



**MONOLİTİK CAD/CAM SERAMİKLERİN FARKLI DİŞ RENKLERİ
ÜZERİNDE MASKELEME ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Engin ESENTÜRK

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

EKİM 2021

ETİK BEYAN

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

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

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

Engin ESENTÜRK

27/10/2021

MONOLİTİK CAD/CAM SERAMİKLERİN FARKLI DİŞ RENKLERİ ÜZERİNDE MASKELEME ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

(Uzmanlık Tezi)

Engin ESENTÜRK

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Ekim 2021

ÖZET

Bu çalışmanın amacı farklı kimyasal yapıya ve düşük ışık geçirgenliğine sahip, aynı renkte dokuz farklı monolitik CAD/CAM seramiklerinin translüsensi parametresi ve farklı renkli altyapıları maskeleme özelliklerinin değerlendirmesidir. Çalışmada kompozit rezin esaslı materyalden 9 farklı dayanak diş rengini taklit edecek şekilde 12 mm x12 mm x 2,5 mm boyutlarında örnekler hazırlandı. Çalışmada 9 farklı monolitik CAD/CAM seramik bloktan [feldspatik (C), lōsit (Emp), lityum disilikat (e.max) , zirkonya katkılı lityumsilikat (VS), rezin nanoseramik (LU), polimer infiltre seramik (VE), nanopartiküllü rezin hibrit (GC), monolitik zirkonya (TZI) ve kompozit rezin (TC)]1,5 mm kalınlığında ve 12 mm x 12 mm boyutlarında örnekler hazırlandı (n=10). Seramik örneklerin bir yüzeyine mekanik polisaj işlemi uygulandı. Seramik örneklerin renk parametrelerinin ölçümleri polisajlı yüzeyden beyaz ve siyah zemin üzerinde yapıldı ve translüsensi parametresi (TP) hesaplandı. Translüsant dual polimerize self adeziv bir rezin siman 0,2 mm kalınlıkta olacak şekilde hazırlandı. Maskeleme özelliklerini değerlendirebilmek için seramik rengine en yakın renge sahip alt yapı, siman tabakası ve seramik örnek arasına optik jel uygulandı ve spektrofotometre ile L, a, b, C ve H parametrelerinin ilk ölçümü yapıldı. Her bir seramik materyalinin diğer farklı renkteki rezin esaslı kompozit alt yapılar üzerinde renk değerlerinin ölçümü yapıldıktan sonra CIEDE2000 formülü ile renk farkı hesaplandı ve buna göre maskeleme özelliği belirlendi. TP değerleri için tek yönlü ANOVA testi kullanıldı. TP değeri için hangi seramik türünün farklılığı yarattığı Games-Howell çoklu karşılaştırma testi ile araştırıldı. Deney gruplarına ait renk değişimi değerleri ise iki yönlü ANOVA ile analiz edildi. Hangi seramik türü*alt yapı türü etkileşiminin (seramik türü ve alt yapı türünün birlikte etkisinin) farklılığı yarattığının tespit edilmesi için Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Çalışmada kullanılan tüm monolitik CAD/CAM materyallerinin translüsensi değerleri yüksekte düşüğe doğru sırasıyla TC, LU, Emp, C= GC, e.max, VS, VE ve TZI olarak bulundu. TZI, VS ve VE, ND9 hariç diğer altyapıların üzerindeki renk farkı değerleri kabul edilebilir eşik değerinin altında ΔE_{00} bulundu. Bu materyaller diğer seramiklere kıyasla yüksek maskeleme özelliği gösterdi. Çalışmada kullanılan tüm materyallerin ND1 ve ND3 renkli altyapıları maskeleyemediği, ancak TZI, VS ve VE hariç diğer seramiklerin ND6 altyapıyı maskeleyemediği belirlendi. Metalik altyapı rengini temsil eden ND9 renkli altyapı çalışmada kullanılan monolitik CAD/CAM seramiklerin hiçbirisi tarafından maskelenememiştir.

Bilim Kodu : 10101.07
Anahtar Kelimeler : Monolitik seramik, CAD/CAM, Maskeleme özelliği
Sayfa Adedi : 89
Danışman : Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ

COMPARISON OF MASKING PROPERTIES OF MONOLITHIC CAD/CAM CERAMICS ON DIFFERENT TOOTH COLORS

(Speciality Thesis)

Engin ESENTÜRK

GAZİ UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

October 2021

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate translucency parameter and masking ability of nine different monolithic CAD/CAM ceramics with light transmittance which were placed on different colored substructures. In the study, substructure specimens 12 mm x 12 mm x 2.5 mm were prepared from composite resin-based material to mimic 9 different abutment tooth colors. In the study, squared shaped specimens, (12 mm x 12 mm) and 1.5 mm in thickness were prepared from 9 different monolithic CAD/CAM ceramic blocks [feldspathic (C), leucite (Emp), lithium disilicate (e.max), zirconia reinforced lithium silicate (VS), resin nanoceramic (LU), polymer infiltrated ceramic (VE), nanoparticle resin hybrid (GC), monolithic zirconia (TZI) and composite resin(TC)] (n=10). Mechanical polishing was applied to one surface of the ceramic specimens. Color parameters were measured from the polished surface of the specimens on a white and black background, and the translucency parameter (TP) was calculated. A translucent dual polymerized self-adhesive resin cement was prepared in 0.2 mm thickness. In order to evaluate the masking properties, optical gel was applied between the substructures (ND2), the cement layer, and the ceramic specimen. The first measurements of L, a, b, C, and H parameters were made with a spectrophotometer. After measuring the color parameters of each ceramic material on the other different colored resin-based composite substructures, the color difference was calculated with the CIEDE2000 formula and the masking ability was determined. One-way ANOVA test was used for evaluating the TP values. Games-Howell test was used for pairwise comparisons among the ceramic type groups. The color change values of the experimental groups were analyzed with two-way ANOVA. Tukey HSD test was used for multiple comparisons to determine which ceramic type * substructure type interaction (the combined effect of ceramic type and substructure type) created the difference. The translucency values of all monolithic CAD/CAM materials used in the study are found from high to low, respectively, TC, LU, Emp, C =GC, e.max, VS, VE and TZI. The color difference values of TZI, VS and VE on the other infrastructures except for ND9 were found to be as ΔE_{00} , which is below the acceptable threshold value. These materials showed high masking properties compared to other ceramics. It was determined that all the materials used in the study masked the ND1 and ND3 colored substructures, but other ceramics except TZI, VS and VE could not mask the ND6 substructures. The ND9 colored background, which represents the metallic infrastructure color, could not be masked by any of the monolithic CAD/CAM ceramics used in the study.

Science Code : 10101.07
Key Words : Monolithic ceramic, CAD/CAM, Masking ability
Page Number : 89
Supervisor : Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca göstermiş olduğu yakın ilgi, destek ve her türlü yardımlarından, anlayışından dolayı çok sevdiğim, meslek etiğini ve hekimliğini örnek aldığım çok değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ' ye,

Her türlü destek, ilgi, güleryüz ve yardımlarından dolayı Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Uzmanlık eğitimim sırasında bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım çok değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Bilge TURHAN BAL'a ve Sayın Doç. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR'e,

Bu süreç boyunca gerek bilimsel gerek içten arkadaşlıklarından ve desteklerinden dolayı çalışmaktan mutluluk duyduğum Uzm. Dt. Kübra AMAÇ'a, Dr. Dt. Necla KILIÇKAYA'ya

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği'ndeki adını yazamadığım tüm hocalarıma ve arkadaşlarıma,

Her durumda yanımda olan sevgisini ve desteğini hep hissettiğim değerli Dt. Yıldız ALTINBAY'a,

Tüm sevgisi, sabrı, inancı, özverisi, maddi ve manevi destekleriyle her zaman yanımda olan annem Nesrin ESENTÜRK'e, babam Nait ESENTÜRK'e, ablam İmren ESENTÜRK GÜZEL'e, anneannem Müeccel USLU'ya ve dedem Yusuf USLU'ya

03/2020-01 nolu BAP projesi desteği ile tez çalışmama destek sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	ix
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.2. Dental Seramiklerin Tarihçesi	3
2.3. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı	5
2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	5
2.4.1. Cam matriks seramikler.....	8
2.4.2. Polikristalin seramikler.....	13
2.4.3. Rezin matriks seramikler	18
2.5. Rezin Simanlar.....	20
2.5.1. Polimerizasyon mekanizmasına göre adeziv simanlar	21
2.5.2. Adeziv sistemlerine göre rezin simanlar	22
2.6. Diş Hekimliğinde Renk.....	23
2.6.1. Renk sistemleri	25
2.6.2. Rengi etkileyen optik özellikler.....	28
2.6.3. Renk ölçüm yöntemleri	30

Sayfa

3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	35
3.1. Rezin Esaslı Altyapıların Hazırlanması	36
3.2. Seramik Örneklerin Hazırlanması:.....	38
3.3. Seramik Örneklerin Translüsensi Parametresinin Ölçülmesi	44
3.4. Siman Tabakasının Hazırlanması:	44
3.5. Tam Seramik Örneklerin Altyapılar Üzerinde Renk Ölçümlerinin Yapılması: .	45
3.6. İstatistik Analiz	46
4. BULGULAR	47
4.1. Monolitik CAD/CAM Seramiklerin Translüsensi Parametresinin (TP) Belirlenmesi.....	47
4.2. Monolitik CAD/CAM Seramiklerin Maskeleme Özelliğinin (ΔE_{00}) Değerlendirilmesi.....	48
4.2.1. Seramik türlerinin aynı renkli altyapı üzerindeki renk değişiminin karşılaştırılması	48
4.2.2. Seramik Türlerinin Farklı Renkli Altyapılar Üzerindeki Renk Değişiminin Karşılaştırılması.....	54
5. TARTIŞMA.....	61
6. SONUÇ.....	71
KAYNAKLAR	73
ÖZGEÇMİŞ	89

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	35
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan seramiklerin kodları	35
Çizelge 4.1. Seramik türlerinin TP parametresi bakımından Welch ANOVA sonrası yapılan Games-Howell testine göre karşılaştırılması	47
Çizelge 4.2. Seramik türü ve altyapı türünün ΔE_{00} parametresi üzerindeki etkisinin incelenmesi	48
Çizelge 4.3. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND1 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri	49
Çizelge 4.4. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND3 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri	49
Çizelge 4.5. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND4 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri	50
Çizelge 4.6. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND5 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri	51
Çizelge 4.7. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND6 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri	51
Çizelge 4.8. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND7 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri	52
Çizelge 4.9. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND8 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri	53
Çizelge 4.10. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND9 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri.....	53
Çizelge 4.11. Feldspatik seramiğin (C) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri	54
Çizelge 4.12. Lössle güçlendirilmiş seramiğin (Emp) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri	55
Çizelge 4.13. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiğin (e.max) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri	55
Çizelge 4.14. Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiğin (VS) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri	56
Çizelge 4.15. Rezin nano seramiğin (LU) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri.....	56

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.16. Polimer infiltre ağ yapılı seramiğin (VE) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri	57
Çizelge 4.17. Nanopartikülle doldurulmuş kompozit rezin yapısında hibrit nanoseramiğin (GC) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri	57
Çizelge 4.18. Monolitik zirkonya seramiğin (TZI) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri.....	58
Çizelge 4.19. Kompozit bloğun (TC) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri ..	59



ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1. Altyapı, siman ve seramik birleşimi	46



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Rezin esaslı kompozit day materyali.....	36
Resim 3.2. Rezin esaslı altyapıları hazırlamak için kullanılan metal kalıp.....	36
Resim 3.3. Rezin esaslı altyapıları polimerize etmek için kullanılan ışık cihazı	37
Resim 3.4. Hazırlanan rezin altyapılar	37
Resim 3.5. Renk ölçüm kutusu.....	38
Resim 3.6. Spektrofotometre	38
Resim 3.7. Çalışmada kullanılan monolitik CAD/CAM bloklar	39
Resim 3.8. Lityum disilikat ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin kristalizasyonu ve kristalizasyon fırını.....	40
Resim 3.9. Yarı sinterize zirkonya örneklerin sinterizasyonu ve sinterizasyon fırını....	40
Resim 3.10. Dijital kumpas.....	41
Resim 3.11. Polisaj işlemleri için kullanılan masa motoru	41
Resim 3.12. Polisaj kiti ve polisaj patı.....	42
Resim 3.13. Zirkonyanın mekanik polisajı için kullanılan diskler	42
Resim 3.14. Polisaj lastikleri.....	43
Resim 3.15. Ultrasonik temizleme cihazı.....	43
Resim 3.16. Ölçüm için hazırlanmış seramik örnekler	43
Resim 3.17. Seramiklerde translüsensi	44
Resim 3.18. Translüsant renkteki dual polimerize self-adeziv rezin siman ve hazırlanan siman tabakası	45
Resim 3.19. Kırılma indisi solüsyonu (optik jel)	46

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
>	Büyüktür
<	Küçüktür
%	Yüzde
Δa	Kırmızı-Yeşil Renk Miktarı
Δb	Sarı-Mavi Renk Miktarı
ΔE	Doğal Dişteki Renk Değişikliğinin Sayısal Değeri
μg	Mikrogram
ΔL	Rengin Aydınlik Değeri
°	Derece
°C	Santigrat Derece
Al_2O_3	Alüminyum Oksit
CaO	Kalsiyum Oksit
CeO_2	Seryum Oksit
cm	Santimetre
dk	Dakika
$K_2Al_2Si_6O_{16}$	Potasyum Feldspar
K_2O	Potasyum Oksit
Li_2SiO_3	Lityum Metasilikat
MgO	Magnezyum Oksit
mm	Milimetre
n	Kırılma indisi
N	Newton
Na_2O	Sodyum oksit
nm	Nanometre
SiO_2	Silisyum oksit
sn	Saniye
Y^{+3}	İttriya iyon

Simgeler	Açıklamalar
Y₂O₃	İttriya
Zr⁴⁺	Zirkonyum Katyon
ZrO₂	Zirkonyum Oksit

Kısaltmalar	Açıklamalar
3Y-TZP	%3 Mol İttriya ile Stabilize Zirkonya Polikristalin
ADA	American Dental Association (Amerikan Diş Hekimleri Birliği)
Bis-GMA	Bisfenol Glisidil Metakrilat
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim)
CEREC	CEramicREConstruction
Ce-TZP	Seryum Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali
CIE	Commision Internationale de l'Eclairage (Uluslararası Aydınlanma Komisyonu)
LED	Light Emitting Diode/ Işık yayan diyot
MPa	Megapaskal
PSZ	Partially Stabilized Zirconia (Yarı Stabilize Zirkonya)
TEG-DMA	Trietilenglikol Dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
Y-TZP	Yttrium-Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristalin

1. GİRİŞ

Diş yapısını estetik olarak tatmin edici bir şekilde restore etmek için günümüzde en yaygın kullanılan materyal tam seramiklerdir. Tam seramikler doğal diş yapısına yakın ışık geçirgenliği, renk seçenekleri biyolojik uyumlulukları ve kimyasal stabiliteleri ile ideal materyal olarak görülmektedir. Ancak kron köprü protezlerinde mükemmel estetik sağlama potansiyeli olan tam seramiklerle istenen sonucu elde etmek doğru endikasyonda vaka seçimi ve materyal seçimine bağlıdır.

Son dönemde tam seramiklerdeki gelişmeler sonucu farklı yapıda ve farklı özelliklere sahip çok sayıda seramik materyal kullanıma sunulmuştur. Seramik çeşitliliğindeki bu artışa CAD/CAM teknolojisindeki hızlı gelişmelerin de önemli katkısı olmuştur. Çünkü CAD/CAM teknolojisi sayesinde, laboratuvar şartlarında şekillendirilmesi mümkün olmayan veya zor olan seramik türlerinin hazır bloklardan kazınması yoluyla üretimi mümkün olmuştur. Üstelik üretici firmalar tarafından ideal koşullarda standart olarak üretilmiş bloklardan hazırlanan restorasyonların kalitesi artmıştır. CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliği pratiğine sağladığı diğer avantajlar arasında restorasyonların geleneksel yöntemlere kıyasla daha uyumlu ve daha hızlı bir şekilde üretilebilmesidir. Ayrıca bu yöntemler ölçüden üretim aşamasına kadar hasta ve hekim konforunu arttırmaktadır. CAD/CAM sistemleri ile kullanılan seramikler; yüksek dayanıklılığa sahip polikristalin yapıdaki zirkonyadan, yüksek ışık geçirgenliğe sahip cam seramiklere ve geleneksel seramiklere göre diş dokusuna daha yakın elastik özelliklere sahip rezin matris seramiklere kadar geniş bir materyal kitlesini içine almaktadır. Bu materyallere ait bloklardan CAD/CAM sisteminde monolitik (tek tabaka) olarak tasarlanıp üretilen restorasyonlar, yüksek dayanıklılığa sahip bir altyapı tarafından desteklenip ışık geçirgenliği fazla olan bir seramikle vene edilen tabakalı restorasyonlara göre önemli avantajlar sağlamaktadır. Monolitik seramik restorasyonlarda iki tabaka arasındaki bağlantı sorunları, iki materyalin yapısal özelliklerinin mekanik veya termal stresler altındaki davranışlarının farklılığı gibi sorunlar görülmemektedir. Restorasyon üretimindeki aşama sayısı azalmakta; böylece üretim süresi ve maliyeti yönünden avantajlar sağlanmaktadır. Ayrıca, tam kontur restorasyonlarda materyalin belirli bir kalınlıkta kullanımı mekanik dayanıklılık sağlamaktadır. Mevcut literatür incelendiğinde bu materyallerin ağız içi koşullarda mekanik dayanımlarını konu alan ve birbiriyle karşılaştıran çalışmalar mevcuttur. Ancak yapısal farklılık gösteren materyallerin optik özelliklerinin karşılaştırılması üzerine sınırlı bilgi

bulunmaktadır. Tam seramik restorasyonların ağız içinde uygulandığında ortaya çıkacak final renk, kullanılan seramik materyalinin renginden çoğu zaman farklılık göstermektedir. Restorasyonun final rengi; kullanılan seramiğin yapısı, restoratif materyalin kalınlığı, seramik rengi, prepare edilen dişin rengi, kullanılan yapıştırıcı simanın kalınlığı ve rengi olmak üzere pek çok faktöre bağlıdır. Bu sebeple, bir tam seramik restorasyon yapımı planlandığında hedeflenen rengin elde edilmesi için tüm bu faktörler göz önüne alınarak tedavi planlanması yapılmalıdır.

Tam seramik restorasyonların final rengini etkileyen faktörler arasında destek diş rengi ve seramiğin yapısı birlikte değerlendirilmesi gereken iki önemli faktördür. Destek diş renginin hedeflenen restorasyon renginden farklı olması durumunda, restoratif materyalin maskeleme özelliği önem kazanır. Seramiklerin maskeleme özellikleri ise temel olarak kristalin yapıları ve cam fazları ile ilgili olan translüsensi özelliklerine bağlıdır. Protetik diş hekimliğinde uygulanan restorasyonların amaçlarından biri de renklenmiş dişlerin dentisyonun geri kalan kısmı ile uyumunun sağlanmasıdır. Bu da restoratif materyallerin, çeşitli düzeyde renklenmiş dişlerin rengini ne kadar maskeleyebildiği sorusunu akla getirmektedir.

Bu çalışmanın amacı; monolitik kullanıma uygun farklı yapısal özelliklere sahip CAD/CAM seramiklerinin, farklı renklerde destek diş dokusu üzerine uygulandığında maskeleme özelliklerinin karşılaştırılması ve kullanılan seramik rengi ile destek diş renginin final renge etkisinin belirlenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramik kelimesi Yunanca’ da topraktan yapılma anlamına gelen “keramikos” sözcüğünden üretilmiştir [1]. Dental seramikler, bir ya da daha fazla metalik ve yarı metalik elementin (alümina, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) oksijen ile birleşiminden oluşan inorganik yapılardır [2]. Dental seramikler; ısıya dayanıklı, sert, kimyasal olarak stabil, biyouyumlu ve kırılmandır. Porselen terimi ise belirli oranlarla hazırlanan ve yüksek ya da düşük ısılarda fırınlanan kaolin, kuartz ve feldspat karışımından oluşturulan seramik materyallerin bir alt sınıfıdır. Diş hekimliğinde porselen yapay protez dişlerin üretiminde, kron ve köprü restorasyonlarında, post materyali olarak, implant üstü restorasyonlarda abutment olarak ve metal alt yapılar üzerine veneerleme materyali olarak kullanılmaktadır [3].

2.2. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik, M.Ö. 50 yıllarında Çin’de bulunmuş, 16. yüzyılda Avrupa’ya getirilmiştir. Seramiğin diş hekimliğinde ilk olarak kullanımı, 1789 yılında Fransız diş hekimi De Chemant ile eczacı Duchateau’nun geliştirdikleri ve patentini aldıkları hareketli protez dişleri ile olmuştur [4]. Sonraki yıllarda bilim insanları seramiklerin kron köprü protezlerinde kullanımını geliştirmeye çalışmışlardır. Weinstein 1962 yılında metal alaşımları ile uyumlu yüksek genleşme katsayısına sahip seramikleri bulmuştur ve böylece metalin dayanıklılığı ile seramiğin estetiğini birleştiren metal seramik restorasyonlar ortaya çıkmıştır [5]. Metal-seramik restorasyonlar %96 civarında gösterdikleri yüksek klinik başarıları sayesinde sabit protetik restorasyonlarda “altın standart” olarak kabul edilmişlerdir [6].

Metal desteksiz seramik restorasyonlar için güçlendirilmiş seramiklerin kullanımı 1965 yılına dayanmaktadır. McLean ve Hughes, seramiğe güçlendirici olarak % 40-50 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave etmişlerdir [7]. 1984 yılında ilk dökülebilen cam seramik olan Dicor ve %70 alümina içeren Hi-Ceram’ın üretimi ile tam seramik restorasyonlarında gelişmeler hızlanmıştır [8]. 1990’ların başında, ısı ve basınç ile şekillendirilebilen %30-40 lösit içeren cam seramik bir sistem olan IPS Empress geliştirilmiştir. 1990’ların sonunda

%70 lityum disilikat kristalleri içeren, kırılma dayanıklılığı daha yüksek olan cam seramik IPS Empress II kullanıma sunulmuştur [9]. 2004 yılında preslenebilir IPS Empress Esthetic üretilmiş veneer, inley, onley, kuron restorasyonlarda kullanıma sunulmuştur [10]. %70 lityum disilikat içerikli cam seramik materyal IPS e.max Press sistemi 2005 yılında geliştirilmiştir. IPS e.max Press sistemi ikinci premolar dişlere kadar üç üyeli köprülerde kullanılabilir [11]. 2006 yılında üretilen CAD/CAM ile uyumlu IPS Empress CAD ve yarı kristalize IPS e.max CAD bloklar hem yüksek estetik hem de mekanik özellikleri ile diş hekimliğinde tercih edilmişlerdir [11,12].

Tam seramik restorasyonların ağız içi kuvvetler altında dayanıklılıklarının artırılması amacıyla yapılan bir uygulama, güçlendirilmiş seramik altyapılarla desteklenmesidir. Bu altyapı materyallerinden en son geliştirilen “zirkonya (Y-TZP)” dir. Zirkonyanın yüksek dayanıklılık ve sertlik gibi üstün mekanik özellikleri “transformasyon sertleşmesi” olarak adlandırılan ve başka hiçbir seramikte bulunmayan fiziksel özelliğine bağlıdır [13]. Ancak zirkonyanın beyaz rengine rağmen ışık geçirgenlik özelliğinin bulunmaması yani oldukça opak görünümlü olması doğal dişin translüsensisini ve optik özelliklerini sağlayamamasına sebep olmaktadır [14]. Bu sebeplerle zirkonya, altyapı materyali olarak kullanılmış ve üzerine geleneksel veneerleme yöntemiyle estetik porselen uygulanmıştır [15-17]. Başlangıçta estetik ve dayanıklılığı bir araya getiren zirkonya destekli tam seramik restorasyonların metal destekli seramiklere alternatif olabileceği düşünülmüştür [18]. Ancak klinik uygulamalarda, kaplama porseleninde görülen kırılma ve altyapıdan ayrılma probleminin metal destekli seramiklere göre çok daha sık ortaya çıktığı görülmüştür [19-22].

Bu sebeplerle veneer tabakasının ortadan kaldırıldığı translüsensi oranı artırılmış monolitik zirkonya kullanılmaya başlanmıştır. Monolitik zirkonya restorasyonlar, düşük materyal kalınlığında bile yüksek mekanik dayanım göstermeleri sebebiyle kısa sürede yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır. CAD/CAM teknolojisindeki hızlı gelişmeler ve buna bağlı olarak kısa sürede artan seramik çeşitliliği, tek aşamada hazırlanabilen monolitik seramik restorasyonların kullanımının yaygınlaşmasına yol açmıştır [15-21].

