



T.C. BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KALINLIKLARDAKİ HİBRİT CAD/CAM MATERYALLERİNİN VE
KULLANILAN IŞIK MODUNUN REZİN SİMANLARIN MİKROSERTLİĞİ VE
RENK STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Miraç DOĞAN

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Zümrüt Ceren ÖZDUMAN

MAYIS 2023



T.C. BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KALINLIKLARDAKİ HİBRİT CAD/CAM MATERYALLERİNİN VE
KULLANILAN IŞIK MODUNUN REZİN SİMANLARIN MİKROSERTLİĞİ VE
RENK STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Miraç DOĞAN

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Zümrüt Ceren ÖZDUMAN

MAYIS 2023

TUTANAK

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında 10.02.2020 tarihinde uzmanlık eğitimine başlayan Diş Hekimliğinde Uzmanlık Öğrencisi Dt. Miraç DOĞAN, Dr. Öğr. Üyesi Zümrüt Ceren ÖZDUMAN danışmanlığındaki “*Farklı Kalınlıklardaki Hibrit CAD/CAM Materyallerinin ve Kullanılan Işık Modunun Rezin Simanların Mikrosertliği ve Renk Stabilitesi Üzerine Etkisi*” konulu tezi için 02.05.2023 tarihinde tez savunma sınavına alınmış ve başarılı olmuştur.

BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlamasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

MAYIS 2023

Miraç DOĞAN

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her daim desteğini hissettiğim, değerli bilgileriyle bana yol gösteren, tez çalışmam süresince bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Zümrüt Ceren ÖZDUMAN'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan ve kendisine her konuda danışabildiğim, tez çalışmamda değerli katkılarını esirgemeyen çok değerli hocam Sayın

Uzmanlık eğitimimde teorik ve pratik olarak bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocalarım Prof. Dr.

Aynı ortamda çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı klinik personellerimize,

Bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan, koşulsuz sevgilerini her zaman derinden hissettiğim, haklarını asla ödeyemeyeceğim kıymetli aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu araştırma Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje no: 20210824.)

Mayıs 2023

Miraç DOĞAN

(Diş Hekimi)

FARKLI KALINLIKLARDAKİ HİBRİT CAD/CAM MATERYALLERİNİN VE KULLANILAN IŞIK MODUNUN REZİN SİMANLARIN MİKROSERTLİĞİ VE RENK STABİLİTESİ ÜZERİNE ETKİSİ

ÖZET

Bu araştırmanın amacı farklı kalınlıklardaki iki hibrit CAD/CAM materyalinin ve kullanılan ışık modunun rezin simanların mikrosertliği ve renk stabilitesi üzerine etkisini değerlendirmektir. Bu çalışmada rezin infiltre seramik (Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (RİS) ve kompozit rezin nanoseramik (GC Cerasmart, GC, Tokyo, Japonya) (KN) olmak üzere iki farklı hibrit CAD/CAM materyali değerlendirilmiştir. Her bir bloktan 1mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm ve 7 mm kalınlığında kesitler alınmıştır. Dual cure konvansiyonel rezin siman (G- Cem LinkForce, GC, Tokyo, Japonya) (KRS) ve dual cure self adeziv rezin siman (G-Cem One, GC, Tokyo, Japonya) (SARS) kullanılarak 400 adet örnek hazırlanmıştır (n:400). Simanlar paslanmaz çelik kalıba (6 mm çap 1 mm yükseklik) yerleştirilmiştir. Siman üzerine yerleştirilen şeffaf bant ile simanın bloklardan izole edilerek, yapışması engellenmiştir. Siman üzerine seramik örnekler yerleştirilmiş ve LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, South Jordan, ABD) ile polimerize edilmiştir. Işık cihazı Standard mod (40 sn) ve High Power mod (32 sn) olarak uygulanmıştır. Resin siman örnekler hazırlandıktan 24 saat sonra (T1) ve 10.000 siklus termal yaşlandırma sonrası (T2) renk ve mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır. Vickers mikrosertlik ölçümleri Shimadzu HMV-2 (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) cihazı kullanılarak rezin simanın hem alt hem de üst yüzeyinden 0,49 N kuvvet 15 sn süresince uygulanarak, her yüzey için üç defa ölçüm yapılmıştır ve ölçümlerin ortalaması alınmıştır.

Örneklerin renk ölçümü spektrofotometre cihazında (Vita Easyshade Advance 4.0, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), renk parametreleri ve CIE Lab renk sistemi kullanılarak polimerizasyondan 24 saat sonra (T1) ve termal yaşlandırmadan sonra (T2) gerçekleştirilmiştir. Veriler dört yönlü varyans analizi (ANOVA) ile analiz edilmiştir ve ikili karşılaştırmalarda Bonferroni testi kullanılmıştır ($p<0.05$).

Bu tez araştırmasının bulgularında, kompozit nanoseramik ve rezin infiltre seramik arasında yapılan karşılaştırmalarda, T1; KRS (1mm, 2mm, 3mm-Standard mod), KRS

(1mm, 2mm-High Power mod), SARS (1mm, 2mm, 4mm-Standart mod), SARS (1mm, 2mm, 4mm- High Power mod), T2; KRS (2mm- Standart mod), KRS (2 mm-High Power Mod), SARS (1mm, 2mm, 3mm, 4mm- Standart mod), SARS (2mm,4mm- High Power mod) gruplarında alt mikrosertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür ($p<0.05$). Kompozit nanoseramik ve rezin infiltre seramik arasında yapılan karşılaştırmalarda, üst mikrosertlik değerlerinde, high power mod SARS-2mm grubu dışında, istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$). Kompozit nanoseramik ve rezin infiltre seramik arasında yapılan karşılaştırmalarda, KRS (7 mm- Standart Mod), KRS (2mm, 7 mm-High Power Mod), SARS (1mm, 7mm-Standart mod), SARS (3mm-High power mod) gruplarında ΔE değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür ($p<0.05$). Farklı materyal kalınlıkları arasında yapılan karşılaştırmalarda, rezin simanların mikrosertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür ($p<0.05$). Seramik kalınlığı 1 mm'den 7 mm'ye çıktığında her iki seramik tipinde de rezin siman mikrosertliği hem üst hemde alt yüzeyde azalmıştır. Standart mod ve high power mod arasında yapılan karşılaştırmalarda rezin simanların mikrosertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$). Farklı materyal kalınlıkları arasında yapılan karşılaştırmalarda, rezin infiltre seramik üzerinden polimerize edilen self adeziv rezin simanların ΔE değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür ($p<0.05$). Standart mod ve high power mod arasında yapılan karşılaştırmalarda, 7 mm rezin infiltre seramik üzerinden polimerize edilen self adeziv rezin simanın ΔE değeri istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir. High power mod ile polimerize edilen SARS (7mm-RİS) grubu daha düşük ΔE değeri göstermiştir ($p<0.05$). Ancak diğer gruplarda standart mod ve high power mod arasında ΔE değeri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$). Konvansiyonel rezin siman ve self adeziv rezin siman arasında yapılan karşılaştırmalarda mikrosertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$). Konvansiyonel rezin siman ve self adeziv rezin siman arasında yapılan karşılaştırmalarda KN (1mm, 2mm, 4mm-Standart mod), KN (1mm, 3mm, 4mm, 7 mm-High Power mod), RİS (1mm, 2mm,4mm- Standart mod), RİS (1mm, 2mm, 4mm, 7mm-High Power Mod) gruplarında ΔE değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür ($p<0.05$).

Bu tez araştırmasında sonuç olarak, rezin simanların alt ve üst yüzeylerinden ölçülen mikrosertlik değerleri, seramik materyalin kalınlığının artmasıyla azalma eğilimi

göstermiştir. Termal siklus uygulaması sonrası üst yüzey mikrosertlik değerleri değişmemiştir. Kompozit nanoseramik ve rezin infiltre seramik kullanılması arasında simanların üst mikrosertlik değerleri açısından fark bulunmamıştır. Standart mod ve high power mod arasında yapılan karşılaştırmalarda rezin simanların mikrosertlik değerleri açısından fark bulunmamıştır. Rezin siman renk değişimi karşılaştırmalarında seramik kalınlığı 1 mm'den 7 mm'ye çıktığında RİS-SARS grubu dışında, rezin siman renk değişiminde fark gözlenmediği belirlenmiştir. Tüm gruplarda termal siklus sonrası L değerleri artış göstermiştir. ΔE değerleri ve seramik kalınlığı arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır.

Anahtar kelimeler: Hibrit seramik, self adeziv rezin siman, konvansiyonel rezin siman, mikrosertlik, renk değişimi

THE EFFECT OF HYBRID CAD/CAM MATERIALS IN DIFFERENT THICKNESSES AND THE LIGHT MODE USED ON THE MICROHARDNESS AND COLOR STABILITY OF RESIN CEMENTS

SUMMARY

The aim of this study is to evaluate the effect of two hybrid CAD/CAM materials of different thicknesses and the light mode used on the microhardness and color stability of resin cements. In this study, two different hybrid CAD/CAM materials were evaluated: resin infiltrated ceramic (Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) (RIS) and composite resin nanoceramic (GC Cerasmart, GC, Tokyo, Japan) (KN). Sections of 1mm, 2mm, 3mm, 4mm and 7mm thick were taken from each block. 400 specimens were prepared using dual cure conventional resin cement (G-Cem LinkForce, GC, Tokyo, Japan) (KRS) and dual cure self adhesive resin cement (G-Cem One, GC, Tokyo, Japan) (SARS) (n: 400). The cements were placed in a stainless steel mold (6 mm diameter 1 mm height). With the transparent tape placed on the cement, the cement was isolated from the blocks and its adhesion was prevented. Ceramic specimens were placed on the cement and polymerized with an LED light device (Valo Cordless, Ultradent, South Jordan, USA). The light device was applied as Standard mode (40 sec) and High Power mode (32 sec). Color and microhardness measurements were made 24 hours after the resin cement samples were prepared (T1) and after 10,000 cycles of thermal aging (T2). Vickers microhardness measurements were made three times for each surface by applying 0.49 N force on both the lower and upper surfaces of the resin cement for 15 seconds, and the measurements were averaged.

Color measurement of the samples was performed on a spectrophotometer device (Vita Easyshade Advance 4.0, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), using color parameters and CIE Lab color system, 24 hours after polymerization (T1) and after thermal aging (T2). Data were analyzed by ANOVA and Bonferroni test was used for pairwise comparisons ($p < 0.05$).

In the findings of this thesis research, in the comparisons made between composite nanoceramic and resin infiltrated ceramic, T1; KRS (1mm, 2mm, 3mm-Standard mode),

KRS (1mm, 2mm-High Power mode), SARS (1mm, 2mm, 4mm-Standard mode), SARS (1mm, 2mm, 4mm- High Power mode), T2; KRS (2mm-Standard mode), KRS (2mm-High Power Mod), SARS (1mm, 2mm, 3mm, 4mm-Standard mode), SARS (2mm,4mm-High Power mode) groups observed statistically significant difference in lower microhardness values in ($p<0.05$). In comparisons made between composite nanoceramic and resin infiltrated ceramic, no statistically significant difference was observed in the upper microhardness values, except for the high power mode SARS-2mm group ($p>0.05$). In the comparisons made between composite nanoceramic and resin infiltrated ceramics, in KRS (7 mm-Standard Mode), KRS (2mm, 7 mm-High Power Mode), SARS (1mm-7mm-Standard mode), SARS (3mm-High power mode) groups Statistically significant difference was observed in ΔE values ($p<0.05$). In comparisons made between different material thicknesses, a statistically significant difference was observed in the microhardness values of the resin cements ($p<0.05$). When the ceramic thickness increased from 1 mm to 7 mm, the microhardness of the resin cement decreased on both the upper and lower surfaces in both ceramic types. In comparisons made between standard mode and high power mode, there was no statistically significant difference in terms of microhardness values of resin cements ($p>0.05$). In comparisons made between different material thicknesses, a statistically significant difference was observed in the ΔE values of self-adhesive resin cements polymerized on resin-infiltrated ceramics ($p<0.05$). In comparisons made between standard mode and high power mode, the ΔE value of self-adhesive resin cement polymerized over 7 mm resin infiltrated ceramic showed a statistically significant difference. SARS (7mm-RIS) group polymerized with high power mode showed lower ΔE value ($p<0.05$). However, there was no statistically significant difference in ΔE value between standard mode and high power mode in other groups ($p>0.05$). There was no statistically significant difference in microhardness values in comparisons between conventional resin cement and self-adhesive resin cement ($p>0.05$). In comparisons between conventional resin cement and self-adhesive resin cement, KN (1mm, 2mm, 4mm-Standard mode), KN (1mm, 3mm, 4mm, 7mm-High Power mode), RIS (1mm, 2mm,4mm- Standard mode), RIS (1mm, 2mm, 4mm, 7mm-High Power Mode) groups showed a statistically significant difference in ΔE values ($p<0.05$).

As a result of this thesis research, the microhardness values measured from the lower and upper surfaces of the resin cements showed a tendency to decrease with the increase of

the thickness of the ceramic material. After the thermal cycle application, the microhardness values of the upper surface did not change. There was no difference between the use of composite nanoceramic and resin infiltrated ceramics in terms of upper microhardness values of the cements. In comparisons made between standard mode and high power mode, no difference was found in terms of microhardness values of resin cements.

Keywords: Hybrid ceramic, self adhesive resin cement, conventional resin cement, microhardness, color change



İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU.....	ii
BEYAN	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
İÇİNDEKİLER	xi
KISALTMALAR	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvi
TABLO LİSTESİ.....	xvii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Estetik Posterior Restorasyonlar	4
2.1.1 Direkt Estetik Restorasyonlar	5
2.1.1.1 Kompozit restorasyonlar	5
2.1.2 İndirekt estetik restorasyonlar	7
2.1.2.1 İndirekt kompozit rezinler.....	7
2.1.2.2 Seramik restorasyonlar	8
2.2 Dental Seramikler	8
2.2.1 Dental seramiklerin yapısı.....	8
2.2.2 Dental seramiklerin sınıflandırılması.....	9
2.2.2.1 Cam matriks seramikler	11
2.2.2.2 Polikristalin seramikler.....	13
2.2.2.3 Resin matriks seramikler.....	15
2.3 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	19
2.4 CAD/CAM Sistemleri	26
2.4.1 Bilgisayarlı yüzey taraması (CSD).....	26
2.4.2 Bilgisayar destekli tasarım (CAD)	27
2.4.3 Bilgisayar destekli üretim (CAM).....	28
2.4.4 CAD/CAM sistemleri ile uygulanan restoratif tedaviler	29
2.5 Simanlar	29
2.5.1 Resin simanlar	31
2.5.1.1 Polimerizasyon mekanizmalarına göre resin simanlar.....	35
2.5.1.2 Adeziv sistemlerine göre resin simanlar.....	36
2.6 Diş Hekimliğinde Işık ve Renk.....	38
2.6.1 Diş hekimliğinde kullanılan renk sistemleri	38
2.6.1.1 Munsell renk sistemi.....	38
2.6.1.2 CIE Lab renk sistemi (Commission International de l'Eclairage)...	39

