görsel renk analizinde kullanılıp bir standart oluşturmaya çalışılsa da, bu yöntem çeşitli dezavantajlar gösterir: bazen hekimin ulaştığı sonuçlar tutarsızlık gösterir ve standardizasyon sağlanamaz, elde edilen sonuçlar CIE Lab renk sistemine aktarılamaz, ticari markaların skalaların arasında farklar görülmektedir (145).

Renk skalalarındaki gelişmeler sayesinde, doğal dişlerin renginin renk uzayındaki yerine yakın olarak belirlenebilmesi mümkün hale gelmektedir. Bu renk skalalarına en iyi örnek; Vitapan 3D-Master renk skalasıdır (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya). Bu skala, doğal dişlerin spektrofotometrik renk ölçümlerine göre düzenlenmiştir. Bu sayede doğal diş renklerini üç boyutlu renk uzayında tespit etmek mümkündür. Vita Classical (Vita Zahnfabrik) ve Chromascop (Ivoclar Vivodent, Amherst, New York, ABD) renk skalarında renkler *hue* değerleri baz alınarak sıralanmıştır. Bu skala kullanımında önce *hue* değeri, sonra *chroma* en son da *value* eşleştirmesi yapılır. Vitapan 3D-Master Renk skalalarındaysa renkler *value* değerlerine göre 5 farklı gruba ayrılmıştır. 26 renk seçeneği bulunur, 1 ile 5 arası *value* değerlerinden 1 en açık, 5 en koyu olandır. Value değerinin alt sekmeleri olarak *hue* ve *chroma*

değerleri vardır. L, M, R harfleri hue değerlerini gösterir. L; sarı tona doğru, R; kırmızı tona doğru, M ise sarı-kırmızı tona doğru eğilimi ifade eder. Bu harfler üzerindeki sayıların değeri arttıkça *chroma* değeri artar (123) (Şekil 11).



Şekil 11: Vitapan 3D Master Renk Skalası (135)

1956' da piyasaya sunulan Vitapan Classic renk skalasındaki renkler soldan sağa doğru azalan açıklık-koyuluk oranına göre dizilmişlerdir. Hue gruplandırması harflerle ifade edilir; A-kırmızı/kahverengi, B-kırmızı/sarı, C-gri, D-kırmızı-gri (Şekil 12). Chromascop Sistemi ise renkleri tanımak için numaralar kullanır: 100-beyaz, 200 sarı, 300-turuncu, 400-gri, 500-kahverengi. Doygunluk değerleri 10'dan 40 a kadar sıralanmış olup 10 en düşük 40 ise en yüksek değerdir (127, 146).



Şekil 12: Vita Classic Renk Skalası (147)

2.10.2. Aletli Renk Analiz Yöntemleri

Günümüzde renk ölçümü için spektrometreler, kolorimetreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleri kullanılmaktadır. Bu sayede daha objektif, sayılarla ifade edilebilen ve hızlı ölçümler yapılabilir (148).

2.10.2.1. Kolorimetreler

Matematiksel herhangi bir işlem içermeyen renk koordinatları veren cihazlardır. Gözdeki renk reseptörlerini taklit eden bir çeşit renk filtrelerine sahiptirler. Renk ölçümü, bir objeden yansıyan ışınların bu filtreden geçmesiyle gerçekleştirilir (148).



Şekil 13: Kolorimetre (149)

Kolorimetreler renk koordinatları olarak x , y , z değerlerini ya da CIE L^* , a^* , b^* değerlerini verirler. Bu değerlerle farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir (150).

İlk üretilen kolorimetre, Chromascan (Sterngold, Stamford, CT, ABD) olmuştur. Ancak pratik olarak kullanışlı olmamış ve hassasiyeti yetersiz bulunmuştur. Daha sonra piyasaya sürülen kolorimetre olan ShadeEye Chromametre (Shofu, Japan) sisteminde, kolorimetredeki ışığın yansıma ve dağılma sorunlarıyla ilişkili problemleri ortadan kaldırabilmek adına ölçülecek nesnenin cinsinin seçilebileceği seçenekler bulunmaktadır. Cihaz materyalin cinsi seçilerek ayarlanır ve ölçüm o materyale göre yapılır (151).

Kolorimetreler diş hekimliği alanında yapılan çalışmalarda başarılı bulunmuş olsa da bazı dezavantajlara sahiptir (152). Kolorimetreler düz yüzeyde ölçüm yapmak için tasarlanmıştır ancak dişlerin yüzeyleri genellikle düz yüzeye sahip değildir. Ayrıca metamerizmi değerlendirmede yetersiz kalmaktadır (153). Transludent materyallerin kolorimetre kullanılarak renklerinin belirlenmesinde ışığın kırılarak dağılmasından dolayı problem yaşanmaktadır. Örneğin, gerçek diş ile aynı renkte olan metal seramik restorasyon, kolorimetre ile okunduğunda farklı sonuçlar gösterebilir. Seghi ve ark. (133) yaptıkları çalışmada, kolorimetre kullanımının transludent porselende sonuçların önemli ölçüde değiştiğini ifade etmişlerdir.

2.10.2.2. Spektroradyometreler

Radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmış, renk ölçümünde sık kullanılan cihazlardandır. Bu sistemin avantajı, görsel renk belirlerken oluşturulan aynı gözlem koşullarında, materyale değmeksizin hem kendisi hem yüzeyi parlak olan nesnelerin renk ölçümünün yapılabilmesidir. Fakat, ölçüm yapılırken meydana gelebilecek ufak bir pozisyon değişikliği sonuçlarda farklılık yaratabilir, dikkatli olunmalıdır (154). Spektroradyometre cihazları dental alandaki araştırmalarda diş rengini belirlemek ya da seramik kor yapının translusentliğini belirlemek için kullanılmaktadır.

2.10.2.3. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, diş hekimliği alanında renk analizinde en doğru, kullanışlı sonuçlar veren aletlerin başında gelir. Nesnelerden yansıyan 1-25 nm dalga boyunda ışınların aralıklı ölçümünün yapılabilmesini sağlar. Spektrofotometrede; ışık kaynağı, ışık dağıtıcı, ölçüm için optik sistem, detektör ve algılanan ışığı analiz edebilmek için sinyale dönüştüren alet bulunur (155).

Spektrofotometrenin çalışma prensibi şu şekildedir; materyalden yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi ile elde edilen değerler kullanılır. Spektrofotometre ile ölçümde ampul ışığı, floresan ışık ya da güneş ışığında farklı ölçüm değerleri elde edilir. Bu nedenle bu cihazlar daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda ya da kalite kontrolünde rengin tarif edilmesinde kullanılmaktadır (152).

Vita Easyshade (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kablosuz, pille çalışan, oldukça küçük ve kullanımı kolay, ekonomik bir spektrofotometredir. Dişleri insizal, orta üçlü

ve servikal olarak renk analizlerini farklı bölgelere ayırarak gösterebilir. Restorasyonun renk uyumunu *hue*, *chroma* ve *value* parametrelerini karşılaştırarak değerlendirme imkanı verir. Cihazdaki veriler Vitapan Classical ve Toothguide 3-DMaster skalalarıyla uyumludur. Aynı zamanda ölçülen rengin CIE Lab değerlerini de gösterir. Vita Easyshade V, Easyshade' in yeni beşinci nesil cihazıdır (156) (Şekil 14).



Şekil 14: Vita Easyshade V (157)

Geleneksel yöntemle ya da gözle yapılan ölçümlerle spektrofotometre ile yapılan renk analizleri karşılaştırıldığında, spektrofotometre ile yapılan analizlerde vakaların %93.3'ünde objektif sonuçlar çıktığı, renk analizlerinde elde edilen değerlerin % 33 oranında daha doğru olduğu bildirilmiştir (141).

2.10.2.4. Dijital Kameralar

Günümüzde kliniklerde dijital kameralar çok yaygın kullanılmaktadır. Yapılacak restorasyonu planlamada, hasta ile iletişimde oldukça yol gösterici olabilmektedir. Ayrıca renk ölçümünde ve hekimin laboratuvar ile iletişimde de kullanılabilir. Bu sistemde istenilen bölgenin görüntüsü alındıktan sonra kameranın bağlı olduğu bilgisayar bu verileri CIE Lab cinsinden değerlere dönüştürür. Dijital kameranın dışında kameranın bağlı olduğu bir bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü ve bilgisayar programı ile renk sensörü bulunur (158).

2.11. Yapay Yaşlandırma

Materyallerin ağız içerisinde kullanımının başlamasıyla birlikte fizyolojik fonksiyonlarla beraber tekrarlayan ısı ve pH değişimlerine maruz kalırlar (159). Termal etkiler materyallerin büzülmesine ve genişmesine sebep olurlar. Bu etkiler sonucu materyalde boşluk ve mikroçatlaklar oluşur, bunun sonucunda da mikrosızıntı meydana gelir (160). Bu materyallerle ilgili araştırmaların *in vivo* olarak yapılmasının zor olması sebebiyle, laboratuvar koşullarında çeşitli yöntemler uygulanarak materyal davranışını öngörebilmek mümkündür. Termal siklus, eskitme cihazında bekletme, suda bekletme, buharlı otoklav, yük uygulama gibi uygulamalar yapay yaşlandırma için kullanılan yöntemlerdendir (161, 162).

Termal siklus uygulamasında örneklerin bir kez soğuk ve bir kez sıcak suya daldırılması devir olarak adlandırılır ve bu sırada geçen toplam süre devir süresidir. Genellikle devir sayısı 500 ile 50.000 arasında değişir. Sıcaklığı 5 °C ve 55 °C olan su banyolarında 10000 siklus yaklaşık olarak 1 yıllık *in vivo* fonksiyona karşılık gelmektedir (159).

Y-TZP'nin yaşlanma davranışını kısa sürede inceleyebilmek için basınç altında hızlandırılmış yaşlanma uygulanmalıdır (163). Monoklinik fazın gelişimi basınç, sıcaklık, maruz kalma süresi gibi faktörlerden etkilenir (164). Genel bir görüş olarak kabul edilen; 1 saat otoklavda yaşlandırmanın *in-vivo* olarak 3 ila 4 yıla eşdeğer olduğu, dolayısıyla 5 saatlik bir hızlandırılmış yapay yaşlandırma işleminin 15 yıldan uzun bir süreye tekabül ettiği (165, 166). ISO 13.356'ya göre tavsiye edilen 5 saat boyunca 134 °C ve 2 bar basınç altında yaşlandırma (163). Bununla birlikte ISO 13.356'ya göre bir zirkonyanın biyomedikal uygulamalarda kullanılabilmesi için 134 °C ve 2 bar basınç altında 5 saatlik bir yaşlandırma işlemi sonrasında monoklinik faz içeriğinin % 25'ten az olması gerekmektedir (164).

2.12. Seramik Yüzeylerin Topografik İncelenmesi

2.12.1. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM)

Objelerin yüzeylerinden saçılan elektronların yakalanarak görüntüye dönüştürülmesi prensibi ile çalışır. İncelenecek örneklerin işlem öncesinde bir metal (altın gibi) ile kaplanması gerekebilir. SEM analizinde, obje üzerine elektron demetleri gönderilir ve obje taranır. Objeye çarpan elektronlar çarptığı bölgedeki yüzey atomlarından sekonder elektronlar yayılmasına neden olur ve saçılan elektronlar özel dedektör yardımıyla yakalanır. Bu yakalanan elektronlar

da elektrik akımına dönüştürülerek büyütülür. Bu elektriksel sinyaller ile görüntü bilgisayara aktarılır (167). Taramalı elektron mikroskobu, yüksek ayırım gücü, odak derinliği, analiz ve görüntüyü birleştirme özellikleri sayesinde araştırmalarda sıklıkla kullanılan bir cihazdır (168).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından DHF-19019 no'lu proje kapsamında desteklenmiş olup, araştırmamız için gerekli olan etik kurul onayı Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan alındı (ADÜDHF 2019/070) (Ek 1).

Bu çalışma, Aydın Adnan Menders Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Bilim Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Çalışmamızda kullandığımız seramik bloklar Tablo 3'te gösterilmiştir (Tablo 3).

Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyaller

Malzemeler	Üretici Firmalar
Yttrium ile stabilize kübik zirkonya polikristalin seramik	Copra smile; Whitepeaks Dental Solutions, Almanya
Yttrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalin seramik	Copra Supreme; Whitepeaks Dental Solutions, Almanya
Lityum disilikat cam seramik	IPS e.max CAD LT, Ivoclar Vivadent Ag, Schaan, Liechtenstein (IPS)
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik	Vita Suprinity T; Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya (VS)
Polimer-infiltrer seramik	Vita Enamic T; Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya (VE)

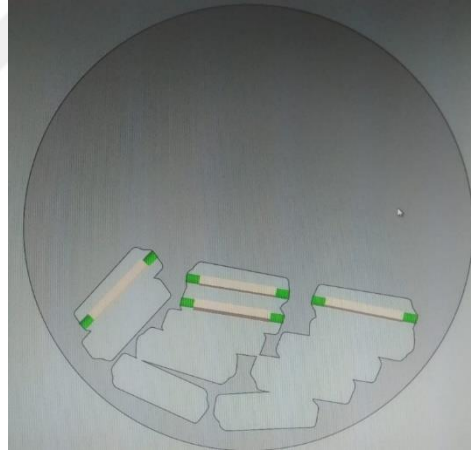
Seramik blokların A1 ve A3 olmak üzere iki rengi kullanıldı. Örnekler 14x10x1,5 mm boyutlarında ve 1.00 (± 0.2) mm kalınlığındadır. Örnekleme sayısının hesaplanmasında güç analizi programı kullanıldı (G- power 3.1.9.4 Windows, Microsoft Corporation, Amerika). Etki büyüklüğü 0,4; tip 1 hata düzeyi 0,05; % 95 güçte örnekleme sayısı her gruptan 12'şer olmak üzere toplam 120 olarak hesaplandı.

Çalışmamızın iş akışı şu şekildedir:

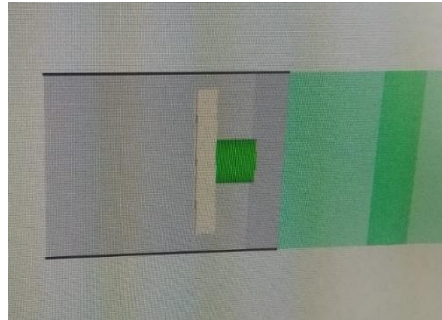
1. Örneklerin hazırlanması
2. Birinci renk ölçümünün yapılması
3. Otoklavda yaşlandırma
4. İkinci renk ölçümünün yapılması
5. SEM analizi
6. Sonuçların istatistiksel olarak değerlendirilmesi

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Örnekler, CAD/CAM sisteme ait yazılım programında tasarlandı ve 5 eksenli kuru/sulu kazıyıcı (Yenadent D 15, Yenadent Ltd, Istanbul, Turkey) kullanılarak üretildi. Üretim ve bitirme işlemleri Kon Center Diş Protez Laboratuvarı'nda yapıldı.