Son yıllarda kullanıma sunulan rezin matriks seramikler “ADA 2013 Dental Prosedürler ve Terimleri”ne dahil edilen ve büyük bölümü, porselen, cam, seramik ve/veya cam-seramik gibi inorganik bileşenlerden oluşan materyaller olarak tanımlanmıştır. Bu materyaller seramiklerin estetik ve biyolojik avantajları ile rezinlerin esneklik ve kolay işlenebilme

özelliklerini bir araya getirmişlerdir. Rezin matrix seramikler CAD/CAM sistemlerinde tek seansta kolay ve kısa sürede işlenebilirler, kolay olarak polisajlanabilirler, milleme sonrası fırınlama işlemine gerek duymazlar ve kompozit rezinler ile kolayca tamir edilebilirler. [23].

2.3. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı

Dental seramikler genel olarak aşağıdaki maddelerden oluşmaktadır:

Feldspar: Minimum %60 oranında bulunan madde ana yapıyı teşkil eder. Porselene doğal bir translusenslik verir [24].

Kuartz (Silika) (SiO_3): %10-30 oranında bulunan madde termal genleşme katsayısını kontrol eder, pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler ve porselenin dayanıklılığının arttırır [4].

Kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3 - 2\text{SiO}_2 - 2\text{H}_2\text{O}$): %1-5 oranında bulunur. Yapışkan bir yapıda olup diğer maddeleri bir arada tutarak porselenin işlenmesini kolaylaştırır.

Dental seramiklerin yapısına bu üç ana madde dışında akışkanlar, cam modifiye ediciler, ara oksitler ve çeşitli renk pigmentleri ile opaklık veya parlaklık arttırıcı çeşitli maddeler ilave edilmektedir [24].

2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler çeşitli özelliklerine göre farklı araştırmacılar tarafından sınıflandırılmıştır [2, 25-29].

A. Pişirme ısılarına göre

1. Yüksek ısı seramikleri ($1300^\circ\text{C} <$)
2. Orta ısı seramikleri ($1100 - 1300^\circ\text{C}$)
3. Düşük ısı seramikleri ($850 - 1100^\circ\text{C}$)
4. Ultra düşük ısı seramikleri ($>850^\circ\text{C}$)

B. Uygulama alanlarına göre

1. Metal destekli seramik kuron ve köprülerde veneer seramikleri
2. Tam seramik kuron-köprü ve inley-onleylerde kullanılan seramikler
3. Hareketli protez dişlerinin yapımında kullanılan seramikler
4. İmplant dayanakları
5. Endodontik postlar
6. Ortodontik braketler

C. İçeriklerine göre

1. Metal destekli seramikler
 - a) Döküm metal üzerinde bitirilen seramikler
 - b) Metal yaprak üzerinde bitirilen seramikler
2. Metal desteksiz seramikler
 - a) Feldspar
 - b) Dökülebilir cam seramik
 - c) Güçlendirilmiş altyapı

D. Dental seramiği destekleyen yapıya göre

1. Güçlendirilmiş seramik altyapı
2. Rezin bağlı seramikler
3. Metal seramikler

E. Mikroyapılarına göre

1. Cam bazlı sistemler (esas olarak silika)
2. Cam bazlı dolduruculu sistemler (kristalin faz olarak lösit veya lityum disilikat)
3. Kristalin bazlı, cam dolduruculu sistemler (esas olarak alümina)
4. Polikristalin katılar (alümina ve zirkonyum)

F. Üretim yöntemlerine göre

1. Sinterlenen seramikler
2. Dökülebilir seramikler
3. Isı ve basınç altında preslenen
4. Cam infiltre (slip-casting) seramikler
5. CAD/CAM ile üretilen seramikler
6. Seramiğin direk işlenmesi ile üretilen seramikler

2015 yılı mart ayında Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA)’nın toplantısında protetik diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyalleri “seramikler ve seramik benzeri materyaller” şeklinde adlandırılmışlardır. Gracis ve diğerleri seramikleri yapılarına göre 3 ana gruba ayırarak güncel ve kapsamlı yeni bir sınıflandırma bildirmişlerdir. [23].

1. *Cam matriks seramikler:* Cam faz içeren, metalik olmayan inorganik seramik materyaller
 - Feldspatik seramikler
 - Sentetik kristalin doldurucu içeren seramikler
 - a) Lösit esaslı seramikler
 - b) Lityum disilikat ve türevleri
 - c) Florapatit seramikler
 - Cam infiltre seramikler
 - a) Alumina
 - b) Alumina ve magnezyum
 - c) Alumina ve zirkonya
2. *Polikristalin seramikler:* Cam faz içermeyen, metalik olmayan inorganik seramik materyaller
 - Alümina
 - Zirkonya
 - Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina
 - Alumina ile güçlendirilmiş zirkonya

3. *Rezin matriks seramikler:* Cam, porselen, seramik ve cam seramikler gibi ağırlıklı olarak inorganik refraktör bileşenler içeren polimer matriksleri

- Rezin nanoseramikler
- Rezin içerikli cam seramik
- Rezin içerikli zirkonya silika cam seramik

2.4.1. Cam matriks seramikler

Feldspatik seramikler

Diş hekimliğinde kullanılan geleneksel seramik, silika (SiO_2) ağı etrafındaki potasyum feldspar ($\text{K}_2\text{Al}_2\text{Si}_6\text{O}_{16}$)’dan meydana gelir [23]. Veneer materyali, inley, onley, anterior ve posterior bölgede tek kronlarda kullanılabilir. Posterior bölgede kullanımı uygun değildir [30]. Feldspar, $1150\text{ }^\circ\text{C}$ - $1530\text{ }^\circ\text{C}$ arasında ısıya maruz bırakıldığında, yapısındaki 6 SiO_2 bağı 4 SiO_2 bağı haline geçer ve oluşan bu yeni kristal yapıya lösit adı verilir. Lösit, seramiğin termal genleşme miktarını değiştirir bununla birlikte çatlak ilerlemesini de yavaşlatarak seramiğin dayanıklılığını artırır [31]. Feldspatik seramikler konservatif, yüksek translüsensi gösteren, dişin dokularını iyi taklit eden, estetik materyallerdir. Renkleri maskeleme özellikleri düşüktür [32].

Feldspatik seramik bloklar CAD/CAM ile üretilebilirler. En çok bilinen markalar arasında CEREC Blocs (Dentsply Sirona, York, Pensilvanya) ve VITABLOC (Mark II, RealLife, TriLuxe, VITA Zahnfabrik) bulunmaktadır. Yeterli estetiği sağlamak için farklı renklerde ve farklı translüsensi derecelerinde bloklar bulunmaktadır. Frezelenabilir feldspatik seramik bloklar veneerler, inleyler, onleyler ve anterior kronlar için kullanılabilirler. Klinik çalışmalara göre doğru kalınlıkta ve uygun bölgede kullanıldıklarında 9-18 yıllık bir süre içinde % 84-% 95 arasında değişen kabul edilebilir başarı oranları bulunmaktadır [12].

Sentetik seramikler

Sentetik seramikler, genel olarak potasyum oksit, alüminyum oksit, silikon dioksit ve sodyum oksitten oluşur. Bu tür seramiklere metallerin ısısal genleşmesine uyum sağlaması ve seramiğin dayanımının artırılması için apatit kristalleri ve lösit ile ilave edilir. Bu tam

seramikler alt yapılara veneer materyali olarak kullanmak için alt yapının ısısal genleşme katsayısıyla uygun üretilmektedir [23].

Lösit esaslı seramikler

Dental seramiklerin güçlendirilmesinde ilk kullanılan doldurucu olan lösit, potasyum alümina silikat yapısındaki 1-5 μm büyüklüğündeki kristallerdir. Lösit esaslı cam seramikler, hacimce %35-%45 kristal içeriğine sahiptir. Gelişmiş kimyasal, fiziksel ve mekanik özellik gösteren, biyouyumu yüksek olan lösit esaslı seramikler presleme ve CAD/CAM sistemi ile üretilbilirler [25, 33].

Lösit kristali geleneksel cam seramiklere metal üzerinde fırınlamaya uygun seramik geliştirmek ve cam seramiklerin mekanik özelliklerini arttırmak amacıyla eklenmiştir [34]. Lösit kristalleri seramiğin mekanik özelliklerini iki yöntem ile arttırmaktadır. Bu yöntemlerden biri çatlağın yönünü değiştirmek diğeri ise çatlağın oluşumunu engellemektir. Genleşme katsayısı matriksten fazla olan lösit kristalleri ısıtma ve soğuma sonrasında büzülerek matriksi kendisine doğru çeker. Bu sebeple ortaya çıkan iç basınç mikro çatlakların oluşmasını engeller [35,36].

IPS Empress Estetik (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn); ısı ve basınç altında şekillendirilebilen yüksek lösit içerikli cam seramiktir. Yüksek translüsensi özellik gösterir. Bu nedenle renklenmiş dişlerde, metal altyapılarda ve metal implant abutmentlarda kullanımı önerilmemektedir. Bükülme direnci ortalama 84-134 MPa ve kırılma dayanımı ortalama 1,5-1,7 MPa $\text{m}^{1/2}$ 'dir [10].

IPS Empress CAD geleneksel feldspatik bloklara kıyasla mekanik özellikleri kuvvetlendirilmiş, yüksek translüsensiye sahip CAD/CAM ile uyumlu bloklardır. Estetiğin ön planda olduğu ısırma kuvvetinin yüksek olmadığı alanlarda klinik başarı gösterirler [12].

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler

Tam seramiklerin güçlendirilmesinde kullanılan diğeri bir doldurucu ise lityum disilikattır. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler cam matriks içinde dağılmış hacimce yaklaşık %65-70 oranında ve birbirine kenetlenmiş halde bulunan 5,2 μm uzunluğunda 0,8

μm çapında kristallerden oluşmaktadırdır. Bu kristaller, materyal içinde çatlakların ilerlemesini engelleyerek dayanıklılığı arttırmaktadır [25-27].

IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn); preslenen ve işlenebilen ilk lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiktir. Lityum disilikat kristalleri cam seramiğin mekanik özelliklerini arttırmıştır. IPS Empress'e göre 3 kat daha fazla kırılma sertliğine sahiptir. Lityum disilikat kristalleri küçük boyutlu olduğu için yüksek translüsensi özellik gösterirler. IPS Empress 2 materyalleri, kron restorasyonlarında monolitik olarak kullanılabilecekleri gibi floroapatit porselenlerle veneerlenerek alt yapı porseleni olarak da kullanılabilirler [2].

IPS Empress 2 de %60 oranında bulunan lityum disilikat oranı %70 e yükseltilerek üretim sürecinin yenilenmesiyle 2005 yılında IPS e.max Press piyasaya sürülmüştür. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ingotların ısı ve basınç ile özel kalıplarına dökülmesi ile restorasyon üretilir. Bükülme direnci 360-400 MPa 'dır [11, 25].

IPS e.max Press sisteminde, farklı durumlarda kullanılabilecek 4 farklı seviyede translüsensi derecesi olan ingotlar bulunmaktadır. Bunlar; MO (orta opaklık), HO (yüksek derecede opak), LT (düşük derecede translüsent) ve HT (yüksek derecede translüsent)'dir. Bunlardan HT ve LT ingot grupları için Vita renk skalasında yer alan 16 renk (A-D) ve 4 farklı beyaz (bleach-BL) renk seçeneği vardır. Translüsent ingot grupları için restorasyonun final rengi boyama ile ya da kazınarak insizal lye seramik ilave edilerek verilebilir. MO ingot için 5(MO 0-MO 4) ve HO grubu için ise 3 (HO 0- HO 2) farklı renk seçeneği bulunmaktadır. Opak ingot gruplarının final rengi ise tabakalama tekniği kullanılarak elde edilir.

IPS E.max CAD, 2006 yılında CAD / CAM kullanımı için üretilmiştir. Bu bloklar kısmi kristalizasyona tabi tutulmuş şekilde materyal hacminin %40'ını oluşuran 0,2 ile 1 μm uzunluğunda lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristalleri içermektedir. Kısmi kristalizasyon blokların daha kolay freze edilmesini sağlar. Kısmi kristalizasyon, blokların hızlı ve kolay freze edilebilmesi için önemlidir. Restorasyon bloklar kullanılarak CAD/CAM sisteminin freze ünitesinde şekillendirildikten sonra, özel fırınlarda vakumla 850 $^\circ\text{C}$ ' de ısııl işleme tabi tutulur ve lityum metasilikat kristalleri lityum disilikat kristallerine dönüşür. Seramik kristalizasyon tamamlandığında sonuç dayanıklılığına ve rengine kavuşur. Bu dönüşümle, hacimce %70 oranında 1,5 μm boyutunda lityum disilikat kristali içeren seramik materyali

elde edilir. IPS e.max CAD bloklar, medium opaklık (MO), yüksek translüsensi (HT) ve düşük translüsensi (LT) olmak üzere 3 farklı translüsensi derecesinde bulunmaktadır [11, 37]. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler laminate veneerler, inley-onley restorasyonlar, kron restorasyonları, implant üstü kronlarda kullanılabilir.

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler, yaklaşık %10 oranında zirkonya ilavesi ile mekanik açıdan geliştirilmiştir. Bu seramiklerde zirkonya ile cam seramiklerin pozitif özellikleri birleştirilmiştir. Yapısında çok ince boyutlarda lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri vardır. Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve Celtra Duo (Dentsply, Konstanz, Almanya) zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerdendir [38].

Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) bloklar prekristalize bloklardır. Bu bloklar frezleme işleminden sonra 840 °C’de 8 dakika fırınlanır. Bu materyaller ince grenli olduğu için estetik özellik gösterirler. Arka ve ön bölgedeki kronlarda, implant üstü restorasyonlarda, veneerlerde ve inley, onleylerde kullanılabilirler. T ve HT olmak üzere iki farklı özellikte bloğu bulunmaktadır [38, 39].

Celtra Duo (Dentsply, Konstanz, Almanya) tam kristalize bloktur. Frezelandikten sonra mekanik olarak cilalanarak simante edilebilir. HT ve LT olmak üzere iki farklı ışık geçirgenliğine sahiptir. HT bloğun inley, LT bloğun kronlar için kullanılması önerilir. İnley/onley, veneer, ön ve arka bölge kron, ön bölge köprü, hibrit abutment (ti-base) olarak da kullanılabilir [38].

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler, kırılma dayanımı, bükülme direnci, elastik modülü ve sertlik derecesi bakımından lityum disilikat seramiklere göre daha üstün fiziksel özelliklere sahiptir [40].

Florapatit seramikler

Diş dokusuna yakın optik özellikleri ve yüksek translüsensi özelliği bulunmaktadır. Lityum disilikat ve zirkonya restorasyonların veneerlenmesinde kullanılmaktadır. IPS e.max Ceram lityum disilikat ve zirkonya altyapıların geleneksel seramik pişirme tekniği ile

veneerlemesinde, IPS e.max Zir-Press ise zirkonya altyapıların ısı-basınç tekniği ile veneerlenmesinde kullanılmaktadır [41].

Cam infiltre seramikler

Bu sistemde kristal yapıları farklı olan 3 çeşit materyal bulunmaktadır.

In-Ceram Alumina

In-Ceram Alumina da (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen) alumina alt yapı şekillendirilip fırınlandıktan sonra içerisine cam infiltre edilir. %99,56 saf alumina içermektedir. In-Ceram Alumina'nın bükülme direnci 236-600 Mpa, kırık direnci ise 3,1-4,61 Mpa^{1/2} arasındadır. Anterior ve posterior bölgede üç üye köprü ve tek kuron restorasyonlarında rahatlıkla kullanılabilir. Yarı opak özelliktedir. Bu sebeple estetiğin önemli olduğu vakalar da kullanımı sınırlıdır. Genellikle feldspatik porselenle veneerlenerek kullanılabilir [42]. In-Ceram Alumina altyapı slip-casting tekniği ya da CAD/CAM tekniği ile üretilmektedir. Yarı sinterize halde bulunan blokları da mevcuttur [43].

In-Ceram Spinell

In-Ceram Alumina sisteminin opak alt yapısına alternatif olarak üretilmiştir. Cam infiltre edilmiş magnezia ve alumina karışımı (MgAl₂O₄) içerir. In-Ceram Spinellin üretim aşamaları In-Ceram Alumina ile benzerdir. Bükülme direnci 283-377 Mpa'dır. Bu değer In-Ceram Aluminaya göre düşüktür, ancak translüensi özelliği iki katı kadardır. Anterior bölgede kuron restorasyonu endikasyonu vardır. In-Ceram Spinell bloklar, In-Ceram Alumina bloklar gibi CEREC (Sirona Dental Systems) kazıma sistemi ile de kullanılabilir [42, 44].

In-Ceram Zirkonya

In-Ceram Alümina'yı güçlendirmek amacıyla yapısına %35 oranında yarı stabilize zirkonya oksit ilave edilmesiyle oluşturulmuştur. Bükülme direnci ortalama 421-800 MPa ve kırılma dayanımı ortalama 6-8 MPa m^{1/2}'dir. Slip-casting tekniği ve prefabrike yarı sinterlenmiş bloklardan CAD/CAM tekniği ile üretilmektedir. Yüksek opasitede olduğu için posterior bölgede kron ve sabit bölümlü protez altyapısı olarak kullanılmaktadır [43].

2.4.2. Polikristalin seramikler

Polikristalin seramikler; katı halde sinterlenmiş, yapılarında cam faz içermeyen, yoğun seramik materyalleridir [45]. Polikristalin seramikler içerisinde kırılma dayanımını artıran, fakat düşük translüsensiye sahip ince tanecikli kristalin yapı bulunmaktadır. Bu materyallerin içerisinde, cam faz olmadığı için hidroflorik asitle pürüzlendirilmeleri zordur ve daha yüksek sıcaklıkta fırınlanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan polikristalin seramikler, alümina ve zirkonyadır [23] .

Alümina

Procera AllCeram alümina (Nobel Biocare) 1990'ların ortalarında yüksek saflıkta Al_2O_3 (%99,5) içeren, çok yüksek sertliğe (17-20 GPa) ve yüksek dayanıma sahip bu materyal CAD/CAM sistemlerde kullanılmak üzere üretilmiştir. Kırılma dayanımı zirkonya seramiklere göre fazla olan bu materyal dental seramikler arasında en yüksek elastiklik modülüsüne (300 GPa) sahiptir. Bükülme direnci ortalama 500-600 MPa ve kırılma dayanımı ortalama 4,48-6 Mpa $m^{1/2}$ 'dir. Kron, köprü ve abutment üretiminde kullanılabilir [2, 23, 46].

Zirkonya

Zirkonya, zirkonyumun kristal bir dioksitidir. Mekanik özellikleri metallere, rengi diş rengine benzeyen zirkonya sitotoksik değildir. Zirkonyanın çekme kuvvetlerine direnci 900-1200 MPa ve basma kuvvetlerine direnci ise yaklaşık 2000 MPa'dır [47].

Saf zirkonya monoklinik, tetragonal ve kübik fazlar olmak üzere üç farklı kristal yapıda gözlenmektedir. Saf zirkonya oda ısısında ve 1170 °C ye kadar monoklinik fazdadır. 1170 °C ile 2370°C arasında tetragonal fazdadır. 2370°C sıcaklığın üstünde ise kübik faza geçmektedir. Bu faz değişimi ile birlikte kristallerde hacimsel olarak %5'lik azalma meydana gelmektedir. Soğutulması sırasında tetragonal faz-monoklinik faz değişimi ile birlikte hacimsel olarak %4'lük artma meydana gelir. Isıtılması ve soğutulması esnasında görülen hacimdeki bu değişimler saf zirkonya içinde çatlaklara neden olur. Bu sebeplerle saf zirkonya dental uygulamalar için uygun değildir [48-50].

Dental uygulamalarda tetragonal faz kullanılmaktadır. Bu yüzden, zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek ve genleşmesini önlemek için yapısına

kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), seryum oksit (CeO₂) ve itriyum oksit (Y₂O₃) gibi bileşikler ilave edilmektedir. Bu yapıya kısmen stabilize edilmiş zirkonya adı verilmektedir. Materyalin yarı stabil olması, oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde monoklinik faza dönüşmek üzere iç yapısında bir enerji içerdiği anlamına gelmektedir. Gerilim stresleri, aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi dış streslerin neden olduğu bir çatlak ilerlerken, seramik grenlerinde stres oluşturur. Bu stres çatlak etrafındaki tetragonal tanecikleri monoklinik faza dönüştürür. Monoklinik faza geçiş ile beraber meydana gelen % 3-5' lik hacim artışı, çatlağın başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Böylece başlangıç aşamasında olan çatlağın ilerlemesi durdurulmaktadır. Materyalin diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu fiziksel özelliği “transformasyon sertliği” olarak adlandırılıp, yüksek dayanıklılığı ve kırılma sertliğini sağlamaktadır [13-51]. En çok kullanılan stabilize edici bileşik İtريum oksittir (itriya, Y₂O₃). Kütlece %3 mol oranında eklenmektedir ve 3Y-TZP (İtريya ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali) seramikler olarak adlandırılmaktadır. 3Y-TZP dental restorasyonlar için temel zirkonya içerikli materyal haline gelmiştir. Y-TZP zirkonya seramikler 200-210 GPa elastik modülü, 3,5-4,5 MPa kırılma sertliği; 0,9-1,5 GPa bükülme direnci bulunmaktadır. Renklendirilmeleri kolay, bakteri ve plak adezyonları düşük ve opak materyallerdir [50].

Y-TZP seramikler 0,2-0,5 µm çapında eş eksenli taneciklerden oluşmaktadır [52]. Y-TZP'nin faz değiştirebilme özelliği ve buna bağlı olarak değişen mekanik özelliklerinin, materyali oluşturan taneciklerin boyutuna ve içerdiği itriyum oksit miktarına bağlı olduğu bildirilmiştir [53]. Tanecik boyutu belirli bir büyüklüğün üzerinde olan Y-TZP'nin stabilitesi azdır ve kendiliğinden tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşebilmektedir. Tanecik boyutu küçüldüğünde faz değiştirme eğilimi de azalmaktadır. Bununla birlikte çok küçük tanecik boyutlarında (~ 0,2µm) fazlar arası geçiş gerçekleşmeyip materyalin kırılma sertliği azalmaktadır. Bir Y-TZP kitlesini oluşturan tanecik boyutunu belirleyen faktör ise sinterizasyon sıcaklığı ve süresidir. Yüksek sinterizasyon sıcaklığı ya da uzun sinterizasyon süresi daha büyük taneciklerin oluşumuna sebep olmaktadır. Bu gibi sebeplerle, materyalin üretim aşamasındaki sinterizasyon koşullarının, ürünün stabilitesi ve mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etkisi olduğu bilinmektedir [53, 54].

Materyalin faz değiştirme mekanizmasında etkili diğer bir faktör de içeriğindeki stabilize edici oksidin miktarıdır. Materyalin içindeki stabilize edici oksit miktarı arttıkça materyal

tetragonal fazdan kübik faza geçer. Kübik fazda bulunan materyal transformasyon sertliğine uğramadığı için mekanik özellikleri tetragonal fazda bulunan seramiklere göre daha düşük olmaktadır [50].

Dental amaçlı kullanılan zirkonya, CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilir. Restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde şekillenmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterlemeyle veya tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesiyle (hard machining) iki farklı şekilde üretilebilmektedir [54]. Yarı sinterize blok kullanılarak yapılacak restorasyon, materyalin özelliğine göre yaklaşık %25-30 daha büyük olacak şekilde kazınır ve kazıma sonrası sinterlemeyle final mekanik özelliklerine ve boyutuna ulaşır [55].

Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA), kısmen stabilize edilmiş zirkonya (PSZ), tetragonal zirkonya polikristal (TZP) ve tamamen kübik stabilize edilmiş zirkonya (CSZ) dahil olmak üzere dental uygulamaları için çeşitli polikristalin zirkonya materyalleri geliştirilmiştir [49].

Zirkonyanın beyaz rengine rağmen ışık geçirgenlik özelliğinin bulunmaması yani oldukça opak görünümlü olması doğal dişin translüsensisini ve optik özelliklerini sağlayamamasına sebep olmaktadır [14]. Bu sebeplerle zirkonya, genellikle altyapı materyali olarak kullanılmakta ve üzerine geleneksel veneerleme yöntemiyle estetik porselen uygulanmaktadır [15-17, 55]. Zirkonyanın hem estetik hem de yüksek mekanik özelliklere sahip olması sebebiyle zirkonya destekli tam seramik restorasyonların metal destekli seramiklere alternatif olabileceği düşünülmüştür [18]. Ancak klinik uygulamada kaplama porseleninde görülen kırılma ve altyapıdan ayrılma probleminin metal destekli seramiklere göre çok daha sık ortaya çıktığı görülmüştür [20, 21]. Zirkonya alt yapıli restorasyonlarda en çok görülen başarısızlık klinikte “chipping kırıkları” olarak adlandırılan veneer seramiği kırıklarıdır [56].