2.6.2 Diş hekimliğinde kullanılan renk tespit yöntemleri	40
2.6.2.1 Görsel teknik	40
2.6.2.2 Enstrümental teknik	40
2.6.2.3 Renk skalaları	41
2.7 Işık Cihazları	42
2.7.1 LED ışık cihazları	42
2.7.2 1. Nesil LED ışık cihazları	43
2.7.3 2. Nesil LED ışık cihazları	43
2.7.4 3. Nesil LED ışık cihazları	43
3. GEREÇ VE YÖNTEM	45
3.1 Seramik Örneklerin Hazırlanması	48
3.2 Seramik Örneklerin Işık Geçirgenliğinin Ölçülmesi	50
3.3 Rezin Örneklerin Hazırlanması	51
3.4 Rezin Simanların Renk Ölçümü	54
3.5 Rezin Simanların Mikrosertlik Ölçümü	54
3.6 Yapay Yaşlandırma İşleminin Uygulanması	56
3.7 İstatiksel Analiz	56
4. BULGULAR	58
4.1 Seramik Örneklerin Işık Geçirgenliği Sonuçları	58
4.2 Rezin Simanların Mikrosertlik Ölçüm Sonuçları	60
4.2.1 Üst yüzey mikrosertlik ölçüm sonuçları	60
4.2.2 Alt yüzey mikrosertlik ölçüm sonuçları	64
4.3 Rezin Simanların Renk Ölçüm Sonuçları	70
4.3.1 Renk ΔE değerleri	70
5. TARTIŞMA	76
6. SONUÇLAR	88
7. KAYNAKLAR	89

KISALTMALAR

ADA	: American Dental Association-Amerika Diş Hekimleri Birliği
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
ATZ	: Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
BIS-GMA	: Bisfenol-A-Glisidil Dimetakrilat
BIS-MEPP	: Bismetakriloksifenil propan
CAD/CAM	: Computer aided design and computer aided manufacturing (Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim)
CEREC	: Ceramic Reconstruction (Seramik Rekonstrüksiyon)
CIE	: Commission International de l'Eclairage
CSD	: Bilgisayarlı yüzey taraması
DMA	: Dimetakrilat
FTIR	: Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi
HF	: Hidroflorür
HPLC	: Yüksek performanslı sıvı kromatografisi
HT	: High translucent (yüksek translüsent)
İnLAB	: Laboratuvar ortamında
K ₂ O. Al ₂ O _{3.6} SiO ₂	: Potasyum alümina silikat
K ₂ O	: Potasyum oksit
KN	: Kompozit nanoseramik
KRS	: Konvansiyonel rezin siman
La ₂ O ₃	: Lantan oksit
LED	: Light emitting diode (ışık yayan diyot)
Li ₂ O ₃ Si	: Lityum disilikat
LT	: Low translucent (Düşük translüsent)
MMA	: Metil metakrilat
MPa	: Megapaskal
Na ₂ O	: Sodyum oksit
Na ₂ O. Al ₂ O _{3.6} SiO ₂	: Sodyum alümina silikat
PAC	: Plazma ark
PICN	: Polimer infiltre seramik network
PMMA	: Polimetil metakrilat

QTH	: Quartz-tungsten-halojen
RİS	: Rezin infiltre seramik
SARS	: Self adeziv rezin siman
SEM	: Scanning electron microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
SiO ₂	: Silisyum dioksit
TEGDMA	: Trietilenglikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
VHN	: Vickers sertlik numarası
Y-TZP	: Yitriyum ile stabilize edilmiş polikristalin zirkonya
ZLS	: Zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramikler
ZrO ₂	: Zirkonyum dioksit
ZTA	: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

SEMBOLLER

$\approx$	: Yaklaşık
$>$	: Büyük
$<$	: Küçük
$\pm$	: Artı Eksi
$\%$	: Yüzde
$^{\circ}\text{C}$	: Santigrat derece
μm	: Mikrometre
ΔE	: Delta E
dk	: Dakika
GPa	: Gigapaskal
mm	: Milimetre
mW/cm^2	: Miliwatt/santimetrekare
Nm	: Nanometre
J/cm^2	: Joule/ cm^2
sn	: Saniye

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1 Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması.....	10
Şekil 2.2 Rezin simanların sınıflandırılması.....	34
Şekil 3.1 Çalışmada kullanılan materyaller.....	46
Şekil 3.2 Araştırmada izlenen prosedürler	48
Şekil 3.3 Seramik örneklerin hazırlanması.....	50
Şekil 3.4 Polisaj cihazında seramik örneklerin pürüzsüz hale getirilmesi.....	50
Şekil 3.5 Seramik örneklerin kalınlıklarının dijital kumpas ile doğrulanması.....	51
Şekil 3.6 Işık yoğunluğunun ölçülmesi.....	52
Şekil 3.7 Rezin siman örneklerin hazırlanması.....	53
Şekil 3.8 Rezin siman örneklerin hazırlanması.....	53
Şekil 3.9 Araştırmada oluşturulan gruplar.....	54
Şekil 3.10 Rezin simanların renk ölçümünün yapılması.....	55
Şekil 3.11 Mikrosertlik ölçümünün yapılması.....	56
Şekil 3.12 Rezin siman örneklerin termal siklus test cihazına yerleştirilmesi.....	57
Şekil 4.1 Standart modda seramik örnek kalınlığına bağlı ışık yoğunluğu	60
Şekil 4.2 High Power modda seramik örnek kalınlığına bağlı ışık yoğunluğu.....	60
Şekil 4.3 Standart modda polimerize edilen örneklerin L değeri karşılaştırmaları.....	74
Şekil 4.4 High Power modda polimerize edilen örneklerin L* değeri karşılaştırmaları.....	74
Şekil 4.5 Standart modda polimerize edilen örneklerin a* değeri karşılaştırmaları.....	75
Şekil 4.6 High Power modda polimerize edilen örneklerin a* değeri karşılaştırmaları.....	75
Şekil 4.7 Standart modda polimerize edilen örneklerin b* değeri karşılaştırmaları	76
Şekil 4.8 High Power modda polimerize edilen örneklerin a* değeri karşılaştırmaları.....	76

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1: Hasta başı CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller.....	22
Tablo 2.2: CAD/CAM seramik/rezin infiltre bloklar içerik, materyal özellikleri, preparasyon gereklilikleri.....	23
Tablo 2.3: CAD/CAM silika seramikler içerik, materyal özellikleri, preparasyon gereklilikleri.....	24
Tablo 2.4: CAD/CAM oksit seramikler içerik, materyal özellikleri, preparasyon gereklilikleri.....	25
Tablo 2.5: Chairside CAD/CAM materyalleri özellik ve endikasyonları.....	26
Tablo 2.6 Rezin siman sınıflaması.....	35
Tablo 2.7 Rezin siman seçiminde basitleştirilmiş rehber.....	35
Tablo 2.8 Radyometrik terminoloji.....	45
Tablo 3.1 Araştırmada kullanılan materyaller, üretici firmaları, içerikleri ve lot numaraları.....	47
Tablo 4.1 Seramik örneklerden geçen ışık yoğunluğu değerleri (mW/cm^2) ortalama ve standart sapma.....	59
Tablo 4.2 Üst yüzey mikrosertlik karşılaştırmaları.....	61
Tablo 4.3 Üst yüzey mikrosertlik karşılaştırmaları p değerleri.....	62
Tablo 4.4 Alt yüzey mikrosertlik karşılaştırmaları.....	66
Tablo 4.5 Alt yüzey mikrosertlik karşılaştırmaları p değerleri.....	67
Tablo 4.6 Alt/Üst yüzey mikrosertlik oran karşılaştırmaları.....	70
Tablo 4.7 Renk ΔE karşılaştırmaları.....	71
Tablo 4.8 Renk ΔE karşılaştırmaları p değerleri.....	72

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Sağlam diş dokularının korunması restoratif diş hekimliğinin en temel prensiplerinden biridir. Kayıp diş yapıları restore edilirken, doğal diş yapısının biyolojik, biyomekanik, estetik ve fonksiyon açısından taklit edilmesi amaçlanır [1]. Diş dokularında çürük, aşınma, kırık gibi nedenlerle kayıp varsa tam kronlar yaygın bir tedavi seçeneği olarak görülmektedir. Fakat bu durumda basamak preparasyonları pulpa ile ilgili komplikasyonlara neden olmaktadır [2]. Ayrıca sabit protetik restorasyonlarda estetik ve biyouyumluluk gibi beklentilerin artmasıyla metal desteksiz porselen sistemler tercih edilmeye başlanmıştır. CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelerle birlikte, inley, onley, kuron ve köprü uygulamalarında tatmin edici estetik tedaviler mümkün olmaktadır [3]. Ayrıca inley, onley ve overley gibi restorasyonlarla tam kuronlara göre mevcut diş yapısı daha fazla korunarak restorasyon üretilebilmektedir [1]. Bu nedenlerle restorasyona karar verilirken doğal diş yapısının mümkün olduğunca korunduğu ve minimal preparasyon gerektiren tedavi seçeneklerine yönelmek anlam kazanmaktadır.

Daimî restorasyonlarda kullanılmakta olan CAD/CAM materyalleri, seramik ve kompozit materyaller olarak iki gruba ayrılmaktadır. Dental seramiklerin renk stabilitesi, mekanik dayanıklılık ve biyouyumluluk gibi avantajları bulunmaktadır. Ancak, kırılma, karşıt dişlerde fazla aşınma, uygun kalınlıkta uygulanabilmesi için en az 1.5-2.0 mm yere ihtiyaç duyması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Kompozit içerikli materyallerde ise şekillendirme, cila ve polisaj aşamaları kolayca uygulanabilir, karşıt dişlerde seramiklere göre daha az aşınmaya neden olurlar. Fakat kompozitler, seramiklerle karşılaştırıldığında daha dayanıksız olup daha fazla aşınma gösterirler. Mekanik ve estetik özelliklerinin yetersiz olması da dezavantajlarından [3-5]. Restoratif materyallerdeki gelişmelerle, seramik ve kompozitlerin avantajları birleştirilerek hibrit seramikler üretilmiştir. Böylece hibrit seramikler, sahip oldukları estetik, mekanik ve fonksiyonel özellikleriyle tam seramiklere alternatif olmuşlardır.

Uzun dönem başarılı sonuçlar, restorasyonların simantasyonu yakından ile ilişkilidir. Doğru şekilde seçilen simantasyon materyali ve uygulanan simantasyon tekniği, restorasyonun başarı oranını artırmaktadır [6]. Ayrıca kullanılan simanın polimerizasyon mekanizması ve kalınlığı restorasyonların klinik başarısını etkilemektedir [7].

Rezin simanlar, estetik özellikleri, hem dişe hem de restorasyona bağlanma dayanıklılıklarının ideal olması ve ağız sıvılarında düşük çözünürlük göstermeleri gibi avantajları nedeniyle sıklıkla tercih edilirler [8]. Rezin simanlar adeziv sistemlerine ve polimerizasyon mekanizmalarına göre sınıflandırılırlar. Adeziv sistemlerine göre total etch, self etch ve self adeziv rezin simanlar olarak 3 kategoride incelenirler. Self adeziv rezin simanlar, total etch ve self etch rezin simanlardan, ek bir bonding aşaması gerektirmemeleri ile ayrılırlar. Bu sayede daha hızlı ve daha az teknik hassasiyet gerektiren simantasyon imkânı sağlarlar [9]. Rezin simanlar polimerizasyon mekanizmalarına göre; ışıkla, kimyasal ve hem ışıkla hem kimyasal olarak polimerize olanlar olarak gruplandırılır. Işıkla polimerize olan simanlarda zamanla renk değişimine neden olabilecek kimyasal başlatıcı kullanılmaması olumlu bir özelliktir. Bu simanlarda renklenme daha az gözlenir ve uzun çalışma süresine sahiptirler. Hem ışık hem kimyasal olarak polimerize olan simanlar, yetersiz ışık geçirgenliği olan durumlarda tercih edilir. Bu simanların bükülme dayanımı, elastik modülü ve dönüşüm derecesi, ışıkla veya kimyasal polimerize olan simanlara kıyasla daha iyidir [8].

Rezin simanların polimerizasyon derecesi seramik restorasyonların klinik ömrünü etkileyen önemli bir role sahiptir. Rezin simanın polimerizasyonu direkt olarak ışık iletim yoğunluğu ile ilişkilidir. Işık iletim yoğunluğu restorasyonun rengi, kalınlığı ve polimerizasyon için kullanılan ışığın türünden etkilenir [10]. İndirekt restorasyonların kalınlığı, ışık iletim yoğunluğunu etkileyerek rezin simanların mekanik özelliklerini etkiler [11, 12]. Rezin simanların fiziksel ve kimyasal özelliklerinin ideale yaklaşmasıyla, klinik olarak daha iyi marjinal uyum ve renk stabilitesi gözlemlenir [13, 14]. Rezin simana ulaşan ışık yoğunluğuna ek olarak ışığın uygulama süresi de polimerizasyon için önemlidir. Işık yoğunluğu (irradiance-mW/cm²) ve ışık uygulama süresi (light curing time-sn) çarpımı ile ışıma maruziyeti (radiant exposure-J/cm²) elde edilir. Bu denkleme göre ışık yoğunluğu azalırsa ışık uygulama süresi artmalıdır. Hekimler tarafından ışık uygulama süresinin daha kısa olması talep edilmektedir. Üreticiler bu talep doğrultusunda daha yüksek ışık yoğunluğuna sahip polimerizasyon cihazları geliştirmeye çalışmaktadırlar [15].

Bir restoratif materyalin sertliğinin ölçülmesi, fiziksel özelliklerin ve dönüşüm derecesinin belirlenmesi için onaylanmış bir yöntemdir. Araştırmacılar, dönüşüm derecesi ile mikrosertlik arasında güçlü bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir [16, 17].

Uygulanan bir restorasyonun yıllarca ilk günkü rengini koruması hem hekim hem de hasta tarafından önemsenir. Ancak ağız ortamı bu durumu zorlaştırmaktadır. Tam seramik restorasyonun mevcut renginin korunması restorasyon kalınlığından, altında uygulanan yapıştırma simanının renginden ve yüzey bitirme işleminden büyük ölçüde etkilenir [18, 19]. Her ne kadar renk seçimi ideal şekilde yapılmış olsa da, kullanım süresince restorasyonun renginde klinik açıdan farkedilebilen değişiklikler gözlenmektedir [20]. Restorasyonların görünümü bu materyallerin seçiminden etkilendiğinden, seçilecek rezin simanın optik özellikleri iyi bilinmelidir.

Bu araştırmanın sıfır hipotezi; kullanılan hibrit seramiğin tipi, seramiğin kalınlığı ve uygulanan ışık modu, her iki siman tipinde de mikrosertlik değerlerini ve simanların renk değişimini etkilemeyecektir.

Bu tez araştırmasında, klinikte hibrit CAD/CAM materyalleri kullanılarak planlanan restorasyonların, değişen madde kayıplarını restore etmek için farklı kalınlıklarda kullanılmasına bağlı olarak, ışık geçirgenliğinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir. ışık geçişindeki değişimin etkisiyle, rezin simanların mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Resin simanların renk ölçümleri yapılarak, farklı ışık modlarının ve farklı kalınlıklardaki hibrit seramiklerin, simanların renk stabilitesi üzerine etkisinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir.

Bu araştırmanın sonucunda, klinikte güncel olarak uygulanan restorasyonlarda farklı siman ve polimerizasyon uygulamalarının simanın rengine ve mekanik özelliklerine etkisinin değerlendirilmesinin, literatüre katkı sağlayacağı düşünülmektedir. Böylece klinikte malzeme seçiminin ve polimerizasyon prosedürlerinin simanın uzun dönem başarısı konusunda da hekimleri yol gösterici olması hedeflenmiştir

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Estetik Posterior Restorasyonlar

Restoratif diş hekimliğinin amaçlarından biri çürük ve harabiyete uğramış dişlerin anatomisinin ve fonksiyonunun sağlanması ve açığa çıkan dentin dokularının korunmasıdır [21]. Bir diğer amaç ise dayanıklı ve uzun ömürlü bir restorasyonun yapılmasıdır. Bu amacın gerçekleştirilmesi için diş hekimi direkt ya da indirekt restoratif teknik seçebilir.