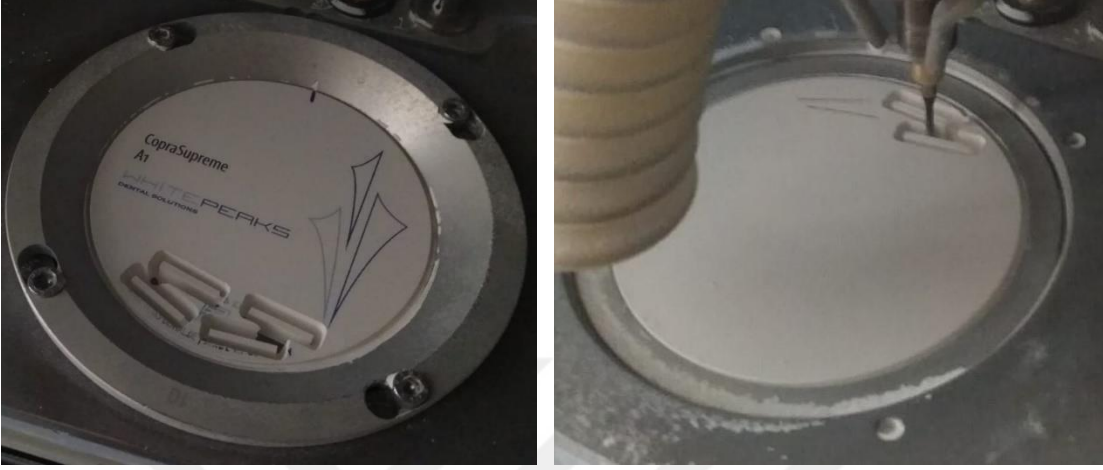


Resim 3: Bilgisayar yazılımıyla zirkonya örneklerin tasarımı



Resim 4: Bilgisayar yazılımıyla CAD/CAM blok örneklerin tasarımı

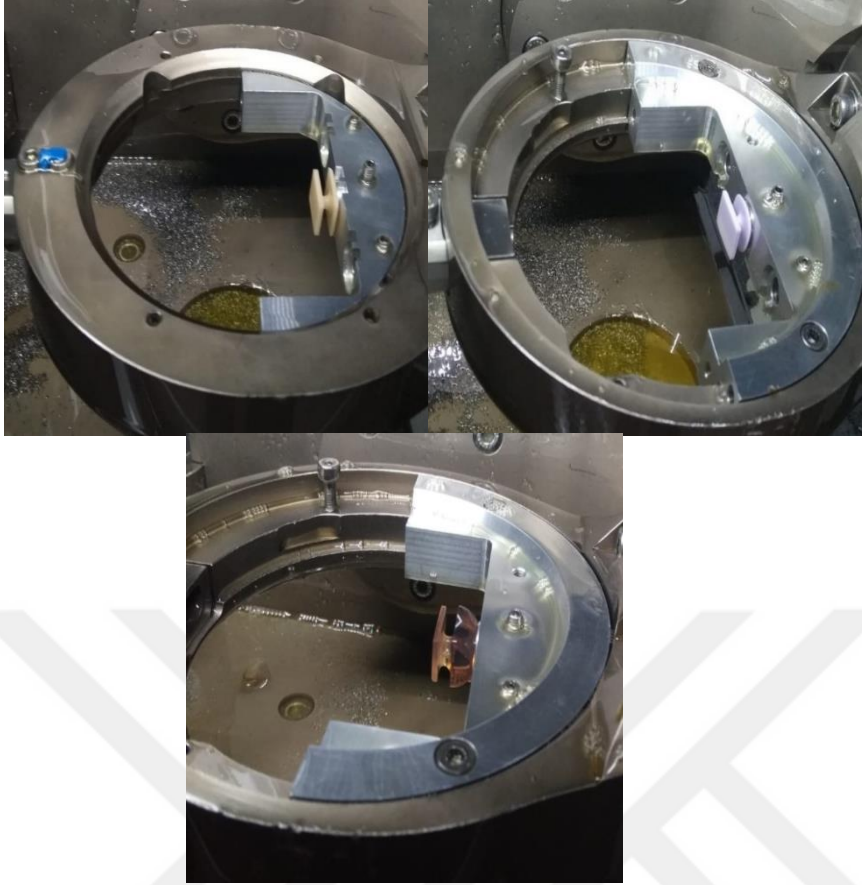
CAD sistemi ile hazırlanan örnekler CAM sistemi kullanılarak üretildi (Resim 3-7). Zirkonya örneklerin üretici talimatları doğrultusunda sinterizasyon sırasında meydana gelecek büzülme hesaplanarak % 25 oranında büyük hazırlandı.



Resim 5: Zirkonya disklerin frezeleme ile üretilmesi



Resim 6: CAD/CAM blokların frezelenmesi



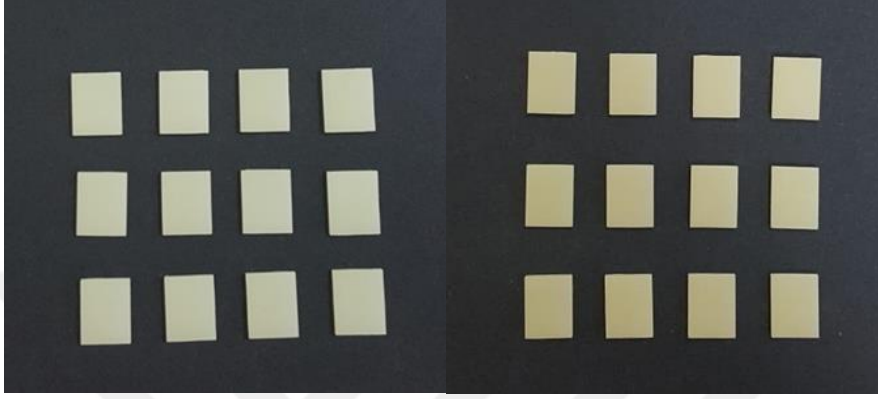
Resim 7: CAD/CAM bloklardan örneklerin üretilmesi

Zirkonya örnekler; Copra Smile ve Copra Supreme sinterizasyon fırınında (Resim 8) üretici talimatları doğrultusunda 1500 °C'de 2 saat boyunca sinterlendi.

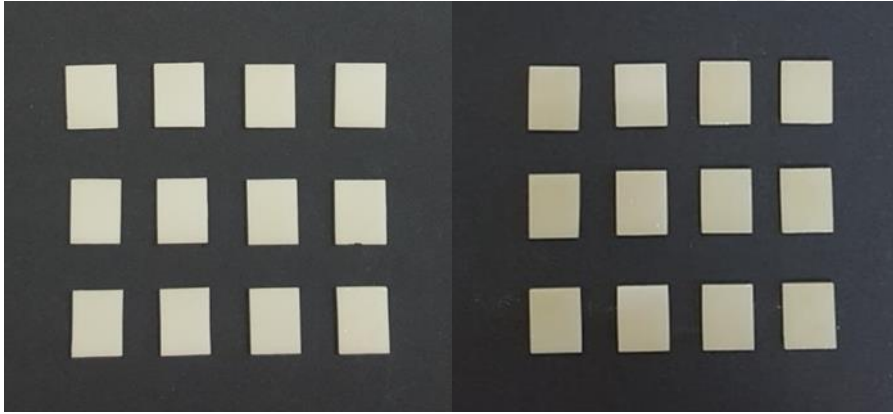


Resim 8: Sinterizasyon fırını

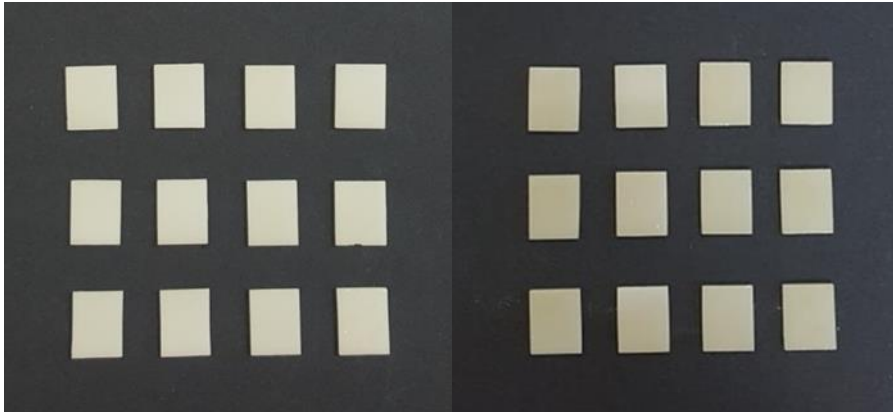
Lityum silikat cam seramik örnekler; Vita Suprinity ve IPS e-max CAD Programat EP5000 (Ivoclar Vivadent) ve Vita Vacumat 6000 MP (Vita Zahnfabrik) sinterizasyon fırınlarında üretici firmanın talimatları doğrultusunda kristalizasyon işlemine tabi tutuldu. Polimer infiltre seramik; Vita Enamic örneklere silikon karbit frezlerle (Astropol+ Astrobrush; Ivoclar Vivadent) polisaj işlemi uygulandı. Vita Enamic hariç diğer örneklere glaze işlemi uygulandı (Resim 9-13).



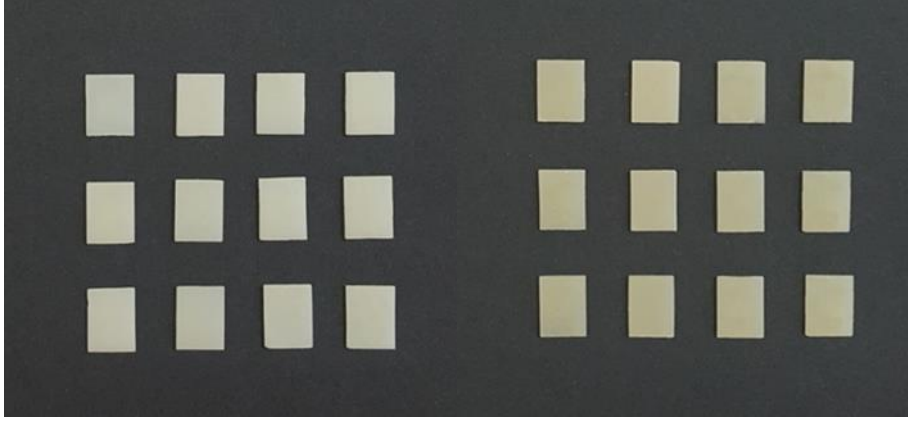
Resim 9: Copra Smile A1 ve A3 örnekler



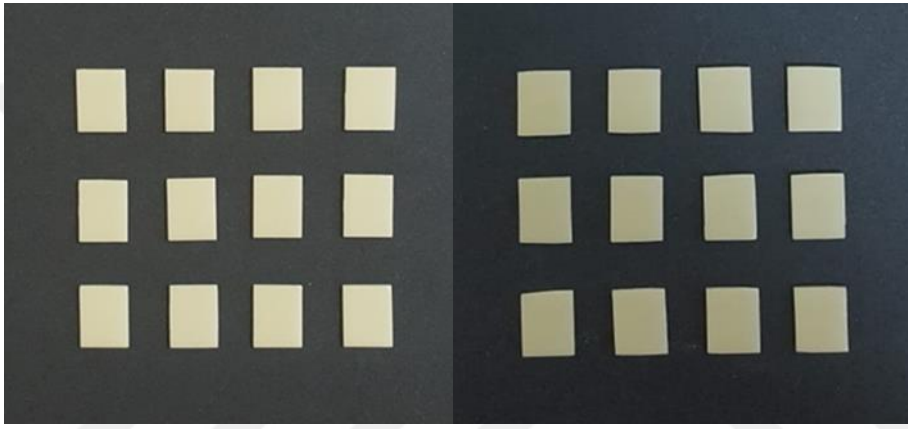
Resim 10: Copra Supreme A1 ve A3 örnekler



Resim 11: IPS e-max CAD A1 ve A3 örnekler



Resim 12: Vita Suprinity A1 ve A3 örnekler



Resim 13: Vita Enamic A1 ve A3 örnekler

Örneklerin kalınlıkları 0,01 mm doğruluk ve tekrarlanabilirliğe sahip hassas mikrometre ile ölçüldü (Resim 14). Örnekler renk ölçümü öncesinde ultrasonik temizleyicide distile su kullanılarak 10 dakika bekletildi ve kurutuldu (Resim 15). Spektrofotometrik ölçüm öncesinde tüm örnekler kuru ortamda, oda sıcaklığında, ışık almayan ortamda muhafaza edildi.

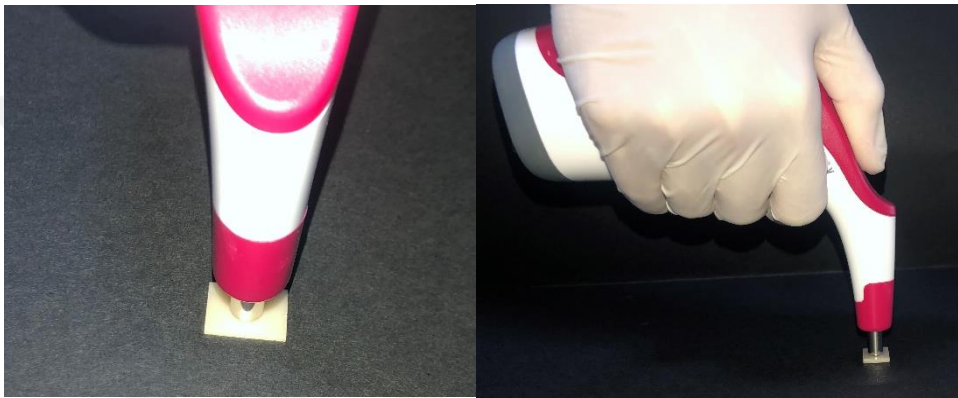


Resim 14: Örneklerin kalınlıklarının ölçülmesi



Resim 15: Ultrasonik temizleyici

3.2. Örneklerin Renk Ölçümünün Yapılması (1. Ölçüm)



Resim 16: Renk ölçümlerinin yapılması

Örneklerimizin renk ölçümü spektrofotometre (VITA Easyshade Compact, Vident, Almanya) ile yapıldı (Resim 14). Her ölçümden önce cihaz kalibre edildi. Renk ölçümleri siyah ve beyaz fon üzerinde, günün aynı saatlerinde yapıldı ve CIE $L^*a^*b^*$ parametreleri kaydedildi (Resim 16). Cihazın üzerinde D65 (6500K) ışık kaynağı bulunduğu için başka ışık kaynağı kullanılmasına gerek görülmedi. Ölçümler esnasında cihazın fiber optik ucu örnekler üzerine dikleştirildi ve her bir örnek için 3 kez ölçüm yapılarak ortalama değer elde edildi. Ölçümler örneklerin parlak yüzeylerinden yapıldı.

3.3. Yapay Yaşlandırma İşleminin Uygulanması

Tüm örnekler, 134 °C'de 2 bar basınç altında 5 saat süreyle buharlı otoklavda yapay yaşlandırmaya maruz bırakıldı (Resim 17).



Resim 17: Otoklav cihazı

3.4. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapay Yaşlandırma Sonrası Değerlendirilmesi (2. ölçüm)

Yaşlandırma işlemi sonrasında örneklerin siyah ve beyaz zemin üzerinde ikinci kez renk ölçümü yapıldı. CIE L*a*b* parametreleri tekrar kaydedildi, her ölçümden önce cihaz kalibre edildi.

Renk Farkının (ΔE) Hesaplanması

Yapay yaşlandırma öncesinde yapılan ölçümlerden elde edilen birinci değerler (L_1^* , a_1^* , b_1^*) ile yaşlandırma sonrasında elde edilen ikinci değerler (L_2^* , a_2^* , b_2^*) kullanılarak aşağıdaki formül ile ΔE hesaplandı.

$$\Delta E = [(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2]^{1/2}$$

Translüsensi Parametresinin (TP) Hesaplanması

Siyah (b) ve beyaz (w) arka plan üzerine yerleştirilen örneklerin ölçümlerinden elde edilen L_w , a_w , b_w ve L_b , a_b , b_b değerleri aşağıdaki formüle yerleştirilerek translüsensi parametresi hesaplandı. Hesaplamalar, yaşlandırma işlemi öncesinde ve sonrasında yapılarak TP1 ve TP2 değerleri elde edildi.