Birden fazla tabakadan oluşan seramik restorasyonlarda tabakaların ısısal genleşme katsayılarının uyumsuzluğu veya pişirmeden sonra restorasyonun uygun olmayan şekilde soğutulması sebebiyle önemli miktarda rezidüel gerilim stresleri meydana gelebilmektedir. Bu streslere fonksiyonel oklüzal kuvvetlerin de ilave olması veneer porselen bağlantısında problemlere sebep olmaktadır [55].

Zirkonya porselen pişirmesi ile ilgili gerilim streslerini ortadan kaldırmak ve sağlam bir porselen tabakası sağlayabilmek için son dönemlerde farklı yapım teknikleri geliştirilmiştir. Bu teknikler; altyapı tasarımında destek sağlanması, porselen fırınlaması aşamasının modifiye edilmesi, porselenin slipcasting tekniği ile uygulanması, porselenin ısı basınç ile uygulanması ve porselenin de zirkonya altyapı gibi CAD/CAM yöntemi ile üretilip bu iki yapının farklı yöntemlerle birleştirilmesidir [19, 57]. Bu soruna çözüm olarak ortaya koyulan diğer bir yöntem ise veneer tabakanın ortadan kaldırıldığı translüsensi oranı arttırılmış monolitik zirkonya kullanımıdır. Monolitik zirkonya restorasyonlar, düşük materyal kalınlığında bile yüksek mekanik dayanım göstermeleri sebebiyle kısa sürede yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM teknolojisindeki hızlı gelişmeler ve buna bağlı olarak kısa sürede artan seramik çeşitliliği, tek aşamada hazırlanabilen monolitik seramik restorasyonların kullanımının yaygınlaşmasına yol açmıştır [15, 57].

CAD/CAM teknolojisi ile üretilen monolitik zirkonya yüksek eğilme mukavemeti sergiler, daha konservatif diş preperasyonu gerektirirler, antagonist diş üzerinde aşınmayı en aza indirirler, tatmin edici estetik sergilerler, daha az laboratuvar süresi ve daha az tedavi seansı gerektirirler [58].

Monolitik zirkonya, eşit kalınlıktaki zirkonya alt yapılardan daha düşük bükülme direncine sahip olmasına rağmen, monolitik zirkonya kronlar, artan zirkonya kalınlıkları ve kaplama seramiklerinin bulunmaması nedeniyle zirkonya alt yapıli veneerlenmiş kronlara göre daha yüksek bir kırılma direncine sahiptir [59] .

Monolitik zirkonya restorasyonlar, uyumsuz bir oklüzyonu olan, parafonksiyonel alışkanlıkları veya kırık geçmişi olan hastaların yanı sıra restoratif materyaller için sınırlı alan olduğu durumlarda kullanılabilir [58].

Monolitik zirkonyanın estetik vakalarda kullanılabilmesi için translüsensi özelliğinin arttırılması gerekmektedir. Bu amaçla zirkonyanın içinde bulunan alüminanın boyutları azaltılmıştır, alümina miktarının ağırlıkça %0,25'ten 0,1 veya 0,05'e düşürülmüştür. Translüsensiyi arttırmak için diğer bir yöntem ise % 0,2 mol La_2O_3 'ün ağırlıkça % 0,1-0,25 Al_2O_3 katkılı 3Y-TZP'ye eklenmesidir. Alümina (Al^{3+}) ve lantanyum (La^{3+}) tane sınırlarında ikincil fazların varlığını ortadan kaldırır ve tane sınırlarında gözenekliliği ve çift

kırılmayı azaltır. Bu durum mekanik özellikleri korurken, yüksek translüsensi ve üstün hidrotermal stabiliteyi sağlamıştır [58].

İkinci nesil, kısmen stabilize edilmiş zirkonya seramiklerinin daha yüksek itriya içeriği (% 4-5 mol), büyük taneli yüksek miktarlarda kübik faza sahip materyallerin oluşmasına neden olmuştur. Anizotropik tetragonal tanelerin aksine, kübik olanlar izotropiktir, bu nedenle tane sınırlarında yüksek saçılmayı azaltır ve tane boyutuna bakılmaksızın translüsensi artar [58].

Monolitik zirkonyada translüsensiyi arttıran diğer bir faktör ise tanecik boyutudur. Büyük tanelerin daha az tane sınırı ve artan ışık geçirgenliği ile ilişkili olduğunu öne sürülmüştür. Genellikle daha yüksek sıcaklıkta sinterleme ile üretilen büyük taneler, gözenekliliğin daha iyi ortadan kaldırılmasına ve yoğunluğun artmasına yol açar, bu da malzeme yapısını daha kompakt hale getirir ve böylece translüsensi artar. Zirkonya seramiklerinin ortalama tanecik boyutu 0,2 ile 0,8 μm arasındadır; ancak, Zhang ve ark. [60] 3Y-TZP seramiklerinde kabul edilebilir ışık geçirgenliği elde etmek için <100 nm'lik bir tanecik boyutunun gerekli olduğunu göstermişlerdir. Dental porselenlerle karşılaştırılabilir translüsensi elde etmek için, 3Y-TZP'nin ortalama tanecik boyutunun yaklaşık 82 nm (1.3 mm kalınlık için), 77 nm (1.5 mm için) ve 70 nm (2 mm için) olması gerektiğini bildirmişlerdir. Piyasada bulunan çeşitli taranslüsent zirkonya seramikleri ile yapılan son çalışmalarda, en translüsensi en büyük tane boyutuna sahip seramikler için kaydedilmiştir [58].

Monolitik zirkonya restorasyonların rengi; üretici firma tarafından farklı renklerde üretilmiş blokların kullanılması veya tek renk olarak üretilmiş yarı sinterize bloklardan restorasyonun şekillendirilmesi sonrasında sinterizasyon öncesi renklendirme solüsyonları ile yapılmaktadır [49].

Transludent zirkonyaya örnek olarak Katana Zirconia ML/HT/STML (Kuraray Noritake) Cercon HT/XT (Dentsply Sirona), Prettau Anterior (Zirkonzahn GmbH), Lava Esthetic Zirconia (3M ESPE), Ceramill Zolid FX (Amann Girrbach) verilebilir.

Zirkonya ile güçlendirilmiş Alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş Zirkonya (ATZ)

Zirkonya tetragonal fazdayken kısmen stabildir. Daha stabil bir hale getirmek için orta derecede tokluk gösteren alümina, mikro veya nano miktarda ilave edilir. Claussen 1976

yılında, ilk kez, çatlak başlangıcı ve ikinci faz arasındaki tetragonal ile monoklinik faz geçişi sırasında meydana gelen etkileşimlerden dolayı, alüminanın kırılma tokluğunu artırdığını ifade etmiştir. ZTA'nın ağırlıkça >%50 alümina içermesi, ATZ'nin ise ağırlıkça >%50 zirkonya içermesi gerekir. Bu materyaller Y-TZP'ye kıyasla, düşük ısı bozunumuna dirençli, daha yüksek mukavemet ve kırılma tokluğuna sahiptirler. Y-TZP'nin yorulma dayanımının iki katından fazla yorulma dayanımı gösterirler [23] .

2.4.3. Rezin matriks seramikler

Rezin matriks seramikler, organik bir matriks içerisinde yüksek oranda seramik doldurucu bulunduran materyallerdir. Organik bir matrikse sahip olması bu grubu geleneksel seramik tanımına uymadığı için seramik sınıflamasına dahil etmese de, 2013 yılında “ADA Code on Dental Procedures and Nomenclature”nin yaptığı “porselen, cam, seramik ve cam seramikler dahil olmak üzere, ağırlıkça %50 ‘den daha fazla inorganik refrakter madde içeren, preslenmiş, fırınlanmış, parlatılmış veya frezelenmiş materyaller” tanımına göre içeriğindeki organik faza kıyasla daha çok yani kütlece %50’den daha fazla inorganik faz içermeleri sebebiyle porselen sınıflandırması içerisine girmişlerdir. Rezin matriksler, geleneksel seramiklere göre dentinin elastiklik modulusuna daha yakın olmaları, cam matriks seramikler ya da polikristalin seramiklere göre daha kolay milleme ve uyumlamanın yapılabilmesi ve kompozit rezin ile tamirlerinin mümkün olması gibi avantajlara sahiptirler. Rezin matriks seramiklerin içerikleri farklılık gösterir ve CAD/CAM ile uyumludurlar. Bu seramikler inorganik içeriklerine göre farklı gruplara ayrılmaktadır [23].

Rezin nanoseraamikler

Rezin nanoseraamikler ağırlıkça %80 oranında nanoseraamikler içeren çapraz bağlı polimerik bir matristen oluşur. İnorganik yapı 20 nm çapında silika nanomerler ve 4-11 nm çapında zirkon nanomerler ve silika-zirkon nanokümelerinden oluşur. Nanomerler ve nanokümeler silan birleştirme ajanıyla işlenir, böylece seramik partiküller ve rezin matrisi arasında kimyasal bağlar sağlanabilir. Materyal, özel bir ısıtma işlem sürecinde birkaç saatte işlenir, bu da yüksek derecede kürlenmiş materyal ile sonuçlanır, bu nedenle frezelemeden sonra ısıtma işlemi gerek yoktur. Kompozitlerden daha yüksek bükülme mukavemetine (200 MPa), kırılma ve aşınma direncine sahiptirler. Yüksek cilalanabilirlik ve optik özelliklere sahiptirler. Rezin nanoseraamikler şok emici özelliklere sahip kırılmaya dirençli

materyallerdir. Yüksek seramik içeriğine rağmen bu malzeme kuron üretimi için değil, sadece inleyler, onleyler ve veneerler için tavsiye edilir [61]. Rezin nanoseramiklere Lava Ultimate (3M ESPE), Shofu Blocks (Shofu), Katana Avencia (Kuraray) örnek verilebilir.

Rezin polimer ağ içerisindeki cam seramikler

Rezin polimer ağ içerisindeki cam seramikler birbiriyle iç içe geçen iki adet 3 boyutlu ağ yapısına sahiptir; feldspatik seramik ağ (ağırlıkça %86 veya hacimce %75) ve UDMA TEGDMA polimerden oluşan (ağırlıkça %14 veya hacimce %25) oluşan bir polimer ağıyla güçlendirilir. Seramik kısmın içeriğinde %58-%63 SiO_2 ; %20-%23 Al_2O_3 ; %9-%11 Na_2O ; %4-%6 K_2O ; %0,5-%2 B_2O_3 ; %1'den az Zr_2O ve CaO vardır. Hibrit seramik olarak da adlandırılırlar [23].

Bloklar birkaç adımda üretilir: ilk olarak, seramik tozu önce bloklar halinde sıkıştırılır, ardından gözenekli bir seramik ağ elde etmek için bir sinterleme işlemi yapılır. Daha sonra, seramik iskelete yapısı bir bağlama ajanı uygulanır. Oluşturulan gözenekli seramik ağ yapısına monomer karışımı ilave edilir. Isı ile polimerizasyon sağlanarak polimer ağı oluşturulur. Her iki ağ, birleştirme ajanı tarafından elde edilen kimyasal bağlarla birbirine bağlanır [61].

Vita Enamic rezin polimer ağ içerisindeki cam seramik yapıdadır. Cerasmart (CS), eşit bir nano seramik dağılımına sahip esnek nano seramik matristen oluşan hibrit bir seramiktir.

Ağırlığının %71'ini oluşturan doldurucu partiküller silika ve baryum içermektedir. Bu materyaller inley, onley, veneer, anterior ve posterior kron ve implant destekli kron restorasyonlarında kullanılabilirler [61].

Rezin polimer ağ içerisindeki zirkonya-silika seramikler

Farklı miktarlarda organik matriks ve doldurucu içeren seramiklerdir. Ağırlıkça %60'tan fazla silika tozu, zirkonyum silikat ve silika pigmentleri gibi inorganik içeriğe sahiptir. Organik matrisinde TEGDMA, UDMA'dan oluşan hibrit yapılardır [23-62]. Shofu Block HC (Shofu); MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks (3M ESPE) bu tip seramiklere örnektir.

2.5. Rezin Simanlar

Gelişen teknolojiyle, geçirgenliği olan, dayanıklı estetik restoratif materyaller üretilmektedir. Estetik restorasyonların yapıştırılmasında başlangıçta konvansiyonel simanlar kullanılırken, günümüzde rezin simanlar kullanılmaktadır [63]. Rezin simanlar, konvansiyonel simanlara kıyasla gelişmiş mekanik, fiziksel ve adeziv özellikler sergilerler. Rezin simanla yapıştırılan restorasyonlar yüksek estetik ile birlikte yeterli stabilite ve yüksek kırılma direnci gösterirler. Ancak, uygulama sırasında takip edilmesi gereken işlemlere sahip olmaları, klinik prosedürleri karmaşıktırmakta ve simantasyonu zaman alıcı ve manipülasyon hatalarına açık hale getirmektedir [64].

Rezin simanlar üç ayrı fazdan oluşmaktadır. Bunlar organik polimer matriks faz, inorganik faz ve iki fazı birbirine bağlayan ara fazdır [65].

Organik polimer matriks faz

Matriks faz, esas olarak yüksek moleküllü monomerlerden oluşur. Kompozit rezinlerde kullanılan ilk monomer bisfenol glisidil dimetakrilattır (Bis-GMA). Bu monomer Bisfenol-A ve glisidil dimetakrilatın reaksiyon ürünü çift fonksiyonlu bir monomerdir. Bis-GMA'nın su emme özelliğinin fazla olması ve visköz olması nedeniyle, üretan dimetakrilat (UDMA) monomer olarak kullanılmaya başlanmıştır. İki rezin de yüksek vizköziteye sahiptir. Bu nedenle trietilenglikol dimetakrilat (TEG-DMA) ilavesi ile vizköziteleri azaltılır [66].

İnorganik faz

Rezin simanın mekanik ve fiziksel özelliklerini arttırmak amacıyla matrikse farklı şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, iterbiyum, cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküller eklenir. Radyoopasiteyi sağlamak amacıyla stronsiyum, baryum, zirkonyum ve iterbiyum elementleri eklenir. Rezinlerin fiziksel özelliklerini doldurucu partiküllerin büyüklüğü, şekli ve miktarı belirler bunun Partikül miktarı arttıkça organik matriks oranı düşer, ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalır ve dayanıklılık artar. Partikül miktarının artması rezin simanın mekanik özelliklerini olumlu yönde etkilemektedir. Simandaki doldurucu oranının artması akıcılığı azaltarak film kalınlığının artmasına neden olur [65].

Ara faz

Matriks ile doldurucular arasında bağlanmayı sağlayan fazdır. Bu bağlanma silan bağlayıcı ajanlarla sağlanır. Bu moleküllerin bir uçları hidroksil grupları ile bağlanabilirken, diğer uçları matriks fazdaki monomer ile çift bağlar şeklinde kopolimerize olabilmektedir. Silan bağlama ajanları rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir [65, 67] .

Adeziv rezin simanlar polimerizasyon mekanizmasına göre; kimyasal polimerize olan, ışıkla polimerize olan ve hem kimyasal hem ışıkla polimerize (dual polimerize) olan şeklinde sınıflandırılırlar [63, 65, 68].

2.5.1. Polimerizasyon mekanizmasına göre adeziv simanlar

Kimyasal polimerize rezin simanlar

Kimyasal polimerize olan yapıştırma simanları, baz ve katalizör olmak üzere iki pat sisteminden oluşur. Çoğunlukla elle veya alet yardımıyla karıştırılırlar. Her iki patta da doldurucular ve monomerler bulunurken baz aromatik tersiyer aminleri, katalizör ise benzoil peroksit içerir.

Bu simanlar; tutuculuğu zayıf metal restorasyonlar, endodontik postlar ve ışık cihazının ulaşamayacağı kalın veya opak olan tam seramik ve kompozit restorasyonlarda kullanılabilirler [63].

Işıkla polimerize olan rezin simanlar

Işıkla polimerize olan rezin simanlarda reaksiyon, kamforkinonun ışıkla aktive olarak polimerizasyonu başlatır. Kamforokinon hem dual cure polimerize olan hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarda polimerizasyon aktivatörü olan ve zamanla renk değiştirme eğiliminde olan üçüncül amin benzoil peroksitten daha kararlıdır. Işıkla sertleşen rezin simanlar, daha uzun çalışma süresi, istenildiği zaman polimerizasyonun başlatılması ve renk değiştirmemesi gibi avantajlara sahiptir. Işıkla polimerize olan rezin simanlar ışığın rahatlıkla geçebileceği bir materyal ve uygun kalınlıkta yapılmış restorasyonlarda kullanılabilir [69-72].

Dual polimerize olan rezin simanlar

Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan bu rezin simanlar, günümüzde yaygın kullanılmaktadır. Çift pat veya toz-likit şeklinde kullanılmaktadırlar. Sertleşme ışıkla başlayıp kimyasal olarak devam eden bu simanlarda ışıkla polimerizasyon başlatıcısı olarak kamforokinon ve kimyasal aktivatör olarak peroksit amin bulunur. Dual cure rezin simanlar restorasyon kalınlığının 1,5-2 mm'den daha fazla kalınlıkta olduğu, opak restoratif materyallerin kullanıldığı, tam seramik, kompozit materyallerde bununla birlikte ortodontik aparatlarda, endodontik postlarda ve kron boyu kısa dişlerin restorasyonlarının yapıştırılmasında kullanılabilir [63, 73].

2.5.2. Adeziv sistemlerine göre rezin simanlar

Asitle ve yıka rezin simanlar

Asitle ve yıka simanlar, simantasyon yapılacak dişin ilk önce asitlenip yıkanıldıktan sonra sırasıyla primer ve bonding ajanlarını uygulandığı adeziv materyallerdir. Adeziv aşamaları asit, primer ve bond ayrı ayrı olarak 3 aşama olarak uygulanabilirken; asit uygulandıktan sonra, primer ve bonding ajanlarının bir çözücü içinde tek şişede bulunmasıyla 2 aşama olarak uygulanabilir. Klinik olarak en çok güvenilen ve uzun ömürlü olmalarıyla birlikte, teknik olarak en karmaşık rezin simanlardır [63, 74].

Self etch rezin simanlar

Self Etch rezin simanlar, kendinden asitli (self-etch) primer (asidik primer) ve bonding ajanının uygulanması şeklinde 2 aşamalı olabilirken; her 3 aşamayı içeren tek aşama şeklinde sistemler de olabilmektedir. Bu tip rezin simanlar, uygulama aşamalarının az olması nedeniyle daha çok tercih edilse de, mine yüzeyine asitle ve yıka rezin simanlara göre daha zayıf bağ dayanımı gösterdikleri belirtilmiştir [73, 75,76].

Self adeziv rezin simanlar

Self adeziv rezin simanlar adeziv fosfat metakrilat monomerleri içerirler. Bu monomerler seramik yüzeyine herhangi bir işlem uygulanmadan reaksiyona girebilmektedir. Multifonksiyonel asit katılarak modifiye edilmiş metakrilat monomerleri smear tabakasını

ışığına veya akkor ışığa benzer ışık üreten ve örneğin soğuk beyaz, sıcak beyaz lüks ve gün ışığı olarak adlandırılan farklı floresan tüplere yol açan çeşitli fosforlar mevcuttur. Bu tür ışıklar, 3000 ila 6500 K arasında değişen renk sıcaklıklarına sahiptir. En önemli floresan lambalar yapay gün ışığı lambalarıdır [83].

5500 Kelvin ($^{\circ}\text{K}$) renk sıcaklığı dental renk uyumu için önerilen bir standarttır. Renk düzeltmeli ışık cihazları, daha özdeş bir renk dağılımı ile ışık yayan özel ışıklardır. İlk renk seçimi renk düzeltmeli ışıklar cihazları kullanılarak yapılmalıdır, ancak bir nesnenin renginin, farklı ışık koşulları, yani farklı spektral yansıma altında değişmesi olan metamerizm sorununun üstesinden gelmek için renk seçimi birden fazla ışık türü altında yapılmalıdır [84].

Görüntülenen nesne, ışık enerjisinin tamamını veya bir kısmını yansıtarak, emerek, ileterek veya kırarak üzerine düşen ışığı değiştirir ve böylece rengi üretir. Bir cisim kendi rengini yansıtırken, diğer tüm renkleri absorbe etmektedir. Bununla birlikte, beyaz renk ışığın tüm dalga boylarını yansıtırken, siyah renk ışığın tüm dalga boylarını absorbe etmektedir [84, 85].

Rengi görme sisteminde en son halka insan gözü ve beyin sistemidir. Retina, çubuklar ve koniler olmak üzere iki tür ışığa duyarlı reseptör içerir. Çubuklar skotopik (düşük ışık seviyesi, monokromatik) görüşten, koniler ise fotopik (orta/yüksek ışık seviyesi, tam renkli) görüşten sorumludur. Retinada üç ti koni reseptör hücresi (genellikle S (kısa dalga boyu), M (orta dalga boyu) ve L (uzun dalga boyu) olarak adlandırılır) bulunur ve üç farklı dalga boyu bandında ışığa duyarlılıkları değişir, tepe duyarlılıkları spektrumun mavi (yaklaşık 440 nm), yeşil (yaklaşık 545 nm) ve sarı-yeşil (yaklaşık 585 nm) bölgelerinde bulunur. Koni hücreler tarafından üretilen sinyaller, sinyalleri kırmızı, yeşil ve mavi renkler (ve bunların kombinasyonları) olarak yorumladığımız duyumlara dönüştüren beyin tarafından işlenir. Koniler (ve çubuklar) retina boyunca eşit olarak dağılmamıştır ve fovea (retinada küçük bir çöküntü) esas olarak yüksek yoğunluklu konileri içerir. Fovea, gözün en hassas kısmıdır ve her zaman görüş odağımızın merkezindedir. Fovea o kadar küçüktür ki, sadece küçük numuneler (gözden yaklaşık 25 cm uzaklıktan bakıldığında 2 cm'den az olan) fovea alanı içinde odaklanabilmektedir [83, 86].

Renk algısı; yaş, aydınlatma koşulları, gözün algılama açısı, gözün yorgunluğu, çevre, renk algılamadaki yetersizlikler, materyalin ve dış dokusunun optik özellikleri gibi sebepler nedeniyle birçok değişkenden etkilenmektedir [87-90].

2.6.1. Renk sistemleri

Sigried Forsius tarafından rengin 3 boyutlu olduğu tanımlanmıştır. Günümüzde bu özelliği açıklamak için geliştirilen birçok sistem mevcuttur [91] . Munsell ve CIE (Comission Internationale de L'Eclairage/Uluslararası Aydınlatma Komisyonu) $L^* a^* b^*$ renk sistemleri uluslararası kabul edilebilirliği, güvenilirliği ve pratik kullanımları açısından en çok kullanılan sistemlerdir [92].

Munsell renk sistemi

Munsell renk sistemi, 20. yüzyılın ilk on yılında Profesör Albert H. Munsell tarafından oluşturulmuştur. Herhangi bir rengin üç boyutlu Munsell renk uzayında bir nokta olarak tanımlandığı görsel algılama adımlarına dayanmaktadır. Bu sistem Hue (H), Chroma (C) ve Value (V) değerlerini baz almaktadır [93]. Renkler uzaysal olarak silindiriksel koordinatlarda gösterilmektedir. Value silindirin ortasından geçen dikey eksen üzerinde hue silindirin çevresinde, chroma ise yatay yönde merkezden periferiye doğru artmaktadır [90].

Hue (ton)

Rengi diğer renklerden ayırt eden; kırmızı, sarı, mavi gibi objenin baskın rengini ifade etmektedir [86]. Spektrumun görünür ranjındaki dalga boyunun yeri, rengin tonunu belirler. Dalga boyu kısalıdıkça, hue, spektrumun mor kısmına daha yakın olur; dalga boyu uzadııkça, hue, kırmızı kısmına daha yaklaşır. Munsell renk sisteminde hue, bir tekerlek çevresinde düzenlenir [85].

Chroma (doygunluk)

Chroma, bir tonun yoğunluğu olarak tanımlanır. Doygunluk ve kroma terimleri dental literatürde birbirinin yerine kullanılmaktadır; her ikisi de belirli bir renk tonunun gücü veya pigment konsantrasyonu anlamına gelir. Munsell renk sisteminde belirli bir ana rengin yoğunluğu, tekerleğin orta merkezinden dışa doğru gittikçe artar [85].

Value (parlaklık)

Value, bir rengin açıklığı veya koyuluğu veya bir nesnenin parlaklığı olarak tanımlanır. Herhangi bir nesnenin parlaklığı, nesnenin yansıttığı ve/veya ilettiği ışık enerjisi miktarının doğrudan bir sonucudur. Parlaklık skalası 0 ile 10 değeri arasında değişmektedir. 5. basamakta nötral gri bulunmaktadır. Parlak cisimler daha az miktarda griye sahipken, düşük oranda parlaklığa sahip cisimler ise fazla miktarda griye sahiptir ve daha koyu görünür [85, 94].

CIE L*a*b* renk sistemi

1931’de, Commission International de l’Éclairage (CIE), üç bileşenli renk görme teorisine dayalı olarak X, Y ve Z tristimulus değerleri kavramını tanımlamıştır. Bu teori, gözün kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç ana renk için reseptörlere sahip olduğunu belirtmektedir. Diğer tüm renkler bu ana renklerin karışımı olarak görülür [95, 96].