Direkt estetik restorasyonlarda ışık ile polimerize olan kompozit rezin materyal doğrudan prepare edilen diş yüzeyine uygulanır. Bu yöntemin en büyük avantajı diş yapısının maksimum oranda korunarak restorasyonun gerçekleştirilmesidir. Ek olarak düşük maliyette bir tedavi olanağı sunar. Tek seansta tedavinin tamamlanması hem hasta hem hekim için avantajlıdır. Ayrıca ilerleyen zamanda, restorasyonda meydana gelen onarılabilecek boyuttaki defektler kolaylıkla ve hızlı şekilde tamir edilebilir [22]. Yapılan çalışmalarda kompozit rezinlerin düşük aşınma direncine sahip olduğu, dentin dokusuna düşük marjinal adaptasyon gösterdiği bulunmuştur. Direkt restorasyonların başarısız adeziv bağlantı, polimerizasyon büzülmesi, post operatif hassasiyet, mikrosızıntı, sekonder çürük oluşumu gibi dezavantajları bulunmaktadır [23].

Direkt kompozit rezin restorasyonlarda gözlenen polimerizasyon büzülmesi, ideal form ve kontak oluşturmadaki zorluklar sebebiyle indirekt kompozit ve seramikler alternatif olmaktadır [24]. İndirekt teknik ile prepare edilen dişin ölçüsü alınarak restorasyon ağız ortamı dışında üretilir [22]. Bu sayede direkt kompozit rezinlerin dezavantajları elimine edilmiş olur [25]. İndirekt yöntem ile geniş madde kaybı olan dişlerde okluzal ve proksimal anatomi ideal şekilde oluşturulabilir. Direkt restorasyonlarda gözlenen polimerizasyon büzülmesinin aksine sadece restorasyon ve diş arasında bulunan rezin siman aralığında polimerizasyon meydana geldiğinden daha iyi kenar uyumu sağlanır. Ek olarak indirekt restorasyonlarda kullanılan materyallerin ısı veya ışık kullanılarak ağız ortamı dışında polimerize edilmesi ile bu restorasyonların mekanik ve fiziksel özellikleri artırılır [26, 27]. Adeziv sistemler kullanılarak simantasyonu gerçekleştirilen indirekt restorasyonların direkt kompozit restorasyonlara göre daha yüksek sertlik değerine sahip olduğu bildirilmiştir [28]. Ancak indirekt tekniğin uygulama aşamaları direkt tekniğe

oranla daha uzun zaman alır ve maliyet olarak daha fazladır. İndirekt restorasyonlar için kavite hazırlığı aşamasında diş yapısından daha fazla uzaklaştırma gerekmesi de dezavantajlarından bir diğeridir [22].

2.1.1 Direkt Estetik Restorasyonlar

2.1.1.1 Kompozit restorasyonlar

Günümüzde estetiğe verilen önemin artması kompozit restorasyonlara olan ilginin artmasına sebep olmuştur. Ek olarak adeziv sistemlerdeki gelişmeler kompozit restorasyonların klinik başarı oranını ciddi şekilde artırmıştır.

Kompozit rezinler kullanımı I ve II. Sınıf direkt restorasyonlarda, kalan diş yapısına bağlı olarak endikedir. III., IV., V. ve VI. Sınıf restorasyonlarda da sıklıkla tercih edilirler. Ayrıca insizal kırıklarda estetik sonuçlar elde edilir. Geliştirilen yeni kompozitler sayesinde erozyon, abrazyon ve abfraksiyon vakalarında estetik ve fonksiyon sağlanır. Ek olarak diastemaların kapatılmasında da başarılı sonuçlar göstermektedir [29].

Kompozit restorasyonların bazı olumsuz özellikleri de bulunmaktadır. Kompozit uygulaması vakit alır ve teknik hassasiyet gerektirir. Biyolojik uyumluluğu konusu tartışmalıdır. Kompozitler polimerizasyona bağlı büzülme gözlenir ve yoğun stres alan bölgelerde aşınmaya dirençsizlerdir. Kompozit restorasyonların klinik ömürleri sınırlıdır. Antikaryojenik özellikleri bulunmadığından oral hijyeni kötü, çürük insidansı yüksek olan kişilerde kullanımı sınırlandırılmalıdır [29].

Başarısız posterior kompozit vakalarının en etkili nedeni, polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak gelişen restorasyonun gövdesi ve restorasyon kenarlarında meydana gelen kırılmalardır. Son yıllarda strese maruz kalan posterior dişlerde ışıkla polimerize olan kompozitler daha fazla tercih edilmektedir. Fakat kompozitlerin yüksek stres alan bölgeler için güvenilirliği hala tartışmalıdır [30]. Geleneksel kompozitlerin posterior bölgedeki bazı dezavantajları sebebiyle bulk fill kompozitler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler geliştirilmiştir.

Bulk fill kompozitler

Geleneksel kompozit rezin materyaller dişe en fazla 2 mm kalınlıklarda, tabakalama tekniğiyle uygulanabilmektedir. Kompozit rezinlerin tabakalama tekniğiyle uygulanması ile tedavi süresi uzarken, kompozit tabakalarının arasında boşluk kalması ya da nemle kontaminasyon riski bulunmaktadır. Bu nedenle diş hekimliği uygulamaları için zaman kazandıran materyaller tercih edilmektedir [21].

Güncel olarak bir rezin esaslı kompozit materyal grubu olan bulk fill kompozitler tanıtılmıştır. Bulk fill kompozitler, özellikle diş eti altına uzanan derin kavitelerin restorasyonunda yeterli polimerizasyonun sağlanarak dayanıklı restorasyonların yapılabilmesine olanak sağlamaları ile tanıtılmışlardır. Üretici talimatlarına göre bulk fill kompozitler 4 mm'lik tabakalar halinde uygulanabilmektedir. Bu kalınlıkta uygulanması ile yeterli polimerizasyon ve mekanik özelliklerin elde edilebilmesi için materyal daha translusenttir ve doldurucu partikül boyutu büyütölerek doldurucu-matriks arayüzeyi azaltılarak ışık saçılımı azaltılmıştır. Ayrıca daha etkili foto aktivatör sistemler kullanılarak ışığın daha derinlere penetre olabilmesi sağlanabilmektedir [31, 32].

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler; fiziksel özelliklerinin güçlendirilmesi hedeflenerek yapısına fiber katılmış rezin esaslı materyallerdir. Fiberler kompozit içerisine yerleştirilerek kırık durdurucu olarak görev yaparlar. Böylece materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini artırırılar. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler direkt kompozit restorasyonlarda tercih edilirler [33].

Diş hekimliğinde kullanılan fiberle güçlendirilmiş kompozitler, kompozit rezinlere benzer yapıdadır. Kompozit rezinlerde olduğu gibi organik matriks ve inorganik doldurucu faz içerirler. Organik matriks içerisinde trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA), üretan dimetakrilat (UDMA), polimetil metakrilat (PMMA), epoksi veya bisfenol A diglisidil metakrilat (BIS-GMA), bulunur. İnorganik doldurucu fazda ise, organik matriks yapıya ilave edilen çeşitli boy, çap, yapıdaki fiberler bulunur. Kompozit matriks içerisinde bulunan fiber, adeziv bir ara yüzey ile rezine bağlanmaktadır. Matriks ve fiber arasındaki arayüz, kompozit üzerine gelen yükün fiberlere iletilmesinde rol

oyunar. Güçlendirici komponent olan fiberler, dayanıklılık ve sertlik sağlarken, fiberleri saran rezin matrisi sayesinde geometrik yapıyı sabitler, nemin etkisinden korur ve önceden tespit edilen pozisyonda tutar ve destek sağlar [34, 35].

Fiberler materyalin mekanik özelliklerini artırmalarına rağmen fiberlerin manipülasyonunun zor olması, açıkta kalan liflerin dokulara zarar vermesi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca fiberle güçlendirilmiş kompozitler içerisindeki fiber oranının (hacimce %15'ten az) düşük olması ve zayıf ıslatılmış fiber demetleri ile rezin arasında boşluk oluşması da başarısızlığa neden olmaktadır [33].

2.1.2 İndirekt estetik restorasyonlar

2.1.2.1 İndirekt kompozit rezinler

İndirekt kompozit rezinler CAD/CAM ile üretilenler ve laboratuvarında teknisyen tarafından üretilenler olarak ikiye ayrılır. İndirekt kompozitler ile restorasyon planlaması yapılırken kalan diş yapısı, intraoral koşullar ve maliyet göz önüne alınmalıdır. Sağlıklı bir değerlendirmeyle yapılan restorasyonlar kalan diş yapısının daha dayanıklı, sağlam olmasını sağlayarak, iyi estetik sonuçlar verebilir [36]. İndirekt kompozit restorasyonlarda direkt kompozitlere göre dönüşüm derecesi artar, polimerizasyon büzülmesinin olumsuz etkileri elimine edilerek mekanik ve fiziksel özelliklerin geliştirilmesi sağlanır. Ayrıca daha iyi proksimal kontaklar oluşturularak, doğal anatomiye taklit eden restorasyonlar üretilir.

Üretilen restorasyonların aşınma direnci direkt kompozitlere göre daha yüksektir [37]. Uzun süreli klinik çalışmalar indirekt kompozit restorasyonların anterior ve posterior bölgelerde iyi klinik performans gösterdiğini bildirmektedir [38, 39].

Kompozit rezinlerde polimerizasyon ile meydana gelen büzülme adeziv bağlanmayı güçleştirerek, marjinal sızıntı ve sekonder çürük gibi restorasyonda istenmeyen etkilere neden olur. Özellikle büyük bir restorasyon gerekliliğinde polimerizasyon büzülmesini minime indirmek için indirekt üretim önerilmektedir. Birçok indirekt kompozit rezin çeşidi bulunmaktadır. Bu kompozitlerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla inorganik doldurucu oranı (yaklaşık %66) artırılmıştır [40, 41].

2.1.2.2 Seramik restorasyonlar

Seramik, Yunanca ‘keramos’ sözcüğünden türemiştir. İnsan tarafından yapısı değiştirilerek üretilmiş ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısında materyaldir [42].

Seramik, inorganik ametallerin genel adıdır. Porselen ise birbirleri içerisinde çözünmeyen kaolin, feldspar ve kuartz gibi minerallerin düşük ısıda eritilerek şekillendirilen seramik materyali olarak tanımlanır. Diş hekimliğinde porselen terimi “dental seramik” veya “dental porselen” olarak kullanılmaktadır [43].

2.2 Dental Seramikler

2.2.1 Dental seramiklerin yapısı

Dental seramikler, metalik olmayan, inorganik yapılardır [44]. Dental seramiklerin çoğu, kristal faz ve cam matriks fazı içerir.

Geleneksel dental seramiğin ana yapısını oluşturan temel bileşimler feldspar, kuartz ve kaolinden oluşmaktadır.

Seramiğin yapısında bu maddelere ek olarak renk pigmentleri, opaklaştırıcı maddeler, ara oksitler, akışkanlar ve cam modifiye ediciler de bulunabilir [45].

Feldspar

Feldspar, doğal olarak oluşan bir maddedir, bu sebeple potasyum (K_2O) ve sodyum (Na_2O) arasındaki oran değişiklik gösterebilmektedir. Bu oran, feldsparın özelliklerini etkilemektedir. Sodyum alüminasilikat, füzyon sıcaklığını düşürür. Potasyum alüminasilikat, mevcut porselenlerin çoğunda bulunur ve dental porselenlere yarı saydamlık özelliğini verir. Ek olarak oluşturulan morfolojik detayların korunmasına ve restorasyonun doğal görüntüsünün sağlanmasına yardımcı olur. Porselenlerin fırınlanması esnasında, kenarların yuvarlanması ve diş formunun kaybıyla sonuçlanabilecek proplastik akış tehlikesi nedeniyle porselenin füzyon ısını düşüren sodyum alüminasilikat oranına dikkat edilmelidir [46, 47].

Kuartz

Erime sıcaklığı yaklaşık 1700°C 'dir. Porselenin içerisinde %10-30 oranında bulunarak, doldurucu görevi görür. Erime sıcaklığının yüksek olması nedeniyle fırınlama işlemiyle gerçekleşebilecek büzölmeleri önleyerek yapıya stabilite sağlamakta ve yüksek sıcaklıklarda restorasyonun formunu korumasında etkili olmaktadır [48]. Kuartz, fırınlama sırasında değişmeden kalır ve yapıyı güçlendirici ajan olarak görev yapar [46, 47].

Kaolin

Kaolin bir alüminyum hidrat silikattır. Erime sıcaklığı yaklaşık 1300°C' dir. Çin kili olarak da isimlendirilir. Yapıya opaklık vermesi nedeniyle çok düşük oranda kullanılır. Bağlayıcı özelliği ile diğer bileşenlerin yapıya bağlanmasında etkilidir. Ayrıca pişirilmemiş porselenin işlenebilme özelliğini artırır [48, 49].

2.2.2 Dental seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramiklerde, gelişim süreciyle birlikte her geçen gün yeni materyaller tanıtılmaktadır. Dental seramikler diş hekimliğinde yaygın olarak kullanıldıklarından, dental seramikler üzerinde yoğun çalışmalar yapılmaktadır. Gün geçtikçe yeni materyaller tanıtılmaktadır. Bu yeni materyallerin uygun şekilde sınıflandırılması hekimler arasında ve hekim-teknisyen arasında daha iyi iletişim kurulmasını sağlamaktadır. Uygun bir sınıflandırma üretilen ve tanıtılan yeni materyallerle güncellenebilmelidir. İdeal bir sınıflandırma materyalin hangi bölgede kullanılacağı, restorasyonun tipi ve nasıl yapıştırılacağı hakkında klinik olarak bilgi sağlanmasında açıklayıcı olmalıdır [50-53].

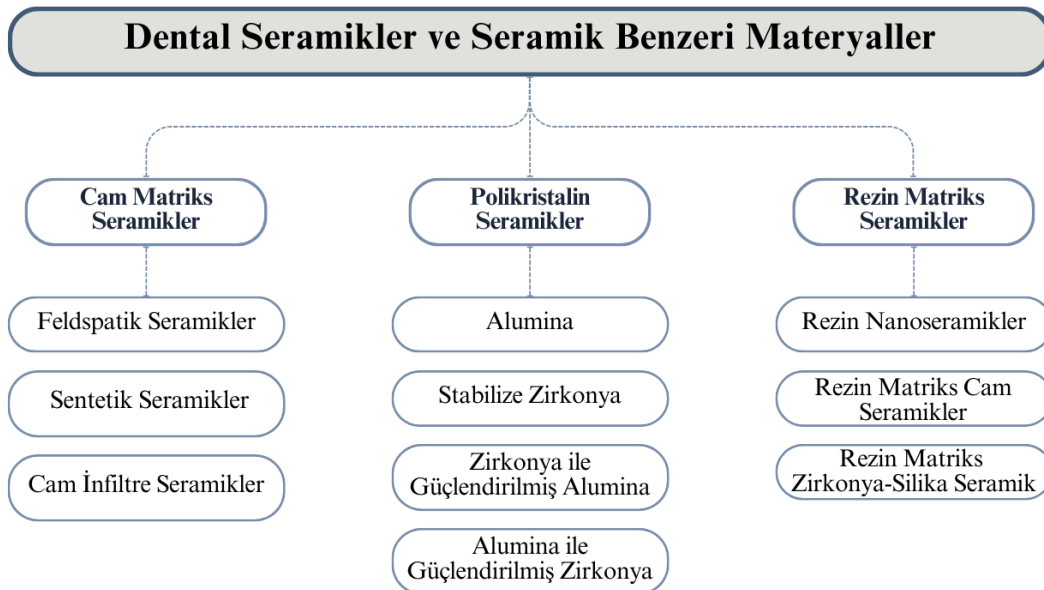
Dental seramikler için farklı başlıklar altında yapılmış birçok sınıflandırma bulunmaktadır. Yapılmış olan bu sınıflandırmaların büyük kısmı yeterince açıklayıcı değildir ve eklenen yeni materyallerin yer bulamayacağı şekilde hazırlanmıştır [53-55].