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

3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Her materyal grubuna ait örnekten rastgele birer tane seçilerek yüzey topografisini incelemek amacıyla SEM analizi yapıldı. Analiz, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi (Reaim 18-19). Seçilen 5 adet örnek altın kaplama cihazı kullanılarak altın ile kaplandı (Quorum Q150 RES, İngiltere). SEM (Carl Zeiss Sigma 300 VP, Almanya) görüntüleri, 10.00 K X ve 50.00 K X büyütme ile elde edildi.



Resim 18: SEM cihazı



Resim 19: Altın kaplama cihazı

3.6. İstatistiksel Analiz

Çalışmada 5 farklı materyal ve iki farklı renk olmak üzere 10 grup yer almaktadır. Her grupta 12 örnek olmak üzere toplam 120 örnek üzerinde çalışıldı. Data setinde eksik veri bulunmamaktadır. Normal dağılıma uygunluk analizi için Shapiro-Wilk testi, basıklık-çarpıklık ve histogram grafikler kullanıldı. Bir grup normal dağılıma uymadığı için gruplar arası fark analizinde non-parametrik Kruskal -Wallis testi kullanıldı. Kruskal-Wallis testi sonrası ikili karşılaştırma için SPSS paket programı Pairwise Comparisons modülü kullanıldı. Aynı gruplara ait farklı renklerin arasında fark olup olmadığının analiz etmek için normal dağılım gösteren gruplarda Bağımsız Örneklem t Test, normal dağılım göstermeyen gruplar için Mann-Whitney U testi ile analiz yapıldı. TP değerlerinin analizinde Tekrarlı Ölçümlerde Karışık Desenli Varyans Analizi (Mixed Design ANOVA) kullanıldı. Varyans analizinin çoklu karşılaştırmaları Bonferroni testi ile yapıldı. Analizler IBM SPSS Statistics Version 25 programı ile yapıldı. Tüm testler için anlamlılık düzeyi 0,05 alındı.

4. BULGULAR

4.1. ΔE Değerlendirmesi

Materyal ve alt renk gruplarına göre ortalama ΔE değerleri

Tablo 4'te 5 grup ve bu gruplara ait iki farklı renk alt grubu için ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum ΔE değerleri görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre; en fazla ortalama renk değişimi Vita Enamic grubunda meydana geldi. Bu grubun A1 renk alt grubunun ortalama ΔE'si 3,34, A3 renk alt grubunun 3,60 değerlerini aldı.

Vita Suprinity grubunda A1 renk alt grubunda renk değişimi A3 grubuna göre daha fazladır. Vita Suprinity grubunun A1 renk alt grubu ortalama ΔE 1,42, A3 renk alt grubu, ortalama ΔE 0,60 değerlerini aldı.

IPS e-max CAD grubunda A3 renk alt grubunda renk değişimi biraz daha fazla oldu. IPS e-max grubu A1 renk alt grubu, ortalama ΔE 0,48, A3 renk alt grubu ortalama ΔE 0,54 değerlerini aldı.

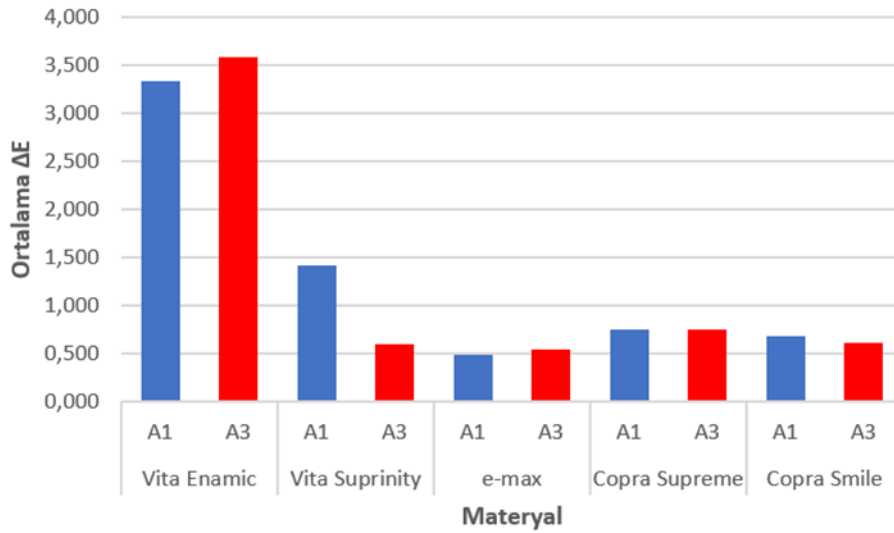
Copra Supreme grubu renk alt grupları arasında renk değişimi açısından neredeyse hiç fark bulunmadı. Copra Supreme grubu A1 renk alt grubu, ortalama ΔE 0,75, A3 renk alt grubu ortalama ΔE 0,75 değerlerini aldı.

Copra Smile grubunda A1 renk alt grubunda renk değişimi biraz daha fazla oldu. Copra Smile grubu A1 renk alt grubu, ortalama ΔE 0,68 A3 renk alt grubu için ortalama ΔE 0,62 değerlerini aldı (Şekil 15).

Genel olarak seramik grupların renk değişim değerleri karşılaştırıldığında, Vita Enamic> Vita Suprinity A1> Copra Supreme> Copra Smile> Vita Suprinity A3> IPS e-max CAD sıralaması ortaya çıkmaktadır (Tablo 4).

Tablo 4: Materyaller ve renk değişim değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

Materyal	Renk	n	ΔE			
			Ortalama	Standart Sapma	Minimum	Maksimum
Vita Enamic	A1	12	3,34	0,84	2,30	5,51
	A3	12	3,60	1,40	2,15	6,15
Vita Suprinity	A1	12	1,42	1,33	0,15	3,68
	A3	12	0,60	0,34	0,23	1,57
e-max	A1	12	0,48	0,25	0,10	1,05
	A3	12	0,54	0,26	0,25	1,13
Copra Supreme	A1	12	0,75	0,27	0,15	1,23
	A3	12	0,75	0,14	0,54	1,01
Copra Smile	A1	12	0,68	0,29	0,32	1,27
	A3	12	0,62	0,21	0,38	1,01



Şekil 15: Materyal ve alt renk gruplarına göre ortalama ΔE değerleri

Normal Dağılım Testi

Her grup için alt renk grupları da göz önüne alınarak Shapiro-Wilk testi kullanılarak normal dağılım analizi yapıldı. Test sonuçlarına göre Vita Suprinity grubunun her iki renk alt grubu normal dağılım göstermemektedir ($p < 0,05$). Diğer tüm gruplar normal dağılım göstermektedir ($p > 0,05$) (Tablo 5).

Tablo 5: Normal dağılım Shapiro-Wilk Testi tablosu

Materyal	Renk	Shapiro-Wilk Testi		
		İstatistik	Serbestlik Derecesi	p
Vita Enamic	A1	0,866	12	0,058
	A3	0,879	12	0,086
Vita Suprinity	A1	0,854	12	0,041
	A3	0,761	12	0,004
e-max	A1	0,953	12	0,681
	A3	0,904	12	0,180
Copra Supreme	A1	0,906	12	0,187
	A3	0,969	12	0,898
Copra Smile	A1	0,933	12	0,408
	A3	0,911	12	0,218

Grupların Renk Alt Grupları Göz Önüne Alınarak Karşılaştırılması

Grupların her bir alt renk grubuna göre ayrı ayrı karşılaştırılması için non-parametrik Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Non-parametrik test kullanılma sebebi, Vita Suprinity grubunun normal dağılıma uygunluk göstermemesidir.

Kruskal-Wallis test sonucuna göre; her iki renk alt grubu için de materyal grupları arasında renk değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark vardır ($p < 0,05$) (Tablo 6).

Tablo 6: Kruskal-Wallis Test Sonuçları Tablosu

	N	A1			A3		
		Kruskal-Wallis H	SD	p	Kruskal-Wallis H	SD	p
Vita Enamic	12						
Vita Suprinity	12						
e-max	12	28,704	4	0,000	34,261	4	0,000
Copra Supreme	12						
Copra Smile	12						

Hangi gruplar arasında fark olduğunu görmek amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar için SPSS Pairwise Comparisons modülü kullanıldı (Tablo 7).

Tablo 7: İkili Karşılaştırma Sonuç Tablosu

		A1		A3	
		İstatistik	p	İstatistik	p
Vita Enamic	Vita Suprinity	22,333	0,017	34,250	0,000
	e-max	36,292	0,000	35,458	0,000
	Copra Supreme	24,208	0,007	19,875	0,005
	Copra Smile	28,000	0,001	30,417	0,000
Vita Suprinity	e-max	13,958	0,502	1,208	1,000
	Copra Supreme	1,875	1,000	-14,375	0,437
	Copra Smile	5,667	1,000	-3,833	1,000
e-max	Copra Supreme	-12,083	0,900	-15,583	0,288
	Copra Smile	-8,292	1,000	-5,042	1,000
	Copra Supreme	3,792	1,000	10,542	1,000

SPSS Pairwise Comparisons modülü kullanılarak yapılan ikili karşılaştırmaların Bonferroni düzeltilmeli sonuçlarına göre,

A1 renk tonu için; Vita Enamic grubu diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı ΔE değerine (renk değişimine) sahiptir ($p < 0,05$). Diğer gruplar arasında renk değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p > 0,05$).

A3 renk Tonu için; Vita Enamic grubu diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı ΔE değerine (renk değişimine) sahiptir ($p < 0,05$). Diğer gruplar arasında renk değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p > 0,05$).

Vita Enamic A3 örneklerin renk değişim değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırın ($\Delta E > 3,5$) üzerindedir. Vita Enamic A1 örneklerin renk değişim değerleri 2-3,5 aralığındayken (klinik olarak kabul edilebilir), Vita Suprinity A1 örneklerin değerleri 1-2 (iyi) aralığındadır. Diğer materyallerin renk değişim değerleri ise 0,5-1 (çok iyi) aralığındadır (Tablo 8).

Tablo 8: O'Brien'in klinik renk eşleşmesi

ΔE	Klinik Renk Eşleşmesi
0-0,5	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3,5	Uyumsuz

Her Bir Grubun Renk Alt Gruplarına Göre Farklarının İncelenmesi

Renk alt grupları arasında fark olup olmadığının araştırılması için Vita Suprinity grubu için Mann-Whitney U testi, diğer gruplar için Bağımsız örneklem t testi yapıldı (Tablo 9). Vita Suprinity için non-parametrik test kullanılma sebebi bu grup verilerinin normal dağılım göstermemesidir.

Tablo 9: Bağımsız Örneklem t Test Sonuç Tablosu

	Independent T Test		
	t	Serbestlik Derecesi	p
Vita Enamic	-0,532	22	0,600
e-max	-0,557	22	0,583
Copra			
Supreme	-0,039	22	0,969
Copra Smile	0,552	22	0,586

t testi sonuçlarına göre; hiçbir grubun A1 ve A3 renk alt grupları arasında renk değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

Vita Suprinity için yapılan Mann-Whitney U testi sonucuna göre; A1 ve A3 renk alt grupları arasında renk değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$) (Tablo 10).

Tablo 10: Mann-Whitney U Testi Sonuç Tablosu

Renk	Mann-Whitney U Testi		
	Mann-Whitney U	Z	p
A1 A3	54	-1,040	0,298

4.2. TP Değerlendirmesi

Örneklerin TP değerlerini elde etmek için siyah ve beyaz arka zemin üzerinde CIE L*,a*,b* parametreleri kullanıldı. Yaşlandırma öncesinde elde edilen değerler TP1, yaşlandırma sonrasında elde edilen değerler TP2 olarak tanımlandı (Tablo 11).

Tablo 11: 5 farklı materyalin iki farklı rengine ilişkin TP1 ve TP2 için ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri

		A1					A3				
		N	Ortalama	Std. Sapma	Min.	Max	N	Ortalama	Std. Sapma	Min.	Max
TP1	Vita Enamic	12	11,56	0,31	11,01	12,03	12	10,77	0,50	10,01	11,69
	Vita Suprinity	12	15,54	1,54	11,69	18,14	12	16,49	0,59	15,29	17,34
	e-max	12	13,02	0,50	12,32	13,96	12	13,24	1,14	9,92	14,39
	Copra Supreme	12	9,11	0,49	8,37	10,07	12	9,47	0,29	8,97	9,76
	Copra Smile	12	9,99	0,34	9,58	10,79	12	9,79	0,35	9,26	10,48
TP2	Vita Enamic	12	10,85	0,86	9,44	12,38	12	9,68	1,27	8,038	11,21
	Vita Suprinity	12	16,05	2,46	12,60	21,35	12	16,69	2,25	11,583	20,91
	e-max	12	15,59	0,85	13,18	16,34	12	13,11	1,01	10,290	14,14
	Copra Supreme	12	8,90	0,65	7,74	10,12	12	9,07	0,62	8,153	10,04
	Copra Smile	12	10,06	2,61	6,98	14,31	12	9,95	1,04	8,349	12,17

Materyallerin renkleri arasındaki geçirgenlik farkına bakıldığında, Vita Enamic için A1 renginin ışık geçirgenliği, A3 rengine göre anlamlı ölçüde daha fazla bulundu. Copra Supreme için ise A3 renginin translüsensisi, A1 rengine göre daha yüksek bulundu. Diğer materyaller için TP1 arasında A1 ve A3 rengi için istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Tablo 12).

Tablo 12: Materyallerin A1 ve A3 renkleri arasında translüsensi farkı olup olmadığını görebilmek için yapılan Bağımsız Örneklem t Testi

MATERYAL	TP1		
	t	df	p
Vita Enamic	4,724	22	0,000
Vita Suprinity	-2,007	22	0,057
e-max	-0,626	22	0,538
Copra Supreme	-2,172	22	0,041
Copra Smile	1,453	22	0,160

A1 renginde TP1 ölçümleri için materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark vardır ($F(4:59)=128,205$, $p<0,05$) A3 renginde TP1 ölçümleri için materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark vardır ($F(4:59)=249,995$, $p<0,05$) (Tablo 13).

Tablo 13: A1 ve A3 renkleri için materyaller arasında TP farkı olup olmadığını belirlemek için yapılan Tek Yönlü Varyans Analizi

Renk	ANOVA				
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kareler	F	p
A1	312,387	4	78,097	128,205	0,000
A3	414,677	4	103,669	249,995	0,000

Materyallerin ışık geçirgenliklerini ifade eden TP parametreleri karşılaştırıldığında; Vita Suprinity> IPS e-max CAD > Vita Enamic> Copra Smile > Copra Supreme şeklinde bir sıralama görülmektedir. Bu sıralamadaki diğer materyaller arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ancak Copra Smile ve Copra Supreme arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 14).