1976’ da CIE tarafından tanımlanan L*a*b* renk sistemi şu anda nesne rengini ölçmek için en popüler sistemlerden biridir ve hemen hemen tüm alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sistemde L* aydınlık, a* ve b* ise renk koordinatlarıdır. L* koordinatı 0’dan (mutlak siyah) 100’e (mutlak beyaz) değerler içeren vertikal eksenin üzerinde yer alır. a* ve b* koordinatları L*’nin etrafındaki eksenlerde döner. a* ve b* renk yönlerini gösterirken +a* kırmızı yön, -a* yeşil yön, +b* sarı yön ve -b* mavi yöndür. Merkez akromatikler; a* ve b* değerleri arttıkça ve nokta merkezden uzaklaştıkça rengin doygunluğu artar [84, 92 ,95, 97].

Diğer bir renk sistemi, L*C*h renk sistemidir. L*a*b* renk sistemiyle aynı diyagramı kullanır, ancak dikdörtgen koordinatlar yerine silindirik koordinatları vardır. Bu renk uzayında L* aydınlığı belirtir ve L*a*b* renk uzayının L* değeri ile aynıdır, C* chromadır ve h ton açısıdır. Kroma C* değeri merkezde 0’dır ve merkezden uzaklığa göre artar. Hue açısı h, +a* ekseninden başlayarak tanımlanır ve derece olarak ifade edilir: 0 +a* (kırmızı), 90 +b* (sarı), 180 -a* (yeşil) ve 270 -b* (mavi) olur [95].

CIE Lab renk sistemi ile görsel algıdaki renk farklılıkları sayısal olarak ifade edilebilmektedir. Renk değişimi sayısal olarak aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanır ve ΔE ile ifade edilir [98].

$$\Delta E = \Delta E^* = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2} \quad (2.1)$$

Endüstriyel uygulamalarda enstrümantal ve görsel renk değerlendirmeleri arasındaki doğruluğu geliştirmek için, CIE tarafından yeni bir CIELAB tabanlı renk farkı formülü (CIEDE2000) önerilmiştir. CIEDE2000, renk farkı değerlendirmesinde CIELAB renk farkı sisteminin tekdüzeliğini düzeltmek için ağırlık fonksiyonları (SL, SC ve SH), aydınlatma ve görüntüleme koşullarının etkisini hesaba katan parametreler (KL, KC ve KH) ve mavi bölgedeki kroma ve hue farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklayan bir fonksiyonu (RT) içermektedir [99, 100].

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L^*}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C^*}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H^*}{K_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C^*}{K_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H^*}{K_H S_H}\right)} \quad (2.2)$$

Formül resmi olarak en son renk farkı denklemi olarak kabul edilmiştir ve küçük renk farklılıklarına dayalı deneysel verilerde CIELAB formülüne göre daha doğru olduğu kabul edilmiştir [101, 102].

Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO/TR 28642:2016), renk farklılıklarının temelinde %50:50 kabul edilebilirlik (AT: $\Delta E^*_{ab} = 2.66$ ve $\Delta E_{00} = 1.77$) ve %50:50 algılanabilirlik (PT: $\Delta E^*_{ab} = 1.22$ ve $\Delta E_{00} = 0.81$) eşikleri değerlendirilmesi gerektiğini belirtmektedir. Algılanabilirlik, bir diş ile bitişik renkli bir restorasyon arasındaki renk farkının saptanması anlamına gelirken, kabul edilebilirlik, o restorasyonun renginin kabulü anlamına gelir [103]. Bu nedenle, iki örnek arasındaki renk farkı PT'de veya altındaysa, mükemmel bir eşleşmeyi temsil eder; fark PT ve AT arasındaysa, kabul edilebilir bir eşleşmeyi temsil eder ve fark AT'nin üzerindeyse, kabul edilemez bir eşleşmeyi temsil eder [104-106].

2.6.2. Rengi etkileyen optik özellikler

Rengin belirlenmesinde ana parametreler dışında ikincil optik özelliklerini tarif etmek için kullanılan translüsensite, opasite, parlaklık, floresans ve metramerizm gibi parametreler de mevcuttur.

Metamerizm

Bir nesnenin renginin, farklı ışık koşulları, yani farklı spektral yansıma altında değişmesidir. Metamerizmi azaltmak için düzenlenmiş ışık kaynakları altında çalışılmalı, farklı çeşit ışık kaynakları ile renk seçimi yapılmalı, periyodik olarak renkli görme testleri uygulanmalı, restorasyonun yapılacağı materyalden hazırlanmış renk kılavuzları kullanılmalı ve farklı bir kişi tarafından da renk seçimi kontrol edilmelidir [107].

Opasite

Opasite, bir materyalin ışığın geçişini engelleme özelliğidir. Opak bir materyal, ışığın bir kısmını absorbe ederken bir kısmını yansıtır yani ışığın geçişine izin vermez [108]. Seramik materyallerde partikül büyüklüğü opasiteyi etkileyen faktörler arasında en önemli etkiye sahiptir ve partikül boyutu küçüldükçe opasite azalır [109]. Partikül boyutu, gelen ışığın dalga boyundan biraz daha büyük olursa ve tanelerin farklı kristallografik yönelimleri, kırılma indislerinin süreksizliğinden dolayı tanecik sınırında çift kırılmayla sonuçlanırsa, opasite artar [110].

Translüsensi

Bir malzemenin tam opaklık ve şeffaflık arasındaki bir durumla karakterize edilen özelliğidir. Işığın geçirgenlik derecesini ifade eder. Translüsensi, doğal dişlere uygun renkte restoratif materyal seçiminde en önemli faktörlerden biridir. Translüsensi arttığında nesneden yansıyan ışık miktarı azalır bu sebeple value değeri de azalmaktadır. Minenin translüsentiği; ışığın geliş açısına, yüzey özelliklerine, ışığın dalga boyuna, dişin dehidratasyon seviyesine göre değişirken bir materyalin translüsentiği, ışığın saçılmasına, seramiğin boyutuna ve bileşimine, kırılma indisine, fırınlama sayısına, gözenekliliğine ve kalınlığına bağlı olarak değişmektedir [111, 112] .

Bir materyalin translüensi özelliğinin ölçümünde; kontrast oranı (KO) ve translüensi parametresi (TP) kullanılmaktadır. Kontrast oranı, materyelden siyah zemin üzerindeyken yansıyan ışık miktarının (Y_b), beyaz zemin üzerindeyken yansıyan ışık miktarına (Y_w) oranıdır. Kontrast oranı; transparan materyaller için 0 olup translüensi arttıkça 0'a yakındır, opak materyaller için 1 olup translüensi azaldıkça 1'e yaklaşır [113].

$$\text{Kontrast oranı formülü: } KO = Y_b / Y_w \quad (2.3)$$

Translüensi parametresi, bir örneğin beyaz ve siyah zemin üzerindeki renk parametrelerinden hesaplanan renk farkıdır [114].

$$TP = [(L^*_{\text{siyah}} - L^*_{\text{beyaz}})^2 + (a^*_{\text{siyah}} - a^*_{\text{beyaz}})^2 + (b^*_{\text{siyah}} - b^*_{\text{beyaz}})^2]^{1/2} \quad (2.4)$$

Floresans

Nesnelerin görünmeyen bir ışığın (ultraviyole, katot ışınları veya X-ışınları) enerjisini emme ve onu görünür bir ışığa, yani gelen radyasyondan daha büyük bir dalga boyuna sahip ışığa dönüştürmesine floresans denir. Doğal dişler ultraviyole (UV) ışığa maruz kaldığında, floresan özellik gösterirler. Dentinde daha fazla miktarda UV ışığa duyarlı organik pigmenti bulunmaktadır. Bu nedenle dentin mineye göre yaklaşık 3 kat fazla floresans özellik göstermektedir. Doğal dişlerin bu optik özelliklerini taklit etmek için, bazı dental seramiklere öropyum, terbiyum, seryum ve iterbiyum gibi yoğun mavi-beyaz ve sarı floresans etki oluşturan lüminofor ajanlar eklenmiştir. Restorasyon materyali floresan olmadığında, özellikle koyu veya siyah ışıklarda grimsi bir görünüm sunarak estetiği ve doğallığı bozmaktadır [82].

Opelasans

Bir materyal içinde bulunan, görünür ışık spektrumundaki dalga boyundan daha kısa dalga boyu ve matriks materyalinden daha yüksek ışık kırma indeksine sahip partikül varlığı nedeniyle kısa dalga boylu ışığı yaymasına “opelasans” denir [115]. Opelesans gösteren bir cisim iletilen ışık altında turuncu kahverengi, yansıyan ışık altında da mavimsi-beyaz bir renk gösterir [108]. Opalesans derecesinin değerlendirmesi için, opalesans parametresi (OP) kullanılmaktadır [116, 117].

$$OP=[(a * siyah - a * W)^2 + (b * B - b * W)^2]^{1/2} \quad (2.5)$$

OP değerleri 4 ile 9 arasında olan restoratif materyallerin gözle görülebilen bir miktar opalensansa sahip olduğu kabul edilir [116].

2.6.3. Renk ölçüm yöntemleri

Diş hekimliğinde estetik taleplerinin artması, modern seramik ve kompozit restorasyon materyallerinin gelişimi ile sonuçlanmıştır. Bununla birlikte, doğal diş yapısı ile restorasyon arasındaki diş rengindeki uyum ise başarılı bir tedavinin anahtarıdır. Diş hekimliğinde renk seçimi görsel ve aletsel renk analizleriyle yapılmaktadır [118].

Görsel renk analizi

Renk seçimi kullanılan için en popüler yöntem, renk skalaları kullanılarak renk seçiminin yapıldığı görsel yöntemdir. Görsel renk analiz yöntemi, yaş, cinsiyet, deneyim, kullanılan ölçek türü, farklı derecelerde ışığa maruz kalma, göz yorgunluğu gibi değişkenlere, renk eksikliği gibi tutarsızlıklara yol açabilecek fizyolojik değişkenlere ve aydınlatma koşulları, translüsensi, yüzey yapısı, kullanılan malzemenin optik özellikleri ve renk skalası gibi dış faktörlere bağlıdır [118, 119].

Görsel renk seçme yöntemi için renk skalalarının kullanımı hızlı ve ekonomiktir ancak, geniş kapsamlı renk skalaları dahi doğal diş yapısının renk tonlarını tam olarak eşleştirememektedir [120]. İlk renk skalası ‘Vitapan Classical’dır ve yıllar boyunca altın standart olarak kullanılmıştır [84].

Renk uyumunu iyileştirmek, daha geniş renk yelpazesi sağlamak ve renk şeritlerinin daha sistematik bir şekilde sıralanmasını sağlamak için VITA, 1998'de VITA 3D-Master renk kılavuzunu tanıtmıştır. VITA 3D-Master renk skalası ile renk seçimi üç adıma bölünmüş daha sistematik ve yönlendirilmiş bir işlem haline getirilmiştir [121].

Bir laboratuvar çalışması, VITA 3D-Master renk ile renk seçiminin, Vitapan Classical skalasıyla yapılan seçime göre daha güvenilir olduğunu göstermiştir [122].

Bioform, Bioblend, New Hue, ImperialGuide, Trubyte bioform series, Unitek ve Chromoscope shade (Ivoclar Vivadent) diş hekimliğinde renk seçiminde kullanılan renk skalalarıdır [107].

Görsel olarak renk seçiminde günün saati, yılın mevsimi ve diş muayenehanesindeki ışık kaynaklarının türü gibi değişen ışık koşullarını düzelten ışık düzeltme cihazları kullanılmalıdır. Bu cihazlar, 5500K renk sıcaklığına sahip ışık yayan diyot tabanlı teknolojiye ve spektrofotometrelerin dahili ışık kaynağına benzer bir ışık kaynağına sahiptir. Bu cihazlar yansıyan ışığı azaltarak translüsensinin daha doğru değerlendirmesine izin verir [119].

Diş hekimliğinde renk seçimi yapılırken; renk seçimi yapılacak dişler temiz olmalı, görüş alanında parlak renkli materyaller olmamalı, diş rengi gün ışığında veya standartlaştırılmış gün ışığı lambaları altında seçilmeli, seçim yapılan kliniğin duvarları nötr renkte olmalı, hastanın göz seviyesinde bulunmalı, seçilen renk birden fazla ışık kaynağı altında kontrol edilmeli, renk seçimi dişler nemli halde iken 5-7 sn içinde yapılmalıdır. Bu süreler içinde renge karar verilememişse mavi veya gri renkli cisimlere bakılarak gözlemci gözlerini dinlendirmeli ve tekrar renk ölçümü yapılmalıdır [123].

Aletsel renk analizi

Aletsel renk analizleri objektiftir ve bir sayısal değer belirtir. Bu cihazlarla daha hızlı renk ölçümü yapılabilir. Aletsel renk analizleri, görsel renk analizine göre avantajlıdır [124]. 1970'lerin başından beri, diş hekimliğinde renk değerlendirmesi için çeşitli elektronik cihazlar çeşitli amaçlar için kullanılmıştır. Günümüzde renk seçimi için spektrofotometreler, kolorimetreler, spektoradyometreler ve dijital kameralar tercih edilir [125].

Kolorimetreler

Kolorimetreler, ışığın görünür spektrumunun kırmızı, yeşil, mavi alanlarında filtreler ve tristimulus (x,y,z renk koordinat) değerlerini ölçer. Kolorimetreler spektral yansımayı kaydetmez ve spektrofotometrelerden daha az hassasiyete sahiplerdir [123, 126, 127]. Kolorimetrelerde nesneye ulaşan ışığı kontrol etmek için fotodiyot filtreleri kullanılmaktadır. Nesneden yansıyan ışık daha sonra bir dedektör tarafından ölçülür.

Kolorimetrelerin kullanımı daha kolaydır ve spektrofotometrelerden daha ucuzdur. Bununla birlikte, filtrelerin eskimesi nedeniyle tekrarlanabilirlik zayıf olabilir ve metamerizmden etkilenebilirler. Kolorimetreler, nesneler arasında renk farklılıklarını ölçmek için rahatlıkla kullanılabilir [127]. Kolorimetreler düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmışlardır bu sebeple dar açıklığa sahip olan cihazlarda 'edge loss' diye isimlendirilen renk ölçüm yapılan nesneden yansıyan ışığın cihaza tam olarak dönememesi gibi problemler diş hekimliğinde kullanımını sınırlamaktadır [128].

Diş hekimliğinde renk seçimi için tasarlanan ilk kolorimetre (Chromascan, ®Terngold, Stamford, CT, ABD) doğruluğunun sınırlı olması ve kullanıcı arayüzü çoğu diş hekimi için zor olması sebebiyle çok başarılı olamamıştır. Daha sonrasında çağdaş klinik kolorimetreler çok geliştirilmiştir. ShadeVison®(X-Rite, Grandville, MI, ABD) ve ShadeEye NCC® (Shofu, Menlo Park, CA, ABD) bu kolorimetrelere örnektir [123].

Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, diş hekimliğinde renk seçme ve renk değerlerini belirlemek için kullanılan en doğru araçlar arasındadır. Bu cihazlar görünür spektrum boyunca 1-25 nm aralıklarla bir nesneden yansıyan ışık enerjisi miktarını ölçerler [123, 126].

Bir spektrofotometre, bir optik radyasyon kaynağı, bir ışık dağıtma aracı, renk ölçümü için bir optik sistem, bir detektör ve elde edilen ışığı analiz edilebilecek bir sinyale dönüştürme aracı içerir. İnsan gözüyle veya geleneksel tekniklerle yapılan renk seçmeyle karşılaştırıldığında, spektrofotometrelerin doğrulukta %33 artış ve vakaların %93,3'ünde daha objektif bir renk seçimi yapıldığı bulunmuştur [123, 126].

Spektrofotometrik renk ölçümleri, ölçüm geometrisine ve aydınlatıcıya bağlı olarak farklılık göstermektedir. Dental materyallerin rengini ölçmek için gün ışığının bir fazını temsil eden D65 standart aydınlatıcı kullanılmaktadır [129].

Tüm cihazlar arasında mutlak renk ölçümü için en doğru olan cihaz spektrofotometrelerdir. Bu aletlerin çalışma ömrü kolorimetrelerden daha uzundur ve metamerizminden etkilenmezler [127].

Konica Minolta Cm2300d (Minolta Konica, Tokyo, Japonya) plastik, boya, seramik gibi alanlarda kullanılan endüstriyel örneklerin renk farklılıklarını ölçebilen bir spektrofotometredir. 360-740 nm arasındaki dalga boyunda ve 10 nm aralıklarla ölçümler yapabilmektedir. Yüksek enerjili ksenon flaş aydınlatma ve yüksek çözünürlüklü tek parça çift ışınlı monokromatör ile birlikte tüm optik sistem hareketsiz parçalardan oluşmaktadır. Bu spektrofotometre tek bir ölçüm dizisinde yüzey koşullarını hem dahil (SCI) hem hariç (SCE) tutarak ölçüm verilerini sunan patentli sayısal parlaklık kontrolünü (NGC) kullanmaktadır. 8 mm ve 11 mm çapında ölçüm alanı bulunmaktadır. $L^*a^*b^*$, L^*C^*h , CMC (1:1), CMC (2:1), CIEDE94, CIEDE00, Yxy, Munsell, XYZ, MI, WI (ASTM E313-73), YI (ASTM D1925) sistemlere göre ölçüm yapabilen spektrofotometre spektral değer/grafik, kolorimetrik değer, renk farklılık değeri; başarılı/başarısız sonuçları, göreceli parlaklık değeri gibi verileri kullanıcıya sunabilmektedir.

Crystaleye (Olympus, Tokyo, Japonya), Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), VITA Easyshade Advance (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Shade-X (XRite Grandville, MI, ABD), SpectroShade Micro (MHT, Niederhasli, İsviçre) diş hekimliğinde sık kullanılan spektrofotometrelere örnektir.

Spektroradyometre

Spektroradyometreler, parlaklık (irradiance) ve ışıyım (radiance) gibi radyometrik değer ölçümleri için geliştirilmiş olup radyometrik enerji, görünür ışık spektrumunun 5, 10 veya 20 nm aralığında ölçebilmektedir. Spektroradyometreler yüzeyi parlak cisimlerin renk ölçümlerinin yapılabilenmektedir. Spektroradyometre cihazları, dental araştırmalarda diş rengi veya seramik kor yapıların translusensliğinin tespitinde kullanılmaktadır [129]. Ancak, ölçüm pozisyonunda oluşabilecek en küçük bir değişiklik sonuçta farklılık yaratabileceğinden, ölçümler büyük bir dikkatle yapılmalıdır [130].

Bu sistemde ışık kaynağı, spektroradyometre ile obje arasında açıklık olmadığından ‘edge loss’ etkisi ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır [131].

Dijital kameralar

Dijital kameralar ve görüntüleme sistemleri, diş hekimliği uygulamalarına önemli faydalar sunar. Diş hekimliğinde dijital kameraların kullanımı, bulunabilirliği, maliyeti ve kullanım kolaylığı nedeniyle diş hekimleri için avantajlıdır. Dijital kamera kullanımıyla renk seçiminde sadece diş morfolojisi ve renklerini değil, aynı zamanda yüzey dokusu, renk dağılımı gibi diğer intraoral özelliklerin de teknisyene aktarılması sağlanır [84]. Genellikle RGB cihazları olarak adlandırılan dijital kameralar mikroskobik boyutlarda milyonlarca ışığa duyarlı elemanlar içeren CCD'ler (Charge-Couple-Device) aracılığıyla görüntüleri yakalarlar ve renkli bir görüntü oluşturmak için kırmızı, yeşil ve mavi renk sinyallerini kullanırlar [126].

Bu çalışmanın amacı; monolitik kullanıma uygun farklı yapısal özelliklere sahip CAD/CAM seramiklerinin, farklı renklerde destek diş dokusu üzerine uygulandığında maskeleme özelliklerinin karşılaştırılması ve kullanılan seramik rengi ile destek diş renginin final renge etkisinin belirlenmesidir.

Çalışmanın sıfır hipotezi, tüm seramik materyallerinin farklı renklerdeki alt yapıları maskeleyeceğidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi. Çalışmada düşük ışık geçirgenliğine sahip olan 9 farklı monolitik kullanıma uygun CAD/CAM seramiklerinin, farklı diş renklerini taklit eden rezin esaslı altyapılar üzerine uygulandığında, altyapı rengini maskeleyen özelliklerinin değerlendirilmesi amaçlandı. Her bir materyalden 1,5 ($\pm 0,2$) mm kalınlık ve 12mm×12 mm boyutlarında 10 adet örnek üretildi.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Üretici Firma	Renk
Cerec Blocs	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya	A2
IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	A2/LT
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	A2/LT
VITA Suprinity	VITA Zahn-fabrik, Bad Säckingen, Almanya	2M2-T
Lava Ultimate	3M Espe, Seefeld, Almanya	A2/LT
VITA Enamic	VITA Zahn-fabrik, Bad Säckingen, Almanya	2M2-T
Cerasmart	GC Dental Products Europe, Leuven, Belçika	A2/LT
In-Coris TZI	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya	A2
Tetric Cad	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	A2/MT
Panavia SA Cement Universal	Kuraray Medical Inc, Okayama, Japonya	Translütent
IPS Natural		ND1-ND9
Die Material	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	
Smartgel OC 440A	Nye Lubricants, Fairhaven MA, ABD	

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan seramiklerin kodları

Feldspatik seramik	(C)
Lösitle güçlendirilmiş seramik	(Emp)
Lityum disilikat seramik	(e.max)
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik	(VS)
Rezin nanoseramik	(LU)
Polimer infiltre ağ yapılı seramik	(VE)
Kompozit rezin yapısında hibrit nanoseramik	(GC)
Monolitik zirkonya seramik	(TZI)
Kompozit rezin	(TC)

3.1. Rezin Esaslı Altyapıların Hazırlanması

Seramik restorasyonları destek diş üzerine simante etmeden önce, final rengi ağız dışında öngörebilmek amacıyla kullanılan, farklı diş renklerini taklit edecek şekilde üretilmiş ışıkla polimerize olan kompozit rezinden (IPS Natural Die Material, Ivoclar Viavdent, Schann, Lihtenştayn) altyapılar hazırlandı.



Resim 3.1. Rezin esaslı kompozit day materyali

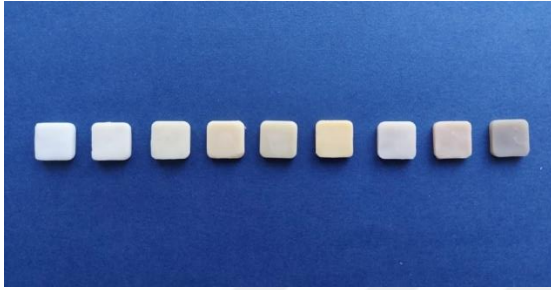
Altyapı örnekleri hazırlamak için 12 mm x12 mm x 2,5 mm boyutlarında boşluklara sahip metal kalıplar kullanıldı. Dokuz farklı diş rengini (ND1, ND2, ND3, ND4, ND5, ND6, ND7, ND8, ND9) taklit eden rezin esaslı materyal metal kalıplara yerleştirildi ve ışık cihazı (BA Optima 10 Bases 20, BA International, Northampton, İngiltere) ile polimerize edildi.



Resim 3.2. Rezin esaslı altyapıları hazırlamak için kullanılan metal kalıp



Resim 3.3. Resin esaslı altyapıları polimerize etmek için kullanılan ışık cihazı



Resim 3.4. Hazırlanan resin altyapılar

Çevre koşullarının standart hale getirilmesi ve ortamdaki ışığın renk ölçümlerini olumsuz etkilememesi için tüm renk ölçümleri, renk ölçüm kutusu içinde gerçekleştirildi. Kutunun içi tamamıyla nötral gri fon kartonu ile kaplandı, tavanına gün ışığını taklit eden 65000K renk ısısına CRI 85 renk sunum indeksine sahip MASTER TL-D Super 80 18W/865 1SL (Philips, Eindhoven, Hollanda) lamba takıldı. Her bir örneğin yüzeyinden aynı noktadan (Konica Minolta Cm2300d; Minolta Konica, Tokyo, Japonya) spektrofotometre ile renk ölçümü yapıldı. Kullanılan spektrofotometre D65 standart aydınlatma, d/8 aydınlatma geometrisi, 10 derece görüş açısı, 8 mm çapında ölçüm alanı içermektedir. Ölçümler için spektrofotometrenin SCE ayarı kullanıldı. Her grubun ölçümünden önce beyaz renkli kalibrasyon plağı kullanılarak kalibrasyon işlemi yapıldı.



Resim 3.5. Renk ölçüm kutusu



Resim 3.6. Spektrofotometre

3.2. Seramik Örneklerin Hazırlanması:

Çalışmada maskeleme özellikleri değerlendirilecek olan monolitik kullanıma uygun 9 farklı CAD/CAM seramik bloktan final boyutları $1,5 (\pm 0,2) \text{ mm} \times 12 \text{ mm} \times 12 \text{ mm}$ olan örnekler hazırlandı. Her bir materyalden 10 adet örnek ($n=10$) hazırlandı.