Günümüzde kullanılan en güncel sınıflandırma, 2015 yılında Gracis ve arkadaşlarının dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin yapısal içeriklerine göre hazırlamış oldukları sınıflandırmadır [24]. Bu sınıflandırma materyallerin kimyasal içeriği, mekanik

dayanıklılığı, adeziv simantasyonu gibi özellikleri açısından bilgi veren ve hekimi materyal tercihininde yönlendiren bir sınıflamadır [24]. Rezin matriks seramikler yeni bir materyal grubu olmalarının yanında, Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA) tarafından seramik kategorisi içerisinde değerlendirilmektedir. Yeni üretilen ve piyasaya tanıtılan materyaller literatürdeki bu güncel sınıflandırmada yerlerini almaktadır [24].

Dental seramikler ve seramik benzeri materyaller üç ana gruba ayrılmaktadır (Şekil 2.1). Bu alt gruplar kimyasal içeriklerine göre tanımlanmış olup yeni eklenen materyaller mevcut kategorilere yerleştirilebilmektedir [24].

1. Cam-matriks seramikler; cam fazı içeren metalik olmayan inorganik seramik materyallerdir.
2. Polikristalin seramikler; herhangi bir cam fazı içermeyen metalik olmayan inorganik seramik materyallerdir.
3. Rezin matriks seramikler; polimer matriks içerisinde ağırlıklı olarak camlar, porselenler, seramikler ve cam seramikler gibi dayanıklı inorganik içeriğe sahip materyaller olarak tanımlanır.



Şekil 2.1 Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması.

2.2.2.1 Cam matriks seramikler

Feldspatik seramikler

Bu geleneksel seramik grubu üç materyalin bileşiminden oluşur. Bu bileşim içerisinde kil/kaolin (hidrate aluminosilikat), kuartz (silika) ve doğal feldspar (potasyum ve sodyum aluminosilikat karışımı) bulunmaktadır. Potasyum feldspar, lösit kristallerini meydana getirir. Bu kristaller restorasyonun dayanıklılığını artırır ve metal alt yapılar ile daha uyumlu olmasını sağlar [45, 50].

Sentetik cam içerikli seramikler

Tüketimin artmasıyla materyallerin üretilmesi için gerekli olan doğal ham maddeler hızla azalmaktadır. Doğal kaynaklara olan bağımlılığı azaltmak için, seramik endüstrisinde sentetik materyallere yönelim olmuştur. Üretici firmalarda bileşenlerin içeriği değişmesine rağmen temel olarak silisyum dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksitten (Al_2O_3) oluşmaktadır [24].

Lösit bazlı seramikler: Camsı yapıya 10-20 μm boyutlarında lösit kristali eklenerek üretilirler. Lösit, materyalin dayanıklılığını artırarak çatlak oluşumu ve büyümesini engeller. Ek olarak materyalin kırılma ve bükülme dayanımını da artırır [56, 57].

Lityum disilikat ve türevi seramikler: lityum disilikat seramik hacminin yaklaşık %70'ini oluşturur. İğneyen benzeyen lityum disilikat kristalleri (3-6 μm), lityum ortofosfat (Li_3PO_4) camsı matrikse entegre olurlar. Bu kristallerin bir araya gelmesiyle oluşan ağ ile materyalin dayanıklılığını artırır [58]. Örnek olarak 3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD, IPS e.max Press verilebilir [24].

Lityum disilikat ve türevleri grubunda zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramikler (ZLS) de bulunmaktadır [24]. Bu seramikler cam seramik yapının ağırlıkça %10 güçlendirilmesi ile üretilmişlerdir. 2013 yılından itibaren piyasada bulunan bu materyalin en önemli özelliği mekanik direncinin yüksek olmasıdır. Ayrıca estetik olarak da iyi sonuçlar vermektedir [59, 60]. İçeriğinde bulunan cam partikülleri sayesinde asit ve silan uygulamalarıyla son derece iyi adeziv bağlantı sağlanır [61]. VITA Suprinity ve Celtra

Duo zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{O}_3\text{Si}$) bloklardır. 2013 yılında VITA firması Suprinity'yi üretmiştir. 2014 yılında ise Celtra Duo Dentsply tarafından üretilmiştir. Bu bloklar CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak amacıyla monolitik olarak üretilmişlerdir. Böylece veneer porselenin alt yapı ile bağlantı sorunu, porselen kopması ve çatlaması gibi problemler elimine edilmiştir.

Cam infiltre seramikler

Altyapının negatif kopyasının oluşturulması ve dökülmesi (slip cast) ile üretilen bu seramikler 1993 yılından itibaren CAD/CAM ile de üretilabilmektedir. Bu teknikle alümina parçacıklarının pöröz iskeletine, infiltre edilen lantan camları ile pöröz yapı elimine edilir ve yapısal dayanıklılık arttırılır [62]. CAD/CAM için üretilen preslenmiş formlarının makro pöröz sayısı daha azdır ve daha homojen yapıdadır [63]. Alümina, alümina ve magnezyum, alümina ve zirkonya olarak üç gruba ayrılmaktadır [24].

a) Alümina: In-Ceram Alümina ilk cam infiltre seramik materyalidir. 1989 yılında “slip casting” tekniği ile üretilerek piyasaya tanıtılmıştır. Temel olarak yapısı %82 Al_2O_3 , %12 La_2O_3 , %4,5 SiO_2 , %0,8 CaO ve %0,7 diğer oksitlerden oluşur. Yoğun şekilde bulunan alümina sinterlendikten sonra oluşan pöröz iskelet yapıya lantanyum camın infiltrasyonu ile üretilir. Böylece materyalin dayanıklılığı artar ve bükülme direnci 600 MPa'ya ulaşır [64, 65]. Yüksek opasitesi nedeniyle restorasyonun estetik bir sonuç verebilmesi için veneerleme ihtiyacı bulunmaktadır [24, 62].

b) Alümina-Magnezyum: Tek örnek olan In-Ceram Spinell, 1994 yılında In-Ceram Alümina'nın üreticisi tarafından üretilmiştir. Farklı olarak temel kor yapı olan magnezyum alümina içerisine cam infiltre edilmiştir. Bükülme direnci 350 MPa kadardır. Ayrıca In-Ceram Alümina'ya göre iki kat daha fazla translüsens olması nedeniyle anterior kronlarda kullanım endikasyonu bulunmaktadır [24, 66].

c) Alümina-Zirkonya: In-Ceram Zirkonya, alümina yapıya parsiyel stabilize zirkonyum oksit eklenmesi ile In-Ceram Alümina'nın daha dayanıklı modifikasyonudur. İçeriğinde %62 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) ve %20 oranında zirkonyum oksit (Zr_2O) bulunmaktadır [24]. Slip-casting ve yarı sinterize formdaki bloklardan CAD/CAM yöntemi ile üretilabilmektedir [67]. 600-800 Mpa bükülme direncine ve yüksek opasiteye

sahiptir. Bu özellikleri nedeniyle posterior tek kron ve köprü endikasyonu bulunmaktadır [24, 68]. Yetersiz estetik özellikleri ve lityum disilikat ve zirkonya içerikli seramiklerin daha çok tercih edilmelerinden dolayı bu seramiklere olan ilgi azalmıştır [24].

2.2.2.2 Polikristalin seramikler

Bu seramikler camsı faz içermez, ince partiküllerden oluşan yoğun ve düzenli bir kristal yapıdan oluşur. Bu yapı sayesinde materyal dayanıklıdır ve oluşan çatlağın ilerlemesi engellenir. Translüsensileri düşüktür ve şekillendirilmeleri zordur. Bu özelliklerinden dolayı kron ve köprü alt yapısı olarak kullanılacaklarında veneerleme yapılması tavsiye edilmektedir [69]. Yapısında cam fazı bulunmadığı için hidroflorik asit, pürüzlendirmede yetersiz kalmaktadır. Yeterli pürüzlendirme sağlamak için uzun süre ve yüksek sıcaklıkta asit uygulaması gerekmektedir [70]. Bu grup içinde alumina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya bulunmaktadır.

Alümina

1993 yılında Nobel Biocare firması, tam yoğunlukta polikristalin içeren Procera AllCeram'ı tanıtmıştır. Bu seramikler yüksek saflıkta (%99,5) alüminyum oksit içermektedir. Yüksek sertlik ve yüksek dayanıklılığa sahiptir. Bükülme dayanımı yaklaşık 600 Mpa'dır [53, 71]. Procera AllCeram sabit protez yapımında endikedir. CAD/CAM alümina bazlı polikristalin seramikler, implant üstü restorasyonlarda dayanaklar üzerinde üst yapı olarak da kullanıma uygundur [72].

Stabilize zirkonya

Zirkonya 0,4 µm boyutunda taneciklerin düzenli dizilmesiyle oluşur, kristal fazda bulunur ve camsı faz içermez. Bu nedenle yüksek sertliğe sahiptir. Yapısındaki kristaller, monoklinik (oda sıcaklığı-1170 °C) tetragonal (1170 °C- 2370 °C) ve kübik (2370 °C-2680 °C) olarak üç fazda bulunabilir. Bu fazlar arasındaki geçişler hacimsel değişikliklere neden olur [73, 74].

Monoklinik fazın oda sıcaklığında stabilitesinin sağlanabilmesi için yapı içerisine metal oksitler ilave edilir. En sık ilave edilen yitriumdur. Zirkonyanın yapısına yitrium oksit

ilave edilerek oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunan yitrium ile stabilize edilmiş polikristalin zirkonya (Y-TZP) üretilir. Böylece zirkonyanın mekanik özellikleri de geliştirilmiştir [75-77].

Sinterizasyon sonrası soğuma, gerilim stresleri, aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi dış stresler çatlak oluşumuna neden olabilir. Y-TZP, oluşan bir çatlağın başlangıç aşamasında tetragonal fazdan monoklinik faza geri döner ve %3-5'lik hacim artışı olur. Hacim artışıyla çatlağın etrafında sıkıştırıcı kuvvetler oluşarak dış stresler nötralize edilir. Bu şekilde çatlağın ilerlemesi durur, bu özelliğe “transformasyon sertleşmesi” adı verilir [65, 78, 79].

CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelerle birlikte zirkonya kullanımı yaygınlaşmıştır. Zirkonya bloklar 2 şekilde kullanılır. İlk seçenek tam sinterize bloklar kullanılarak restorasyonun son boyutunda üretim yapılmasıdır. Bu seçenekte materyalin boyutunda değişiklik meydana gelmediği için, restorasyon uyumu çok iyi olmaktadır. Buna karşın materyalin yapısı çok sert olduğundan freze cihazlarında kazıma işlemi zor yapılmaktadır ve uzun zaman almaktadır. Ayrıca üretim aşamasında restorasyonun marjinde kırıklar oluşabilmektedir. İkinci seçenek ise yarı sinterize bloklar kullanılarak restorasyonun son hacminden %25 daha büyük hacimde restorasyon üretilmesidir. Böylece kazıma işlemi kolayca yapıp restorasyon marjinde daha az kırıkla karşılaşmaktadır. Fakat bu blokların sinterizasyonunun tamamlanması sırasında restorasyon hacminde azalma meydana gelir ve restorasyon uyumsuzluğu ile sonuçlanabilmektedir. Günümüzde yarı sinterize bloklarla üretim daha sık tercih edilmektedir [75, 79, 80].

Zirkonya endikasyonları arasında kron, köprü, inley, onley ve implant dayanağı bulunmaktadır [73, 81]. Tek renkli (monokromatik) ya da doğal diş yapısını taklit eden çok renkli (polikromatik) formları mevcuttur. Örnek olarak Nobel Procera Zirconia, Nobel Biocare; Lava/Lava Plus, 3M ESPE sistemleri verilebilir.

Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

Zirkonya tetragonal fazda kısmen stabilize formdadır ve alümina orta derecede dayanıklılık göstermektedir. Bu özelliklerden dolayı zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) bloklar geliştirilmiştir [82, 83].

Üretici firmalar arasında zirkonya ve alümina oranı değişiklik göstermektedir. Fakat sınıflandırma yapabilmek adına ZTA ağırlıkça %50'den fazla alümina, ATZ'de ise ağırlıkça %50'den fazla zirkonya bulunması gerektiği bildirilmiştir [24]. Bu seramiklerden ZTA'ya örnek olarak içeriği %67,9 ZrO₂, %21,5 Al₂O₃, %10,6 CeO₂, %0,06 MgO ve %0,03 TiO₂ şeklinde olan NANOZR (Panasonic Healthcare, Japonya) örnek verilebilir. Bu bloklar Y-TZP ile karşılaştırıldığında düşük sıcaklıkta bozulmaya karşı daha fazla direnç, yüksek dayanıklılık ve daha yüksek kırılma dayanımı göstermişlerdir [84, 85].

2.2.2.3 Rezin matriks seramikler

Seramik materyaller için minimum 1.5-2.0 mm'lik yer ihtiyacı, karşıt dişlerde aşındırma etkisi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu dezavantajlar nedeniyle yeni materyal arayışına girilmiştir ve hibrit materyaller geliştirilmiştir. Organik kısımda kompozit rezin matriks, inorganik kısımda seramik doldurucu içeren materyallerdir. Böylece seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini birleştirme amacıyla üretilen rezin matriks seramikler piyasaya sürülmüştür [4, 86].

Rezin matriks seramiklerin içeriğini yüksek oranda seramik parçacıklarla doldurulmuş organik matriks oluşturur. Mevcut geleneksel seramik tanımı göz önüne alındığında, organik matriks varlığı teorik olarak bu grubu seramik sınıflandırmalarının dışında tutar. Fakat 2012 ADA Diş Prosedürleri ve Adlandırma Kodu'nun (American Dental Association Code on Dental Procedures and Nomenclature) porselen/seramik tanımına göre; "Porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikler dahil olmak üzere ağırlıklı olarak yüksek ısıya dayanıklı inorganik bileşenler içeren, preslenmiş, fırınlanmış, parlatılmış veya frezelenmiş materyaller" olarak bildirilmiştir. Bu sebeple ağırlığının %50'sinden fazla ısıya dayanıklı inorganik bileşen içeren rezin matriks seramikler bu sınıflandırmaya dahil edilmişlerdir [24].

Üreticiler geleneksel seramiklere kıyasla dentine benzer elastisite modülüne sahip, cam matriks veya polikristalin seramiklere göre frezelenmeleri ve uyumlamalarının daha kolay olacağı, kompozit rezinlerle kolayca tamir edilebilen restorasyonlar için bu materyali geliştirmişlerdir. Rezin matriks seramikler yapılarındaki çift fazlı ağ yapısı ile

elastik modülü düşürerek daha az kırılğan bir yapıdadırlar. Ayrıca çok iyi işlenerek son derece başarılı kenar uyumu sağlamaktadırlar [87].

Hibrit seramiklerin çeşitli avantajları vardır. Bunlar:

1. Esnek bir yapıda olup kırılmaya karşı dayanıklıdırlar.
2. Doğal dişlere benzer ışık geçirgenliği gösterirler.
3. Aşınmaya dirençlidirler.
4. Ağız içerisinde tamir edilebilirler.
5. Polisaj işlemi kolayca yapılabilir ve parlak yapılarını uzun süre korurlar.
6. CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak için uygundurlar.
7. Mine ve dentine benzer fiziksel ve mekanik özellik gösterirler.
8. Adeziv simantasyon ile son derece başarılı sonuçlar verirler.
9. Restorasyon üretimi aşamasında fırınlama ya da sinterizasyon işlemine gerek duymazlar.

Rezin matriks seramikler inorganik kompozisyonlarına göre birkaç alt gruba ayrılırlar [24].