Tablo 14: Her bir renk için hangi materyaller arasında fark olduğunu görmek için yapılan Bonferroni testi

Materyal		Çoklu Karşılaştırma					
		A1			A3		
		Ortalama Farkı	Std.Hata	p	Ortalama Farkı	Std.Hata	p
Vita Enamic	Vita Suprinity	-3,980	0,319	0,000	-5,723	0,263	0,000
	e-max	-1,458	0,319	0,000	-2,472	0,263	0,000
	Copra Supreme	2,451	0,319	0,000	1,306	0,263	0,000
	Copra Smile	1,570	0,319	0,000	0,981	0,263	0,005
Vita Suprinity	Vita Enamic	3,980	0,319	0,000	5,723	0,263	0,000
	e-max	2,522	0,319	0,000	3,251	0,263	0,000
	Copra Supreme	6,431	0,319	0,000	7,030	0,263	0,000
	Copra Smile	5,549	0,319	0,000	6,705	0,263	0,000
e-max	Vita Enamic	1,458	0,319	0,000	2,472	0,263	0,000
	Vita Suprinity	-2,522	0,319	0,000	-3,251	0,263	0,000
	Copra Supreme	3,908	0,319	0,000	3,778	0,263	0,000
	Copra Smile	3,027	0,319	0,000	3,453	0,263	0,000
Copra Supreme	Vita Enamic	-2,451	0,319	0,000	-1,306	0,263	0,000
	Vita Suprinity	-6,431	0,319	0,000	-7,030	0,263	0,000
	e-max	-3,908	0,319	0,000	-3,778	0,263	0,000
	Copra Smile	-0,881	0,319	0,077	-0,325	0,263	1,000
Copra Smile	Vita Enamic	-1,570	0,319	0,000	-0,981	0,263	0,005
	Vita Suprinity	-5,549	0,319	0,000	-6,705	0,263	0,000
	e-max	-3,027	0,319	0,000	-3,453	0,263	0,000
	Copra Supreme	0,881	0,319	0,077	0,325	0,263	1,000

Grup içi etkilerin testi için yapılan Tekrarlı Ölçümlerde Karma Desenli Varyans Analizi sonuçlarına göre (Tablo 15);

TP1 ve TP2 ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($F(1:110)=0,546$, $p>0,05$, $\eta^2=0,005$).

Farklı materyaller için TP1 ve TP2 ölçümleri arasında büyük etki büyüklüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($F(4:110)=5,930$, $p<0,05$, $\eta^2=0,177$).

Farklı renkler için TP1 ve TP2 ölçümleri arasında küçük etki büyüklüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($F(1:110)=6,216$, $p<0,05$, $\eta^2=0,053$).

Farklı materyallerin iki farklı rengi için TP1 ve TP2 ölçümleri arasında orta etki büyüklüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($F(4:110)=3,049$, $p<0,05$, $\eta^2=0,100$).

Tablo 15: Tekrarlı Ölçümlerde Karma Desenli Varyans Analizi

Grup İçi Etkilerin Testi (ANOVA)						
Kaynak	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kareler	F	p	η^2
TP	1,356	1	1,356	0,546	0,461	0,005
TP * Materyal	58,881	4	14,720	5,930	0,000	0,177
TP * Renk	15,432	1	15,432	6,216	0,014	0,053
TP * Materyal * Renk	30,273	4	7,568	3,049	0,020	0,100
Hata(TP)	273,078	110	2,483			

Farklı materyallerin TP1 ve TP2 ölçümleri arasında fark olduğu ANOVA testi ile görülmüştür. Hangi materyallerin fark oluşturduğunu görmek için yapılan Bonferroni testi sonuçlarına göre (Tablo 16); Vita Enamic ve IPS e-max CAD materyallerinin TP1 ve TP2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p < 0,05$). Vita Enamic materyalinin TP1 değeri TP2 değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla iken IPS e-max CAD materyalinin TP2 değeri TP1 değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazladır.

Vita Suprinity, Copra Supreme ve Copra Smile materyallerinin TP1 ve TP2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Tablo 16: Materyal ve TP çoklu karşılaştırması

Çoklu Karşılaştırma					
Materyal	TP(I)	TP(J)	Ortalama Farkı (I-J)	Std. Hata	p^b
Vita Enamic	1	2	0,904	0,322	0,006
Vita Suprinity	1	2	-0,352	0,322	0,277
e-max	1	2	-1,221	0,322	0,000
Copra Supreme	1	2	0,254	0,322	0,432
Copra Smile	1	2	-0,117	0,322	0,716

b. Bonferroni düzeltilmeli çoklu karşılaştırma

Farklı renklerin TP1 ve TP2 ölçümleri arasında fark olduğu ANOVA testi ile görülmüştü. Hangi rengin fark oluşturduğunu görmek için yapılan Bonferroni testi sonuçlarına göre (Tablo 17); A1 renginin TP1 ve TP2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü ($p < 0,05$). A1 renginde TP2 değeri TP1 değerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha fazladır. A3 renginin TP1 ve TP2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü ($p > 0,05$).

Tablo 17: Renk ve TP çoklu karşılaştırma

Çoklu Karşılaştırma					
Renk	TP(I)	TP(J)	Ortalama		p ^b
			Farkı (I-J)	Std. Hata	
A1	1	2	-0,465	0,203	0,024
A3	1	2	0,252	0,203	0,217

b.Bonferroni düzeltilmeli çoklu karşılaştırma

Farklı Materyallerin farklı renklerinin TP1 ve TP2 ölçümleri arasında fark olduğu ANOVA testi ile görüldü. Hangi grupların fark oluşturduğunu görmek için yapılan Bonferroni testi sonuçlarına göre;

Vita Enamic materyalinin A3 renginin ve e-max materyalinin A1 renginin TP1 ve TP2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü ($p < 0,05$). Vita Enamic materyalinin A3 renginin TP1 değeri TP2 değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazladır. IPS e-max CAD materyalinin A1 renginin TP2 değeri TP1 değerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha fazladır.

Diğer Materyal-Renk kombinasyonlarının TP1 ve TP2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p > 0,05$) (Tablo 18).

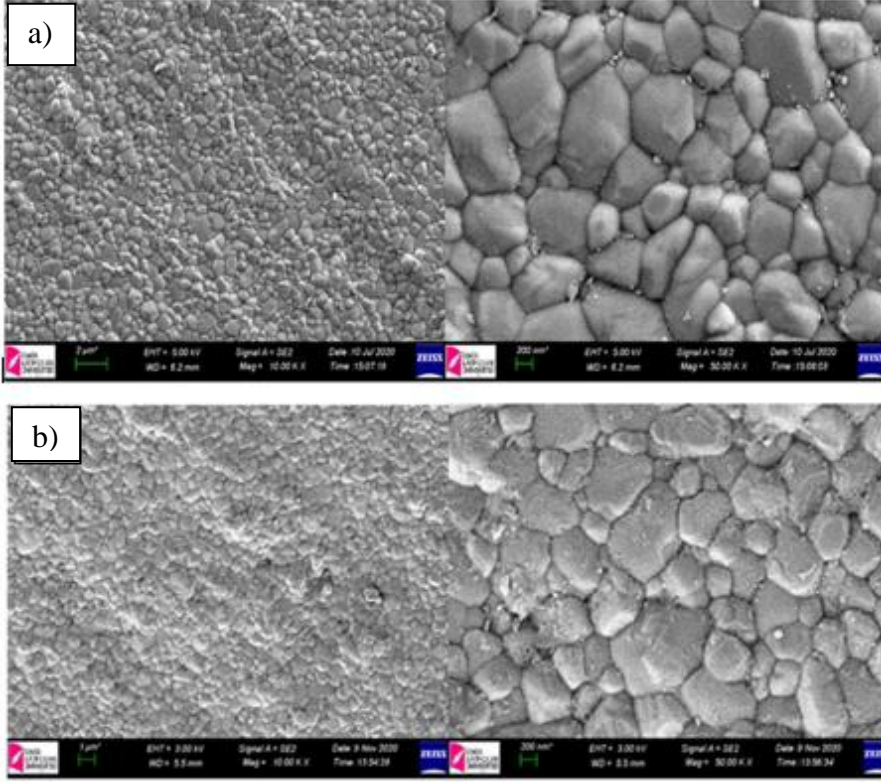
Tablo 18: Materyal, renk ve TP çoklu karşılaştırması

Çoklu Karşılaştırma						
Materyal	Renk	TP(I)	TP(J)	Ortalama		p ^b
				Farkı (I-J)	Std. Hata	
Vita Enamic	A1	1	2	0,714	0,455	0,119
	A3	1	2	1,095	0,455	0,018
Vita Suprinity	A1	1	2	-0,509	0,455	0,265
	A3	1	2	-0,194	0,455	0,670
e-max	A1	1	2	-2,57	0,455	0,000
	A3	1	2	0,129	0,455	0,778
Copra Supreme	A1	1	2	0,111	0,455	0,807
	A3	1	2	0,396	0,455	0,386
Copra Smile	A1	1	2	-0,070	0,455	0,877
	A3	1	2	-0,164	0,455	0,720

b.Bonferroni düzeltilmeli çoklu karşılaştırma

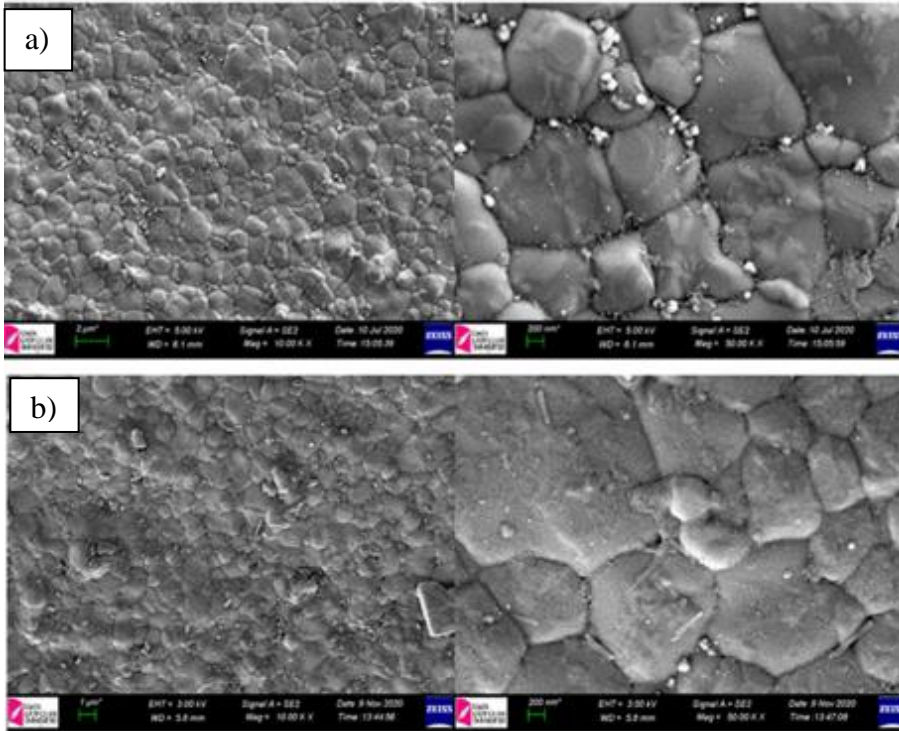
4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi sonucunda 10.00 KX ve 50.00 KX büyütmede elde edilen görüntüler resim 20-24 'te verilmiştir.



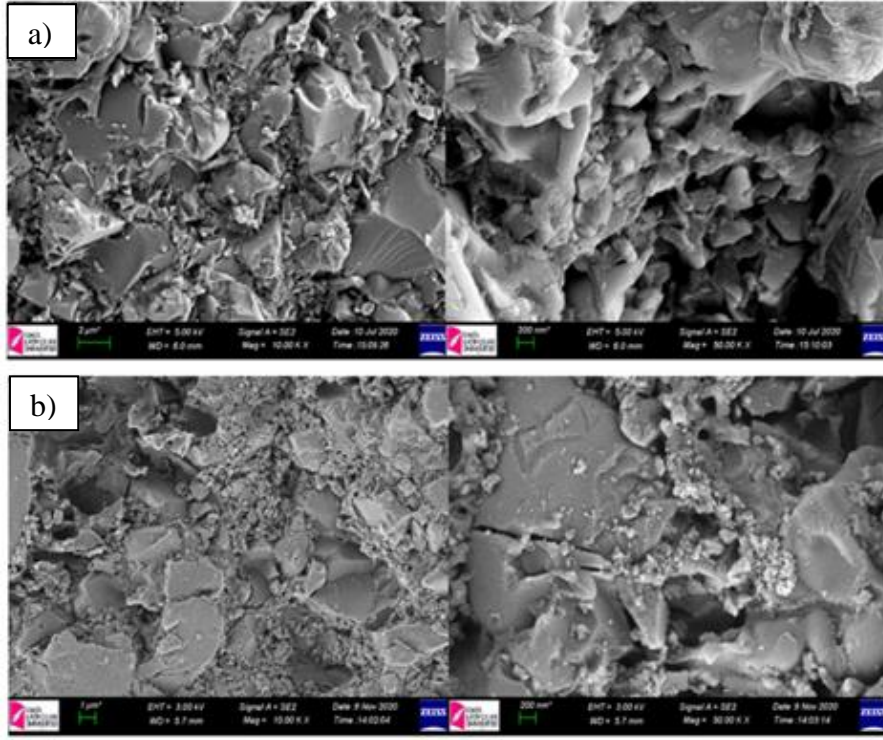
Resim 20: Copra Supreme materyaline ait SEM görüntüleri

a) kontrol grubu b) yaşlandırılmış örnek



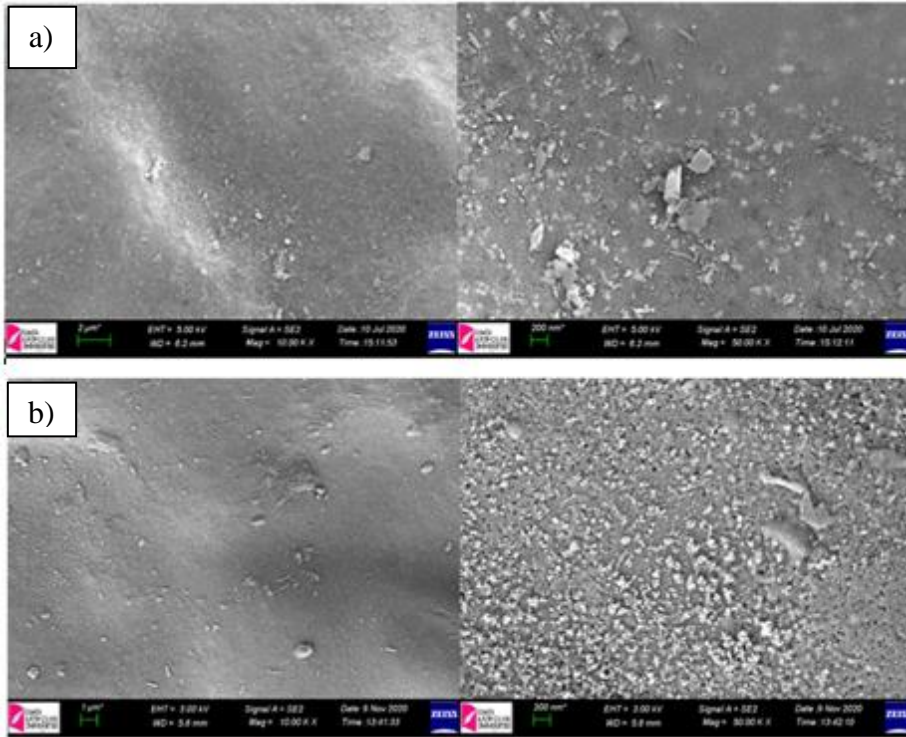
Resim 21: Copra Smile materyaline ait SEM görüntüleri