Çalışmada kullanılan materyaller Çizelge 3.1' de belirtildi.



Resim 3.7. Çalışmada kullanılan monolitik CAD/CAM bloklar

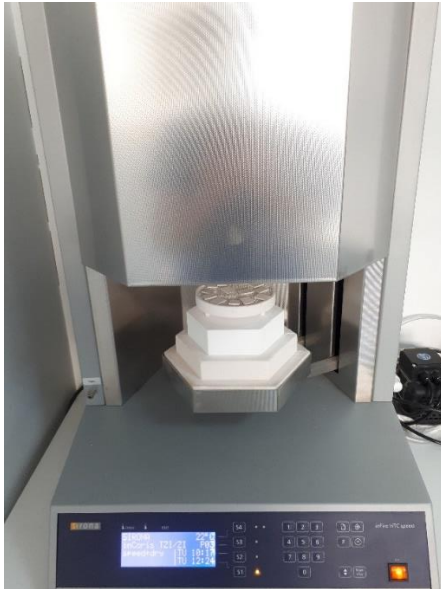
Örneklerin elde edilmesi için feldspatik seramik, lösit ile güçlendirilmiş seramik, lityum disilikat seramik zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik, rezin nanoseramik, polimer infiltre ağ yapılı seramik, nanopartikülle doldurulmuş kompozit rezin yapısında hibrit nanoseramik bloklardan, hassas kesme cihazında (MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) $1,5 (\pm 0,2) \text{ mm} \times 12 \text{ mm} \times 12 \text{ mm}$ boyutlarında kesitler alındı.

Yarı kristalize halde bulunan bloklardan üretilen lityum disilikat ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerin seramik üretici firmanın talimatları doğrultusunda kristalizasyonu porselen fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) yapıldı.



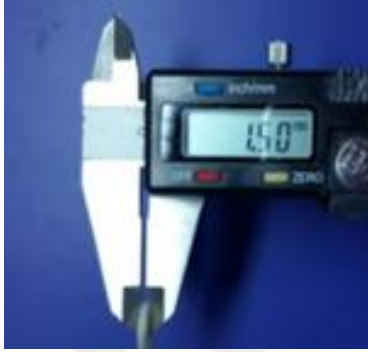
Resim 3.8. Lityum disilikat ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin kristalizasyonu ve kristalizasyon fırını

Yarı sinterize bloklar halinde bulunan ve restorasyon şekillendirildikten sonra tam sinterize edilen monolitik zirkonya materyalinden, sinterizasyon büzülmesi göz önünde tutularak 1,9 mm×15mm×15 mm boyutlarında kesitler alındı. Yarı sinterize haldeki kesitler, sinterizasyon fırınında (InFire HTC, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) üretici firmanın talimatları doğrultusunda sinterlendi.



Resim 3.9. Yarı sinterize zirkonya örneklerin sinterizasyonu ve sinterizasyon fırını

Tüm örneklerin yüzeyleri 400, 800, 1200 gren boyutunda silikon karbid kağıt ile sulu ortamda düzeltildi. Yüzey düzeltilmesi esnasında örneklerin farklı bölgelerinde dijital kumpas (Powertectools, Zhejiang, Çin) ile ölçümler yapıldı.

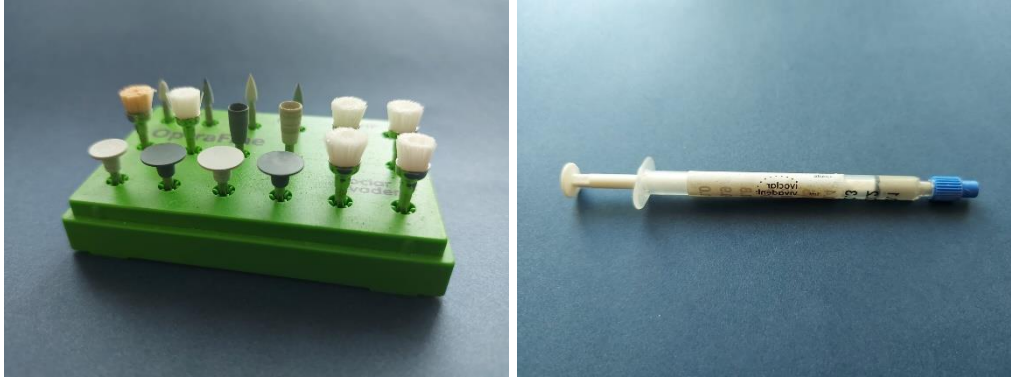


Resim 3.10. Dijital kumpas

Her bir örnek grubunun yüzeyi materyalin üreticisinin önerileri doğrultusunda mekanik polisaj işlemlerine tabii tutuldu. Buna göre; feldspatik seramik, lösit ile güçlendirilmiş seramik, lityum disilikat seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik örneklerin yüzeylerine seramik bitirme ve polisaj kiti (OptriFine Assortment; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile mekanik polisajı yapıldı. Bu işlem 3 aşama olarak uygulandı. İlk aşama açık mavi renkli lastikle, ikinci aşama koyu mavi lastikle her bir aşama 60 sn olmak şartıyla 10.000 rpm de yapıldı. Son aşama ise örneklere 90° olacak şekilde yerleştirilen fırça (OptriFine HP; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ve sete ait pat (OptriFine HP Polishing Paste; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile 60 sn boyunca 10.000 rpm hızda polisaj yapıldı.



Resim 3.11. Polisaj işlemleri için kullanılan masa motoru



Resim 3.12. Polisaj kiti ve polisaj patı

Zirkonya örneklerle polisaj kitindeki lastik diskler (Master Zirkon, ϕ / L260/2,0mm, G&Z Instrumente GmbH, Lustenau, Avusturya) ile piyasemenin hızı 10.000 rpm olarak ayarlanarak mekanik polisaj yapıldı. Her bir lastik, k örnek yüzeyine aynı doğrultuda 30 sn boyunca ve örnek 90° döndürülerek bir 30 sn daha olmak üzere toplamda 60 sn süresince uygulandı. Polisaj işlemi gren boyutuna göre kalından inceye doğru değişen 3 farklı lastik diskle (extracoarse Sipariş no:140-104-ZAXC, medium Sipariş no:140-104-ZAN ve fine Sipariş no:140-104-ZAF) yapıldı. Her bir örneğin polisajı toplam 3 dk sürdü. Polisaj işlemi aynı araştırmacı tarafından sabit basınç uygulanarak gerçekleştirildi.



Resim 3.13. Zirkonyanın mekanik polisajı için kullanılan diskler

Rezin nanoseramik, polimer infiltre ağ yapılı seramik, nanopartikülle doldurulmuş kompozit resin yapısında hibrit nanoseramik, kompozit materyallerinden hazırlanmış örneklerle Sof-Lex Spiral Finishing & Polishing Wheels (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ile 10.000 rpmde 30 sn bitim lastiği ve 30 sn polisaj lastiği ile toplam 60 sn boyunca mekanik polisaj uygulandı.

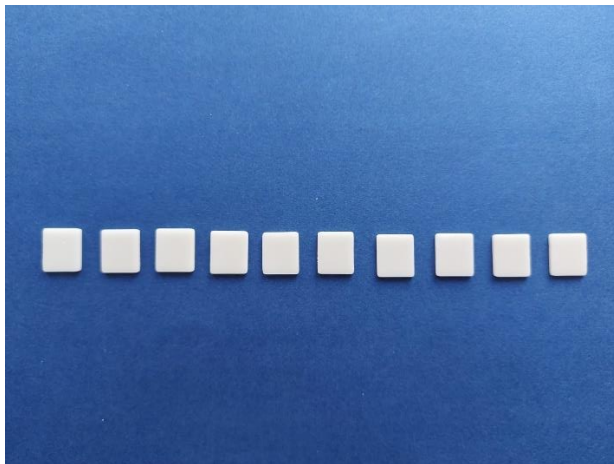


Resim 3.14. Polisaj lastikleri

Örnekler yüzey bitirme işlemleri tamamlandıktan sonra ultrasonik temizleme cihazında distile su içerisinde 10 dk temizlendi.



Resim 3.15. Ultrasonik temizleme cihazı



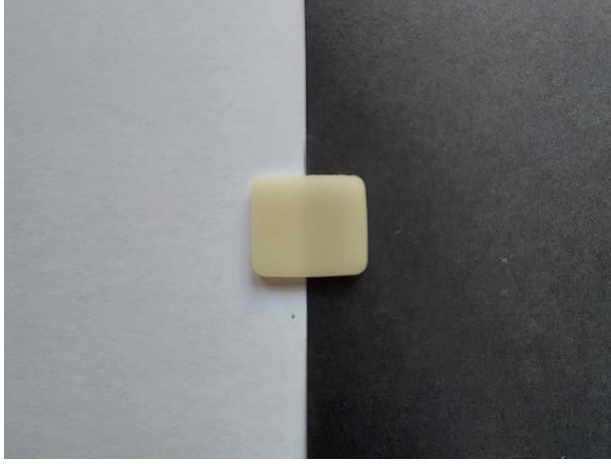
Resim 3.16. Ölçüm için hazırlanmış seramik örnekler

3.3. Seramik Örneklerin Translüsensi Parametresinin Ölçülmesi

Her gruptaki örnekler 1'den 10'a kadar rastgele biçimde numaralandırıldı. Seramik örneklerin translüsensi parametresinin ölçümü ve farklı renkli alt yapılar üzerindeki renk değişim miktarlarının belirlenmesi bu sıralamaya göre yapıldı.

Translüsensi parametresini belirlemek için her bir örneğin CIE L*a*b* değerleri beyaz zemin ve siyah zemin üzerinde ölçüldü. Aşağıdaki formül kullanılarak her bir örneğin Translüsensi Parametresi (TP) hesaplandı.

$$TP = [(L_{siyah} - L_{beyaz})^2 + (a_{siyah} - a_{beyaz})^2 + (b_{siyah} - b_{beyaz})^2]^{1/2} \quad (3.1)$$



Resim 3.17. Seramiklerde translüsensi

3.4. Siman Tabakasının Hazırlanması:

Tam seramik restorasyonlar destek diş üzerine rezin simanlar ile simante edilmektedir. Çalışmada restorasyonun final rengini etkileyebilen siman tabakasını taklit edebilmek için altyapı ile seramik arasına yerleştirilmek üzere 0,2 mm kalınlığında rezin siman tabakası hazırlandı. Bu amaçla 0,2 mm kalınlıktaki asetat kağıdında 12 mm x 12 mm boyutlarında boşluklar oluşturuldu. Asetat kağıdı temiz bir cam yüzeyine yerleştirildi. Translüsant renkteki dual polimerize self-adeziv rezin siman (Panavia, Kuraray, Osaka, Japonya) boşluklara dolduruldu ve üst yüzeyi temiz, düz bir spatül ile düzeltildi. Simanın polimerizasyonu (BA Optima 10 Bases20 B.A. International, Northampton, İngiltere) ışık cihazı ile her iki yüzeyden 10 sn boyunca yapıldı.



Resim 3.18. TranslÜsent renkteki dual polimerize self-adeziv rezin siman ve hazırlanan siman tabakası

3.5. Tam Seramik Örneklerin Altyapılar Üzerinde Renk Ölçümlerinin Yapılması:

Seramik örnekler öncelikle ND2 altyapı üzerine yerleştirilerek renk parametreleri (L, a, b, C, h) ölçüldü ve bu ölçüm, çalışmamızın kontrol değerleri olarak kabul edildi. Örneklerin ND2' den sonra diğer altyapılar (ND1, ND3, ND4, ND5, ND6, ND7, ND8, ND9) üzerinde de renk parametreleri ölçüldü. Her bir altyapı üzerindeki renk parametreleri, kontrol ölçümleriyle beraber ΔE_{00} formülüne yerleştirilerek renk farkı hesaplandı.

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L^*}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C^*}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H^*}{K_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C^*}{K_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H^*}{K_H S_H}\right)} \quad (3.2)$$

Ölçümler esnasında altyapı ve seramik örnek arasına siman tabakası yerleştirildi. Bu üç tabaka bir araya geldiğinde optik bağlantının gerçekleşmesi amacıyla siman örneklerin iki yüzüne kırılma indisi solüsyonu (Smartgel OC 440A, Nye Lubricants, Fairhaven, MA, ABD) sürüldü. (Şekil 3.1.) Kullanılan bu kırılma indisi solüsyonunun kırılma indisi 1,52'dir. Her ölçüm sonrasında kırılma indisi solüsyonunun buharlaşmasının engellenmesi amacıyla solüsyon şişesinin ağzı kapalı olarak tutuldu.



Resim 3.19. Kırılma indisi solüsyonu (optik jel)



Şekil 3.1. Altyapı, siman ve seramik birleşimi

Altyapılar ile kontrol (ND2) arasındaki ΔE_{00} değerleri Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO/TR 28642:2016) tarafından belirlenmiş algılanabilir ve kabul edilebilir renk farkı eşik değerleri göz önüne alınarak seramiklerin maskeleme özellikleri değerlendirildi. (Algılanabilirlik ΔE_{00} eşik değeri (PT) =0,80; Kabul edilebilirlik eşik değeri (AT) $\Delta E_{00}=1,77$)

3.6. İstatistik Analiz

Çalışmada hesaplanan TP değerleri tek yönlü ANOVA testi ile analiz edildi. TP değerlerinin karşılaştırılmasında Games-Howell çoklu karşılaştırma testi ile karşılaştırıldı.

Örnek gruplarına ait ΔE_{00} değerleri ise iki yönlü ANOVA ile analiz edildi. Seramik ve alt yapı türü etkileşiminin (seramik türü ve alt yapı türünün birlikte etkisinin) gruplar arasında karşılaştırılmasında Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Sonuçlar $P=0,05$ için anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Monolitik CAD/CAM Seramiklerin Translüsensi Parametresinin (TP) Belirlenmesi

Bu çalışmada aynı renkte ve aynı kalınlıktaki 9 farklı monolitik CAD/CAM seramiği beyaz ve siyah zemin üzerine yerleştirildi ve renk parametreleri spektrofotometre ile ölçülerek TP parametresi hesaplandı.

Farklı seramik türlerinin, TP parametresi bakımından karşılaştırıldığı tek yönlü ANOVA sonuçları Tablo 1’de verildi. Seramik türleri arasında TP parametresi bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık bulundu ($P<0,001$) ve ikili karşılaştırmalar Games-Howell çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı. Seramik türleri arasında yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucunda seramik türlerinin büyük çoğunluğunun istatistik olarak birbirinden farklı olduğu bulundu.

Çizelge 4.1. Seramik türlerinin TP parametresi bakımından Welch ANOVA sonrası yapılan Games-Howell testine göre karşılaştırılması

Seramik türü	Ortalama ($\pm$ SS)
Feldspatik seramik (C)	14,30 ($\pm$ 0,53) D
Lösitle güçlendirilmiş seramik (Emp)	15,39 ($\pm$ 0,37) C
Lityum disilikat seramik (e.max)	13,38 ($\pm$ 0,30) E
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (VS)	10,31 ($\pm$ 0,32) F
Rezin nanoseramik (LU)	16,34 ($\pm$ 0,20) B
Polimer infiltre ağ yapılı seramik (VE)	9,76 ($\pm$ 0,17) G
Kompozit rezin yapısında hibrit nanoseramik (GC)	14,60 ($\pm$ 0,45) D
Monolitik zirkonya seramik (TZI)	7,45 ($\pm$ 0,22) H
Kompozit rezin (TC)	17,73 ($\pm$ 0,25) A

SS: Standart Sapma,

*Ortak büyük harfe sahip seramik türü grupları arasındaki ortalama TP parametresi değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P>0,05$).

Çalışmada en yüksek TP değerini TC grubu gösterdi ($P<0,05$). Bunu sırasıyla LU, Emp, C=GC, e.max, VS, VE, TZI takip etmektedir. Feldspatik ve kompozit rezin yapısındaki hibrit nanoseramik türleri arasında TP parametresi bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($P<0,05$). En fazla ışık geçirgenliğine sahip materyal kompozit rezin ve en az ışık geçirgenliğine sahip materyal de monolitik zirkonya olarak bulundu.

4.2. Monolitik CAD/CAM Seramiklerin Maskeleme Özelliğinin (ΔE_{00}) Değerlendirilmesi

Çalışmada kullanılan seramikler 9 farklı renkteki altyapıların üzerine teker teker yerleştirildi. Seramiklerin rengine en yakın olarak belirlenen ND2 altyapı rengi üzerindeki renk parametreleri ilk ölçüm değerleri olarak alındı. Diğer renkteki altyapılar üzerinde renk parametreleri ölçülerek, renk değişim miktarı ΔE_{00} formülü kullanılarak hesaplandı.

Seramik türü ve altyapı türünün DeltaE parametresi üzerindeki etkisinin araştırıldığı iki yönlü ANOVA sonuçları Tablo 4.2’de verildi. Buna göre, seramik türü ve altyapı türünün ΔE_{00} parametresi üzerindeki birlikte etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu ($P < 0,001$).

Bu durumda anlamlı bulunan ve düzey sayısı ikiden çok olan değişkenler için hangi düzeyin farklılığı yarattığının tespit edilmesi için çoklu karşılaştırma testleri yapıldı. Hangi seramik türü*altyapı türü etkileşiminin (seramik türü ve alt yapı türünün birlikte etkisinin) farklılığı yarattığının tespit edilmesi için Tukey çoklu karşılaştırma testleri yapıldı.

Çizelge 4.2. Seramik türü ve altyapı türünün ΔE_{00} parametresi üzerindeki etkisinin incelenmesi

Seramik türü	Alt Yapı Türü							
	ND1	ND3	ND4	ND5	ND6	ND7	ND8	ND9
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
C	0,96 $\pm$ 0,25	1,05 $\pm$ 0,42	1,85 $\pm$ 0,60	1,06 $\pm$ 0,11	2,87 $\pm$ 0,55	1,95 $\pm$ 0,61	1,29 $\pm$ 0,16	4,40 $\pm$ 0,75
Emp	0,61 $\pm$ 0,18	0,78 $\pm$ 0,34	2,11 $\pm$ 0,51	1,34 $\pm$ 0,55	2,41 $\pm$ 0,46	2,30 $\pm$ 0,38	0,71 $\pm$ 0,22	4,83 $\pm$ 1,03
e.max	0,54 $\pm$ 0,24	0,67 $\pm$ 0,27	1,43 $\pm$ 0,45	0,96 $\pm$ 0,40	2,05 $\pm$ 0,59	1,84 $\pm$ 0,52	0,88 $\pm$ 0,30	4,03 $\pm$ 0,83
VS	0,30 $\pm$ 0,16	0,44 $\pm$ 0,38	0,58 $\pm$ 0,24	0,64 $\pm$ 0,15	0,82 $\pm$ 0,16	1,05 $\pm$ 0,47	1,12 $\pm$ 0,38	3,24 $\pm$ 0,69
LU	0,67 $\pm$ 0,07	0,49 $\pm$ 0,23	2,32 $\pm$ 0,18	1,93 $\pm$ 0,35	1,60 $\pm$ 0,17	1,43 $\pm$ 0,32	1,42 $\pm$ 0,32	5,61 $\pm$ 1,19
VE	0,47 $\pm$ 0,19	0,62 $\pm$ 0,35	0,83 $\pm$ 0,33	0,50 $\pm$ 0,13	1,11 $\pm$ 0,32	1,03 $\pm$ 0,42	0,74 $\pm$ 0,18	2,30 $\pm$ 0,44
GC	0,60 $\pm$ 0,20	0,78 $\pm$ 0,48	1,10 $\pm$ 0,39	1,36 $\pm$ 0,54	1,93 $\pm$ 0,52	2,22 $\pm$ 0,75	1,36 $\pm$ 0,32	3,95 $\pm$ 1,19
TZI	0,45 $\pm$ 0,15	0,29 $\pm$ 0,15	0,52 $\pm$ 0,15	0,65 $\pm$ 0,27	0,85 $\pm$ 0,11	0,79 $\pm$ 0,27	0,44 $\pm$ 0,19	1,89 $\pm$ 0,52
TC	0,96 $\pm$ 0,28	0,41 $\pm$ 0,17	1,77 $\pm$ 0,54	1,48 $\pm$ 0,51	2,56 $\pm$ 0,41	2,13 $\pm$ 0,50	1,46 $\pm$ 0,31	4,86 $\pm$ 1,20
<i>P değeri</i>								
<i>Seramik Türü</i>			<0,001					
<i>Altyapı Türü</i>			<0,001					
<i>Seramik Türü * Altyapı Türü</i>			<0,001					

4.2.1. Seramik türlerinin aynı renkli altyapı üzerindeki renk değişiminin karşılaştırılması

ND1 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.3’te gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değeri TC ve C gruplarında, en düşük ΔE_{00} değeri VS grubunda bulundu. Ancak tüm seramik grupları arasında ΔE_{00} değerleri açısından anlamlı fark bulunmadı ($P > 0,05$). Uluslararası

Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri Emp, e.max, VS, LU, VE, GC, TZI için algılanabilirlik eşik değerinin altında; C ve TC için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında bulundu.

Çizelge 4.3. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND1 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri

ND1	Ortalama ($\pm$ SS)
C	0,96 ($\pm$ 0,25) A
Emp	0,61 ($\pm$ 0,18) A
e.max	0,54 ($\pm$ 0,24) A
VS	0,30 ($\pm$ 0,16) A
LU	0,67 ($\pm$ 0,07) A
VE	0,47 ($\pm$ 0,19) A
GC	0,60 ($\pm$ 0,20) A
TZI	0,45 ($\pm$ 0,15) A
TC	0,96 ($\pm$ 0,28) A

SS: Standart Sapma,

*Ortak büyük harfe sahip seramik türü grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P>0,05$).

ND3 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.4'te gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değeri C grubunda, en düşük ΔE_{00} değeri TZI grubunda bulundu. Ancak tüm seramik grupları arasında ΔE_{00} değerleri açısından anlamlı fark bulunmadı ($P>0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri Emp, e.max, VS, LU, VE, GC, TZI, TC algılanabilirlik eşik değerinin altında; C için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında bulundu.

Çizelge 4.4. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND3 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri

ND3	Ortalama ($\pm$ SS)
C	1,05 ($\pm$ 0,42) A
Emp	0,78 ($\pm$ 0,34) A
e.max	0,67 ($\pm$ 0,27) A
VS	0,44 ($\pm$ 0,38) A
LU	0,49 ($\pm$ 0,23) A
VE	0,62 ($\pm$ 0,35) A
GC	0,78 ($\pm$ 0,48) A
TZI	0,29 ($\pm$ 0,15) A
TC	0,41 ($\pm$ 0,17) A

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip seramik türü grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P>0,05$).

ND4 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.5'te gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değerini LU grubu gösterdi. Bunu sırasıyla Emp, C ve TC grupları takip etmektedir. Ancak bu seramik gruplarının ΔE_{00} değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmadı ($P>0,05$). En düşük ΔE_{00} değerini TZI gösterdi. Bununla birlikte e.max, GC, VE ve VS gruplarının ΔE_{00} değerleri, TZI grubunun ΔE_{00} değerinden istatistik olarak anlamlı bulunmadı ($P>0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri VS ve TZI için algılanabilirlik eşik değerinin altındadır. E.max, VE ve GC için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında; TC için kabul edilebilirlik eşik değerinde; C, Emp ve LU için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.5. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND4 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri

ND4	Ortalama ($\pm$ SS)
C	1,85 ($\pm$ 0,60) ABC
Emp	2,11 ($\pm$ 0,51) AB
e.max	1,43 ($\pm$ 0,45) BCD
VS	0,58 ($\pm$ 0,24) DE
LU	2,32 ($\pm$ 0,18) A
VE	0,83 ($\pm$ 0,33) DE
GC	1,10 ($\pm$ 0,39) CDE
TZI	0,52 ($\pm$ 0,15) E
TC	1,77 ($\pm$ 0,54) ABC

SS: Standart Sapma,

*Ortak büyük harfe sahip seramik türü grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P>0,05$).

ND5 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.6'da gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değerini LU grubu gösterdi. Bunu sırasıyla TC, GC, Emp ve C takip etmektedir. Ancak bu seramik gruplarının ΔE_{00} değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmadı ($P>0,05$). E.max, VS, TZI ve VE gruplarında daha düşük ΔE_{00} değerleri bulundu. Bu değerler arasındaki fark anlamlı değildir ($P>0,05$). Ancak bu grupların ΔE_{00} değerleri LU ile anlamlı fark gösterdi ($P<0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri VS, VE ve TZI için algılanabilirlik eşik değerinin altında; C, Emp, e.max, GC ve TC için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında; LU için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.6. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND5 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri

ND5	Ortalama ($\pm SS$)
C	1,06 ($\pm 0,11$) ABC
Emp	1,34 ($\pm 0,55$) ABC
e.max	0,96 ($\pm 0,40$) BC
VS	0,64 ($\pm 0,15$) BC
LU	1,93 ($\pm 0,35$) A
VE	0,50 ($\pm 0,13$) C
GC	1,36 ($\pm 0,54$) ABC
TZI	0,65 ($\pm 0,27$) BC
TC	1,48 ($\pm 0,51$) AB

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip seramik türü grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P > 0,05$).