Rezin nanoseramikler

Ağırlıkça %70-80 oranında nanoseramik partikül içeren yüksek sertliğe sahip rezin matriksten oluşurlar. Rezin matrikse gömülü yüksek oranda nanoparçacıklar materyalin aşınmasına ve kırılmaya karşı direnç göstermesinde etkilidir. Bu nanopartiküllerin boyutları 0.6-1 µm arasında değişmektedir. Materyal içerisindeki parçacıklar nano boyuta indirildiğinde materyalin kimyasal reaktivitesi artar, atomlar arası oluşan bağ yapısı değişiklik gösterir. Materyal yapısında meydana gelen bu değişiklikler farklı fiziksel özelliklerin ortaya çıkmasına neden olmaktadır [88, 89].

2012 yılında Lava ultimate (3M ESPE, Seefeld, ABD) ilk hibrit materyal olarak piyasaya sürülmüştür. CAD/CAM sistemlerinde kullanıma uygun bir materyaldir. Organik matriks içeriği Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA'dan oluşur. İnorganik kısımda ise 20 nanometre çapında silika nanomerler ve 4-11 nanometre çapında zirkonya nanomerlerden oluşur [90, 91]. Lava ultimate bükülme dayanımı 200 MPa'dır. Ayrıca elastik modülünün 29,8 GPa

olduğu yapılan çalışmada gösterilmiştir. Bu değer dentinin elastik modülüne çok yakındır ve kuvvet emici özelliğinden posterior bölge restorasyonları için uygundur [92].

Yüksek oranda desimantasyon ile karşılaşılması, üretici firmanın kalite standartlarına uymadığı için firma 12 Haziran 2015'te Lava Ultimate'ın kron endikasyonunu kaldırmıştır. Veneer, inley, onley restorasyonları için endikasyonu bulunmaktadır [93]. Cerasmart 2014 yılında GC firması tarafından piyasaya tanıtılan (GC, Tokyo, Japonya), kompozit rezin nano seramiktir. Ağırlığının %71'ini 20 nanometre çapında silika, 300 nanometre çapında baryum cam nano doldurucuları içeren inorganik yapı oluşturur. Organik yapıda ise bismetakriloksipolietoksifenil propan (Bis-MEPP), UDMA, dimetakrilat (DMA) bulunur. Restorasyonların kenar uyumu oldukça iyidir. Rezin matriks seramikler arasında yüksek bükülme dayanımına sahiptir [92].

Restorasyonların uzun dönem başarılı olmasında, kullanılan restoratif materyalin elastik modülünün dentinin elastik modülüne yakın olması önemli rol oynar. Nanoseramik materyaller dentine yakın elastik modülüne sahiptir. Bu materyallerde okluzal kuvvetlere karşı yeterli dayanıklılığı sağlamak için minimum 1 mm kalınlığında üretilmelidir [91, 94]. Nanoseramiklerin bükülme dayanımı oldukça yüksektir. Karşıt dişleri cam seramiklere oranla daha az aşındırırlar. İkinci kez fırınlama ihtiyacı duyulmaz. Yüksek renk stabilitesine sahiptirler ve frezlemeleri kolaydır [93].

CEREC sistemi ile uyumlu olan Cerasmart, inley, onley, endokron, kron ve implant destekli kronların yapımında endikedir. Cerasmart ile restorasyon yapılırken pit, fissür ve tüberkül tepelerinden en az 1,5 mm preparasyon yapılması tavsiye edilmektedir. Restorasyon duvar kalınlığının en az 1,5 mm ve marjinlerde basamak genişliğinin en az 1 mm olması önerilmektedir. Taper açısı yaklaşık 6 derece olmalıdır ve inley, onley restorasyonlarında internal kenar ve köşeler yuvarlatılmalıdır [95].

Cerasmart blokların çeşitli optik özellikler gösteren blok seçenekleri bulunmaktadır. Bunlar, yüksek translüsensi (A1 HT, A2 HT, A3HT, A3.5 HT, B1 HT) ve düşük translüsensi (A1 LT, A2 LT, A3 LT, A3.5 LT, B1 LT) özellikteki bloklardır. Mine dokusunun yerini alacak restorasyonlarda ve maskelemeye ihtiyaç duyulmayan dişlerde yüksek translüsensi özellikteki bloklar tercih edilirken, restorasyonun dentin dokusunu

oluşturacağı ve renklenmiş dişlerde ise düşük translüsensi özelliğindeki bloklar tercih edilir [95, 96].

Cerasmart blokları kullanılarak yapılan restorasyonlarda glazür ve fırınlama ihtiyacı bulunmamaktadır. Polisaj için polisaj patları, diskler ve polisaj lastikleri kullanılabilir. Restorasyonun makyaj ihtiyacı olduğunda nano dolgu teknolojisine sahip olan Optiglaze renk seti tercih edilebilir [95].

Üretilen restorasyonun simantasyonu adeziv simantasyon tekniğiyle yapılır. Üretici firma simantasyon öncesi yüzey hazırlığı için simante edilecek yüzeyin 25-50 µm alümina parçacıkları ile 0.2 MPa basınç altında kumlanması ya da %5'lik hidroflorür (HF) asit ile 60 saniye boyunca pürüzlendirme yapılmasını önermektedir. Yüzey hazırlığı yapıldıktan sonra yüzey yıkanarak kurutulur ve silan bağlayıcı ajan yüzeye uygulanır. Kullanılacak adeziv sisteme bağlı olarak diş yüzeyi de simantasyona uygun hale getirilerek, restorasyon simante edilir [95].

Rezin infiltre seramikler

Seramikler kimyasal stabiliteleri, optik ve mekanik özellikleri, yüksek biyouyumluluk göstermeleri nedeniyle sıklıkla tercih edilirler. Fakat tamirlerinin kolay olmaması ve karşıt dişte aşınmaya neden olmaları gibi dezavantajları bulunmaktadır. Kompozitler kolaylıkla tamir edilebilirler, işlenmeleri kolaydır ve karşıt dişte minimum aşınmaya sebep olurlar. Ancak mekanik özellikleri ve biyouyumlulukları seramiklere göre düşüktür. Bu özellikler göze alındığında seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerinin bir araya getirilmesiyle ideal materyalin üretilmesi amaçlanmıştır [97, 98].

2013 yılında Enamic (Vita, Bad Sackingen, Almanya), CAD/CAM sistemleri ile kullanılmak üzere tanıtılmıştır. Üretici firma tarafından “hibrit seramik” olarak tanımlanmıştır. Ağırlıkça %86 alüminyum oksitle güçlendirilmiş feldspatik seramik ağ ve ağırlıkça %14 polimer ağdan oluşmaktadır. Seramik ağ içeriğinde %58-63 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, % 9-11 Na₂O, % 4-6 K₂O, % 0.5-2 B₂O₃, % 1'den az oranda Zr₂O ve CaO bulunmaktadır. Polimer ağ UDMA ve TEGDMA monomerlerinden oluşmaktadır [90]. Bükülme direnci ortalama 140 MPa, elastik modülü ise ortalama 28 GPa'dır. Hibrit seramiklerin elastik modülü dentine yakındır. Bu özellik sayesinde yükleme sırasında

daha oluşan stres homojen şekilde dağılır [99]. Ayrıca karşıt dişte daha az aşınmaya neden olurlar. Geleneksel CAD/CAM materyallerine kıyasla daha düşük sertliğe sahip olmaları, daha hızlı frezelenmelerini sağlar [100]. Materyalde meydana gelen kırık, taramalı elektron mikroskobu ile incelendiğinde, kırığın polimer-seramik ara yüzünde yön değiştirerek durduğu gözlenmiştir. Böylece “chipping” hasarları ile çok daha az karşılaşılır [3]. Diş ya da implant üstü anterior ve posterior kronlar, inley, onley ve laminate veneer endikasyonu bulunmaktadır.

Rezin matriks zirkonya-silika seramik

Ultra ince zirkonya partiküllerinden oluşan inorganik kısmı, ağırlıkça %60’tan fazladır. İnorganik partiküller BIS-GMA, TEGDMA ve patentli üçlü aktivatör sistemin oluşturduğu polimer matriksle çevrelenmiştir. Paradigm MZ100 (3M ESPE, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri) bu gruba örnek olarak gösterilebilir [101, 102]. Paradigm MZ100 üretim aşamasında polimerizasyonu tamamlanarak için mekanik özellikleri geliştirilmiştir [103]. Rezin matriks içeriğinden dolayı daha az diş preparasyonu ile restorasyon yapılmasına imkân tanır. Uzun süreli geçici restorasyon materyali olarak kullanıma uygundurlar. Karşıt dişlerde daha az aşınmaya neden olmaları ve okluzal kuvvetleri absorbe edebilme özellikleri ile brüksizm vakalarında inley,onley,tek kron endikasyonu bulunmaktadır [104]. Shofu Block HC (Shofu inc., Kyoto, Japonya) bu gruba örnek olarak gösterilebilir. Ağırlıkça %61 inorganik içerikten oluşur. Silika, silikat ve zirkonyum silikat doldurucuların oluşturduğu inorganik yapı, UDMA ve TEGDMA’nın oluşturduğu polimer organik yapı ile sarılmıştır [90].

2.3 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

1980’lerde piyasaya tanıtılan ilk CAD/CAM cihazları ile sadece seramik altyapılar tasarlanıp üretilabiliyordu. Günümüzde kullanılan CAD/CAM cihazları “tam dijital iş akışı” ile inley, onley, veneer, endokron, köprü ve implant dayanakları gibi çeşitli tasarımlar üretilmektedir [105, 106].

İlk 15 yıl, CEREC sistemi için tek seçenek olarak feldspatik seramikler (Vita Mark I, Vita Zahnfabrick, Bad Sackingen, Almanya) mevcuttu. Feldspatik seramikler küçük okluzal inleyler için modifiye edilmiştir. Daha sonra CAD/CAM ile daha fazla endikasyona

uygun restorasyon üretilmesi için lösit, lityum disilikat, zirkonya ve cam seramikler gibi yeni materyaller geliştirilmeye çalışılmıştır. Bu materyallerden bazıları daha hızlı frezelenmelerini için pre-kristalize formda üretilmişlerdir. Frezeleme sonrasında restorasyonun asıl rengini sağlamak ve mekanik özelliklerin iyileştirilebilmesi için kristalizasyonun tamamlanması gerekmektedir. Hastabaşı (chairside) sistemlerde monolitik materyaller tercih edilmektedir. Böylece dijital anatomik modelleme sayesinde, iki tabakalı sistemlerin ana mekanik komplikasyonu olan chipping önlenerek minimum kalınlıklarda restorasyon üretimi sağlanabilmektedir [107].

Son zamanlarda CAD/CAM rezin kompozitler ve hibrit seramik materyaller piyasaya sürülmüştür. Hibrit seramikler, seramik materyallerin estetik özellikleri ile kompozit rezinlere özgü azaltılmış kırılma ve artırılmış kırılma direnci özelliklerine sahip olması amacıyla tasarlanmış yeni bir hastabaşı CAD/CAM materyalidir. İki farklı sınıfa ayrılırlar: Kompozit rezin nanoseramik bloklar ve PICN (polimer infiltre seramik network) bloklar.

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller şu şekilde sınıflandırılabilir [108]:

1. Feldspatik seramikler
2. Cam matriks seramikler
 - a) Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - b) Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler
3. İnfiltrasyon seramikler
4. Oksit seramikler
 - a) Alüminyum oksit
 - b) Zirkonyum oksit
5. Nanoseramikler
6. Hibrit seramikler
7. Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler
8. Kompozitler
9. Polimerler
10. Metaller

Hasta başı CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller Tablo 2.1’de gösterilmiştir.

CAD/CAM materyallerinin özellik, içerik ve preparasyon gereklilikleri Tablo 2.2, 2.3, 2.4 ‘te gösterilmiştir

Tablo 2.1: Hasta başı CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller [109].

Kategori	Tanım	Ticari İsim	Üretici Firma
Cam Seramik	Feldspatik Seramik	Vitablocs Mark II	Vita Zahnfabrik
		CEREC Blocs	Dentsply Sirona
		Vitablocs Triluxe	Vita Zahnfabrik
		Vitablocs RealLife	Vita Zahnfabrik
	Lösitle güçlendirilmiş seramik	IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent
		Initial LRF Block	GC
	Lityum Disilikat	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent
		Amber Mill	HASS
		Tessera	Dentsply Sirona
	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat	Celtra Duo	Dentsply Sirona
Kompozit rezin	Bis-GMA kompozit	Paradigm MZ100	3M
		Brilliant Crios	Coltene/Whaledent
		Grandio Blocks	Voco
		LuxaCam composite	DMG Fabrik
		Tetric CAD	Ivoclar Vivadent
Hibrit Seramik	Nanoseramik	Lava Ultimate	3M
		Cerasmart	GC
		Shofu Block HC	Shofu
		Mazic Duro	Vericom co.
		Avencia Block	Kuraray Noritake Dental
	Rezin İnfiltrat Seramik	Enamic	Vita Zahnfabrik
Zirkonya	Tetragonal Zirkonya	CEREC Zirconia e.max	Dentsply Sirona
		ZirCAD	Ivoclar Vivadent
		Katana Zirconia Block	Kuraray Noritake Dental
		Mazic Zir	Vericom co.
		LuxaCam Zircon HT Plus	DMG Fabrik
Rezin	PMMA	TelioCAD	Ivoclar Vivadent
		Cad Temp	Vita Zahnfabrik
		Mazic Pro	Vericom co.
		LuxaCam PMMA	DMG Fabrik
		ArtBlock Temp	MERZ

Coltene Whaledent (Alstatten, Switzerland); Dentsply Sirona (Bensheim, Germany); DMG Fabrik (Hamburg, Germany); GC (Tokyo, Japan); GC America (Alsip IL, USA); HASS (Gangwon-do, Korea); Ivoclar Vivadent (Schaan, Lihtenştayn); Kuraray Noritake Dental (Tokyo, Japan); MERZ Lütjenburg, Germany); Shofu (Kyoto, Japan); Vericom co. (Gangwon-do, Korea); Vita Zahnfabrik (Bad Sackingen, Germany); Voco (Cuxhaven, Germany); (3M Oral Care (St. Paul, Mn, USA).

Tablo 2.2: CAD/CAM seramik/rezin infiltre bloklar içerik, materyal özellikleri, preparasyon gereklilikleri [110].

Özellikler	Cerasmart	Lava Ultimate	Grandio Blok	HC Blok CAD/CAM	Katana Avencia	Enamic
İçerik	%71 silika ve baryum camları	%80 silika ve zirkonya	%86 nanohibrit doldurucu	Silika tozları ve zirkonyum silika	Silika, alümina ve dimetakrilat	%63 silika, %23 alümina, %11 sodyum oksit
Eğilme Dayanımı (MPa)	219 ¹⁸	191±2.70 ²⁵	208 ²⁶	191 ²⁶	230 ^a	152±2.90 ²⁹
Elastik Modülü (GPa)	7.90 ¹⁸	10.80 ¹⁸	11.10 ¹⁰	9.50 ¹⁰	-	22.10 ¹⁸
Minimum Duvar Kalınlığı (okluzal)	1.5 mm	1.5 mm	1.5 mm	1.5-2mm	1.5 mm	1mm
Minimum Duvar Kalınlığı (sirkumferansiyal)	1.5 mm	1.5 mm	1.5 mm	0.8 mm	1 mm	0.8 mm

^a : Üretici firmadan alınan bilgi.

Tablo 2.3: CAD/CAM silika seramikler içerik, materyal özellikleri, preparasyon gereklilikleri [110].