a) kontrol grubu b) yaşlandırılmış örnek



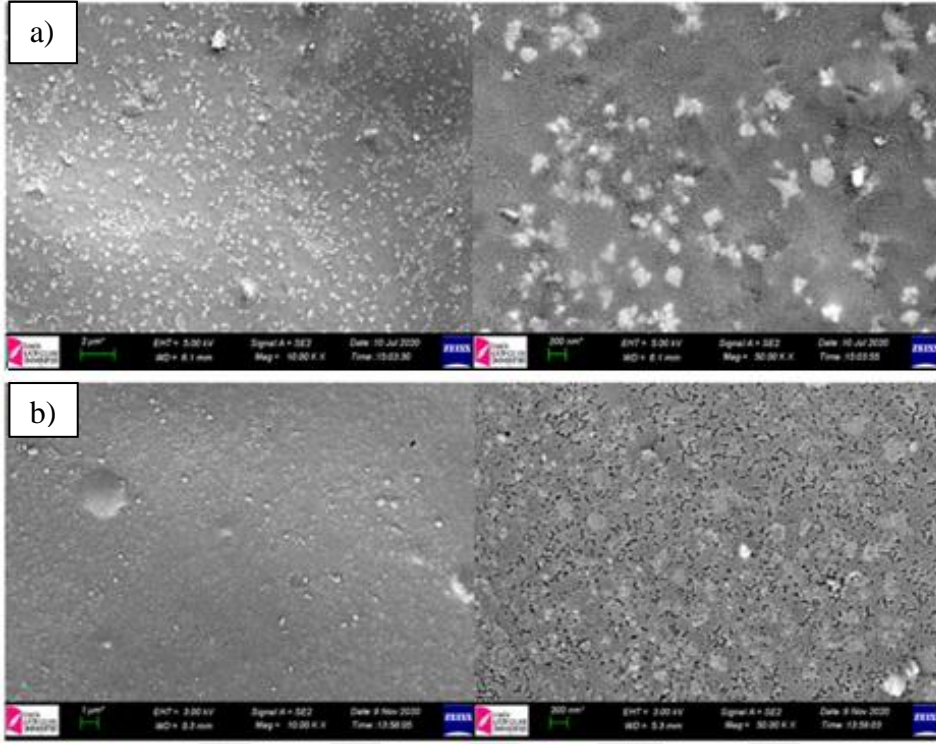
Resim 22: Vita Enamic materyaline ait SEM görüntüleri

a) kontrol grubu b) yaşlandırılmış örnek



Resim 23: IPS e-max CAD materyaline ait SEM görüntüleri

a) kontrol grubu b) yaşlandırılmış örnek



Resim 24: Vita Suprinity materyaline ait SEM görüntüleri

a) kontrol grubu b) yaşlandırılmış örnek

Copra Smile ve Copra Supreme zirkonya örneklerinin SEM görüntüleri incelendiğinde, kontrol grubuna göre yaşlanmış örneklerin tanecik yapılarında bozulmalar meydana geldiği, tomurcuk benzeri kabartıların oluştuğu gözlemlendi. IPS e-max CAD lityum disilikat materyalinde ise tuz birikintilerine benzer oluşumların arttığı gözlemlendi. Vita Suprinity zirkonya ilaveli lityum disilikat materyalinin yapısında, çok sayıda por benzeri boşlukların oluştuğu gözlemlendi. Vita Enamic polimer infiltre seramik materyalinde, polimer yapısında bozulmalar ile beraber plak benzeri yapıların arttığı gözlemlendi. Yaşlandırma işlemi, materyallerin yüzey yapısında içeriklerine bağlı olarak farklı değişikliklere sebep olmuştur.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, çeşitli seramik restoratif materyallerin farklı renklerdeki alt gruplarının, yaşlandırma işlemi sonrasındaki renk değişim değerleri ve ışık geçirgenliği özellikleri incelenmiştir. Çalışmada elde edilen bulgulara göre, yaşlandırma işlemi çeşitli seramik materyallerin, farklı renklerdeki alt gruplarının optik özelliklerini etkilemiştir. Bu nedenle çalışmamızın başlangıç hipotezi reddedilmiştir.

Metal altyapılı seramik restorasyonlar, diş hekimliğindeki sabit restorasyonlarda uzun süredir kullanılmaktadır. Ancak metal altyapıdan dolayı porselenin ışık geçirgenliğinin azalması ve buna bağlı olarak restorasyonun daha opak hale gelmesi, kole bölgelerdeki oluşabilecek metal yansımalar gibi estetik sorunlar, değersiz metal alaşımlarının değerli metal alaşımlı restorasyonlara ya da seramik restorasyonlara göre daha sık alerjik reaksiyona neden olması gibi dezavantajlar, tam seramik restorasyonları gündeme getirmiştir (31, 169).

Doğal dişlere benzer özellikler göstermesi nedeniyle tam seramik restorasyonlar sıklıkla tercih edilmektedir. Tek diş restorasyonları, inley, onley, 3 üyeli köprülerde, estetik beklentinin yüksek olduğu durumlarda seramik materyallerin uzun dönem estetik özelliklerini korumaları önemlidir (170). Bu sebeple çalışmamızda farklı kimyasal içeriğe sahip seramik materyaller tercih edilmiştir.

Tam seramik materyallerin estetik özellikleri, materyalin içeriğinden, üretim aşamasından ve çevresel faktörlerden etkilenir (171). Stevenson ve Ibbetson (172) yaptıkları çalışmada, tam seramiklerin renklerinin materyalin opasitesinden, seramiğin kalınlığından, restorasyonun altındaki diş renginden etkilendiğini rapor etmişlerdir. Literatürdeki başka çalışmalara baktığımızda ise, tam seramik restorasyonların optik özellikleri ve estetik başarısı; yüzey özelliklerine, kor veya veneer kalınlığına, restorasyon rengine, yapıştırma ajanına, fırınlama sayısına bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir (173, 174).

Günümüzde seramik restorasyon üretiminde kullanılan teknikler teknoloji alanındaki ilerlemelere bağlı olarak gelişim göstermiştir. Dental alanda da bilgisayar destekli üretim sistemlerinin kullanımı git gide artmaktadır (175). Bilgisayar destekli üretim ve tasarım (CAD/CAM) sistemi, yüksek duyarlılıkla çalışır ve laboratuvar aşamaları azalır, restorasyonun hazırlanması için gereken süre minimuma iner. Restorasyonlar dijital ortamda tasarlanır ve aşındırma cihazları ile üretilir. Bu sayede üst yapı seramiğin fırınlama sıcaklığı, soğuma hızı,

teknisyen deneyimi, seramiğin işlenmesi sırasında oluşabilecek poroziteler ve artık stresler gibi etkenler ortadan kalkar (176). Çalışmamızda da bu avantajlar göz önünde bulundurularak, CAD/CAM sistemi ile restorasyon üretilen bloklar tercih edilmiştir.

Tam seramik restoratif materyaller gösterdikleri üstün estetik, dayanıklılık ve biyouyumluluk özellikleriyle günümüzde popüler hale gelmiştir. Bununla birlikte, çoğu seramik materyal kırılmandır ve daha çok ön bölge restorasyonlarında tercih edilirler (177). Zirkonya ise doğal bir dönüşüm-sertleştirme mekanizması sayesinde iyi mekanik özelliklere sahiptir (178). Tam seramik materyallere baktığımızda yttria-tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) en yüksek kırılma dayanımına sahip materyaldir ve bu alanda altın standart olarak kabul edilen metal seramik restorasyonlara alternatif olmuştur (18).

İlk dental zirkonya (3-YTZP), düşük translüsensi ve eğilme mukavemeti gösteren parsiyel stabilize tetragonal zirkonyadır (179, 180). Translüsensisi dentine benzerdir ve monolitik restorasyonlar için uygun değildir. Bu nedenle kor materyali olarak kullanılmıştır (181). Veneerlenmeyen monolitik zirkonya materyalleri ise üretim maliyetini düşürür, chipping sorununu engeller ve daha az preparasyon gerektirir (182). Sinterleme sıcaklığı arttırılmış, alümina miktarı ve tanecik boyutu azaltılarak yüksek mukavemetli, uzun vadede stabil, ışık geçirgenliği yüksek materyal elde edilmiştir (180). Yine de lityum disilikata göre daha az estetik özelliğe sahip olan zirkonya materyallerin özellikleri son zamanlarda daha da geliştirilerek yüksek translüsent, tamamen stabilize kübik/tetragonal zirkonyalar piyasaya sürülmüştür (182). Çalışmamızda kullandığımız Copra Supreme monolitik tetragonal zirkonya grubunda, Copra Smile materyali ise kübik zirkonya grubundadır.

Dental restoratif materyallerdeki küçük renk farklılıklarını insan gözünün ayırt edebilmesi oldukça güçtür. Yapılan çalışmalara göre, $\Delta E < 1$ olduğunda bu renk değişiminin insan gözünün ayırt edemeyeceği bildirilmiştir (3, 4). Paul ve ark. (5), spektrofotometrik aletler kullanılarak yapılan renk değişikliği ölçümlerinin insan gözü ile yapılacak değerlendirmeye kıyasla daha hassas sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda kullandığımız Vita Easyshade spektrofotometrenin hem klinik hem de laboratuvar koşullarında güvenilir renk ölçümleri sağladığı bildirilmiştir (183).

Yapılan çalışmalarda, CIELab renk sisteminin, küçük renk farklılıklarını belirlediği gösterilmiştir (7, 16). Bununla birlikte, bu sistem; görsel algı ile ilgili oluşabilecek klinik öneme

sahip verileri ifade etmek için kullanılabilir (184). Bu nedenle çalışmamızda, CIELab sistemi kullanılarak objektif renk değişimleri kaydedilmiştir.

Protetik diş hekimliğinde, doğal diş renginin ve translüsensinin restorasyonda sağlanabilmesi, temel amaçlardandır. Estetik restorasyonların uzun vadeli klinik başarısı için, seçilen renk eşleşmesinin stabil kalması gereklidir. Restorasyonun fonksiyonel ömrü boyunca renk stabilitesi, materyalin mekanik özellikleri kadar önemlidir. Çünkü, diş rengindeki restorasyonların uzun ömürlülüğü ve estetik görünümü, materyalin boyanabilirliğine bağlıdır (185). Bununla birlikte, dental seramiklerin rengi ve yarı saydamlığı, hidrotermal yaşlanmadan etkilenir (17, 24).

Dental zirkonya seramiklerin, lityum bazlı cam seramiklere benzer şekilde translüsensi ve estetik sağlayabilmeleri için içerikleri iyileştirilmiş ve geliştirilmiştir, bu sayede ön bölgede kullanıma uygun hale gelmiştir (186). Hidrotermal yaşlanmanın Y-TZP'nin mekanik özellikleri üzerine etkileri araştırılmıştır (187, 188), Y-TZP'nin düşük ısı bozunması (LTD), yüksek sıcaklıklarda (120 °C-140 °C) buhar otoklav işlemiyle simüle edilmiştir çünkü t-m faz dönüşümü termal olarak etkinleştirilir ve su mevcudiyetiyle hızlandırılır (189, 190). 134 °C' de 1 saat yapay yaşlandırma işleminin 37 °C'de in vivo 3 ila 4 yıla eşdeğer olduğu bildirilmiştir (189). Kim ve ark. (191) yaptıkları çalışmada, monolitik zirkonya ve lityum disilikat cam seramik materyalini kullanmışlar, 134 °C 0.2 MPa altında otoklavda yapay olarak yaşlandırma işlemi uygulamışlar, renk stabilitelelerini ve translüsensi parametrelerini karşılaştırarak materyallerin optik özelliklerinin stabilitelelerini incelemişlerdir. Jeong ve ark. (192), Lava Ultimate, Vita Enamic, CeraSmart, IPS e-max CAD, IPS e-max ZirCAD materyallerini kullandıkları çalışmada, bir gruba termal siklus, bir gruba otoklav yaşlandırması uygulamışlar ve materyallerin mekanik özelliklerindeki değişimleri incelemişlerdir. Bizim çalışmamızda da otoklav ile yapay yaşlandırma işlemi uygulanmış, materyallerin optik özelliklerindeki değişimler incelenmiştir.

Acar ve ark. (185) yaptıkları çalışmada Vita Enamic, Lava Ultimate, IPS e-max CAD, Filtek Supreme Plus materyallerini kullanmışlardır. Lava Ultimate, rezin nanoseramik materyaldir, Vita Enamic polimer infiltre cam seramik, Filtek Supreme Plus ise nanokompozit rezin materyaldir. Örneklerin kahve ile termal siklus uygulamasından sonra renk değişimlerini incelemişlerdir. En az renk değişimi gösteren grup, lityum disilikat IPS e-max CAD materyali olmuştur. Daha sonra en az değişim gösteren materyaller sırayla Vita Enamic, Lava Ultimate ve Filtek Supreme Plus şeklindedir. Benzer şekilde Al Amri ve ark. (193) yaptıkları çalışmada,

5 farklı seramik materyali kullanmışlardır, materyalleri kahve ve distile suya daldırma işlemi uygulamışlardır. Materyallerin renk değişimini incelediklerinde, Vita Enamic anlamlı renk değişimi gösterirken, IPS e-max renk değişimi açısından daha kararlı bulunmuştur. Bizim de yaptığımız çalışmanın sonucunda, yapay yaşlandırma işlemi sonrası materyallerin renk değişimini incelediğimizde IPS e- max materyali, Vita Enamic materyaline göre oldukça az renk değişimi göstermiştir.

Kılınç ve Turgut'un (194) CAD/CAM restoratif materyallerinin farklı yüzey işlemleri ve UV yaşlandırması sonucunda optik davranışlarını inceledikleri çalışmalarında, 5 farklı restoratif materyal kullanılmıştır. İki farklı bitirme işlemi ve UV yaşlanması uyguladıkları örneklerin renk değişim değerlerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, UV yaşlanmasının değerlendirildiği gruplar incelendiğinde, Vita Suprinity (zirkonya ilave lityum disilikat) materyalinin renk değişiminin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu, Vita Enamic (hibrit seramik) materyalinin renk değişiminin ise klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerinde olduğunu ortaya koymuşlardır. Bizim çalışmamızın sonuçlarıyla karşılaştırdığımızda, kısmen benzer sonuçlar çıkmaktadır. Çalışmamızda Vita Enamic grubu, Vita Suprinity materyaline göre önemli ölçüde fazla renklenmiştir. Ancak çalışmamızda 2 farklı renk alt grubumuz vardır. A3 renk grubu klinik olarak kabul edilemez ($\Delta E=3,60$) renklenme gösterirken A1 renk grubu klinik olarak kabul edilebilir ($\Delta E=3,33$) sınırdaki renk değişimi göstermiştir.

Hibrit seramik materyalinin içeriğinde hidrofobik üretilen dimetakrilat (UDMA) ve hidrofilik trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) bulunur (195). TEGDMA daha yüksek su emilimi gösterir, bu nedenle herhangi bir hidrofilik renklendiricinin rezin matrikse nüfus etmesine izin verir. Suni yaşlandırma işlemi uygulandığında, kompozit yapı su emerek doldurucu ile rezin yapının bozulmasına ve kimyasal bağların kopmasına neden olabilir (196). Bu nedenle Vita Enamic hibrit materyali, cam seramik materyallere göre renk değişimine daha fazla duyarlılık gösterebilir.

2016 yılında yapılan 'Suni Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Tam Seramik Materyallerin Renk Stabilitelerinin Karşılaştırması' isimli tez çalışmasında, Feldspatik Seramik, IPS e-max CAD, Lava Ultimate, Vita Enamic ve Vita Suprinity materyallerinin suni yaşlandırma işlemi sonucunda renk değişimleri incelenmiştir. Materyallerin A1, A2, A3 renkleri kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, Vita Enamic, IPS e-max CAD ve Vita Suprinity'ye göre anlamlı derecede fazla renk değişimi göstermiştir. A3 rengi için IPS e-max ve Vita Suprinity arasında istatistiksel anlamlı fark gözlenmemiş, A1 rengi için ise Vita Suprinity IPS e-max 'e göre daha

stabil kalmıştır. Vita Enamic renk değişimi ise klinik olarak kabul edilebilir seviyenin üzerinde bulunmuştur. Çalışmamızda bu sonuçlara kısmen benzer bulgular elde edilmiştir. Ancak farklı olarak A1 rengi için bizim çalışmamızda IPS e-max materyalinin renk değişimi, Vita Suprinity'e göre daha iyi çıkmış ancak bu fark istatistiksel anlamlı değildir, A3 rengi için ise diğer çalışmayla benzer sonuç elde edilmiştir. Böyle bir farklılığın sebebinin yaşlandırma yönteminin ve süresinin farklı olması olabileceği öngörülmüştür. Çalışmada 300 saat UV termal siklusu uygulanırken, çalışmamızda ise 5 saat otoklav yaşlandırması uygulanmıştır.