ND6 renkli alt yapı üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.7’de gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değerini C grubu gösterdi. Bunu sırasıyla TC, Emp, e.max takip etti. Ancak bu seramik gruplarının ΔE_{00} değerlerinin arasında anlamlı fark bulunmadı ($P > 0,05$). GC, LU, VE ve TZI daha düşük ΔE_{00} değerleri gösterdi. En düşük ΔE_{00} değerini VS grubu gösterdi ve LU, VE ve TZI gruplarıyla istatistik açıdan anlamlı bulunmadı ($P > 0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri VS, LU, VE ve TZI için için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında; C, Emp, e.max, GC ve TC için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.7. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND6 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri

ND6	Ortalama ($\pm SS$)
C	2,87 ($\pm 0,55$) A
Emp	2,41 ($\pm 0,46$) ABC
e.max	2,05 ($\pm 0,59$) ABC
VS	0,82 ($\pm 0,16$) E
LU	1,60 ($\pm 0,17$) CDE
VE	1,11 ($\pm 0,32$) DE
GC	1,93 ($\pm 0,52$) BCD
TZI	0,85 ($\pm 0,11$) E
TC	2,56 ($\pm 0,41$) AB

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip seramik türü grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P > 0,05$).

ND7 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.8’de gösterilmektedir. En yüksek ΔE değerini Emp grubu gösterdi. Bunun sırasıyla GC, TC, C, e.max ve LU takip etmektedir. Ancak bu seramik gruplarının ΔE_{00} değerlerinin arasında anlamlı fark bulunmadı ($P>0,05$). En düşük ΔE_{00} değerini TZI grubu gösterdi. LU, VS ve VE gruplarıyla istatistik açıdan anlamlı bulunmadı ($P>0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri TZI için algılanabilirlik eşik değerinin altında; VS, LU ve VE için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında; C, Emp, e.max, GC ve TC için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.8. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND7 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri

ND7	Ortalama ($\pm$ SS)
C	1,95 ($\pm$ 0,61) A
EMP	2,30 ($\pm$ 0,38) A
e.max	1,84 ($\pm$ 0,52) AB
VS	1,05 ($\pm$ 0,47) BC
LU	1,43 ($\pm$ 0,32) ABC
VE	1,03 ($\pm$ 0,42) BC
GC	2,22 ($\pm$ 0,75) A
TZI	0,79 ($\pm$ 0,27) C
TC	2,13 ($\pm$ 0,50) A

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip seramik türü grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P>0,05$).

ND8 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.9’da gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değerini TC grubu gösterdi. Bunu sırasıyla LU, GC, C, VS, e.max, VE ve Emp takip etmektedir. Ancak bu seramik grupların ΔE_{00} değerleri arasındaki fark istatistik açıdan farklı bulunmadı ($P>0,05$). En düşük ΔE_{00} değerini TZI grubu gösterdi. TZI grubu ile TC grubu arasında ΔE_{00} değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulundu ($P<0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) ΔE_{00} değerleri Emp, VE ve TZI için algılanabilirlik eşik değerinin altında; C, e.max, VS, LU, GC ve TC için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında bulundu.

Çizelge 4.9. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND8 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri

ND8	Ortalama ($\pm SS$)
C	1,29 ($\pm 0,16$) AB
Emp	0,71 ($\pm 0,22$) AB
e.max	0,88 ($\pm 0,30$) AB
VS	1,12 ($\pm 0,38$) AB
LU	1,42 ($\pm 0,32$) A
VE	0,74 ($\pm 0,18$) AB
GC	1,36 ($\pm 0,32$) A
TZI	0,44 ($\pm 0,19$) B
TC	1,46 ($\pm 0,31$) A

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip seramik türü grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P > 0,05$).

ND9 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.10’da gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değerini LU grubu göstermektedir, bununla birlikte TC ve Emp grupları ΔE_{00} değerleri açısından LU grubuyla istatistik olarak anlamlı bulunmadı ($P > 0,05$). En düşük ΔE_{00} değerini TZI grubu gösterdi. VE grubu ile TZI grubu ΔE_{00} değerleri farkı istatistik olarak anlamlı bulunmadı. Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri tüm seramik türleri için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.10. Çalışmada kullanılan seramiklerin ND9 renkli altyapı üzerinde ΔE_{00} değerleri

ND9	Ortalama ($\pm SS$)
C	4,40 ($\pm 0,75$) BC
Emp	4,83 ($\pm 1,03$) AB
e.max	4,03 ($\pm 0,83$) BCD
VS	3,24 ($\pm 0,69$) D
LU	5,61 ($\pm 1,19$) A
VE	2,30 ($\pm 0,44$) E
GC	3,95 ($\pm 1,19$) C
TZI	1,89 ($\pm 0,52$) E
TC	4,86 ($\pm 1,20$) AB

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip seramik türü grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P > 0,05$).

4.2.2. Seramik Türlerinin Farklı Renkli Altyapılar Üzerindeki Renk Değişiminin Karşılaştırılması

Feldspatik seramiğin (C) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.11’de gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değeri ND9 altyapı üzerinde gözlemlendi ($\Delta E_{00} = 4,40$). Bu değer diğer tüm altyapıların üzerinde ölçülen ΔE_{00} değerlerine göre anlamlı bulundu ($P < 0,05$). İkinci en yüksek ΔE_{00} değeri diğer altyapılar üzerinde bulunan ΔE_{00} değerlerine göre istatistik olarak anlamlı farklılık gösterecek şekilde ND6 alt yapıda bulundu. En düşük ΔE_{00} değeri ND1 altyapı üzerinde yapılan ölçümde bulundu. ND3, ND5 ve ND8 altyapılar üzerinde ölçülen ΔE_{00} değerleri ile anlamlı fark göstermedi ($P > 0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri ND1, ND3, ND5 ve ND8 için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında; ND4, ND6, ND7 ve ND9 için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.11. Feldspatik seramiğin (C) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri

C	ND1	ND3	ND4	ND5	ND6	ND7	ND8	ND9
Ortalama ($\pm SS$)	0,96 ($\pm 0,25$)	1,05 ($\pm 0,42$)	1,85 ($\pm 0,60$)	1,06 ($\pm 0,11$)	2,87 ($\pm 0,55$)	1,95 ($\pm 0,61$)	1,29 ($\pm 0,16$)	4,40 ($\pm 0,75$)
	E	DE	CD	DE	B	C	CDE	A

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip altyapı grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P > 0,05$).

Lösitle güçlendirilmiş seramiğin (Emp) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.12’ de gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değeri ND9 altyapı üzerinde gözlemlendi ($\Delta E_{00} = 4,83$). Bu değer diğer tüm altyapıların üzerinde ölçülen ΔE_{00} değerlerine göre anlamlı bulundu ($P < 0,05$). İkinci en yüksek ΔE_{00} değeri ND6 altyapı üzerinde yapılan ölçüm değerinde bulundu. Bu değer ND7 ve ND4 alt yapılar üzerindeki ΔE_{00} değerleriyle ile anlamlı fark göstermedi ($P > 0,05$). En küçük ΔE_{00} değeri ND1 altyapı üzerinde bulundu ve ND5, ND3 ve ND8 altyapıların üzerindeki ΔE_{00} değerleriyle anlamlı fark göstermedi ($P > 0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri ND1, ND3 ve ND8 için algılanabilirlik eşik değerinin altında; ND5 için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında; ND4, ND6, ND7 ve ND9 için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.12. Lösitle güçlendirilmiş seramiğin (Emp) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri

Emp	ND1	ND3	ND4	ND5	ND6	ND7	ND8	ND9
Ortalama ($\pm SS$)	0,61 ($\pm 0,18$)	0,78 ($\pm 0,34$)	2,11 ($\pm 0,51$)	1,34 ($\pm 0,55$)	2,41 ($\pm 0,46$)	2,30 ($\pm 0,38$)	0,71 ($\pm 0,22$)	4,83 ($\pm 1,03$)
	D	D	BC	CD	B	B	D	A

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip altyapı grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P > 0,05$).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiğin (e.max) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.13'te gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değeri ND9 altyapı üzerinde gözlemlendi ($\Delta E_{00} = 4,03$). Bu değer diğer tüm altyapıların üzerinde ölçülen ΔE_{00} değerlerine göre anlamlı bulundu ($P < 0,05$). İkinci en yüksek ΔE_{00} değeri ND6 altyapı üzerinde yapılan ölçüm değerinde bulundu. Bu değer ND7 ve ND4 altyapılar üzerindeki ΔE_{00} değerleriyle anlamlı fark göstermedi ($P > 0,05$). En küçük ΔE_{00} değeri ND1 altyapı üzerinde bulundu ve ND5, ND3 ve ND8 altyapıların üzerindeki ΔE_{00} değerleriyle anlamlı fark göstermedi ($P > 0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri ND1, ND3 için algılanabilirlik eşik değerinin altında; ND4, ND5 ve ND8 için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında; ND6, ND7 ve ND9 için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.13. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiğin (e.max) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri

e.max	ND1	ND3	ND4	ND5	ND6	ND7	ND8	ND9
Ortalama ($\pm SS$)	0,54 ($\pm 0,24$)	0,67 ($\pm 0,27$)	1,43 ($\pm 0,45$)	0,96 ($\pm 0,40$)	2,05 ($\pm 0,59$)	1,84 ($\pm 0,52$)	0,88 ($\pm 0,30$)	4,03 ($\pm 0,83$)
	E	DE	BCD	CDE	B	BC	DE	A

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip altyapı grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P > 0,05$).

Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiğin (VS) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.14'te gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değeri ND9 altyapı üzerinde gözlemlendi ($\Delta E_{00} = 3,24$). Bu değer diğer tüm altyapıların üzerinde ölçülen ΔE_{00} değerlerine göre anlamlı bulundu ($P < 0,05$). En küçük ΔE_{00} değeri ND1 altyapı üzerinde bulundu ve ND9 hariç diğer tüm altyapıların üzerindeki ΔE_{00} değerleriyle anlamlı fark göstermedi ($P > 0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri ND1,

ND3, ND4 ve ND5 için algılanabilirlik eşik değerinin altında; ND6, ND7 ve ND8 için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında; ND9 için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.14. Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiğin (VS) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri

VS	ND1	ND3	ND4	ND5	ND6	ND7	ND8	ND9
Ortalama	0,30	0,44	0,58	0,64	0,82	1,05	1,12	3,24
($\pm SS$)	($\pm 0,16$)	($\pm 0,38$)	($\pm 0,24$)	($\pm 0,15$)	($\pm 0,16$)	($\pm 0,47$)	($\pm 0,38$)	($\pm 0,69$)
	B	B	B	B	B	B	B	A

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip altyapı grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P > 0,05$).

Rezin nano seramiğin (LU) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.15'te gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değeri ND9 altyapı üzerinde gözlemlendi ($\Delta E_{00} = 5,61$). Bu değer diğer tüm altyapıların üzerinde ölçülen ΔE_{00} değerlerine göre anlamlı bulundu ($P < 0,05$). İkinci en yüksek ΔE_{00} değeri ND4 altyapı üzerinde yapılan ölçüm değerinde bulundu. Bu değer ND5 ve ND6 altyapılar üzerindeki ΔE_{00} değerleriyle anlamlı fark göstermedi ($P > 0,05$). En küçük ΔE_{00} değeri ND3 altyapı üzerinde bulundu ve ND1 altyapı üzerindeki ΔE_{00} değeriyle anlamlı fark göstermedi ($P > 0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri ND1 ve ND3 için algılanabilirlik eşik değerinin altında; ND6, ND7 ve ND8 için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında; ND4, ND5 ve ND9 için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.15. Rezin nano seramiğin (LU) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri

LU	ND1	ND3	ND4	ND5	ND6	ND7	ND8	ND9
Ortalama	0,67	0,49	2,32	1,93	1,60	1,43	1,42	5,61
($\pm SS$)	($\pm 0,07$)	($\pm 0,23$)	($\pm 0,18$)	($\pm 0,35$)	($\pm 0,17$)	($\pm 0,32$)	($\pm 0,32$)	($\pm 1,19$)
	DE	E	B	BC	BC	CD	CD	A

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip altyapı grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P > 0,05$).

Polimer infiltre ağ yapılı seramiğin (VE) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.16'da gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değeri ND9 altyapı üzerinde gözlemlendi ($\Delta E_{00} = 2,30$). Bu değer diğer tüm altyapıların üzerinde ölçülen ΔE_{00} değerlerine göre anlamlı

bulundu ($P<0,05$). En küçük ΔE_{00} değeri ND1 altyapı üzerinde bulundu ve ND9 hariç diğer tüm altyapıların üzerindeki ΔE_{00} değerleriyle anlamlı fark göstermedi ($P>0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri ND1, ND3, ND5 ve ND8 için algılanabilirlik eşik değerinin altında; ND4, ND6 ve ND7 için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında; ND9 için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.16. Polimer infiltre ağ yapılı seramiğin (VE) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri

VE	ND1	ND3	ND4	ND5	ND6	ND7	ND8	ND9
Ortalama ($\pm SS$)	0,47 ($\pm 0,19$)	0,62 ($\pm 0,35$)	0,83 ($\pm 0,33$)	0,50 ($\pm 0,13$)	1,11 ($\pm 0,32$)	1,03 ($\pm 0,42$)	0,74 ($\pm 0,18$)	2,30 ($\pm 0,44$)
	B	B	B	B	B	B	B	A

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip altyapı grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P>0,05$).

Nanopartikülle doldurulmuş kompozit rezin yapısında hibrit nanoseramiğin (GC) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.17’de gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değeri ND9 altyapı üzerinde gözlemlendi ($\Delta E_{00} = 3,95$). Bu değer diğer tüm alt yapıların üzerinde ölçülen ΔE_{00} değerlerine göre anlamlı bulundu ($P<0,05$). İkinci en yüksek ΔE_{00} değeri ND7 altyapı üzerinde yapılan ölçüm değerinde bulundu. Bu değer ND5, ND6 ve ND8 alt yapılar üzerindeki ΔE_{00} değerleriyle anlamlı fark göstermedi ($P>0,05$). En küçük ΔE_{00} değeri ND1 altyapı üzerinde bulundu ve ND3, ND4, ND5 ve ND8 altyapı üzerindeki ΔE_{00} değeriyle anlamlı fark göstermedi ($P>0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri ND1, ND3, için algılanabilirlik eşik değerinin altında; ND4, ND5, ND8 için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında; ND6, ND7 ve ND9 için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.17. Nanopartikülle doldurulmuş kompozit rezin yapısında hibrit nanoseramiğin (GC) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri

GC	ND1	ND3	ND4	ND5	ND6	ND7	ND8	ND9
Ortalama ($\pm SS$)	0,60 ($\pm 0,20$)	0,78 ($\pm 0,48$)	1,10 ($\pm 0,39$)	1,36 ($\pm 0,54$)	1,93 ($\pm 0,52$)	2,22 ($\pm 0,75$)	1,36 ($\pm 0,32$)	3,95 ($\pm 1,19$)
	D	D	CD	BCD	BC	B	BCD	A

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip altyapı grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P>0,05$).

Monolitik zirkonya seramiğin (TZI) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.18’de gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değeri ND9 altyapı üzerinde gözlemlendi ($\Delta E_{00}=1,89$). Bu değer diğer tüm altyapıların üzerinde ölçülen ΔE_{00} değerlerine göre anlamlı bulundu ($P<0,05$). En küçük ΔE_{00} değeri ND3 altyapı üzerinde bulundu ve ND9 hariç diğer tüm altyapıların üzerindeki ΔE_{00} değerleriyle anlamlı fark göstermedi ($P>0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri ND1, ND3, ND4, ND5, ND7 ve ND8 için algılanabilirlik eşik değerinin altında; ND6 için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında; ND9 için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.18. Monolitik zirkonya seramiğin (TZI) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri

TZI	ND1	ND3	ND4	ND5	ND6	ND7	ND8	ND9
Ortalama	0,45	0,29	0,52	0,65	0,85	0,79	0,44	1,89
($\pm SS$)	($\pm 0,15$)	($\pm 0,15$)	($\pm 0,15$)	($\pm 0,27$)	($\pm 0,11$)	($\pm 0,27$)	($\pm 0,19$)	($\pm 0,52$)
	B	B	B	B	B	B	B	A

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip altyapı grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P>0,05$).

Kompozit bloğun (TC) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri Tablo 4.19’da gösterilmektedir. En yüksek ΔE_{00} değeri ND9 altyapı üzerinde gözlemlendi ($\Delta E_{00}=4,86$). Bu değer diğer tüm altyapıların üzerinde ölçülen ΔE_{00} değerlerine göre anlamlı bulundu ($P<0,05$). İkinci en yüksek ΔE_{00} değeri ND6 altyapı üzerinde yapılan ölçüm değerinde bulundu. Bu değer ND4 ve ND7 alt yapılar üzerindeki ΔE_{00} değerleriyle anlamlı fark göstermedi ($P>0,05$). En küçük ΔE_{00} değeri ND3 altyapı üzerinde bulundu ve ND1 altyapı üzerindeki ΔE_{00} değeriyle anlamlı fark göstermedi ($P>0,05$). Uluslararası Standardizasyon Örgütüne (ISO/TR 28642:2016) göre ΔE_{00} değerleri ND3 için algılanabilirlik eşik değerinin altında; ND1, ND5 ve ND8 için algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasında; ND4 için kabul edilebilirlik eşik değerinde; ND6, ND7 ve ND9 için ise kabul edilebilirlik eşik değerinin üzerinde bulundu.

Çizelge 4.19. Kompozit bloğun (TC) farklı renkli altyapılar üzerinde ΔE_{00} değerleri

TC	ND1	ND3	ND4	ND5	ND6	ND7	ND8	ND9
Ortalama ($\pm SS$)	0,96 ($\pm 0,28$)	0,41 ($\pm 0,17$)	1,77 ($\pm 0,54$)	1,48 ($\pm 0,51$)	2,56 ($\pm 0,41$)	2,13 ($\pm 0,50$)	1,46 ($\pm 0,31$)	4,86 ($\pm 1,20$)
	DE	E	BCD	CD	B	BC	CD	A

SS: Standart Sapma

*Ortak büyük harfe sahip altyapı grupları arasındaki ortalama ΔE_{00} değerleri istatistik olarak anlamlı değildir ($P > 0,05$).



5. TARTIŞMA

Diş yapısını estetik olarak tatmin edici bir şekilde restore etmek için günümüzde en yaygın kullanılan materyal tam seramiklerdir. Tam seramikler doğal diş yapısına yakın ışıık geçirgenlikleri, renk seçenekleri, biyolojik uyumlulukları ve kimyasal stabiliteleri ile ideal materyal olarak görülmektedir [61]. Ancak kron köprü protezlerinde mükemmel estetik sağlama potansiyeli olan tam seramiklerle istenen sonucu elde etmek doğru endikasyonda vaka seçimi ve materyal seçimine bağlıdır. Son dönemde materyal üretim tekniklerindeki ve CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler sonucu farklı yapıda ve farklı özelliklere sahip çok sayıda tam seramik materyali kullanıma sunulmuştur. Restorasyonların tasarımını ve restoratif materyalin şekillendirilmesini tamamen bilgisayar kontrolünde gerçekleştiren CAD/CAM teknolojisi sayesinde, laboratuvar şartlarında şekillendirilmesi mümkün olmayan veya zor olan seramik türlerinin üretimi mümkün olmuştur. Üstelik üretici firmalar tarafından ideal koşullarda standart olarak üretilmiş bloklardan hazırlanan restorasyonların kalitesi artmıştır. CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliği pratiğine sağladığı diğer avantajlar arasında restorasyonların geleneksel yöntemlere kıyasla daha uyumlu ve daha hızlı bir şekilde üretilmesidir. Ayrıca bu yöntemler ölçüden üretim aşamasına kadar hasta ve hekim konforunu arttırmaktadır [30, 132,133].

Tam seramik restorasyonların ağız içi kuvvetler altında yeterli dayanıklılık gösterebilmesi; seramik yapısının güçlendirilmesi veya geleneksel cam seramiklerin yüksek dayanıklılığa sahip seramik altyapılarla desteklenmesi yoluyla sağlanmaktadır. Tam seramik restorasyonlar için dayanıklılığı ve estetiği birleştiren altyapı-veneer porseleninden oluşan iki tabakalı sistemlerde görülen veneer kırığı, atma, veneer tabakanın ayrılması gibi problemleri ortadan kaldırmak amacıyla son yıllarda monolitik veya tek tabakadan oluşan restorasyonların yapımı gündeme gelmiştir [15, 57, 134]. Monolitik restorasyonlar tabakalı sistemlere göre üretim aşamalarının kolaylaşması, üretim süresinin kısılması, gerekli preparasyon miktarının azalması ve kısıtlı interoklüzal mesafenin söz konusu olduğu vakalarda uygulanabilme gibi klinik avantajlar da sağlamaktadır [134-136]. Günümüzde CAD/CAM sistemlerinde üretilerek monolitik kullanıma uygun farklı yapısal özelliklere sahip çok sayıda materyal kullanılmaktadır [137]. Bu çalışmada; feldspatik seramik, lösit ile güçlendirilmiş seramik, lityum disilikat seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik, rezin nanoseramik, polimer infiltre ağ yapılı seramik, nanopartikülle doldurulmuş kompozit rezin yapısında hibrit nanoseramik, monolitik zirkonya ve kompozit rezin olmak

üzere mevcut monolitik restorasyon bloklarının translüsensi parametreleri ve destek diş taklit eden farklı renklerde altyapılar üzerine uygulandıklarında maskeleme özellikleri incelenmiştir.

Tam seramik restorasyonların ağız içine uygulandığında final rengi ve görünümü; restoratif materyalin kompozisyonu, mikroyapısı, optik özellikleri, yüzey özellikleri, kalınlığı ve yapıştırma simanının rengi ile opasitesi gibi çok sayıda faktörün rol oynamasıyla ortaya çıkan bir durumdur. [104, 111, 138-148]. Bunların yanı sıra prepare edilmiş destek dişin rengi de bir seramik restorasyonun final rengini tek başına gözle görülebilir ölçüde etkileyebilecek önemli bir faktördür [104]. Renklenmiş devital dişlerin veya metal dayanakların restorasyonu söz konusu olduğunda, alttaki bu renklerin maskelenerek istenen diş rengine ulaşmak için materyal seçimi önem kazanmaktadır. Bu da estetik diş hekimliğinde sık karşılaşılan bir klinik problemdir. Mevcut literatür incelendiğinde tam seramik restorasyonların maskeleme özelliklerini değerlendiren çalışmaların; tabakalı ve monolitik restorasyonların karşılaştırılması [149, 150] zirkonya altyapılı restorasyonlarda altyapı kalınlığının [138, 151] ve monolitik seramik restorasyonlarda materyal kalınlığının [152-155] maskeleme üzerine etkisi üzerine yoğunlaştığı görülmektedir. Ancak bu çalışmada olduğu gibi mikroyapıları ve optik özellikleri birbirinden farklı çok sayıda materyalin translüsensi ve maskeleme özelliklerini karşılaştıran çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmada restoratif materyallerin kalınlıklarının sabit tutularak kalınlığın etkisinin ortadan kaldırılması ve siman tabakasının standart kalınlıkta translüsent simandan hazırlanmasıyla yapıştırma simanı etkisinin standart hale getirilmesi amaçlanmıştır.

Diş hekimliğinde renk ve renk değişikliğinin değerlendirilmesi için aletle ölçüm ve görsel yollarla yapılan ölçümler kullanılmaktadır. Görsel yollarla yapılan ölçümler subjektif ve matematiksel değerler veremediğinden çalışmalarda aletle renk ölçüm yöntemi sıklıkla kullanılmaktadır. Araştırmalar cihaz kullanılarak yapılan renk seçiminin, görsel yola göre daha başarılı sonuçlar verdiğini ortaya koymaktadır [118, 124]. Günümüzde renk seçimi için spektrofotometreler, kolorimetreler, spektroradyometreler ve dijital kameralar kullanılmaktadır [125]. Ancak bütün cihazlar arasında mutlak renk ölçümü için en doğru olan cihaz spektrofotometrelerdir. Bu aletlerin çalışma ömrü kolorimetrelerden daha uzundur ve metamerizminden etkilenmezler [127]. Bu sebeple çalışmada TP ve ΔE_{00} değerlerini belirlemek için spektrofotometre kullanıldı.