Özellikler	VITA Mark II	Cerec	IPS Empress CAD	IPS E.max CAD	VITA Suprinity PC	Celtra Duo
İçerik	%64 silika, %23 aliminyum oksit	%64 silika, %23 aliminyum oksit	%65 silika, %20 alümina, %14 potasyum oksit	%80 silika, %19 lityum oksit, %13 potasyum oksit	%64 silika, %21 lityum oksit, %12 zirkonya	Silika, lityum dioksit ve zirkonyum dioksit
Eğilme Dayanımı (MPa)	112.4±3.20 ²⁹	154±15 ^a	134.5±3.30 ²⁹	369±60 ³²	420 ³²	210 ³²
Elastik Modülü (GPa)	48 ¹¹	45±0.50 ^a	62 ^a	95±5.00 ³²	70 ³²	70 ³²
Minimum Duvar Kalınlığı (okluzal)	1.50 mm	2.00 mm	2.00 mm	1.50 mm	1.50 mm	1.50 mm
Minimum Duvar Kalınlığı (sirkumferansiyal)	1.00 mm	1.00-1.50 mm	1.50 mm	1.50 mm	1.50 mm	1.50 mm

^a : Üretici firmadan alınan bilgi.[110]

Tablo 2.4: CAD/CAM oksit seramikler içerik, materyal özellikleri, preparasyon gereklilikleri [110].

Özellikler	Cerec Zirkon ya	Katana HT	Katana STML	Katana UTML	VITA YZ ZT	Lava estetik zirkonya	IPS E.max ZirCAD (3Y)	IPS E.max ZirCAD (4Y)	IPS E.max ZirCAD (5Y)
İçerik	%99 Zirkon ya ve %4,5-6,0 itriya	Zirkonya ve itriya	Zirkonya ve itriya	Zirkon ya ve itriya	%95 Zirkonya, %6 itriya, %3 hafniya	%95 Zirkonya ve %5 itriya	%95,5 Zirkonya, %6 itriya, %5 hafniya	%93,5 Zirkonya, %8 itriya, %5 hafniya	%93,5 Zirkonya, %8 itriya, %5 hafniya
Eğilme Dayanımı (MPa)	-	1194±111 ⁴⁷	748 ^a	557 ^a	1106±97 ⁴⁸	800 ^a	1157±100 ⁴⁸	850 ^a	850 ^a
Minimum Duvar Kalınlığı (okluzal)	1.0 mm	0.50 mm	1.0 mm	1.0 mm	0.50 mm	0.80 mm	0.60 mm	1.0 mm	1.0 mm
Minimum Duvar Kalınlığı (sirkumferansiyal)	0.80-1.00 mm	0.50 mm	1.0 mm	1.0 mm	0.40 mm	0.80 mm	0.60 mm	1.0 mm	1.0 mm

^a : Üretici firmadan alınan bilgi.

Tablo 2.5: Chairside CAD/CAM materyalleri özellik ve endikasyonları [109].

Materyal/ Özellik	Feldspatik ve Lösitle Güçlendirilmiş Seramik	Lityum Disilikat ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat	Kompozit Rezin	Hibrit Seramik	Zirkonya	Rezin
Mikroyapı	Camsı matriks ve kristalli faz	Camsı matriks ve kristalli faz	Rezin matriks içerisinde bulunan inorganik doldurucular	Rezin matriks içerisinde seramik nanopartiküller rezin infiltre seramik ağ	Polikristalin	Rezin polimerler
Optik Özellikler	Çok iyi	İyi	Orta	İyi	İyi	Zayıf
Bağlanma Yeteneği	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	Orta/zayıf	Çok iyi
Avantajlar	Klinik tecrübe, Estetik, Geniş renk skalası (wide range shade), Translusensi	Klinik tecrübe (e.max), Estetik, Mekanik dayanıklılık, Geniş renk skalası, Translusensi	Hızlı frezeleme, Direkt kompozit ile tamir, mekanik özellikler	Hızlı frezeleme, Direkt kompozit ile tamir, mekanik özellikler	Mekanik dayanıklılık	Hızlı frezeleme, Direkt kompozit ile tamir, mekanik özellikler
Endikasyonlar	Veneer, inley, onley, overley, kron, anterior köprü	Veneer, inley, onley, overley, kron, anterior ve posterior köprü, abutment	Veneer, inley, onley, overley, kron, kısa köprüler	Veneer, inley, onley, overley, kron (Lava Ultimate hariç)	Kron, köprü, abutment	Geçici restorasyonlar: Veneer, inley, onley, overley, kron, kısa köprüler

2.4 CAD/CAM Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM sistemi, önceden uçak ve otomotiv endüstrisinde kullanılırken, 1980’li yıllardan itibaren diş hekimliğinde kullanım alanı bulmuş ve her geçen gün gelişmeye devam etmektedir. 1985 yılında Duret tarafından herhangi bir laboratuvar katkısı olmadan bir üyeli restorasyon üretilmiş ve ağız içerisine uygulanmıştır [111]. Werner Mörmann ve Marco Brandestini 1988’de İsviçre’de ilk dijital ağız içi tarayıcı ölçü sistemi olan CEREC 1’i tanıtmışlardır [112]. Günümüze kadar Cerec, Duret, Procera, Celay, Cercon ve Lava sistemleri gibi birçok CAD/CAM sistemi piyasaya sürülmüştür. Bu sistemlerin popülerleşmesiyle birlikte, sistemlerde kullanılacak materyaller de sürekli geliştirilmektedir.

CAD/CAM sistemini ile kontrollü ve hızlı üretim sağlanması, zamandan tasarruf, maliyetin düşürülmesi, geleneksel yöntemler ile karşılaşılan problemlerin de elimine edilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca bu sistem ile geleneksel ölçü ortadan kaldırılmıştır. Buna bağlı olarak hassasiyet artırılmış, standardizasyon sağlanmıştır. Çapraz kontaminasyon riski elimine edilmiş, hastanın koltukta geçirdiği süre kısalmış, seans süresi azalmış, laboratuvar iş gücü azalmış, restorasyon üretim süresi kısalmıştır. Ek olarak CAD/CAM sistemi ile alümina ve zirkonya esaslı seramikler gibi daha yüksek sertliğe sahip materyaller kolaylıkla işlenebilmektedir [113-117].

Günümüzde laminate veneer, köprü, parsiyel protezlerin iskelet yapıları, cerrahi stentler, maksilofasiyal ve implant üstü protez endikasyonları için kullanılabilmektedir [118-120].

CAD/CAM sistemi üç temel basamaktan oluşur [118].

1. Bilgisayarlı yüzey taraması (CSD) ile verilerin aktarılıp toplanması,
2. Bilgisayarda restorasyonların üç boyutlu olarak planlanması ve tasarımı (CAD)
3. Restorasyonun üretimi (CAM)

2.4.1 Bilgisayarlı yüzey taraması (CSD)

Optik yüzey tarayıcıları kullanılarak herhangi bir objenin bilgisayarda üç boyutlu modeli elde edilebilir. Diş hekimliğinde intraoral veya ekstraoral (laboratuvar) tarayıcılar

kullanılarak elde edilen veriler bilgisayar ortamına aktararak sanal bir modele dönüştürülür [121].

İntraoral kameralar optik tarayıcılardır. Fotoğraf çekerek ya da video kaydı alarak veri elde edebilmelerine göre ikiye ayrılırlar. İlk grupta, bireysel görüntüyü kaydeden tek görüntü kameraları bulunur. CEREC, ITero (Align Technology), PlanScan (Planmeca), CS 3500(Carestream Dental LLC) ve Trios (3 Shape) bu gruba örnek olarak gösterilebilir. Bu kameralar ile tek bir görüntüde yaklaşık üç dişin kaydı oluşturulur. Daha büyük alanların kaydı için, yazılım programı elde edilen görüntüleri daha büyük bir üç boyutlu modelde bir araya getirecek şekilde birleştirir. Kameranın görmediği eksik kalan alanlar, yazılım programı tarafından tamamlanır. İkinci gruptaki video kamera sistemi bulunan tarayıcılara örnek olarak ise True Definition (Lava), Apollo DI (Sirona) ve OmniCam (Sirona) verilebilir [122, 123].

Laboratuvar tarayıcıları, mekanik ya da optik tarayıcılarıdır. Mekanik tarayıcının çalışma prensibi, uç kısımda yer alan bir küre, iğne ucu ya da pin yardımıyla tarayıcının dişe göre pozisyonunu koruyarak, yüzeylerin haritasını oluşturmaya dayanır. Çoğunlukla silikon gibi negatif yüzeylerden veri elde etmede kullanılırlar. Fakat tarama yapılırken sınır bölgelerde deformasyon gözlemlenebilir. Bu nedenle elde edilen model üzerinden tarama yapılması önerilir. Ek olarak boyutu küçük olan restorasyonların üretiminde, tarayıcı ucun çapı ve tasarımı bu tarayıcıların sınırlılıklarındandır [124].

Optik tarayıcıların çoğunluğu harekete duyarlıdır. Bu yüzden, tarama sırasında hastanın hareket etmesi verilerin yanlış kaydedilmesine ve sonuç olarak uyumsuz restorasyonların üretimine neden olur. Bazı optik tarayıcılarda translüsent ya da yansıyan yüzeylerin taranması için titanyum dioksit pudra ile opaklaştırma gerekmektedir. Bu işlem ile görüntü kalitesi ve restorasyon uyumunun iyileştiği bildirilmiştir [125, 126].

2.4.2 Bilgisayar destekli tasarım (CAD)

Özel olarak geliştirilmiş bilgisayar yazılımı kullanılarak restorasyonun planlanması ve tasarlanması işlemidir. Restorasyon tasarımı yapılırken veri tabanında yer alan hazır şablonlar kullanılabileceği gibi, birçok özellik modifiye edilerek yeni tasarımlar da

yapılabilir. Tasarımı tamamlanan restorasyon üretim için, CAM ünitesine yönlendirilir [127].

2.4.3 Bilgisayar destekli üretim (CAM)

Tasarımı tamamlanmış olan restorasyonun belirlenen materyal ile üretiminin gerçekleştirilmesidir. Üretim temel olarak iki farklı yöntemle gerçekleştirilir [128]. Eksiltme yöntemi (Subtraktif yöntem), prefabrike blokların frezler ve elmas diskler kullanılarak aşındırılması ve kazınması prensibine dayanır. Kullanılan bloklar, yarı sinterize ve tam sinterize bloklardır. Bu yöntemde üretim yapılırken blokların büyük çoğunluğu uzaklaştırıldığı için madde kaybı fazla olmaktadır [68]. Madde kaybının önüne geçmek için alternatif yöntem arayışı sonucunda ekleme yöntemi gündeme gelmiştir.

Ekleme yönteminde tasarlanan restorasyonun üretimi, materyalin tabakalar halinde yığılmasıyla gerçekleşir. Seçici lazer sinterizasyonu metal ve seramik restorasyonların bilgisayar destekli üretilebildiği ekleme yöntemlerinden biridir [129]. Bu iki yöntemin birlikte kullanıldığı CAD/CAM sistemleri de bulunmaktadır [118].

CAD/CAM sistemleri, hasta başı (chair-side), laboratuvar (in-lab) ve merkezileştirilmiş üretime sahip sistemler olarak üç gruba ayrılır [130, 131].

Hasta başı (chair side) sistemler; CAD/CAM sistemine ait tüm üniteler klinikte yer alır. Böylece hekim tek seansta restorasyonu tamamlayarak hastaya teslim eder. Bu sistemlere örnek olarak CEREC 3 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ve E4D (Planmeca, Richardson, Teksas) verilebilir [131].

In-Lab sistemi; alınan ölçüden ya da alçı modellerden tarama yapılması ve laboratuvarda üretimin gerçekleştirildiği sistemdir. CEREC inLab (Sirona, Erlangen, Almanya), DCS Preci-fit (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre), Cercon (Dentsply, Surrey, İngiltere), Zeno Tec System (Wieland, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bu gruba örnek olarak gösterilebilir [125, 127, 131].

Merkezileştirilmiş üretime sahip sistemler; modeller laboratuvarda tarandıktan sonra elde edilen veriler internet aracılığıyla üretim yapılacak ana merkeze gönderilir. Restorasyon

alt yapısı ana merkezde hazırlanır, porselenin veneerlenmesi için laboratuvara gönderilir. Bütün alt yapıların aynı merkezde hazırlanmasıyla standardizasyon ve optimal kalite kontrolü sağlanması hedeflenmektedir. Procera (Nobel Biocare, Zürich-Flughafen, İsviçre) ve LAVA (3M, ESPE, Seefeld, Almanya) sistemleri bu gruba örnek olarak verilebilir [131, 132].

2.4.4 CAD/CAM sistemleri ile uygulanan restoratif tedaviler

Son yıllarda gelişen teknoloji ile inley, onley, overley ve endokron restorasyonların, CAD/CAM sistemleri ile üretimi yaygınlaşmıştır. Bu restorasyonlar preparasyonun şekline göre adlandırılır.

İnley; oklüzal, proksimal ve gingival diş yüzeylerinin dahil olduğu fakat dişin tüberküllerini kapsamayan indirekt restorasyonlardır. Onley restorasyonlar, dişin tüberküllerini kısmen veya tamamen kapsar. Overley restorasyonlar ise dişin tüberküllerini kapsayan ek olarak bukkal ve lingual diş yüzeylerinin de preparasyona dahil olduğu indirekt restorasyonlardır [133].

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle, koronal madde kaybı fazla olan dişlerin restorasyonlarında tutuculuk için pulpa odasının kullanıldığı endokron restorasyonları yaygınlaşmıştır. Endokron restorasyonlar, kök desteği olmayan, pulpa odasını içeren, santral retansiyon kavitesi olan restorasyonlar olarak tanımlanır. Adeziv sistemlerin geliştirilmesi, mevcut seramik ve kompozitlerin iyileştirilmesi, rezin simanlar kullanılarak dayanıklı bağlanma sağlanabilmesi endokron restorasyonlarının yapılabilmesine olanak sağlamaktadır [134].

2.5 Simanlar

Simantasyon, diş yüzeyi ile restorasyon iç yüzeyindeki boşluğun kapatılarak, iki yüzey arasındaki bağlantının sağlanmasıdır. Restorasyonun uzun dönem başarısında simanın rolü kritiktir. Restorasyonun retansiyonu, marjinal sızdırmazlığı ve devamlılığında siman etkilidir [135, 136]. Dental simanlar ile restorasyon arasındaki bağlantı kimyasal, mekanik, mikromekanik veya bunların kombinasyonları şeklinde sağlanır [135]. İdeal bir simanın, germe ve basma kuvvetlerine karşı yeterli dirence sahip olması, restorasyon ve diş üzerine gelen kuvvetlere karşı yeterli dayanımı göstermesi beklenmektedir. Ayrıca

kolay uygulanabilir olması ve biyoyumluluğunun yüksek olması da beklenir [137]. Yapıştırma simanlarından beklenen diğer fiziksel özellikler ise, düşük film kalınlığı, akıcılık, ıslatabilirliktir [138].

Simanlarda aranılan ideal özellikler:

- Düşük vizkozite ve film kalınlığı
- Uzun çalışma zamanı
- Ağız ısısında çabuk sertleşme
- Su ve asit ataklarına karşı direnç gösterme
- Plastik deformasyon direnci
- Diş ve restorasyona bağlanabilme özelliği (adezyon)
- Çürük önleyici özellik
- Pulpa ve diş çevre dokuları ile biyoyumluluk
- Transluseri
- Radyoopasite
- Isısal ve galvanik izolasyon sağlayabilme özelliğidir [139, 140].

Dental simantasyon işlemi konvansiyonel ve adeziv simantasyon olarak incelenir. Dental simanların kullanımı çinko oksit-fosforik asit, çinko oksit-ojenol ve silikat cam-fosforik asit simanlarla başlar. Bu simanların sergilediği marjinal mikrosızıntı ve restorasyonların tutuculuğundaki zayıflık gibi olumsuzluklar nedeniyle, mine ve dentin ile daha güçlü bağlantı sağlayabilen ve iyi ıslatma özelliğine sahip yeni materyaller arayışına girilmiştir [50].