Translüsensi, bir malzemedan geçen ışık miktarıdır ve dental restorasyonların estetik özelliği için esastır. Nesneden geçen ışık miktarı ne kadar fazla olursa, translüsensi o kadar yüksek olur. Translüsensi, seramik restorasyonun kalınlığı ve materyalin gövdesi içinde meydana gelen ışık saçılma miktarı ile ters orantılıdır. Işığın saçılması, seramik fazlar arasındaki farklı kırılma indisleri, boşluklar, yüksek kristal içeriği, kristal sayısı ve boyutu gibi birçok faktörden etkilenir. Parçacık boyutu, özellikle de malzemeyi oluşturan parçacıklar görünür ışığın dalga uzunluğundan daha küçük olduğunda, seramik malzemelerin yarı saydamlığı üzerinde belirgin bir etkiye sahiptir (197). Bir materyalin translüsensisi, insan görsel algısını yarısaydamlıkla ilişkilendirmek için geliştirilen translüsensi parametresi (TP) kullanılarak ifade edilir. TP, belirli bir kalınlıktaki malzemenin beyaz ve siyah zeminler üzerindeki renk farkı olarak tanımlanır (198).

2019 yılında Kim ve Kim (191) yaptıkları çalışmada, önceden renklendirilmiş zirkonyanın uzun vadede renk stabilitesini incelemişler ve lityum disilikat ile karşılaştırmışlardır. Örneklere 0,2 MPa basınçta 134 °C'de otoklavda 1, 3, 5, 10 saat yaşlandırma işlemi uygulanmış, ΔE ve TP parametreleri incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, monolitik zirkonyanın renk değişimi lityum disilikata göre daha fazla bulunmuştur. Translüsensi parametresine bakıldığında ise, genel olarak yaşlanmayla birlikte her iki materyalin de ışık geçirgenliği hafif artmıştır. Yaptığımız çalışma ile bu sonuçları karşılaştırdığımızda, benzer şekilde otoklav yaşlandırmasından sonra lityum disilikat materyalinin ışık geçirgenliği anlamlı derecede artış göstermiştir ancak farklı olarak monolitik zirkonya materyallerimizin ışık geçirgenliğindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı değildir. Aynı zamanda çalışmamızda, lityum disilikatın renk değişimi monolitik zirkonyaya göre daha az bulunsa da, bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu farklılığın sebepleri arasında; Kim ve Kim yaptıkları çalışmada A2 renk çok katmanlı önceden renklendirilmiş monolitik zirkonya materyali kullanılırken bizim çalışmamızda A1 ve A3 renklerinde tek katmanlı

monolitik zirkonya kullanılmıştır. Renklendirici pigmentler ve metal oksitlerin dağılımı, materyalin yaşlanma karşısındaki ışık saçılımı davranışını etkileyebilir ve farklı sonuçlara sebep olabilir. Aynı zamanda Y-TZP seramiklerinin belirli boya katyonlarında erken termal veya elektrokimyasal bozulmalar meydana gelebilir. Lityum disilikatın orijinal versiyonu olan IPS e-max CAD, renk ve opasite verici katkı maddeleri dışında ağırlıkça % 4 ZrO₂ içerir (186). Hidrotermal yaşlanmadan sonra artan ışık geçirgenliğine neden olan, cam-seramik kristal faz içindeki herhangi bir iyonik etkileşim olabilir.

Translüsensi, materyal seçiminde belirleyici bir faktördür ve estetik bölgedeki restorasyonlar için temel bir optik özelliktir (199). Daha doğal restorasyonlar için optimal yarı saydamlığa sahip restorasyonlar gerekirken, alttaki diş renginin ya da metal post-kor görünümünün maskelenmesi gereken durumlarda ise daha düşük yarı saydam özellikli materyal seçilebilir (197). Bu nedenle klinisyenlerin güncel materyallerin translüsensileri hakkında fikir sahibi olmaları önem taşımaktadır. Materyallerin translüsensi değerleri, kimyasal bileşimlerine, tanecik boyutlarına, kristal yapıya, gözenekler ve katkı maddelerine göre değişiklik gösterir (200, 201). Dental materyallerin translüsensisi, genellikle siyah ve beyaz arka fonda spektrofotometre ile ölçülen renk değerlerinin farkı olarak tanımlanan translüsensi parametresi (TP) ile ifade edilir (202). 2018 yılında Şen ve ark.'nın (203) yaptıkları çalışmada, Lava ultimate, Vita Enamic, Vitablocks Mark 2, Vita Suprinity, IPS e-max CAD materyallerinin ışık geçirgenlikleri incelenmiştir. Çalışmanın sonucuna göre bizim çalışmamızda kullandığımız materyalleri baz alırsak, en yüksek TP parametre değerini Vita Suprinity göstermiştir. Ardından IPS e-max CAD ve Vita Enamic gelmektedir. 2015 yılında yapılan, seramik materyallerin ışık geçirgenlikleri incelenen başka bir çalışmada (204), benzer sonuçlar elde edilmiş, TP 'si en yüksek materyal Vita suprinity, daha sonra IPS e-max, en düşük ise Vita Enamic olarak rapor edilmiştir. Bu çalışmaların sonuçlarıyla bizim elde ettiğimiz sonuçlar uyumludur. Translüsensi parametrelerindeki bu farklılıklar, tane boyutu ve kristal yapı farklılıklarıyla açıklanmaktadır. Kristalizasyondan sonra zirkonya ilaveli lityum disilikat cam seramikteki (Vita Suprinity) tanecik boyutunun, lityum disilikat (IPS e-max) tanecik boyutuna göre 4 ila 8 kat daha küçük olduğu bildirilmiştir (205, 206). SEM analizinin yüzey görüntülerindeki tanecik boyutları ve mikroyapısal farklılıkları bunu desteklemektedir. Vita Suprinity'nin lityum disilikat cam matriksindeki küçük silikat kristallerinin varlığı, TP 'nin artmasında etkili olduğu düşünülen yüksek cam içeriğiyle sonuçlanır (204). Vita Enamic'in, en düşük TP değerine sahip materyal olması ise alümina içeriği ile açıklanabilir. Materyal, ağırlıkça % 8.31 Al içerir. Artan Al içeriğin yarı saydamlığın azalmasında etkili olduğu bildirilmiştir (207).

Al Amri ve ark. (193), 2020 yılında yaptıkları çalışmada, A2 rengindeki 5 farklı seramik materyali kahve ve distile suya daldırılarak termal sıklusa tabi tutulması sonucunda translüsensi ve renk değişimlerini değerlendirmişlerdir. Vita Enamic materyali anlamlı renk değişimi gösterirken, IPS e-max materyali anlamlı renk değişimi göstermemiştir. TP değerinde ise Vita enamic için termal siklus işleminden sonra azalma gözlenirken, diğer materyallerde anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Benzer şekilde Sarıkaya ve ark. (208) yaptıkları çalışmada, kola, çay ve kahve solüsyonlarında beklettikleri Vita Enamic materyalinin translüsensi parametrelerinin azaldığını bildirmişlerdir. Bu çalışmaların sonuçlarıyla bizim elde ettiğimiz sonuçlar Vita Enamic için benzerlik göstermektedir. Ancak bizim çalışmamızda IPS e-max'ın TP değeri artış göstermiştir. Al Amri ve ark.'nın çalışmasında A2 renk materyaller kullanılırken, bizim çalışmamızda A1 ve A3 rengindeki materyaller kullanılmıştır. Ayrıca çalışmada bizimkinden farklı olarak kahve solüsyonunda bekletme işlemi uygulanmıştır. Uygulanan işlemlerin farklı olması, materyallerin farklı renk tonları için renklendirici pigmentlerin dağılımı ve yoğunluğunun farklı olması seramiklerin optik davranışlarında farklılığa neden olabilir.

Zirkonya restorasyonlar estetik özellikleri, biyouyumlulukları ve mekanik özelliklerinden dolayı büyük ilgi görmektedir (209). Genel olarak arka bölgede oldukça stabil monolitik zirkonya kullanılmıştır ancak ön dişler için çoğunlukla lityum disilikat tercih edilmiştir (204). Zirkonyayı daha estetik hale getirebilmek için yarısaydam kübik/tetragonal zirkonyalar geliştirilmiştir. Kübik fazın yaklaşık %50'den oluştuğu, stabilize edici oksitlerin artırıldığı tamamen stabilize edilmiş zirkonyalar piyasaya sunulmuştur (209, 210). Böylece daha yüksek ışık geçirgenliğine sahip materyaller elde edilmiştir (211).

2016 yılında yapılan, monolitik zirkonyaların optik özelliklerini inceleyen bir çalışmada (212), farklı renk tonunda monolitik zirkonya ve altyapı zirkonya materyallerinin L^* , a^* , b^* ve translüsensi parametreleri incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, farklı tonlardaki materyallerin ve aynı tondaki farklı materyellerin parametreleri anlamlı ölçüde farklı bulunmuştur. Lityum disilikat örnekler genel olarak feldspatik seramikle kaplanmış zirkonyalardan ve monolitik zirkonyalardan daha yüksek TP değeri göstermiştir. Zirkonya örneklerden ise daha yüksek yttriyum içerikli örneklerin TP değerleri anlamlı ölçüde yüksek çıkmıştır. Zhang ve ark. (91) yaptıkları çalışmada, 5 farklı bileşime sahip zirkonyayı incelemişler, materyale alümina ilavesinin, Y_2O_3 (yttrium oksit) içeriğinin ve La_2O_3 (lantanyum oksit) ilavesinin materyalin optik, mekanik özellikleri ve yaşlanma stabilitesi üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Kullanılan materyaller: 3Y 0,05 Al (Zpex) , 5Y 0,05 Al (Zpex

Smile) ve 3 farklı birleşimde hazırlanan zirkonyalar; 3Y 0,25 Al, 3Y 0,1 Al-0,2 La, 3Y 0,25 Al-0,2 La şeklindedir. 3Y 0,05 Al (Zpex), 3 mol ağırlıkça % 5,2 Y₂O₃ içermekte, 5Y 0,05 Al (Zpex Smile) 5 mol ağırlıkça % 9,35 Y₂O₃ içermektedir. Materyallere 134 °C' de 0,2 Mpa basınçta otoklavda yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre TP değeri en yüksek materyal 5 Y 0,05 Al (Zpex), en düşük materyal 3 Y 0,25 Al olmuştur. Aynı zamanda yaşlanması sonrası faz dönüşümü açısından en stabil materyal de 5 Y 0,05 Al (Zpex) olmuştur. Materyallerin TP sıralamasına bakıldığında, 5Y 0,05 Al > 3Y 0,1 Al-0,2La ≈ 3Y-0.25 Al-0.2La ≥ 3Y≈3Y-0.05Al > 3Y-0.25Al şeklindedir. Yttrium içeriğini arttırmak, Al içeriğini azaltmak materyalin ışık geçirgenliğini arttırmıştır. Aynı miktarda yttrium ve Al içeren zirkonyaya, La ilavesi de ışık geçirgenliğinin artmasına neden olmuştur.. Al miktarı azaltıldığında materyalin yaşlanma stabilitesi azalmıştır. Bu nedenle % 0,2 mol La₂O₃ ilavesi ışık geçirgenliği ve stabilite, mekanik özellikler açısından iyi bir kombinasyon sunmaktadır. Yüksek yttrium içeriğine sahip kübik fazın izotropik kırılma indisi ve sonuç olarak çift kırılmalı tane sınırlarından saçılmanın azalmasına bağlı olarak ışığın daha çok geçmesine neden olur (212). Bu sonuca benzer olarak çalışmamızda incelediğimiz zirkonya materyallerinden yttria içeriği yüksek Copra Smile'in TP değeri, Copra Supreme'den yüksek çıkmıştır ancak istatistiksel olarak anlamlı ölçüde değildir. Çalışmada kullanılan kübik zirkonya (Zpex Smile) materyalinin yttrium oranı ağırlıkça %5,2, tetragonal zirkonyanın (Zpex) % 9,35'tir. Bizim çalışmamızda kullandığımız tetragonal zirkonyanın (Copra supreme) yttrium oranı ağırlıkça % 6,42- 6,91 , kübik zirkonyanın (Copra Smile) % 8,35- 9,155 'tir. Çalışmamızda kullandığımız aynı markanın bu iki materyalinin yttrium oranı diğer çalışmadaki materyallere göre oldukça daha yakındır. Bu durum , iki materyalin TP farkının daha az olmasını açıklayabilir.

Zadeh ve ark. (182) yaptıkları çalışmada, 6 farklı kübik zirkonyanın ışık geçirgenliğini incelemişler ve lityum disilikat ile translusensi parametrelerini karşılaştırmışlardır. Elde edilen bulgulara göre, bizim de çalışmamızda incelediğimiz materyallerden olan Copra Smile kübik zirkonyanın ışık geçirgenliğini, IPS e-max lityum disilikatten daha düşük bulmuşlardır. Genel olarak IPS e-max 'in ışık geçirgenliği, kübik zirkonya materyallerinden daha fazla çıkmıştır. Harada ve ark.'nın (213) çalışması da bu sonuçları desteklemektedir. Çalışmada beş tip monolitik zirkonya ile lityum disilikatın ışık geçirgenlikleri karşılaştırılmış ve en yüksek ışık geçirgenliğine sahip materyal lityum disilikat bulunmuştur. Bu sonuçlar, bizim bulgularımızla benzerlik göstermektedir.

Abdelbary ve ark.'nın (214) yaptıkları çalışmada, 0,5 mm, 0,8 mm, 1mm, 1,2 mm olmak üzere 4 farklı kalınlıkta monolitik zirkonya (InCoris) materyali kullanmışlardır. Zirkonya örneklerin başlangıç TP değerlerini ölçmüşler, ardından 134 °C'de 0,2 MPa basınçta otoklav ile hızlandırılmış yaşlandırma işlemi uygulamışlar ve tekrar TP değerlerini ölçmüşlerdir. Elde edilen bulgulara göre, yaşlandırma işleminden sonra sadece 0,5 mm'lik örneklerin TP değerinin istatistiksel olarak anlamlı azalma gösterdiği, diğer kalınlıklardaki örneklerdeki değişiminin ise anlamlı olmadığı bildirilmiştir. Bizim de çalışmamızda incelediğimiz 1,5 mm kalınlığındaki zirkonya örneklerin TP değeri, 5 saat otoklav yaşlanmasından sonra istatistiksel anlamlı değişim göstermemiştir. Zirkonyanın transparanlığında, yoğunluk ve porözitenin büyük etkisi olduğu düşünülmektedir. 50 nm'den büyük porözitenin önemli bir saçılmaya neden olduğu ve ışık iletimini azalttığı bildirilmiştir (215). Abdelbary ve ark.'nın (214) çalışmasının sonuçları, materyal kalınlığının TP üzerinde önemli bir etkisi olduğu göstermiştir. Bu da, kalın örnekler ince örneklerle göre birim başına daha fazla zirkonya tanesi içermesi, 0,5 mm kalınlığındaki örneklerin düşük ısı bozunmasından (LTD) etkilenen zirkonya tanesi yüzdesinin kalın örneklerdekilere göre daha yüksek yüzdede olması ile açıklanabilir. Çünkü düşük ısı bozunması, her zaman örneklerin yüzeyinden başlar ve 0,5 mm örneklerin yüzeyi, kalın olanlara kıyasla toplam hacmin daha büyük bir yüzdesine sahiptir. LTD, mikroyapı değişiklikleri, küçük zirkonya taneciklerinin salınımı, yüzeye yükselmeleri ve pürüzlülüğün artması gibi etkiler yaratır ve bu da saçılma mekanizmalarını değiştirerek ışık geçirgenliği üzerinde etkili olur (216).