Dental seramiklerin ışık geçirgenliği ya da translüsensi özelliği, seramiğin kristalin yapısı ve içeriği tarafından belirlenen, kendine has ve kullanıcı tarafından değiştirilemeyen bir özelliğidir [114]. Seramik restorasyonların estetik sonucu için önemli olan translüsensi, restorasyonun doğal dişlerle renk uyumunun sağlanması ve alttaki diş dokusunun maskelenmesi gereken durumlar için önemlidir. Çalışmada incelenen seramik türlerinden en düşük translüsensi parametresini polikristalin yapıdaki monolitik zirkonya (TZI) göstermiştir. Tam seramik materyallerinin translüsensi özelliklerini gösteren çalışmalarda zirkonya esaslı seramiklerin düşük translüsensi göstermesi ortak bir bulgu olarak karşımıza çıkmıştır [49, 142, 156-160]. Zirkonya seramiklerin düşük translüsensi veya yüksek opasitesinin yapısında hiç cam faz içermeyen polikristalin yapısından kaynaklanmaktadır [134, 161]. Cam matriks seramikler yapılarındaki cam ve kristalin içeriğine göre, bu güçlendirici kristallerin yapısına ve dizilişine göre farklı ışık geçirgenliğine sahiptir. Kristalin içeriği arttıkça materyalin mekanik dayanımı artmakla beraber ışık geçirgenliği azalmakta olduğu ortaya koyulmuştur [162-164]. Bu çalışmada, mevcut çalışmaların sonuçları ile benzer şekilde zirkonya katkılı lityumsilikat (VS) ve bunu takiben lityum disilikat seramikler (emax) diğerlerine göre daha düşük translüsensi parametresi göstermiştir [165-167]. VS ve e.max materyallerinin benzer kristalin içeriğine rağmen, zirkonya katkısı VS'nin daha düşük ışık geçirgenliği göstermesine yol açmıştır. Alayad ve diğerleri (2020) da çalışmalarında zirkonya katkılı olan VS ve Celtra Duo'nun e.max'a göre daha düşük translüsensi gösterdiğini bildirmişlerdir [144]. Feldspatik ve lityum disilikat seramikleri de içeren translüsensinin değerlendirildiği çalışmalarda feldspatik seramiğin lityum disilikat seramiğe göre translüsent olduğu bulunmuştur [163,168]. Bizim çalışmamızda önceki çalışmalara uygun olarak C grubu emax grubuna göre daha translüent bulunmuştur. Lityum disilikat seramiklerin %70, feldspatik seramiklerin ise %30 kristalin yapı içerdiği bilinmektedir [169]. Bu iki seramik arasındaki translüsensi farkının kristalin miktarından kaynaklanabileceği düşünülmektedir [170, 171].

Çalışmamızda değerlendirilen seramiklerden feldspatik (C) ve lösit (Emp) içerikli seramikler yüksek cam içeriğine sahip materyallerdir. Kullanılan örnek kalınlığında, feldspatik örneklerin lösit içerikli materyale göre daha düşük translüsensi parametresi gösterdiği bulunmuştur ve bu bulgu daha önce Awad ve diğerleri (2015)'nin estetik CAD/CAM materyallerinin translüsensi özelliklerinin karşılaştırdıkları çalışmalarında da bildirilmiştir [172]. Bu farkın kristalin yapıdaki farklılıktan kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Rezin matriks seramikler, geleneksel CAD/CAM seramik bloklara göre daha kolay işlenebilirler. Fırınlanmaya veya glaze işlemlerine tabi tutulmadıkları için rezin matriks seramik restorasyonlar hızlı olarak üretilmektedir. Seramiklerin estetik özellikleri ile rezin matriksin dentine yakın mekanik özelliklerini biraraya getirmesi sebebiyle bu seramiklerin kullanımları yaygınlaşmıştır [173]. Bu seramiklerin fiziksel ve mekanik özellikleri daha önce çok sayıda çalışmada incelenmiş [174, 175], ancak optik özellikleri ile ilgili sınırlı bilgiye rastlanmıştır. Çalışmada rezin ve seramik içerikleri farklı rezin matriks seramik olan rezin nanoseramik (LU), polimer infiltre ağ yapılı seramik (VE), kompozit rezin yapısında hibrit nanoseramik (GC)' in TP ve maskeleme özellikleri değerlendirilmiştir. Bu materyallerden VE (TP=9,76), monolitik zirkonya materyalinden sonra en düşük TP değerini göstermiş, diğer rezin matriks seramikler CG (TP=14,60), LU (TP=16,34) ise çalışmada en yüksek translüseye sahip kompozit rezinden sonra gelen TP değerlerini ortaya koymuşlardır. Günel ve diğerleri (2017) farklı monolitik CAD/CAM materyallerin farklı kalınlıklardaki optik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında 1mm seramik kalınlığı için belirledikleri TP değerlerinde monolitik zirkonyadan sonra en düşük TP değerine VE için ulaşmışlardır [171]. Alayad ve diğerleri (2020) CAD/CAM seramiklerin translüseni özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında VE'yi e.max ve türevi olan VS ile karşılaştırmışlar, bu materyallerden daha düşük TP değeri bulmuşlardır [144]. Yazarların 1,5 mm kalınlıkta VE için bildirdikleri TP bu çalışma ile benzerlik göstermektedir. VE'nin ağırlıkça %23 Al_2O_3 içeriği, bu materyalin kristal doldurucular ile güçlendirilmiş seramiklere daha yakın fiziksel özellikler göstermesine sebep olmuş olabilmektedir. Çelik ve diğerleri (2019) rezin matriks seramiklerin farklı kalınlıklarıyla seramiklerin translüsensi değerlendirmelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında 1ve 1.5 mm seramik kalınlığında VE'nin LU ve GC'ye göre daha düşük translüsensi gösterdiğini belirtmişlerdir [176]. Awad ve diğerleri (2015) 1 mm ve 2 mm kalınlığındaki VE ve LU malzemelerinin translüsensi değerlerini incelemişler ve LU'nun VE'den daha yüksek translüsensi değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir [172]. LU'nun nano dolgu partikülleri, görünür ışığın dalga boyundan daha küçüktür, bu da daha az ışık saçılımı ve daha yüksek translüsensi ile sonuçlanabilir. Bu sebeple LU daha yüksek translüsensi göstermiş olabilmektedir [176].

Translüsensi seramik materyallerin kalınlığı ile de ilişkili bir faktördür. Diğer bir deyişle bir seramiğin kalınlığındaki değişimlerle ışık geçirgenliği de değişmektedir [156, 171]. Bu özellik restorasyon üretilirken translüsensinin diş hekimi veya diş teknisyeni tarafından belirli düzeylerde değiştirilebilmesine olanak sağlar [156-157]. Çalışmalar her materyal için

alttaki renkten etkilenmeyecek yani maskeleme yapabilecek kalınlık ile ilgili sonuçlar ortaya koymuşlardır. Tabatabaian ve diğerleri (2019) renklenmiş dişlerde maskeleme özelliklerini ölçmek amacıyla farklı kalınlıkta zirkonya örneklerle yaptıkları çalışmada; kalınlık arttıkça maskeleme özelliğinin arttığını, zirkonyanın alttaki dişin rengini maskelemesi için kabul edilebilir kalınlığının en az 1 mm ve ideal kalınlığının ise en az 1,6 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir [139]. Pires ve diğerleri (2017) farklı translüsensi gösteren lityumdisilikat esaslı iki seramik (IPS e.max Press LT, IPS e.max Press HO) materyalinin 2 mm kalınlıkta iken restorasyonun final renginin siman ve arka planın renginden etkilenmediğini belirtmişlerdir [178]. Tam seramik restorasyonların renginin destek diş ve yapıştırıcı siman rengi ile etkileşimini değerlendiren çalışmalar 2 mm seramik kalınlığının simanın etkisini ortadan kaldırdığını bildirmişlerdir [179]. Ancak diş dokusunda 2 mm preparasyon fazla bir madde kaybına yol açabilir, özellikle küçük dişlerde, kron boyu kısa dişlerde ve pulpa odasının geniş olduğu dişlerde pulpa bütünlüğünü tehlikeye atabilir. Alayad ve diğerleri (2020) farklı seramiklerin translüsensi ve maskeleme özelliklerini ve bunların kalınlıkla ilişkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında VS nin en düşük translüsensi gösterdiğini ve TP değerlerinin 0,5, 1 ve 1,5 mm kalınlıklarda anlamlı fark göstermediğini bildirmişlerdir. E.max, Celtra Duo ve VE materyalleri ise VS den anlamlı düzeyde düşük TP göstermiş ve kalınlık arttıkça ışık geçirgenliği azalsa da VS nin maskeleyebilme özelliğini göstermemiştir [144]. Çalışmamızda, maskeleme özellikleri değerlendirilen monolitik seramiklerin tümü 1,5 mm kalınlığında hazırlanarak hem klinik durumun taklit edilmesi hem de farklı materyallerin standart koşullarda karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Tam seramik restorasyonlarda final rengini etkileyen önemli faktörlerden biri destek dişin ya da alt yapının rengidir [104, 141, 144, 180]. Yapısal bozukluklar veya endodontik tedavi gibi sebeplerle renklenmiş dişlere doğal görünüm kazandırmak, metalik kor yapılar ile restore edilmiş aşırı doku harabiyeti gösteren dişleri restore etmek ve implant üstü restorasyonların estetiğini geliştirmek tam seramik restorasyonların önde gelen endikasyonları arasındadır. Işık geçirgenliğinin estetik sağlamada önemi göz önüne alındığında, tam seramik materyalinden alttaki renkten etkilenmeyecek opaklığa ve restore edilecek dentisyonun ışık geçirgenliğini taklit edecek translüsensiye sahip olması beklenmektedir. Artan materyal çeşitliliği hekimlere farklı klinik durumlara uygun materyal seçimi için geniş olanaklar sunmaktadır. Ancak farklı altyapı renkleri üzerinde kullanıldıklarında, farklı yapılarıdaki materyallerin translüsensi ve maskeleme özelliklerinin, standart şartlarda bir arada değerlendirildiği çalışmaya rastlanmamıştır.

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin koyu renkli altyapılar üzerindeki maskeleye özellikleri genellikle CIELAB (ΔE^*ab) ve CIEDE2000 (ΔE_{00}) renk farkı formülleri kullanılarak belirlenmektedir. CIEDE2000 renk farkı formülü, insan gözünün algıladığı renk farklılıklarını CIELab formülünden daha iyi yansıtmaktadır. Hesaplanan renk farklılıklarına daha iyi uyum sağlayarak, insan tarafından daha iyi algılanabilir ve diş renkleri arasındaki renk farklılıklarının kabul edilebilirliği konusunda daha iyi göstergeler sağlamıştır [181]. Diş hekimliğinde son yıllarda yapılan çalışmalarda CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülü kullanılmaktadır [104, 111, 140, 182 -184].

İki materyal arasındaki veya bir materyalin iki farklı durumu arasındaki ΔE 'yi raporlamak klinik olarak anlamlı olmayabilir. Bu nedenle, son araştırmalar, algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerlerine dayalı olarak ΔE 'nin değerlendirilmesi gerektiğini bildirmiştir. Rengin görsel algısı karmaşık olduğundan, eşik değerleri de zamanla değişmiştir. Ancak ISO tarafından standardizasyon edilmiştir [185]. Çalışmada ISO Uluslararası Standardizasyon Örgütünün belirttiği (ISO/TR 28642:2016) ($PT=0.8 \Delta E_{00}$, $AT=1.8 \Delta E_{00}$) algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik değerleri göz önüne alınarak ΔE_{00} değerleri yorumlanmıştır.

Metal, gümüş, altın, amalgam ve opak zirkonya gibi diş renginden uzak altyapıların maskelenmesi üzerine çalışmalar yapılmıştır [140-142]. Bunlar gibi altyapı renkleriyle yapılan çalışmalarda, zirkonyanın belirli kalınlıktaki altyapı veya monolitik restorasyonlarında renkli altyapıların rengini maskeleyiği bildirilmektedir [138, 139]. Ancak farklı renklerdeki dentin dokusunun ışık geçirgenliği yüksek olan seramiklerle restore edildiğinde elde edilecek klinik sonuçlar için dentin renklerinin taklit edilmesi gerekmektedir. Çalışmada prepare edilen dişlerin gösterebileceği 9 farklı dentin rengini taklit eden kompozit rezin esaslı altyapı materyali (IPS Natural Die) kullanılmıştır. Bu materyallerde dentin renkleri ND1-ND9 kodları ile ifade edilmektedir. Basegio ve ark. (2019) ND3 renginin sağlıklı dentini, ND8 renginin vital olmayan prepare edilmiş diş rengini, ND9 renginin ise metalik alt yapı rengini taklit ettiğini belirtmişlerdir [104]. Czigola ve diğerleri (2019) çalışmalarında ND2 rengini kontrol grubu olarak belirleyerek diğer tüm IPS Natural Die Materyal setindeki renkleri altyapı olarak kullanmıştır [186]. Bu çalışmada ise seramik örnekler A2 veya A2'ye en yakın olduğu üretici firmalar tarafında belirtilen bloklardan hazırlanmıştır. Buna göre feldspatik seramik, lüsit ile güçlendirilmiş seramik, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik, rezin nanoseramik, nanopartikülle doldurulmuş kompozit rezin yapısında hibrit nanoseramik, monolitik zirkonya, kompozit blok

seramiklerde Vitapan Classical skalasına düşük translüsenside A2 renkte, zirkonya ile güçlendirilmiş lityumsilikat seramik, polimer infiltre ağ yapılı seramik seramiklerde ise VITA 3D-Master skalasına göre ise düşük translüsenside 2M2 renkte bloklar kullanılmıştır. Altyapı renklerinin değerlendirilmesinde ise Vita Classical skalası A2 rengi ile en yakın renk parametreleri gösterdiği bildirilen ND2 rengi seramik örnekler ile birlikte kontrol altyapı olarak kullanılmıştır [187].

Çalışmada 9 seramik materyalin de ND1 ve ND3 altyapılar üzerinde kontrole göre (ND2) gösterdikleri ΔE_{00} değerleri 1'in altında ve kabul edilebilir eşik değerinin altında bulundu ve materyaller arasında istatistik olarak anlamlı farka rastlanmadı. Buna göre ND1 ve ND3 alt yapı üzerinde tüm seramikler kontrole yakın renk farkı gösterdi. ND4 ve ND5 altyapılar üzerinde materyalin kontrole göre renk farkları değerlendirildiğinde TZI ve VS materyallerinin algılanabilir eşik değerinin altında renk farkı gösterdiği bulundu ve bu sonucun materyallerdeki zirkonya içeriğinden kaynaklandığı düşünüldü. Çalışmamızda rezin matriks seramiklerden VE zirkonya içerikli seramiklere yakın maskeleme özelliği göstermiştir. Bir çalışma da materyalin yapısındaki yüksek oranda Al_2O_3 içeriğinin materyale bu optik özelliği sağladığı bildirilmiştir [172]. Kandil ve diğerleri (2019) bu çalışmadaki gibi VE ve VS materyallerinin 0,5 mm kalınlıkta koyu renk altyapı üzerinde maskeleme özelliklerinin benzerlik gösterdiğini bildirmişlerdir. Ancak çalışmanın 0,5 mm materyal kalınlığında yapılmış olması ve ΔE_{ab} sistemiyle belirlenmiş olması sebebiyle direk karşılaştırma yapılamamaktadır [143]. Alayad ve diğerleri (2020) 0,5mm, 1mm ve 1,5mm materyal kalınlıklarında yaptıkları çalışmalarında nikel-kobalt ve A3,5 renkli altyapılar üzerinde VS, VE, e.max ve Celtra Duo'nun maskeleme özelliklerini incelemişlerdir. Bu çalışmada kullandığımız 1,5 mm materyal kalınlığının aksine e.max'in maskeleme özelliğinin VS ve VE ninkinden yüksek olduğunu bildirmişlerdir [144]. Ancak bu çalışmada kullanılan altyapıların materyal çeşitleri ve rengi bu çalışmayla aynı değildir ve renk farkını belirlemek için ΔE_{ab} kullanılmıştır. Cam matriks ve rezin matriks seramikleri içeren diğer materyallerde algılanabilir veya kabul edilebilir değerlerin üzerinde renk farkı tespit edilmiştir. ND6 ve ND7 altyapılar üzerinde maskeleme özelliklerini karşılaştırdığında zirkonya içerikli TZI ve VS'nin en düşük renk farkını göstermesine rağmen algılanabilir eşik değerinin üzerinde ΔE_{00} değeri gösterdikleri tespit edilmiştir. Çalışmada metalik altyapıyı temsil eden ND9 altyapı üzerinde seramik materyallerinin maskeleme özelliği değerlendirdiğimizde en opak olan TZI materyali de dahil olmak üzere tüm materyallerin kabul edilebilir eşik değerinin üzerinde ΔE_{00} gösterdiği görülmüştür. Buna göre metalik

dayanakların üzerine uygulanan 1,5 mm kalınlığında tam seramik restorasyonlar hedeflenen restorasyon rengini yakalamakta başarısız olacaktır.

Çalışmada kullanılan cam matriks seramikler yüksek oranda cam içerdiklerinden C, Emp ve e.max seramikler 1,5 mm seramik kalınlığında metalik altyapıyı temsil eden ND9'u ve sekonder dentin rengini taklit eden ND6'yı maskeleyememiştir. Emp ve emax kontrol rengine yakın değer gösteren ND1 ve ND3 altyapı renklerini maskelerken yüksek oranda cam matriks içeren C'nin göstermiş olduğu renk farkı değeri algılanabilir ve kabul edilebilir eşik değerleri arasında bulunmuştur. Czigola ve diğerleri (2019) LT özellikte emax materyalinin 1,5 mm materyal kalınlığında ΔE_{00} sistemini kullanarak yaptıkları çalışmada, emax' in ND9 ve ND6 altyapılarda kabul edilebilir eşik değerin üzerinde renk farkı gösterdiğini bildirmişlerdir [186]. Bu çalışmada kullanılan rezin matriks seramiklerden düşük translüsensi gösteren VE metalik rengi temsil eden ND9 hariç diğer tüm altyapılar üzerinde düşük renk farkı göstermiştir. Bu değerlerin çoğu algılanabilir ve kabul edilebilir eşik değerlerinin altındadır. Çalışmada monolitik zirkonyum (TZI) ve zirkonya içerikli bir seramik olan VS, ND9 hariç tüm altyapı renklerini maskeleyebilirken ND9 renkli altyapıyı maskeleyememiştir. Yüksek oranda polikristalin zirkonya içeren monolitik zirkonyumun maskelemesi ΔE_{00} değeri daha az miktarda zirkonya içeren VS'nin değerine göre daha düşük bulunmuştur. 1,5 mm kalınlıktaki TZI' nın renk farkı değeri kabul edilebilir eşik değerinden yüksektir. Buna göre metalik altyapıların restore edileceği vakalarda monolitik restorasyonlar yerine yüksek opasiteye sahip altyapılı kor-veneer sistemleri önerilebilir. VS ve TZI grupları sekonder dentin rengini taklit eden ND6 altyapı üzerinde kontrol grubuna göre algılanabilir eşik değerine yakın renk farkı göstermiştir. Sekonder dentinin maskelenmesinde zirkonya içerikli materyallerin kalınlıkları arttırılarak kullanılmasının uygun olduğu düşünülmektedir. Kontrol altyapı rengine yakın olan ND1 ve ND3 alt yapıları genellikle materyaller tarafından maskelenmiştir.

Çalışmada elde edilen bulgulara göre farklı yapılarıdaki monolitik seramiklerin (1.5 mm kalınlığında) maskeleme özellikleri seramik türü ve altyapı rengine göre değişiklik göstermiştir. Buna göre çalışmanın sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Tam seramik restorasyonlarda siman rengi de final restorasyon rengini etkileyen önemli bir unsurdur. Siman renginin restorasyon rengine etkisini değerlendiren birçok çalışma yapılmıştır. Opak renkli simanlar renklenmiş dişler ve koyu alt yapılar için daha yüksek



6. SONUÇ

Monolitik CAD/CAM materyallerinin farklı renkte altyapıların rengini maskeleyebilme özelliklerinin ve translüsensinin değerlendirildiği bu çalışma sınırları içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edildi.

- Çalışmada kullanılan tüm monolitik CAD/CAM materyallerinin translüsensi değerleri yüksekte düşüğe doğru sırasıyla kompozit blok (TC), rezin nanoseramik (LU), lösit ile güçlendirilmiş seramik (EMP), feldspatik seramik (C)= kompozit rezin yapısında hibrit nanoseramik (GC), lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (emax), zirkonyum katkılı lityumsilikat seramik (VS), polimer infiltre ağ yapılı seramik (VE) ve monolitik zirkonya (TZI) olarak bulundu.
- Çalışmada kullanılan tüm monolitik CAD/CAM materyallerin, metalik altyapı rengini temsil eden ND9 renkli altyapı üzerinde kabul edilebilir renk farkı eşik değerinin üzerinde ΔE_{00} göstermesi sebebiyle hiçbir materyalin ND9 altyapıyı maskeleyemediği belirlendi.
- TZI, VS ve VE, ND9 hariç diğer altyapıların üzerindeki renk farkı değerleri kabul edilebilir eşik değerinin altında ΔE_{00} bulundu. Bu materyaller diğer seramiklere kıyasla yüksek maskeleme özelliği gösterdi.
- Çalışmada kullanılan tüm monolitik CAD/CAM materyallerin, kontrol grubu olarak seçilen ND2'ye yakın renkte olan ND1 ve ND3 renkli altyapıları maskelediği belirlendi.
- Çalışmada kullanılan monolitik CAD/CAM materyallerinden TZI, VS ve VE hariç diğer seramiklerin sekonder dentini temsil eden ND6 renkli altyapıyı maskeleyemediği belirlendi.



KAYNAKLAR

1. Akın, E. (1999). Diş hekimliğinde porselen. *İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları*, 43(2).
2. McLaren, E., and Giordano, R. (2010). Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*, 31(9), 682-684.
3. Babu, P. J., Alla, R. K., Alluri, V. R., Datla, S. R., and Konakanchi, A. (2015). Dental ceramics: Part I—an overview of composition, structure and properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology*, 3(1), 13-18.
4. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Baybek, B., ve Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 41-48.
5. Denry, I. L., and Holloway, J. A. (2002). Effect of sodium content on the crystallization behavior of fluoramphibole glass–ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: 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*, 63(1), 48-52.
6. Aslam, A., Khan, D. A., Hassan, S. H., and Ahmed, B. (2017). Ceramic fracture in metal-ceramic restorations: The aetiology. *Dental update*, 44(5), 448-456.
7. Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(6), 557-562.
8. Yoshinari, M., and Dérand, T. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 7(4).
9. Phillips, R. W., Anusavice, K. J., Shen, C., and Rawls, H. R. (2013). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier/Saunders, 153-161.
10. Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., and Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10-15.
11. Willard, A., and Chu, T. M. G. (2018). The science and application of IPS e. Max dental ceramic. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 34(4), 238-242.
12. Sulaiman, T. A. (2020). Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 171-181.
13. Piconi, C., and Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
14. Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., and Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 4-9.

15. Stober, T., Bermejo, J. L., Rammelsberg, P., and Schmitter, M. (2014). Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of oral Rehabilitation*, 41(4), 314-322.
16. Beuer, F., Schweiger, J., and Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505-511.
17. Kanat, B., Çömlekoğlu, E. M., Dünder Çömlekoğlu, M., Hakan Sen, B., Özcan, M., and Güngör, M. A. (2014). Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. *Journal of Prosthodontics*, 23(6), 445-455.
18. Larsson, C., and Wennerberg, A. (2014). The clinical success of zirconia-based crowns: A systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 27(1), 33-42.
19. Kirsten, A., Parkot, D., Raith, S., and Fischer, H. (2014). A cusp supporting framework design can decrease critical stresses in veneered molar crowns. *Dental Materials*, 30(3), 321-326.
20. Yilmaz, H., Nemli, S. K., Aydin, C., Bal, B. T., and Tıraş, T. (2011). Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dental Materials*, 27(8), 786-795.
21. Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., and Thompson, V. P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: Comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics*, 23(5), 434-441.
22. Taskonak, B., Borges, G. A., Mecholsky Jr, J. J., Anusavice, K. J., Moore, B. K., and Yan, J. (2008). The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dental Materials*, 24(9), 1149-1155.
23. Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., and Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.
24. Coşkun, A., ve Yaluğ, S. (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5(2), 97-102.
25. Anusavice, K. J., Shen, C., and Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
26. Miara, P., Touati, B., Nathanson, D., and Giordano, R. (1998). *Esthetic dentistry and ceramic restorations*. CRC Press.
27. Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.
28. Conrad, H. J., Seong, W. J., and Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389-404.