1960'lı yıllarda Bowen tarafından BIS-GMA'nın (bisfenol A-glisidil metakrilat) bulunması ile adeziv rezin simanlar geliştirilmeye başlanmıştır [141]. Adeziv rezin simanların pulpada hasar oluşturabilme, yetersiz mekaniz direnç, kenar uyumsuzlukları gibi dezavantajları nedeniyle yaygın bir kullanım alanı bulamamışlardır. Teknolojik gelişmelerle birlikte mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi, dentine kuvvetli bağlantı sağlaması ve kimyasal formülünün geliştirilmesi ile sıklıkla tercih edilen materyaller haline gelmişlerdir [141, 142].

Simanlar şu şekilde sınıflandırılmıştır [143]:

1. Geleneksel simanlar
 - a. Çinko fosfat siman
 - b. Polikarkoksilat siman
 - c. Cam iyonomer siman

2. Adeziv simanlar
 - a. Rezin siman
 - b. Rezin modifiye cam iyonomer siman

2.5.1 Rezin simanlar

Restorasyonda kullanılan materyalin yapısı ve özelliklerine göre kullanılacak simana karar verilmektedir. Önceden restorasyonları yapıştırmak için sıklıkla çinkofosfat simanlar kullanılırken daha sonra cam iyonomer simanlar kullanılmıştır. Fakat uygulanan restorasyonlarda desimantasyon problemleri ve ince kısımlarda kırılmalar gözlenmiştir. Bu durumun üzerine rezin simanlar ve dentin bonding ajanları geliştirilmiştir [144]. Rezin simanların kullanıldığı restorasyonlarda retansiyonun arttığı, daha iyi kenar uyumu sağlanarak mikrosızıntının önlendiği görülmüştür. Ayrıca diş ve restorasyonun kırılmaya karşı gösterdiği direnç artmaktadır [145, 146].

Adeziv rezin simanlar içeriklerinde bulunan mikro doldurucu ile yüksek aşınma ve kırılma direncine sahiptirler. Ayrıca yüksek basma ve çekme kuvvetine sahip olup dentine gösterdikleri iyi adezyon sayesinde geleneksel simanlardan daha iyi bir simantasyon materyalidir [147, 148].

Geleneksel simanlar diş yapısına mikromekanik olarak bağlanırlar. Adeziv simanlar ise hem kimyasal hem mikromekanik bağlanarak diş ve restorasyonun kırılmaya olan dayanımını artırır [87]. Rezin simanların film kalınlığının fazla olması, pulpal reaksiyona sebep olabilmesi, teknik hassasiyet gerektirmesi ve artık simanın temizlenme zorluğu gibi dezavantajları bulunmaktadır [149]. Günümüzde adeziv simanların kullanım alanları; seramik ya da kompozit inley, onley, veneer, kron, endokron, köprü, ortodontik bantların simantasyonu ve fiber postların kanal içi simantasyonudur [150].

Rezin simanlar içeriğinde esas olarak, metil metakrilat (MMA), Bis-GMA veya UDMA bulundurulur. Ayrıca ağırlıkça %20-80 oranında kolloidal silika ya da baryum cam doldurucu içermektedirler. Rezin simanlar kompozitlerden farklı olarak daha düşük viskoziteye ve daha az doldurucu içeriğe sahiptirler [151].

Rezin simanlar,

Polimerizasyon mekanizmalarına göre;

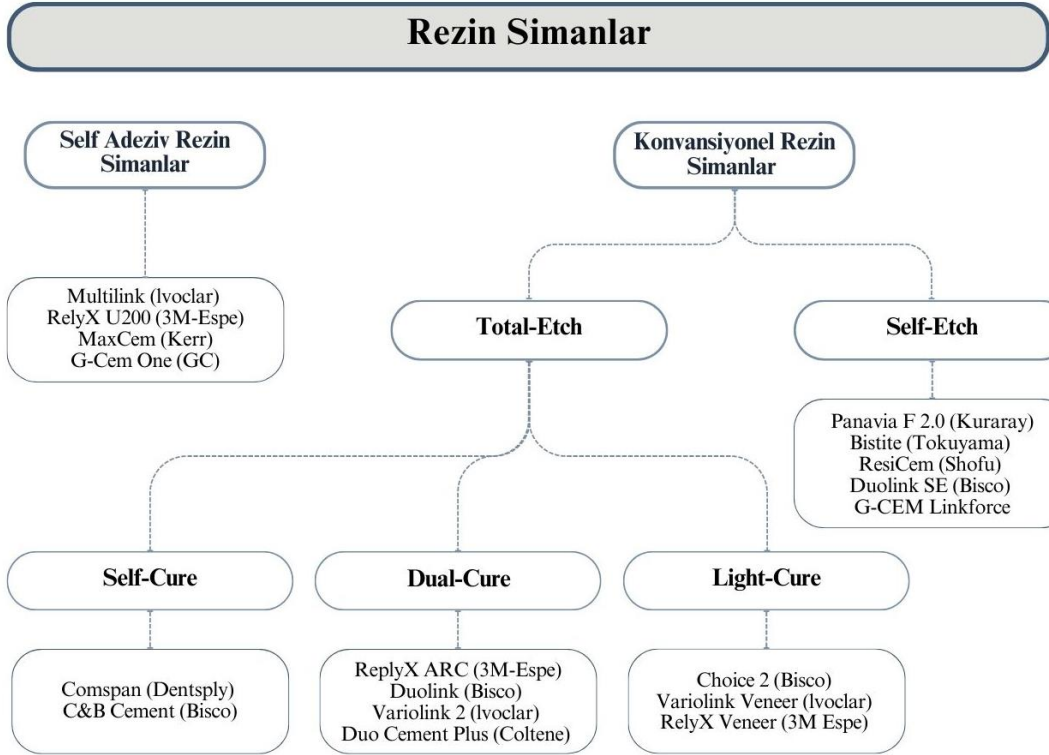
1. Işık ile polimerize olan rezin simanlar (light cure)
2. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar (self cure)
3. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanlar (dual cure)

Adeziv sistemlerine göre;

1. Total etch rezin simanlar
2. Self etch rezin simanlar
3. Self adeziv rezin simanlar olarak sınıflandırılırlar [152, 153].

Total etch ve self etch rezin simanlar, diş yüzeyine asit, primer ve bond gibi ek adeziv uygulaması gerektirdiklerinden konvansiyonel rezin simanlar olarak da adlandırılırlar. Genel olarak total etch rezin simanlar mineye güçlü bağlantı sağlarken, self etch adeziv rezin simanlar dentine güçlü bağlantı sağlarlar. Self adeziv rezin simanların ise total etch ve self etch rezin simanlara göre daha düşük bağlantı dayanımı sağladığı bilinmektedir[154]. Rezin simanların konvansiyonel rezin simanlar ve self adeziv rezin simanlar olarak sınıflandırılması ve siman gruplarına verilen örnekler Şekil 2.2 'de gösterilmiştir.

Maravic ve ark., yapmış olduğu güncel rezin siman sınıflaması Tablo 2.6'da verilmiştir.



Şekil 2.2 Rezin simanların sınıflandırılması.

Rezin simanların kullanımı yaygınlaştıkça piyasaya birçok farklı özellik ve içerikte rezin siman sürülmüştür. Diş hekiminin vakaya uygun rezin siman seçimi yapması gerekmektedir. Klinik uygulamalarda rezin siman seçimini etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlar, retansiyon ihtiyacı, izolasyon, estetik beklentiler, simante edilecek materyalin fiziksel özellikleri ve bağlanan diş dokusunun (mine, dentin) yapısal özelliklerdir. Rezin siman seçiminde basitleştirilmiş bir rehber Tablo 2.7’de verilmiştir [154].

Tablo 2.6 Rezin siman sınıflaması.

Adeziv-Çok aşamalı simanlar	Self Adeziv-Tek aşamalı simanlar	Universal simanlar
-Tam kron, parsiyel restorasyon ve veneer simantasyonunda uzun vadede güvenilir seçenek	-Adeziv simanlara kıyasla daha az teknik hassasiyet -Tam kron simantasyonunda uzun vadede güvenilir seçenek	-Farklı klinik durumlarda kullanılma imkânı - Self adeziv modda kullanıldığında basitlik - Gerekli durumlarda universal adeziv kullanılarak her klinik durumda uygulanabilmesi
-Teknik hassasiyet -Restoratif materyal tipine uygun ek primer uygulaması gerektirmesi	-Parsiyel restorasyonlarda adeziv simanlara kıyasla daha az güvenilir -Veneer simantasyonu için uygun değil -Restoratif materyal tipine uygun ek primer uygulaması gerektirmesi -Adeziv simanlara kıyasla, daha fazla su emilimi ve hidrolitik degradasyon	-Uzun dönem klinik takip yetersiz -Adeziv ve self adeziv simanlara kıyasla daha düşük sertlik, daha fazla su emilimi

Tablo 2.7 Rezin siman seçiminde basitleştirilmiş rehber.

Self Adeziv	Total Etch	Self Etch
< 14° taper açısı > 4 mm kron boyu > 2 kalan duvar sayısı (inley, onley) Düşük estetik beklenti İzolasyon zorluğu Preparasyon sınırları çoğunlukla dentinde Orta- yüksek dayanıma sahip restorasyonlar (lityum disilikat, alümina, zirkonya, MDP)	Yüksek estetik beklenti Kolay izolasyon Düşük dayanıma sahip restorasyonlar (feldspatik porselen, veneer) Bağlanan yüzey mine gibi yüksek kalsifiye yapıda	< 4 mm kron boyu < 2 kalan duvar sayısı (inley, onley) > 14° taper açısı Preparasyon sınırları çoğunlukla dentinde Düşük estetik beklenti İzolasyon zorluğu Ortalama dayanıma sahip restorasyonlar (lityum disilikat)

MDP: Metal destekli porselen

2.5.1.1 Polimerizasyon mekanizmalarına göre rezin simanlar

a. Işıkla polimerize olan rezin simanlar (Light cure):

Işığa duyarlı olan kamforokinon ve reaksiyonu hızlandırıcı alifatik amin içeren tek pat şeklinde üretilmiştir. Reaksiyonu hızlandıran alifatik amin serbest radikallerin açığa çıkması ile polimerizasyon başlar. Polimerizasyonu başlatan görünür ışığın dalga boyu 420- 450 nm arasındadır. Işık ile polimerize olan rezin simanlar görünür ışığın ulaşabildiği 1,5- 2 mm'den kalın olmayan translüsent yapıdaki seramik ve kompozit restorasyonların simantasyonunda tercih edilir. Bu simanları en büyük avantajı uzun çalışma süresine sahip olmalarıdır. Bu özellik sayesinde taşan fazla simanların hekim tarafından rahatlıkla uzaklaştırılabilmesine olanak sağlamaktadırlar. Ayrıca renk stabilitelerinin diğer rezin simanlara göre üstün olması da avantajlarından bir diğeridir [155, 156].

b. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar (Self cure):

Çift pat şeklinde üretilmektedir. Reaksiyon başlatıcı organik peroksit ile hızlandırıcı tersiyer aminin reaksiyona girmesiyle açığa çıkan serbest radikaller, kimyasal reaksiyonu başlatır. İçeriğinde bulunan amin grubunun zaman içerisinde renklenmeye neden olması, kısa çalışma zamanına sahip olması ve sertleşme süresinin kontrolünün zor olması dezavantajlarıdır. Bu simanlar, ışık geçişinin mümkün olmadığı metal, metal-seramik inley ve onley restorasyonlar, adeziv köprüler, endodontik postlar, opak seramik ve kompozit restorasyonların simantasyonunda tercih edilir [142, 157].

c. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanlar (Dual Cure):

Çift pat şeklinde üretilmektedir. Aktivasyonları hem ışık hem de kimyasal reaksiyonlar ile gerçekleşir. Bu simanların ana kısmında kamforokinon gibi ışığa duyarlı bir polimerizasyon başlatıcı bulunurken, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyonu başlatıcı peroksit amin bulunmaktadır. Dual cure rezin simanlar polimerizasyon için yeterli ışık geçişinin olmadığı 1,5-2 mm'den kalın ve opak restorasyonlarda tercih edilir [156].

Polimerizasyonu başlatan simana ulaşan görünür ışıktır. Takip eden kimyasal reaksiyon ile polimerizasyon tamamlanır [137]. Peroksit amin yavaş bir şekilde reaksiyon göstererek simanın erken polimerize olmasını engeller. Genellikle bu simanlar translüsent özelliktedir. Böylece çevre dokular ile altta bulunan diş dokusunun rengini yansıtarak restorasyonun rengi ile uyumlu bir görünüm oluştururlar. Tam seramik kronlar, veneerler, seramik ve kompozit inley ve onley simantasyonunda tercih edilir [137].

2.5.1.2 Adeziv sistemlerine göre rezin simanlar

a. Total etch rezin simanlar

Mine ve dentinin %30-40 ortofosforik asit ile farklı sürelerde uygulanarak prürüzlendirildiği 2 veya 3 aşamalı sistemlerdir. Asit uygulaması ile minede yaklaşık 5-50 µm boyutlarında polar oluşur. Dentinde ise asitleme ile smear tabakası elimine edilerek 5-10 µm derinlikte demineralizasyonla dentin tübülleri açığa çıkar. Dentinin aşırı kurutulmasına bağlı olarak kollajenlerin kollabe olma riski bulunmaktadır. Bu durumu önlemek için dentin dikkatli şekilde kurutulur ve hafif nemli bırakılır. Primer uygulama basamağı da son derece önemlidir. Primer, dentinin ıslanabilirliğini artırır. Primer içeriğinde bulunan hidrofilik monomerler, dentinin kollajen ağında yer alan su ile yer değiştirerek hidrofobik bir yüzey oluşturur. Bu sayede adeziv etkili şekilde penetre olabilir [157]. Primer uygulamasını takiben adeziv rezin uygulanır. Adeziv içerisinde Bis-GMA, UDMA, TEGDMA gibi hidrofobik monomerler bulunur. Bu simanlar, ışık ile sertleşen (light cure) veya hem kimyasal hem ışıkla sertleşen (dual cure) rezin simanlar olabilir [158].

En yüksek siman-diş bağlantısı total etch simanlar ile sağlanır. Ancak çok adım içermesi, teknik hassasiyet gerektirmesi nedeniyle istenilen bağlanma etkinliğini sağlamak zordur. Bu nedenlerden dolayı self etch ve self adeziv rezin simanlar geliştirilmiştir [152].

b. Self etch rezin simanlar

Total etch sistemler sonrası gelişen postoperatif hassasiyetin açığa çıkan dentin kanallarının yeteri kadar tıkanamamasına bağlı olarak geliştiği düşünülmüştür. Bu duruma çözüm olarak self etch sistemler geliştirilmiştir [159]. Bu sistemde diş yüzeyini

hazırlamak için primer uygulanır, ardından rezin siman uygulanır. Yapılan çalışmalarda elde edilen bağlantının total etch siman sistemlerine benzer bulunmuştur [158].

c. Self adeziv rezin simanlar

Piyasaya sunulan yeni bir sistem olan self adeziv simanlar dual cure rezin simanlardır. Geleneksel ve rezin simanların dezavantajlarını ortadan kaldırarak, simantasyon aşamasını basitleştirmek amacıyla üretilmişlerdir [152].

Self adeziv simanlarda simantasyon tek adımda gerçekleşir. Bu simanlar diş dokusuna mikro abrazyon, asit, primer, bond gibi işlemler uygulanmadan bağlanabilirler. Rezin içerisine infiltre edilmiş fosforik asit, akrilik veya diakrilik monomerler ve kendinden adeziv özellik sağlayan asidik adeziv monomer içerirler [160]. Böylece siman ile hidroksiapatit arasında bağlanma gerçekleşir [152].