Subaşı ve arkadaşların (217) yaptıkları çalışmada, lityum disilikat (IPS e-max), zirkonya ilaveli lityum silikat (Vita Suprinity), monolitik zirkonya (In Coris TZI) materyallerinin optik özelliklerini incelemişlerdir. A3 rengi kullanılan örneklerle 5.000 kahve ısıl döngü işlemi uygulanmış ve örneklerin renk stabiliteleleri ile translüsensi parametreleri değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonunda elde ettikleri bulgulara göre, renk değişimi sıralaması küçükten büyüğe doğru monolitik zirkonya, lityum disilikat, zirkonya ilaveli lityum disilikat şeklinde elde etmişlerdir. TP değerleri kahve solusyonundan etkilenmemiştir. Bu çalışmada, materyallerin renk değişimleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Çalışmamızdaki TP, zirkonya ilaveli lityum silikat ve monolitik zirkonya için yaşlandırma işleminden etkilenmezken lityum disilikat materyalinin TP değeri yaşlandırma işleminden sonra artış göstermiştir. Bu farklılık, materyallere uygulanan işlemin farklı olması, kahve solusyonunun daha fazla boyayıcı etkisi ile ilişkilendirilebilir. Lityum disilikatın kristal yapısının (1 µm), zirkonya ilaveli lityum silikattan (0.5 µm) daha yüksek olduğu bildirilmiştir (217). Ayrıca

lityum disilikat bir tip kristal yapıdan, zirkonya ilaveli lityum silikat 2 tip kristal yapıdan oluşmaktadır. Translüsensideki farklılığın kristal yapıların farklılıklarından ve cam seramiğin içindeki kristallerin form ve hacmindeki farklılıklardan kaynaklanabileceği bildirilmiştir (197). Cam seramiklerin optik özellikleri yaşlanma prosedüründen etkilenir ancak zirkonyalardan daha iyi optik özellikler gösterirler. Zirkonyaların yaşlanma ile artan tetragonal-monoklinik faz transformasyonu, bu materyallerin optik özelliklerinin stabiliteyi olumsuz olarak etkiler (218).

Della Bona ve ark. (219) yaptıkları çalışmada, dört farklı seramik materyalin A1, A2, A3 olmak üzere 3 farklı renginin translüsensi parametresini ölçmüşlerdir. Çalışmada IPS e-max CAD LT (Low Translucent) ve HT (High Translucent) olmak üzere 2 farklı translüsenside piyasaya sunulmuş aynı materyali de karşılaştırmışlardır. Ölçümler sonucunda, genel olarak HT olanların ışık geçirgenliği, LT 'ye göre daha yüksek çıkmıştır. Renk alt gruplarına baktığımızda ise; LT grubun TP'si için sonuçlar $A3 > A2 > A1$ şeklindedir. Ancak bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir. Çalışmamızda da IPS e-max CAD LT materyali incelenmiş ve A3 renginin geçirgenliği, A1 rengine göre daha fazla çıkmıştır ve aynı şekilde bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Kristal fazların yapısı, şekli, partikül boyutu dağılımı, gözeneklilik, seramik materyalin mekanik ve optik özelliklerini doğrudan etkiler (220). Daha fazla kristal içerik, daha yüksek eğilme mukavemetini sağlarken translüsensinin azalmasına sebep olabilir. Kısmen kristalize lityum disilikat seramiklerin translüsensliği, kristalin içeriği ve kristal boyutunu belirleyen kristalizasyon işlemi değiştirilerek ayarlanabilir. HT seramik, camsı matrikste $1.5 \times 0.8 \mu\text{m}$ kristaller bulundururken, LT seramiği yüksek yoğunluklu bir matriste birbirine kenetlenmiş daha küçük kristaller ($0.8 \times 0.2 \mu\text{m}$) bulundurur (221).

Eğilmez ve ark. (222) yaptıkları çalışmada, üç farklı seramik materyalin A1 ve A3 renk altgrupları arasındaki ışık geçirgenliği farklarını incelemişlerdir. Vita Enamic polimer infiltre cam seramik materyalinin A1 renginin ışık geçirgenliğinin A3 rengine göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da bu materyalin A1 rengi, A3 rengine göre daha fazla geçirgenlik göstermiştir. Seramik materyallerin ışık geçirgenliği özellikleri; materyalin tipine, kompozisyonuna, inorganik komponentine ve içeriğindeki renklendirici pigmentlerin yoğunluğuna göre değişiklik gösterebilmektedir.

Bu çalışmada çeşitli seramik materyallerin farklı renklerinin optik özellikleri ve yaşlandırma işlemi sonrası stabiliteyi incelenmiştir. Çalışmamızın, klinik uygulamadaki

materyal seçiminde fikir vereceği düşünölmektedir ancak seramik materyallerin optik davranışının, ileriki yapılacak klinik çalışmalarla değeriendirilmesine ihtiyaç vardır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı seramik materyallerin ışık geçirgenlikleri ve renk stabilitelelerini inceleyen bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Yaşlandırma işlemi uygulanan seramik materyallerdeki renk değişim değerleri incelendiğinde şu şekilde bir sıralama elde edilmiştir: Vita Enamic > Vita Suprinity A1 > Copra Supreme > Copra Smile > Vita Suprinity A3 > IPS e-max CAD

2. Vita Enamic materyalinin A3 rengindeki renk değişim miktarı, klinik olarak kabul edilebilir seviyenin üzerinde bulunmuştur.

3. Vita Enamic materyalindeki renk değişimi, diğer materyallere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fazla bulunmuştur. Diğer gruplar arasındaki renk değişim miktarı farkı, istatistiksel olarak anlamlı değildir.

4. Seramik materyallerin ışık geçirgenlikleri incelendiğinde şu şekilde bir sıralama elde edilmiştir: Vita Suprinity > IPS e-max CAD > Vita Enamic > Copra Smile > Copra Supreme

5. Diğer seramik materyallerin ışık geçirgenlikleri farklarının istatistiksel olarak anlamlı olmasına karşın, Copra Smile ve Copra Supreme arasındaki ışık geçirgenliği farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir.

6. Vita Enamic materyalinin A1 renginin ışık geçirgenliği A3 rengine göre daha fazla iken, Copra Supreme materyalinin A3 renginin ışık geçirgenliği A1 rengine göre daha fazladır

7. Yaşlandırma işleminden sonra IPS e-max CAD materyalinin ışık geçirgenliği istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde artmış buna karşın, Vita Enamic materyalininki istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde azalmıştır.

Seramik çeşidinin ve materyal renginin değişimi, seramik materyallerin renk stabilitesinde ve ışık geçirgenliğinde etkilidir. Farklı içerikteki materyallerin yaşlandırma işlemi sonucunda optik özelliklerindeki değişim farklı olmuştur. Yapılacak ileriki çalışmalarda, materyallerin renk ve translüsensilerinin siman kullanımıyla beraber stabiliteleleri değerlendirilebilir. Ayrıca yaptığımız in vitro çalışmanın bulgularının, yapılacak olan in vivo çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*. 2011;56:84-96.
2. Brodbelt R, O'brien W, Fan P, Frazer-Dib J, Yu R. Translucency of human dental enamel. *Journal of Dental Research*. 1981;60(10):1749-53.
3. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;98(5):389-404.
4. Pires-de FdCP, Casemiro LA, Garcia LdFR, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009;101(1):13-8.
5. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(6):577.
6. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*. 2008;24(3):299-307.
7. Okamura M, Chen K-K, Kakigawa H, Kozono Y. Application of Alumina Coping to Porcelain Laminate Veneered Crown. *Dental Materials Journal*. 2004;23(2):180-3.
8. Tuncel I, Turp I, Usumez A., Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2016;8:181-6
9. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics*. 2004;48(2):513-30.
10. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1989;23(1):45-61.
11. Kocjan A, Pouchly V, Shen Z. Processing of zirconia nanoceramics from a coarse powder. *Journal of the European Ceramic Society*. 2015;35(4):1285-95.
12. Krell A, Hutzler T, Klimke J. Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *Journal of the European Ceramic Society*. 2009;29(2):207-21.

13. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta odontologica Scandinavica*. 2014;72(2):145-53.
14. 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. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2014;6(6):456-61.
15. Leone R, Sorrentino R, Camposilvan E, Chevalier J, Zarone F, Ferrari M. In vitro aging and mechanical properties of translucent monolithic zirconia. *Dental Materials*. 2016;32:e98.
16. Baldissara P, Parisi C, Evangelisti E, Wandscher V, Lodi D. Fatigue resistance of cubic/tetragonal translucent zirconia crowns. *Dental Materials*. 2016;1(32):e73.
17. Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B, et al. Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta Biomaterialia*. 2015;16:215-22.
18. Rekow E, Silva N, Coelho P, Zhang Y, Guess P, Thompson V. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of Dental Research*. 2011;90(8):937-52.
19. Lee Y-K. Criteria for clinical translucency evaluation of direct esthetic restorative materials. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2016;41(3):159-66.
20. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*. 2013;29(4):419-26.
21. Bona AD, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(3):248-53.
22. Guess P, Stappert C, Strub J. Preliminary clinical results of a prospective study of IPS e. max Press-and Cerec ProCAD-partial coverage crowns. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*. 2006;116(5):493-500.
23. Brochure.(t.y.). VSCCRVS. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITASUPRINITY-14036.html>. 03.08.2016, Ağ. .
24. 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 Odontologica Scandinavica*. 2014;72(8):623-9.
25. Fathy SM, El-Fallal AA, El-Negoly SA, El Bedawy AB. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*. 2015;1(2-4):86-92.

26. Tatal Z, Yamaner IDŞ, Tuncer EB. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi; Cilt 10, Sayı 10 (2015): Supplement-10. 2015.
27. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2004;91(2):136-43.
28. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. Dental Clinics of North America. 1985;29(4):621-44.
29. Van Dijken J. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995). 1999;20(12):1115.
30. Maloney WJ, Maloney MP. Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. Journal of the Massachusetts Dental Society. 2009;58(2):28-9.
31. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1996;75(1):18-32.
32. Tatal Z, Yamaner İŞ, Tuncer E. Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2015;25:157-66.
33. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences; 2012.
34. <https://www.findagrave.com/memorial/9347174/charles-henry-land>.
35. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. Journal of Prosthetic Dentistry. 2001;85(1):61-6.
36. Alkurt M. Kenar Bitim ve Alt Yapı şekillerinin Değişik Yöntemlerle Hazırlanan Zirkonyum Alt Yapılar Üzerindeki Veneer Porselenlerinin Kırılma Direncine Etkisinin İncelenmesi 2014.
37. Brochu J-F, El-Mowafy O. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. Journal-Canadian Dental Association. 2002;68(4):233-8.
38. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2003;89(4):374-80.
39. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book: Elsevier Health Sciences; 2012.
40. McLean JW. The science and art of dental ceramics. The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use. 1979:79-82.
41. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics-Volume I: The nature of dental ceramics and their clinical use: quintessence publishing; 2019.

42. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Operative Dentistry*. 1991;16(4):149-56.
43. Yavuz Yılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Full Porcelain Systems I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakülte Dergisi*. 2005;22:41.
44. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1996;7(2):134-43.
45. Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 1994;7(4):329-38.
46. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2015;28(3):227-35.
47. Dong J, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *International Journal of Prosthodontics*. 1992;5(1):9-16.
48. Gemalmaz D, Ergin Ş. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87(2):189-96.
49. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;89(3):268-74.
50. Sorensen J. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *QDT (USA)*. 1999;22:153-63.
51. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;110(1):14-20.
52. Wohlwend A, Strub JR, Schärer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *International Journal of Prosthodontics*. 1989;2(1):13-26.
53. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(2):8, 531-44.
54. Seghi RR, Sorensen JA, Seghi R, Sorensen J. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8(3):239-46.
55. Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(1):35-38.
56. Eidenbenz S, Lehner CR, Schärer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *International Journal of Prosthodontics*. 1994;7(2):134-42.
57. Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, UO M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental Materials Journal*. 2014;33(1):79-85.

58. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials*. 2008;24(8):1107-13.
59. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of Dental Research*. 2007;86(2):142-6.
60. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
61. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*. 2009;92(9):1901-20.
62. Abi C, Emrullahog O, Said G. Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO₂-Al₂O₃ dental composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013;18:123-31.
63. Claussen N. Fracture toughness of Al₂O₃ with an unstabilized ZrO₂ Dispersed phase. *Journal of the American Ceramic Society*. 1976;59(1-2):49-51.
64. 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. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2002;63(3):262-70.
65. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*. 2008;44(1):3-21.
66. Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, Sakurai K. Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces. *Journal of Dental Research*. 2012;91(8):800-4.
67. Zhang Y, Sun M-j, Zhang D. Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties. *Acta Biomaterialia*. 2012;8(3):1101-8.
68. Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Könönen MH. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *CRANIO®*. 2003;21(4):248-52.
69. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*. 1998;14(1):64-71.
70. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2004;24(2).

71. Porstendörfer J, Reineking A, Willert HG. Radiation risk estimation based on activity measurements of zirconium oxide implants. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of the Society for Biomaterials and the Japanese Society for Biomaterials*. 1996;32(4):663-7.
72. Boothe GF, Stewart-Smith D, Wagstaff D, Dibblee M. The radiological aspects of zircon sand use. *Health Physics*. 1980;38(3):393-8.
73. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, et al. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 1988;523(1):234-56.
74. Suresh A, Mayo MJ, Porter WD, Rawn CJ. Crystallite and grain-size-dependent phase transformations in yttria-doped zirconia. *Journal of the American Ceramic Society*. 2003;86(2):360-2.
75. Della Bona A. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry: Artes Médicas; 2009.
76. Green D, Hannink R. M. v: Swain," Transformation Toughening of Ceramics. CRC Press, Boca Raton, Florida; 1989.
77. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27(4):535-43.
78. Fabris S, Paxton AT, Finnis MW. A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Materialia*. 2002;50(20):5171-8.
79. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics*. 2000;13(2):131-135.
80. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *International Journal of Prosthodontics*. 2001;14(3):231-238.
81. Mecholsky Jr JJ. Fracture mechanics principles. *Dental Materials*. 1995;11(2):111-2.
82. McLaren EA, Giordano RA. Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Quintessence Dental Technology*. 2005;28:99-111.
83. Yılmaz Ş. YSZ Esaslı Mühendislik Seramiklerinin Enjeksiyon Döküm Yöntemiyle Üretim Süreçlerinin İncelenmesi 2000.
84. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annual Review Materials Research*. 2007;37:1-32.

85. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics*. 1981;3:489-93.
86. Lawson S. Environmental degradation of zirconia ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*. 1995;15(6):485-502.
87. Haraguchi K, Sugano N, Nishii T, Miki H, Oka K, Yoshikawa H. Phase transformation of a zirconia ceramic head after total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery British Volume*. 2001;83(7):996-1000.
88. Muñoz-Saldaña J, Balmori-Ramirez H, Jaramillo-Vigueras D, Iga T, Schneider G. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *Journal of Materials Research*. 2003;18(10):2415-26.
89. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence International*. 2013;44(8):557-66.
90. Kondoh J, Shiota H, Kawachi K, Nakatani T. Yttria concentration dependence of tensile strength in yttria-stabilized zirconia. *Journal of Alloys and Compounds*. 2004;365(1-2):253-8.
91. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*. 2016;32(12):e327-e37.
92. Vleugels J, Yuan Z, Van der Biest O. Mechanical properties of Y₂O₃/Al₂O₃-coated Y-TZP ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*. 2002;22(6):873-81.
93. Richerson DW. *Modern Ceramic Engineering: Properties, Processing, and Use in Design*: CRC press; 2005.
94. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*. 2005;33(1):9-18.
95. 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;96(3):154-64.
96. Takamura K, Hayashi K, Ishinishi N, Yamada T, Sugioka Y. Evaluation of carcinogenicity and chronic toxicity associated with orthopedic implants in mice. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1994;28(5):583-9.
97. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002;17(6):793-8.

98. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of Periodontology*. 2004;75(2):292-6.
99. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2009;4(2):130-51.
100. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*. 2014;30(10):1195-203.
101. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(4):349-55.
102. Nakamura T, Sugano T, Usami H, Wakabayashi K, Ohnishi H, Sekino T, et al. Shear bond strength of veneering porcelain to porous zirconia. *Dental Materials Journal*. 2014;33(2):220-5.
103. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(4):356-62.
104. Çavdar U, Atik E. Geleneksel ve hızlı sinterleme yöntemleri. *Celal Bayar Üniversitesi, Soma MYO Teknik Bilimler Dergisi*. 2011;1(15):1-10.
105. Borrell A, Salvador MD, Peñaranda-Foix FL, Cátala-Civera JM. Microwave sintering of zirconia materials: mechanical and microstructural properties. *International Journal of Applied Ceramic Technology*. 2013;10(2):313-20.
106. Trunec M, Klimke J, Shen ZJ. Transparent alumina ceramics densified by a combinational approach of spark plasma sintering and hot isostatic pressing. *Journal of the European Ceramic Society*. 2016;36(16):4333-7.
107. Liu C, Xiang M, Fu Z, Shen Z, Xiong Y. Microstructural refinement in spark plasma sintering 3Y-TZP nanoceramics. *Journal of the European Ceramic Society*. 2016;36(10):2565-71.
108. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2011;22(11):2429-35.
109. Hjerpe J, Vallittu PK, Fröberg K, Lassila LV. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dental Materials*. 2009;25(2):166-71.

110. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CH. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical Oral Investigations*. 2013;17(1):269-74.
111. Yuemei J, Ying Y, Wenhui Z, Guoxin H, Qiuxia Y. Translucency of dental zirconia ceramics sintered in conventional and microwave ovens. *Hua xi kou Qiang yi xue za zhi= Huaxi Kouqiang Yixue Zazhi= West China Journal of Stomatology*. 2015;33(6):642-5.
112. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*; Quintessence Pub. Co: Chicago, IL, USA. 2002;23.
113. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*. 2004;20(5):449-56.
114. Rieger W, Köbel S, Weber W. *for Dental Applications*.
115. Madfa AA, Al-Sanabani FA, Al-Qudami NH, Al-Sanabani JS, Amran AG. Use of zirconia in dentistry: An overview. *The Open Biomaterials Journal*. 2014;5(1).
116. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*. 2007;35(11):819-26.
117. Rismanchian M, Shafiei S, Nourbakhshian F, Davoudi A. Flexural strengths of implant-supported zirconia based bridges in posterior regions. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2014;6(5):346-50.
118. 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;94(6):1850-8.
119. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*. 2008;24(3):289-98.
120. Dittmann R, Urban M, Braun P. Wear behavior of zirconia after hydrothermal accelerated aging. *Journal of Dental Research*. 2011;90.
121. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*. 2013;29(12):1201-8.
122. Vichi A, Sedda M, Fabian Fonzar R, Carrabba M, Ferrari M. Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and “augmented translucency” zirconia for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28:S32-S9.
123. Rosenstiel SF, Land MF. *Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2015.

124. Chamberlin GJ. Colour: Its Measurement, Computation and Applications 1980.
125. Çal E, Güneri P, Bıçakçı A. Diş Hekimliğindeki Estetik İkilem: Diş Rengi. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2005;26:117-25.
126. <https://www.justpaint.org/munsell-notations-for-golden-and-williamsburg-paints/>.
127. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry. 2003;23(5):467-80.
128. <https://munsell.com/color-blog/munsell-hue-circle-poster/>.
129. Hattab FN, Qudeimat MA, Al-Rimawi HS. Dental discoloration: an overview. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 1999;11(6):291-310.
130. http://facweb.cs.depaul.edu/sgrais/munsell_color_system.htm.
131. Cid.L'Eclairage. A colour appearance model for colour management systems: CIECAM02 Viena, Austria: Central Bureau of CIE. 2004.
132. https://www.researchgate.net/figure/The-cubical-CIE-Lab-color-space_fig3_23789543.
133. Seghi RR, Johnston WM, O'brien W. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. Journal of Prosthetic Dentistry. 1986;56(1):35-40.
134. Razzoog ME, Lang BR, Russell MM, May KB. A comparison of the color stability of conventional and titanium dental porcelain. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1994;72(5):453-6.
135. McLaren E. The 3D-master shade-matching system and the skeleton buildup technique: Science meets art and intuition. Quintessence Dental Technology. 1999;22:55-68.
136. Antonson SA, Anusavice KJ, Antonson S, Anusavice K. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. International Journal of Prosthodontics. 2001;14(4):316-20.
137. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. International Journal of Prosthodontics. 1995;8(1):79-86.
138. Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? Dental Clinics of North America. 2001;45(1):155-72, vii.
139. Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2000;83(4):418-23.
140. Van der Burgt T, Ten Bosch J, Borsboom P, Kortsmid W. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1990;63(2):155-62.

141. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle C. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research*. 2002;81(8):578-82.
142. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentals of fixed prosthodontics*: Quintessence Publishing Company; 1997.
143. Sorensen JA, Torres TJ. Improved color matching of metal-ceramic restorations. Part I: A systematic method for shade determination. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1987;58(2):133-9.
144. Greenwall L. *Bleaching Techniques in Restorative Dentistry: An Illustrated Guide*: CRC Press; 2001.
145. Miller L. Organizing color in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*. 1987;115:26e-40e.
146. Brewer J., Wee A., Seghi R. Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(2):341-58.
147. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-shade-guides-31233>.
148. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;80(6):642-8.
149. [http://www.3nh.com/inc/uploads/product/201412/200\(1\).jpg](http://www.3nh.com/inc/uploads/product/201412/200(1).jpg).
150. Lee YK, Lim BS, Kim CW, Powers JM. Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2001;13(3):179-86.
151. Yiming L. Tooth color measurement using Chroma Meter: techniques, advantages, and disadvantages. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003;15:S33-S41.
152. Wee AG, Rang EY, Johnston WM, Seghi RR. Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2000;12(5):271-80.
153. Viena ACBoC. L'Eclairage CId. A colour appearance model for colour management systems: CIECAM02.
154. Park J-H, Lee Y-K, Lim B-S. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;96(6):402-11.
155. Khurana R, Tredwin C, Weisbloom M, Moles D. A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal*. 2007;203(12):675.
156. http://www.vita-zahnfabrik.com/resources/vita/shop/en/en_3055212.pdf Erişim: 13.08.2016 A.

157. https://www.vita-zahnfabrik.com/pdb_GG2G50G200_en h.
158. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental Materials*. 2006;22(6):553-9.
159. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*. 1999;27(2):89-99.
160. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dental Materials*. 1996;12(5-6):290-4.
161. McInnes P, Dickinson G. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental Materials*. 1992;8(3):181-4.
162. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, et al. Hydrolytic stability of composite repair bond. *European Journal of Oral Sciences*. 2007;115(5):417-24.
163. Ramesh S, Lee KS, Tan C. A review on the hydrothermal ageing behaviour of Y-TZP ceramics. *Ceramics International*. 2018;44(17):20620-34.
164. Harada K, Shinya A, Gomi H, Hatano Y, Shinya A, Raigrodski AJ. Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115(2):215-23.
165. Roy M, Whiteside L, Katerberg B, Steiger J. Phase transformation, roughness, and microhardness of artificially aged yttria-and magnesia-stabilized zirconia femoral heads. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of the Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2007;83(4):1096-102.
166. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of the Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2005;72(2):239-45.
167. Cengiz A, Mısırlıgil A, Aydın M. *Tıp ve Diş Hekimliğinde Genel ve Özel Mikrobiyoloji*. Ankara: Güneş Kitapevi. 2004.
168. Chapman SK. *Working With a Scanning Electron Microscope*: Lodgemark Press; 1986.
169. Blatz MB. Long-term Clinical Success of All-ceramic Posterior Restorations. *Quintessence International*. 2002;33(6).
170. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;83(4):396-401.

171. Lee Y-K, Cha H-S, Ahn J-S. Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;97(5):279-86.
172. Stevenson B, Ibbetson R. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. *Journal of Dentistry*. 2010;38(5):361-8.
173. Dede DÖ, Armaganci A, Ceylan G, Çankaya S, Çelik E. Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71(6):1570-8.
174. Azer SS, Ayash GM, Johnston WM, Khalil MF, Rosenstiel SF. Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;96(6):397-401.
175. Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*. 2011;86(1):27-38.
176. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials*. 2005;21(5):476-82.
177. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*. 2007;18:86-96.
178. Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*. 2000;83(3):461-87.
179. 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. *Dental Materials Journal*. 2015;34(6):910-7.
180. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;59:128-38.
181. Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, de la Cruz Cardona J, Paravina RD, del Mar Pérez M. Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *Journal of Dentistry*. 2012;40:e34-e40.

182. Zadeh PN, Lümekemann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(6):948-54.
183. Anna-Luisa Klotz YH, Nicoleta Corcodel, Peter Rammelsberg, Alexander J. Hassel AZ. Laboratory and clinical reliability of two spectrophotometers. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2018:1-5.
184. Ozturk O UB, Usumez A, Sahin V CG. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2008;100(99):106.
185. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115(1):71-5.
186. Zhang Y, Lawn B. Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*. 2018;97(2):140-7.
187. Flinn BD, deGroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012;108(4):223-30.
188. 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. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2008;87(2):492-8.
189. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*. 1999;82(8):2150-4.
190. Amaral M, Valandro LF, Bottino MA, Souza RO. Low-temperature degradation of a Y-TZP ceramic after surface treatments. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2013;101(8):1387-92.
191. Kim H-K, Kim S-H. Effect of hydrothermal aging on the optical properties of precolored dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;121(4):676-82.
192. Jeong H-Y, Lee H-H, Choi Y-S. Mechanical properties of hybrid computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials after aging treatments. *Ceramics International*. 2018;44(16):19217-26.

193. Al Amri MD, Labban N, Alhijji S, Alamri H, Iskandar M, Platt JA. In Vitro Evaluation of Translucency and Color Stability of CAD/CAM Polymer-Infiltrated Ceramic Materials after Accelerated Aging. *Journal of Prosthodontics*. 2020.
194. Kilinc H, Turgut S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(1):107-13.
195. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental Materials*. 2014;30(4):424-32.
196. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*. 2006;22(3):211-22.
197. Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dental Materials*. 2008;24(7):908-14.
198. O'Brien WJ, Boenke KM, Groh CL. Coverage errors of two shade guides. *International Journal of Prosthodontics*. 1991;4(1):45-50.
199. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;88(1):4-9.
200. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2014;26(4):224-31.
201. Lee Y-K. Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. *Dental materials*. 2007;23(1):124-31.
202. Barizon KT, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, et al. Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;110(5):397-401.
203. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(4):593-9.
204. 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113(6):534-40.
205. Kang S-H, Chang J, Son H-H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2013;38(3):134-40.

206. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*. 2016;32(7):908-14.
207. Van Noort R BM. *Introduction to Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences. 2014.
208. Sarıkaya I, Yerliyurt K, Hayran Y. Effect of surface finishing on the colour stability and translucency of dental ceramics. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):40.
209. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler L. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International Journal of Computerized Dentistry*. 2001;4(2):89-106.
210. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dental Materials Journal*. 2014;33(5):591-8.
211. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fonzar RF, Wood D, et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*. 2017;60:70-6.
212. Alaniz J, Perez-Gutierrez F, Aguilar G, Garay J. Optical properties of transparent nanocrystalline yttria stabilized zirconia. *Optical Materials*. 2009;32(1):62-8.
213. Harada K, Raigrodski AJ, Chung K-H, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(2):257-63.
214. Abdelbary O, Wahsh M, Sherif A, Salah T. Effect of accelerated aging on translucency of monolithic zirconia. *Future Dental Journal*. 2016;2(2):65-9.
215. Anselmi-Tamburini U, Woolman JN, Munir ZA. Transparent nanometric cubic and tetragonal zirconia obtained by high-pressure pulsed electric current sintering. *Advanced Functional Materials*. 2007;17(16):3267-73.
216. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*. 2010;26(8):807-20.
217. Subaşı MG, Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*. 2018;71:38-42.
218. Alghazzawi TF. The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials. *Journal of Prosthodontic Research*. 2017;61(3):305-14.
219. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*. 2014;42(9):1202-9.

220. Calvert G. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry. *British Dental Journal*. 2010;209(2):99.
221. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR. Ceramics for restorative dentistry: Critical aspects for fracture and fatigue resistance. *Materials Science and Engineering: C*. 2007;27(3):565-9.
222. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila L. Light transmission of novel CAD/CAM materials and their influence on the degree of conversion of a dual-curing resin cement. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2017;19(1):39-48.



EKLER

Ek 1. Yerel Etik Kurul Kararı

ADÜ Evrak Tarih ve Sayısı: 10/10/2019-E.62675



T.C.
AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Dış Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 98318678-020
Konu : Etik Kurul Toplantı Kararı

Sayın Prof.Dr. Musa Şamil AKYIL
Öğretim Üyesi

'Güncel Seramik Materyallerin Işık Geçirgenlikleri ve Renk Stabilitelerinin İncelenmesi' isimli ADÜDHF2019/070 protokol numaralı revize alan çalışmamız 09/10/2019 tarihinde Etik Kurulumuz tarafından tekrar değerlendirilmiştir. Başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

e-imzalıdır

Prof.Dr. Senem Gökçen YİĞİT ÖZER
Kurul Başkanı

09/10/2019 Büro Personeli

: Aliye ÖZER

Evrakı Doğrulamak İçin: <https://ebys.adu.edu.tr/en/Vision/Doğrula/6PB221H>

Adnan Menderes Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Hasanefendi Mahallesi Hastaneler
Caddesi Eski Şehir Hastanesi Efeler/AYDIN
Telefon No: 0 256 213 39 39 Faks No: 0256 215 19 18

Bilgi İçin: Aliye ÖZER

Unvan: Büro Personeli

ÖZGEÇMİŞ

Soyadı,Adı : Emre ÇELİKDOĞAN
Uyruk : T.C.
Doğum yeri ve tarihi : Konak,İZMİR / 22.06.1991
E-mail : emrecelikdogan@gmail.com
Yabancı Dil : İngilizce

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet tarihi
Lisans	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2014
Uzmanlık	Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.	

İŞ DENEYİMİ

Yıl	Yer/Kurum	Ünvan
2016-2017	Manisa Selendi Devlet Hastanesi	Diş Hekimi
2017-2021	Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.	Araş. Gör.

AKADEMİK YAYINLAR

1. BİLDİRİLER

A) Uluslararası Kongrelerde Yapılan Bildiriler

1. Çelikdoğan Emre, Akyıl Musa Şamil, Öztürk Veli Özgen. Konjenital Damak Yarığında Sabit Protetik Rehabilitasyon: Vaka Raporu. International Meandros Dental Congress, 23-25 Kasım 2018. (Poster Bildiri)

2. Çelikdoğan Emre, Talay Çevlik Esra, Akyıl Musa Şamil. Diestemanın Adeziv Restorasyon ile Estetik Rehabilitasyonu: Bir Olgu Sunumu. 25. Uluslararası Türk Diş Hekimleri Birliği Kongresi, 4-7 Eylül 2019 (Poster Bildiri)