29. O'Brien, W. J. (2002). Dental materials and their selection, Michigan: Quintessence Publishing Co, Inc.
30. Li, R. W. K., Chow, T. W., and Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208-216.
31. Tuğcu, E., Kahramanoğlu, E., Aslan, Y. U., and Özkan, Y. (2018). Fracture Resistance of Porcelain Laminate Veneers. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 8(1), 56-61.
32. McLaren, E. A., and Figueira, J. (2015). Updating classifications of ceramic dental materials: A guide to material selection. *Compendium*, 36(6), 400-406.
33. Ritzberger, C., Apel, E., Höland, W., Peschke, A., and Rheinberger, V. M. (2010). Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials*, 3(6), 3700-3713.
34. Kelly, J. R. (2004). Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics*, 48(2), 513-530.
35. Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M., and Spiekermann, H. (2001). Fracture Resistance of Lithium Disilicate--, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *International Journal of Prosthodontics*, 14(3), 231-237.
36. Albakry, M., Guazzato, M., and Swain, M. V. (2004). Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of Dentistry*, 32(2), 91-99.
37. Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D., and Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*, 141, 10-14.
38. Yenice, N., ve Büyükdere, A. K. (2020). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tam seramik bloklar ve endikasyonları. *Dental and Medical Journal-Review*, 2(1), 1-15.
39. Elsaka, S. E., and Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 32(7), 908-914.
40. de Carvalho Ramos, N., Campos, T. M. B., de La Paz, I. S., Machado, J. P. B., Bottino, M. A., Cesar, P. F., and De Melo, R. M. (2016). Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dental Materials*, 32(7), 870-878.
41. Zaher, A. M., Hochstedler, J. L., Rueggeberg, F. A., and Kee, E. L. (2017). Shear bond strength of zirconia-based ceramics veneered with 2 different techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 221-227.
42. Şener, İ. D., and Türker, Ş. B. (2009). Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 19(1), 61-67.

43. Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., and Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 33(1), 9-18.
44. Zarone, F., Russo, S., and Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, 27(1), 83-96.
45. Kelly, J. R., and Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56, 84-96.
46. İşisağ, Ö., Şahin, O., ve Köroğlu, A. (2016). Diş Hekimliğinde Tam Seramik Sistemler. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, (1), 19-25.
47. Manicone, P. F., Iommetti, P. R., and Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35(11), 819-826.
48. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V., and Ironside, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, 15(4), 339-346.
49. Shahmiri, R., Standard, O. C., Hart, J. N., and Sorrell, C. C. (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 36-46.
50. Zhang, Y., and Lawn, B. R. (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140-147.
51. Luthardt, R. G., Holzhüter, M., Sandkuhl, O., Herold, V., Schnapp, J. D., Kuhlisch, E., and Walter, M. (2002). Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, 81(7), 487-491.
52. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., and Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449-456.
53. Ruiz, L., and Readey, M. J. (1996). Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *Journal of the American Ceramic Society*, 79(9), 2331-2340.
54. Denry, I., and Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.
55. Bona, A. D., Pecho, O. E., and Alessandretti, R. (2015). Zirconia as a dental biomaterial. *Materials*, 8(8), 4978-4991.
56. Molin, M. K., and Karlsson, S. L. (2008). Five-Year Clinical Prospective Evaluation of Zirconia-Based Denzir 3-Unit FPDs. *International Journal of Prosthodontics*, 21(3), 223-227.

57. Guess, P. C., Bonfante, E. A., Silva, N. R., Coelho, P. G., and Thompson, V. P. (2013). Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dental Materials*, 29(3), 307-316.
58. Kontonasaki, E., Rigos, A. E., Ilia, C., and Istantos, T. (2019). Monolithic zirconia: An update to current knowledge. optical properties, wear, and clinical performance. *Dentistry Journal*, 7(3), 90-113.
59. Tabatabaian, F. (2019). Color aspect of monolithic zirconia restorations: A review of the literature. *Journal of Prosthodontics*, 28(3), 276-287.
60. Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, 30(10), 1195-1203.
61. Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C., and Grozdanov, A. (2018). Contemporary dental ceramic materials, a review: Chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6(9), 1742-1755.
62. Yoshihara, K., Nagaoka, N., Maruo, Y., Nishigawa, G., Irie, M., Yoshida, Y., and Van Meerbeek, B. (2017). Sandblasting may damage the surface of composite CAD–CAM blocks. *Dental Materials*, 33(3), e124-e135.
63. Türk, A. G., Ulusoy, M., ve Önal, B. (2014). İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 35(2), 1-8.
64. Vrochari, A. D., Eliades, G., Hellwig, E., and Wrbas, K. T. (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, 25(9), 1104-1108.
65. Öz, Ö. P., Seçilmiş, A., ve Aydın, C. (2013). Adezyon ve Rezin Simanlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 7(1), 1441-1447.
66. Roberson, T., Heymann, H. O., and Swift Jr, E. J. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Missouri: Elsevier Health Sciences.
67. Anusavice, K. J., S. (2003). *Phillips' science of dental materials*. Missouri: Elsevier Health Sciences.
68. Blatz, M. B., Sadan, A., and Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268-274.
69. Caughman, W. F., Chan, D. C., and Rueggeberg, F. A. (2001). Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(5), 479-484.
70. Espíndola-Castro, L. F., de Brito, O. F. F., Araújo, L. G. A., Santos, I. L. A., and Monteiro, G. Q. D. M. (2020). In vitro evaluation of physical and mechanical properties of light-curing resin cement: A comparative study. *European Journal of Dentistry*, 14(1), 152-156.

71. Manso, A. P., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Pegoraro, T. A., Dias, R. A., and Carvalho, R. M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics*, 55(2), 311-332.
72. Sunico-Segarra, M., and Segarra, A. (2015). Resin cements: Factors affecting clinical performance. In *A Practical Clinical Guide to Resin Cements*. Berlin, Heidelberg: Springer, 9-22.
73. Simon, J. F., and Darnell, L. A. (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 33(1), 28-30.
74. Uludamar, A., Aygün, Ş., ve Özkan, Y. K. (2011). Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(2), 150-162.
75. Stamatacos, C., and Simon, J. F. (2013). Cementation of indirect restorations: An overview of resin cements. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 34(1), 42-44.
76. Burgess, J. O., Ghuman, T., Cakir, D., and Swift, Jr, E. J. (2010). Self-adhesive resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 412-419.
77. Rodrigues, R. F., Ramos, C. M., Francisconi, P. A., and Borges, A. F. S. (2015). The shear bond strength of self-adhesive resin cements to dentin and enamel: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(3), 220-227.
78. Aguiar, T. R., André, C. B., Correr-Sobrinho, L., Arrais, C. A., Ambrosano, G. M., and Giannini, M. (2014). Effect of storage times and mechanical load cycling on dentin bond strength of conventional and self-adhesive resin luting cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111(5), 404-410.
79. Kurtoğlu, C. (2012). Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(2), 205-216.
80. Hattar, S., Hatamleh, M. M., Sawair, F., and Al-Rabab'ah, M. (2015). Bond strength of self-adhesive resin cements to tooth structure. *The Saudi Dental Journal*, 27(2), 70-74.
81. Ferracane, J. L., Stansbury, J. W., and Burke, F. J. T. (2011). Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of oral rehabilitation*, 38(4), 295-314.
82. Volpato, C., Philippi, A., Petter, C., and Fredel, M. (2010). *Ceramic materials and color in dentistry*. INTECH Open Access Publisher, 156-171.
83. Burkinshaw, S. M. (2004). Colour in relation to dentistry. Fundamentals of colour science. *British Dental Journal*, 196(1), 33-41.
84. Makhloota, M., Köroğlu, A., and Turhan Bal, B. (2021). A Review of Color Matching in Dentistry. *Medical Records*, 3(1), 44-49.

85. Wee, A. G. (2006). Description of color, color replication process and esthetics. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 4, 712-731.
86. Shammas, M., and Alla, R. K. (2011). Color and shade matching in dentistry. *Trends Biomater Artif Organs*, 25(4), 172-175.
87. Johnston, S. F. (2015). *A history of light and colour measurement: science in the shadows*. Philadelphia: CRC Press.
88. Yang, J. N., and Shevell, S. K. (2003). Surface color perception under two illuminants: The second illuminant reduces color constancy. *Journal of Vision*, 3(5), 4-4.
89. Muia, P. J. (1985). *The four dimensional tooth color system*. Chicago: Quintessence
90. Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: The science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
91. Sproull, R. C. (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 453-457.
92. Brewer, J. D., Wee, A., and Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics*, 48(2), 341-358.
93. Chang, J. Y., Chen, W. C., Huang, T. K., Wang, J. C., Fu, P. S., Chen, J. H., and Hung, C. C. (2012). Evaluating the accuracy of tooth color measurement by combining the Munsell color system and dental colorimeter. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 28(9), 490-494.
94. Sikri, V. K. (2010). Color: Implications in dentistry. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 13(4), 249-255.
95. Ragain, J. C. (2016). A review of color science in dentistry: Colorimetry and color space. *J Dent Oral Disord Ther*, 4(1), 1-5.
96. Westland, S. (2003). Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15(1), 5-12.
97. Kurt, M., and Bal, B. T. (2019). Effects of accelerated artificial aging on the translucency and color stability of monolithic ceramics with different surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 712.e1-712.e8.
98. O'Brien, W. J., Kay, K. S., Boenke, K. M., and Groh, C. L. (1991). Sources of color variation on firing porcelain. *Dental Materials*, 7(3), 170-173.
99. Xu, B. T., Zhang, B., Kang, Y., Wang, Y. N., and Li, Q. (2012). Applicability of CIELAB/CIEDE2000 formula in visual color assessments of metal ceramic restorations. *Journal of Dentistry*, 40(1), e3-e9.

100. Sharma, G., Wu, W., and Dalal, E. N. (2005). The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 30(1), 21-30.
101. Luo, M. R., Cui, G., and Rigg, B. (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 26(5), 340-350.
102. CIE. (2001). Technical Report: Improvement to Industrial Color-Difference Equation.
103. Wee, A. G., Lindsey, D. T., Kuo, S., and Johnston, W. M. (2006). Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental Materials*, 22(6), 553-559.
104. Basegio, M. M., Pecho, O. E., Ghinea, R., Perez, M. M., and Della Bona, A. (2019). Masking ability of indirect restorative systems on tooth-colored resin substrates. *Dental Materials*, 35(6), e122-e130.
105. Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., ... & Mar Perez, M. D. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(1), 1-9.
106. Ristic, I., Stankovic, S., and Paravina, R. D. (2016). Influence of color education and training on shade matching skills. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(5), 287-294.
107. Rajan, N., Rajan, A., Singh, G., and Jindal, L. (2020). Shade Selection–Basic for Esthetic Dentistry: Literature Review. *International Journal of Contemporary Research and Review*, 11(9).
108. Paravina, R. D., and Powers, J. M. (2004). *Esthetic Color Training in Dentistry (Interactive CD-ROM Inside)*. Mosby.
109. Turgut, S., Bağış, B., Bağış, Y. H., Korkmaz, F. M., Tüzüner, T., ve Baygın, Ö. (2011). Restoratif materyallerin translusensi özelliklerinin değerlendirilmesi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 38(1) 15-21.
110. Sen, N., and Isler, S. (2020). Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(5), 761-768.
111. Şoim, A., Strîmbu, M., Burde, A. V., Culic, B., Dudea, D., and Gasparik, C. (2018). Translucency and masking properties of two ceramic materials for heat-press technology. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(2), E18-E23.

112. Hassel, A. J., Nitschke, I., and Rammelsberg, P. (2009). Comparing Lab color coordinates for natural teeth shades and corresponding shade tabs using a spectrophotometer. *International Journal of Prosthodontics*, 22(1), 72-74.
113. Lee, Y. K. (2015). Translucency of dental ceramic, post and bracket. *Materials*, 8(11), 7241-7249.
114. Salas, M., Lucena, C., Herrera, L. J., Yebra, A., Della Bona, A., and Pérez, M. M. (2018). Translucency thresholds for dental materials. *Dental Materials*, 34(8), 1168-1174.
115. Mayekar, S. M. (2001). Shades of a color. Illusion or reality?. *Dental Clinics of North America*, 45(1), 155-172.
116. Kim, H. K., and Kim, S. H. (2014). Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*, 30(9), e229-e237.
117. Pecho, O. E., Ghinea, R., do Amaral, E. A. N., Cardona, J. C., Della Bona, A., and Pérez, M. M. (2016). Relevant optical properties for direct restorative materials. *Dental Materials*, 32(5), e105-e112.
118. Igiel, C., Weyhrauch, M., Wentaschek, S., Scheller, H., and Lehmann, K. M. (2016). Dental color matching: A comparison between visual and instrumental methods. *Dental Materials Journal*, 35(1), 63-69.
119. Liberato, W. F., Barreto, I. C., Costa, P. P., de Almeida, C. C., Pimentel, W., and Tiossi, R. (2019). A comparison between visual, intraoral scanner, and spectrophotometer shade matching: A clinical study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(2), 271-275.
120. Özat, P. B., Tuncel, I., and Eroğlu, E. (2013). Repeatability and reliability of human eye in visual shade selection. *Journal of oral rehabilitation*, 40(12), 958-964.
121. Hassel, A. J., Zenthöfer, A., Corcodel, N., Hildenbrandt, A., Reinelt, G., and Wiesberg, S. (2013). Determination of VITA Classical shades with the 3D-Master shade guide. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 721-726.
122. Corciolani, G., Vichi, A., Goracci, C., and Ferrari, M. (2009). Colour correspondence of a ceramic system in two different shade guides. *Journal of Dentistry*, 37(2), 98-101.
123. Ragain, J. C. (2016). A review of color science in dentistry: Shade matching in the contemporary dental practice. *Journal of Dentistry, Oral Disorders & Therapy*, 4(2), 1-5.
124. Seghi, R. R., Johnston, W. M., and O'Brien, W. J. (1989). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 68(12), 1755-1759.
125. Dozić, A., Kleverlaan, C. J., El-Zohairy, A., Feilzer, A. J., and Khashayar, G. (2007). Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of Prosthodontics*, 16(2), 93-100.

126. Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., and Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38, e2-e16.
127. Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Dunford, R. G., and Wee, A. G. (2007). In vitro model to evaluate reliability and accuracy of a dental shade-matching instrument. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 353-358.
128. Tung, F. F., Goldstein, G. R., Jang, S., and Hittelman, E. (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(6), 585-590.
129. Park, J. H., Lee, Y. K., and Lim, B. S. (2006). Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 402-411.
130. Lee, Y. K., Yu, B., and Lim, H. N. (2010). Lightness, chroma, and hue distributions of a shade guide as measured by a spectroradiometer. *The Journal of prosthetic dentistry*, 104(3), 173-181.
131. Keyf, F., Uzun, G., ve Altunsoy, S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(4), 52-58.
132. Yin, R., Kim, Y. K., Jang, Y. S., Lee, J. J., Lee, M. H., and Bae, T. S. (2019). Comparative evaluation of the mechanical properties of CAD/CAM dental blocks. *Odontology*, 107(3), 360-367.
133. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., and Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44-56.
134. Silva, L. H. D., Lima, E. D., Miranda, R. B. D. P., Favero, S. S., Lohbauer, U., and Cesar, P. F. (2017). Dental ceramics: A review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research*, 31(1), 133-142.
135. Güngör, M. B., and Nemli, S. K. (2018). Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(3), 473-480.
136. Kale, E., Seker, E., Yilmaz, B., and Özcelik, T. B. (2016). Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(6), 890-895.
137. Davidowitz, G., and Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics*, 55(3), 559-570.
138. Tabatabaian, F., Taghizade, F., and Namdari, M. (2018). Effect of coping thickness and background type on the masking ability of a zirconia ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 159-165.
139. Tabatabaian, F., Dalirani, S., and Namdari, M. (2019). Effect of thickness of zirconia ceramic on its masking ability: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 28(6), 666-671.

140. Basso, G. R., Kodama, A. B., Pimentel, A. H., Kaizer, M. R., Bona, A. D., Moraes, R. R., and Boscatto, N. (2017). Masking colored substrates using monolithic and bilayer CAD-CAM ceramic structures. *Operative dentistry*, 42(4), 387-395.
141. Tabatabaian, F., Sharif, M. J., Massoumi, F., and Namdari, M. (2017). The color masking ability of a zirconia ceramic on the substrates with different values. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 11(1), 7-13.
142. Bacchi, A., Boccardi, S., Alessandretti, R., and Pereira, G. K. R. (2019). Substrate masking ability of bilayer and monolithic ceramics used for complete crowns and the effect of association with an opaque resin-based luting agent. *Journal of prosthodontic research*, 63(3), 321-326.
143. Kandil, B. S., Hamdy, A. M., Aboelfadl, A. K., and El-Anwar, M. I. (2019). Effect of ceramic translucency and luting cement shade on the color masking ability of laminate veneers. *Dental Research Journal*, 16(3), 193-199.
144. Alayad, A. S., Alqhatani, A., Alkatheeri, M. S., Alshehri, M., AlQahtani, M. A., Osseil, A. E. B., and Almusallam, R. A. (2020). Effects of CAD/CAM ceramics and thicknesses on translucency and color masking of substrates. *The Saudi Dental Journal*, 2-7.
145. Tabatabaian, F., Karimi, M., and Namdari, M. (2020). Color match of high translucency monolithic zirconia restorations with different thicknesses and backgrounds. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(6), 615-621.
146. Dai, S., Chen, C., Tang, M., Chen, Y., Yang, L., He, F., ... & Xie, H. (2019). Choice of resin cement shades for a high-translucency zirconia product to mask dark, discolored or metal substrates. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(5), 286-296.
147. Pehlivanlar, F. (2018). *Tekrarlanan Fırınlamaların Porselen Renk Değişikliği Üzerine Olan Etkisi*. Uzmanlık Tezi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.
148. Papageorgiou-Kyranas, A., Kokoti, M., Kontonasaki, E., and Koidis, P. (2018). Evaluation of color stability of preshaded and liquid-shaded monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 467-472.
149. Matsuzaki, F., Sekine, H., Honma, S., Takanashi, T., Furuya, K., Yajima, Y., and Yoshinari, M. (2015). Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dental Materials Journal*, 34(6), 910-917.
150. Choi, Y. J., and Razzoog, M. E. (2013). Masking ability of zirconia with and without veneering porcelain. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 22(2), 98-104.
151. Oh, S. H., and Kim, S. G. (2015). Effect of abutment shade, ceramic thickness, and coping type on the final shade of zirconia all-ceramic restorations: In vitro study of color masking ability. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(5), 368-374.

152. Chaibabutr, Y., Kois, J. C., LeBeau, D., and Nunokawa, G. (2011). Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(2), 83-90.
153. Sanal, F. A., and Kilinc, H. (2020). Effect of shade and sintering temperature on the translucency parameter of a novel multi-layered monolithic zirconia in different thicknesses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(6), 607-614.
154. Sari, T., Ural, C., Yüzbaşıoğlu, E., Duran, I., Cengiz, S., and Kavut, I. (2018). Color match of a feldspathic ceramic CAD-CAM material for ultrathin laminate veneers as a function of substrate shade, restoration color, and thickness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 455-460.
155. Thilagar, P., Sampathkumar, J., Krishnan, C. S., Ramakrishnan, H., Ramasubramanian, H., and Azhagarasan, N. S. (2019). Comparative evaluation of the masking ability of lithium disilicate ceramic with different core thickness on the shade match of indirect restorations over metallic substrate: An In vitro study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 10(1), 56-63.
156. Wang, F., Takahashi, H., and Iwasaki, N. (2013). Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(1), 14-20.
157. Shirani, M., Savabi, O., Mosharraf, R., Akhavanhaleghi, M., Hebibkhodaei, M., and Isler, S. (2021). Comparison of translucency and opalescence among different dental monolithic ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(3), 446.e1-446-e6.
158. Arif, R., Yilmaz, B., and Johnston, W. M. (2019). In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(2), 160-166.
159. Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M., and Chevalier, J. (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, 34(6), 879-890.
160. Vichi, A., Sedda, M., Fabian Fonzar, R., Carrabba, M., and Ferrari, M. (2016). 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*, 28(1), 32-39.
161. Pekkan, G., Pekkan, K., Bayindir, B. Ç., Özcan, M., and Karasu, B. (2020). Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: A review from materials science perspective. *Dental Materials Journal*, 39(1), 1-8.
162. Tuncel, İ. ve Turp, İ. (2017). Farklı içerik ve kalınlıktaki tam seramik restorasyonların translusentlik değerlerinin karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 27(3), 124-129.
163. Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R., and Ferrari, M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 224-231.

164. Pop-Ciutrla, I. S., Dudea, D., Eugenia Badea, M., Moldovan, M., Cîmpean, S. I., and Ghinea, R. (2016). Shade correspondence, color, and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 46-55.
165. Skyllouriotis, A. L., Yamamoto, H. L., and Nathanson, D. (2017). Masking properties of ceramics for veneer restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(4), 517-523.
166. Vasiliu, R. D., Porojan, S. D., Bîrdeanu, M. I., and Porojan, L. (2020). Effect of thermocycling, surface treatments and microstructure on the optical properties and roughness of CAD-CAM and heat-pressed glass ceramics. *Materials*, 13(2), 381-398.
167. Lee, J. H., Kim, S. H., Yoon, H. I., Yeo, I. S. L., and Han, J. S. (2020). Colour stability and surface properties of high-translucency restorative materials for digital dentistry after simulated oral rinsing. *European Journal of Oral Sciences*, 128(2), 170-180.
168. Barizon, K. T., Bergeron, C., Vargas, M. A., Qian, F., Cobb, D. S., Gratton, D. G., and Geraldini, S. (2014). Ceramic materials for porcelain veneers: Part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 864-870.
169. Della Bona, A., Nogueira, A. D., and Pecho, O. E. (2014). Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*, 42(9), 1202-1209.
170. Denry, I., and Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: A review. *Materials*, 3(1), 351-368.
171. Gunal, B., and Ulusoy, M. M. (2018). Optical properties of contemporary monolithic CAD-CAM restorative materials at different thicknesses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(5), 434-441.
172. Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., and Ilie, N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 534-540.
173. de Castro, E. F., Azevedo, V. L. B., Nima, G., de Andrade, O. S., Dias, C. T. D. S., and Giannini, M. (2020). Adhesion, mechanical properties, and microstructure of resin-matrix CAD-CAM ceramics. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 22(4), 421-431.
174. Chen, C., Trindade, F. Z., de Jager, N., Kleverlaan, C. J., and Feilzer, A. J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials*, 30(9), 954-962.
175. Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D., and Grosogoeat, B. (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 384-389.
176. Çelik, E., and Göktepe, B. (2019). Optical properties of novel resin matrix ceramic systems at different thicknesses. *Cumhuriyet Dental Journal*, 22(2), 176-184.

177. Johnston, W. M. (2014). Review of translucency determinations and applications to dental materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 217-223.
178. Pires, L. A., Novais, P. M., Araújo, V. D., and Pegoraro, L. F. (2017). Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 144-149.
179. Vichi, A., Ferrari, M., and Davidson, C. L. (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(4), 412-417.
180. Dede, D. Ö., Sahin, O., Özdemir, O. S., Yilmaz, B., Celik, E., and Köroğlu, A. (2017). Influence of the color of composite resin foundation and luting cement on the final color of lithium disilicate ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 138-143.
181. Gómez-Polo, C., Muñoz, M. P., Luengo, M. C. L., Vicente, P., Galindo, P., and Casado, A. M. M. (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 65-70.
182. Kürklü, D., Azer, S. S., Yilmaz, B., and Johnston, W. M. (2013). Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of Dentistry*, 41(11), 1043-1050.
183. Miotti, L. L., Santos, I. S., Nicoloso, G. F., Pozzobon, R. T., Susin, A. H., and Durand, L. B. (2017). The use of resin composite layering technique to mask discolored background: A CIELAB/CIEDE2000 analysis. *Operative Dentistry*, 42(2), 165-174.
184. Perez, B. G., Miotti, L. L., Susin, A. H., and Durand, L. B. (2019). The use of composite layering technique to mask a discolored background: Color analysis of masking ability after aging—part II. *Operative Dentistry*, 44(5), 488-498.
185. Dos Santos, R. B., Collares, K., Brandeburski, S. B. N., Pecho, O. E., and Della Bona, A. (2021). Experimental methodologies to evaluate the masking ability of dental materials: A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.
186. Czigola, A., Abram, E., Kovacs, Z. I., Marton, K., Hermann, P., and Borbely, J. (2019). Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(5), 457-464.
187. Mahn, E. (2013). Dental Photography. Part II Protocol for shade taking and communication with the lab. *International Dentistry-African Edition*, 3(3), 6-14.
188. Dede, D. Ö., Armaganci, A., Ceylan, G., Çankaya, S., and Çelik, E. (2013). Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(6), 1570-1578.
189. Calgaro, P. A., Furuse, A. Y., Correr, G. M., Ornaghi, B. P., and Gonzaga, C. C. (2014). Post-cementation colorimetric evaluation of the interaction between the thickness of ceramic veneers and the shade of resin cement. *American Journal of Dentistry*, 27(4), 191-194.

190. Hernandez, D. K. L., Arrais, C. A. G., LIMA, E. D., Cesar, P. F., and Rodrigues, J. A. (2016). Influence of resin cement shade on the color and translucency of ceramic veneers. *Journal of Applied Oral Science*, 24(4), 391-396.
191. Turgut, S., and Bagis, B. (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(3), 179-186.





ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ESENTÜRK, Engin
Uyruğu : T.C.

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet Yılı
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.	Devam Ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Lise	Bahçelievler Dede Korkut Anadolu Lisesi	2012

İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2018-devam ediyor	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.	Araştırma Gör.

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

-



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..