Diş dokusu ayrıca ortofosforik asit ile pürüzlendirilmediği için demineralizasyon bölgesi ve infiltrasyon derinliği aynı olur. Bu durumda nanosızıntı oluşumu engellenmiş olur. Ek olarak smear tabakası kaldırılmadığı ve dentin tübülleri açığa çıkmadığı için düşük moleküler ağırlıkta asitler de tübüllerden sızmamış olur. Böylece self adeziv simanlar tek aşamada hızlı ve kolay şekilde uygulanırlar ve postoperatif hassasiyet oluşmaz. Total etch sistemlere göre diş dokularına daha zayıf bağlanma gösterirler [152]. Bu durumun nedeni smear tabakasındaki kısıtlı demineralizasyona bağlı mine ve dentinde sınırlı bağlantı oluşturmalarıdır [158, 161, 162].

Yapılan çalışmalarda self adeziv rezin simanların mineye bağlantısının dentine göre daha zayıf olduğu bildirilmiştir [152]. Bu durum self adeziv rezin siman içerisindeki fosforik metakrilatın diş dokusundaki su ile düşük pH oluşturmaları ve bu düşük pH'ın dentin dokusunu mine dokusuna göre daha kolay aşındırması olarak açıklanmıştır. Mine ile olan bağlantıyı artırmak amacıyla mineye selektif etch uygulanmasının bağlantıyı yaklaşık 2 katına çıkarabileceği gösterilmiştir [152]. Yapılan başka bir çalışmada mineye uygulanan asit ve bonding ajanın mineye bağlanma kuvvetini artırdığı bildirilmiştir [163-168].

Bazı self adeziv rezin simanlar asit ile reaksiyona girdiklerinde florür salınımı yapar. Bu simanlar genellikle reaksiyon sırasında nötral pH'a sahiptir. Siman bariyerinde su

bulunması başlangıçta simana hidrofilik özellik verir ve düşük pH'ın nötralize edilmesini sağlar. Bu su molekülü tüketilerek düşük çözünürlükte, düşük genleşmede ve uzun süreli stabilitede bir hidrofobik matriks oluşur. Self adeziv simanlar dış yüzeyine mikromekanik bağlanmanın yanında dış dokusundaki kalsiyum ile zayıf bir kimyasal bağ da oluşturabilir [152].

2.6 Dış Hekimliğinde Işık ve Renk

İnsan gözü, 400-700 nm arasındaki dalga boyuna karşı duyarlıdır. Göz tarafından bir cismin görülebilmesi için üzerine gelen ışığı yansıtması gereklidir. Gelen ışık farklı dalga boylarından oluşmaktadır. Belirli dalga boyları seçici olarak yansıtıldığında renk oluşur [45, 169]. Yansıtılan dalga boyları, gözde bulunan reseptör hücreler tarafından algılanarak, beyne iletilir ve burada belirli bir renk olarak tanımlanır [170]. Kişinin rengi algılamasında üç etken vardır: Işık kaynağı, cisim ve gözlemci [171]. Diğer faktörler ise ışık seviyesi, reseptörlerin yorgunluğu, yaş, cinsiyet ve deneyimlerdir [172, 173].

2.6.1 Dış hekimliğinde kullanılan renk sistemleri

Dış hekimliğinde renklerin objektif olarak tanımlanabilmesi için renk sistemleri geliştirilmiştir [45].

2.6.1.1 Munsell renk sistemi

Profesör Albert H. Munsell 20. Yüzyıl başlarında, her rengin diğer renklerle ilişkili olduğunu bildirmiştir. Renk iletişimini kolaylaştırmak ve her rengi doğru şekilde tanımlamak için “renk çarkı” geliştirmiştir. Renk çarkı hue, value ve kroma değerlerini içermektedir [170, 174].

Hue (ton): Kırmızı, yeşil veya mavi gibi bir cismin ana rengini tanımlar.

Munsell renk sisteminde 5 ana renk (kırmızı, sarı, yeşil, mavi, mor) ve 5 ara renk (sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi, kırmızı- mor) bulunmaktadır [50, 174].

Value (parlaklık): Hue'nun koyuluk veya açıklık derecesidir. Yansıtılan toplam ışık miktarı ne kadar büyük olursa, parlaklık değeri o oranda yüksek olur. Dış veya kron gibi ışığı yayan ve ışığı yansıtan bir nesne için value, tondan bağımsız olarak ölçülebilen bir rengin açıklığını veya koyuluğunu ifade eder [45, 170].

Kroma (yoğunluk): Renk tonunun yoğunluğudur. Belirli bir rengin yansıyan dalga boyu ne kadar yüksekse, tonun yoğunluğu da o kadar yüksek olur [45, 170].

2.6.1.2 CIE Lab renk sistemi (Commission International de l'Eclairage)

Renk analizinin gerektiği ve renk farklarının sayısal olarak incelendiği durumlarda, CIE L* a* b* renk sistemi kullanılır. İki CIE renk farkı formülü, CIELAB (CIE L * a * b *, CIE76) ve CIEDE2000, dış hekimliğinde en sık tercih edilenlerdir [175-177]. Bu formüllerde, renk farkı ΔE ile gösterilir. CIE L * a * b *, renk koordinatlarından oluşan üç boyutlu bir renk alanıdır:

L *: Dikey eksendedir. Munsell renk sistemindeki parlaklık değerine karşılık gelir. Yansıtılan toplam ışık miktarı ne kadar fazlaysa, L değeri o kadar büyük olur.

a*: Yatay eksendedir. Kırmızı ve yeşil arasındaki kromatik koordinatları ifade eder (–a* yeşil, +a* kırmızı).

b*: Yatay eksendedir. Sarı ve mavi arasındaki kromatik koordinatları ifade eder (–b* mavi, +b* sarı).

CIELAB formülüne göre renk farkı:

$$\Delta E_{ab}^* = \sqrt{(L_2^* - L_1^*)^2 + (a_2^* - a_1^*)^2 + (b_2^* - b_1^*)^2}$$

Kromatik koordinatlar a * ve b * yatay koordinatlardır. Kutupsal koordinatları C * (yoğunluk) ve h ° (renk tonu) hesaplamak amacıyla kullanılır:

$$C^* = \sqrt{a^{*2} + b^{*2}} \quad h^\circ = \arctan\left(\frac{b^*}{a^*}\right)$$

Yoğunluk (C), renk doygunluğuyla ilişkili olarak rengin saflığının ölçüsüdür.

Renk tonu (h), renk terimi ile eş anlamlıdır. Bir dişin veya restorasyonunun pigmentlerini (örneğin kırmızı, mavi veya sarı) tanımlamak için kullanılan terim renk tonudur.

CIEDE2000, güncel olan renk farkı formülüdür:

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

Belirtilen renk farkı formüllerinden, dişte ya da restorasyonda, iki farklı zaman veya işlem sonucunda meydana gelen renk farkının belirlenmesinde yararlanılır.

$\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$, örneklerin karşılık gelen değerleri arasındaki ölçümsel farklılıklardır. $K_L S_L$, $K_C S_C$ ve $K_H S_H$, her bir koordinat için CIEDE2000 farklarına göre ölçümsel farkları düzeltmek için kullanılan deneysel ifadelerdir [45, 174].

2.6.2 Diş hekimliğinde kullanılan renk tespit yöntemleri

Diş hekimliğinde renk tespiti görsel ve enstrümental olarak ikiye ayrılır.

2.6.2.1 Görsel teknik

Diş hekimliğinde rengin değerlendirilmesinden en sık görsel teknikten yararlanılır [178]. Renk skalalarının kullanıldığı bu teknik oldukça subjektiftir [179]. Bu yöntemin doğru bir şekilde uygulanması zordur ve tutarsız sonuçlar verebilmektedir. Görünen renk, cismin fiziksel özelliklerinden, ortam ışığından ve gözlemci gibi faktörlerden etkilenir. Bu faktörlerde meydana gelen değişiklikler cismin renginin farklı algılanmasına neden olur [180].

2.6.2.2 Enstrümental teknik

İnsan gözü, diş ve restorasyonda bulunan detayları ayırt edebilir. Ancak bunun objektif biçimde tespiti ve karşı tarafa iletilmesi karmaşık bir süreçtir [181]. Görsel teknik kullanılarak yapılan renk seçiminde yaş, cinsiyet, deneyim, kullanılan skala, ışık, göz yorgunluğu gibi bir çok etken seçimi etkileyebilmektedir. Bu nedenle subjektif değişkenlerin elimine edildiği renk eşleştirme teknolojileri geliştirilmiştir [182].

Kolorimetre: Bu cihaz insan gözü tarafından algılanan rengi doğrudan ölçmek amacıyla üretilmiştir. Kolorimetreler, spektrofotometrelerine benzer renk bilgisi doğruluğu sağlayabilir ancak daha az hassastırlar [170, 183].

Spektrofotometre: Kolay kullanıma sahip hassas cihazlardır. Görsel spektrum boyunca nesne üzerinden birçok noktadan yansıyan ışığın dalga boylarını ölçerek renk verileri

haline dönüştürür. Spektrofotometre, görünür spektrumda varolan her bir value, kroma ve hue değerleri için görünür radyant enerji miktarını ölçer ve kaydeder. spektrofotometrelerin klinik kullanımı için tavsiye edilen en uygun koşul 45/0 (45 derecede aydınlatma ve 0 derecede gözlem) seçeneğidir. [173, 174].

Diş hekimliğinde sıklıkla CrystalEye (Olympus America, Center Valley, ABD), Vita Easyshade Compact (Vident, Brea, CA, ABD), Shade-X (XRite Grandville, MI, ABD) spektrofotometre cihazları kullanılır [174, 184].

Dijital Kamera: Oldukça kolay kullanıma sahip olan cihazlardır. Cismin tüm renk görünümünün elde edilmesi dijital kameraların önemli bir avantajıdır [185]. Dijital bir kamera ile belirlenen cismin görüntüsü kaydedildikten sonra, bilgisayarda bu değerler CIEL*a*b* cinsine dönüştürülür [186]. Ek olarak dijital kameralar rengi ölçmeye yardımcı araç olarak kullanılabilir, ancak dijital kameranın renk analizi için tek başına kullanılması yeterli olmamaktadır.

2.6.2.3 Renk skalaları

Piyasada birçok farklı dental renk skalası bulunmaktadır. Bu renk skalaları kullanışlıdır fakat sübjektif oldukları için tutarsız sonuçlar verebilir. Dental porselene veya rezin materyallere uygun renk skalaları bulunmaktadır. Fakat skalaların hepsi gerçek restoratif materyaller kullanılarak üretilmemiştir. Bu durumda, yanlış renk eşleştirmesi gibi sorunlar ortaya çıkabilmektedir. Bu amaçla, kullanılacak restoratif materyalden üretilmiş renk skalalarının kullanılması ile daha doğru eşleştirmeler yapılabilir [173, 174]. Vita renk kılavuzları (Vita North America, Yorba Linda, CA, ABD), Chromoascop® (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY) ve Vintage Halo® (Shofu Dental, Menlo Park, CA) diş hekimliği kliniklerinde sıklıkla tercih edilen skalalardır [174, 187].

Vita Klasik renk sklasında, ana renge (hue) göre alfabetik olarak düzenlenir. A (turuncu), B (sarı), C (sarı/gri), D (turuncu/gri/kahve rengi). Parlaklık ve yoğunluk ise sayı sistemi ile ifade edilir. 1 en az yoğunluk en fazla parlaklık, 4 en fazla yoğunluk en az parlaklık olarak ifade edilir.

Vitapan 3D-Master renk skalasında sırasıyla parlaklık, ana renk ve yoğunluğu temsil eden sayı-harf-sayı kombinasyonu (örneğin, 1M2) kullanılır. Birinci sayı parlaklığı ifade eder. Grup 0 = 3 sekme (en açık), Grup 1 = 2 sekme, Grup 2 = 7 sekme, Grup 3 = 7 sekme,

Grup 4 = 7 sekme, Grup 5 = 3 sekme (en koyu)'den oluşur. Harfler ana rengi belirtir. L: sarımsı, M: orta hue, R: kırmızımsı renklerini ifade eder. İkinci sayı ise 1:Düşük yoğunluk 2:orta yoğunluk, 3:yüksek yoğunluk olmak üzere yoğunluk değerlerini gösterir [173].

2.7 Işık Cihazları

Işıkla polimerize olan rezin esaslı materyaller diş hekimliğinde devrim yaratmış ve dental ışık cihazları diş kliniklerinde vazgeçilmez bir ekipman haline gelmiştir [15]. Dental materyaller genellikle görünür ışık spektrumunda 400-500 nanomerte aralığındaki mavi ışığı absorbe eden diketon tipi bir foto başlatıcı içermektedir. En sık kullanılan foto başlatıcı, 465 nm'de maksimum absorbsiyona sahip olan kamforokinondur [188]. Dental ışık cihazları, ışık ile polimerize olan rezin esaslı materyallerin foto başlatıcı adı verilen moleküllerinin aktivasyonu için kullanılmaktadır [189]. Optimum etkinliğin sağlanması için materyale uygun dalga boyunda ve yeterli miktarda ışık enerjisi ulaştırılmalıdır. Işıkla polimerizasyon kalitesini ışık cihazı ucu ile polimerize edilen yüzey arasındaki mesafe, uç çapı, ışık homojenliği ve ışık ucunun polimerize edilen yüzeye göre konumlandığı açı gibi faktörler etkilemektedir [190].

Diş hekimliği pratiğinde kullanılmakta olan 4 tip mavi ışık kaynağı bulunmaktadır. Bunlar: quartz-tungsten-halojen (QTH), plazma ark (PAC), argon-iyon lazer ve light-emitting diod (LED) [191].

Işık kaynağından yayılan ışığın özelliklerini ifade etmek için kullanılan radyometrik terminoloji Tablo. 2.8'de gösterilmiştir.

2.7.1 LED ışık cihazları

LED ışık cihazlarında iki katkılı (n-katkılı ve p-katkılı) yarı iletkenin birleşimleri boyunca bir voltaj uygulanır, kimyasal bileşimi kontrol edilerek belli bir dalga boyu aralığında ışığın üretilmesi sağlanır. Dental LED ışık cihazları, ışıkla polimerize olan materyallerde en sık kullanılan kamforokinon molekülünü etkinleştirmek için gerekli olan 400-500 nm aralığında dar bir mavi ışık spektrumu üretirler [192].

LED ışık cihazlarının filtreye ihtiyaç duymamaları, hafif, taşınabilir olmaları gibi birçok avantajı bulunmaktadır. Kızılötesi emisyon olmadığı için minimum ısı üretirler, bu sayede soğutma fanlarına ihtiyaç duymazlar. LED ışık cihazlarının güç tüketimi düşük

olduğu için güç sağlamak için piller kullanılabilir. Tutarlı ışık çıkışına sahiptirler, değiştirilmesi gereken ampul bulunmaz ve uzun klinik kullanım ömrüne sahiptirler [192].

2.7.2 1. Nesil LED ışık cihazları

1. nesil LED ışık cihazları birçok ayrı LED kutusu içermekteydi. Bu cihazlardan yayılan mavi ışığın dalga boyu kamforokinonun maksimum absorpsiyon aralığına (yaklaşık 470 nm) sahipti. Böylece dental rezinlerin polimerizasyonu için gerekli serbest radikalleri etkili şekilde aktive edebiliyorlardı. Nispeten düşük güç çıkışına sahip olduklarından, tüm LED ışık cihazlarının çok az ısı ürettiği veya hiç ısı üretmediği düşünülüyordu [191].

2.7.3 2. Nesil LED ışık cihazları

2. nesil LED cihazlarının tasarımında, birçok ayrı LED kutusu yerine küçük yüzey alanı sağlayan LED pedleri geliştirilmiştir. Bu LED pedler sayesinde daha büyük güç çıkışı sağlanır. Fakat güç çıkışındaki bu artışla birlikte cihazın büyük metal soğutucular veya dahili soğutma fanları kullanılarak soğutulması gerekmektedir. Bu durumun çözümü için LED ışık cihazlarının metal gövdesi bir ısı emici olarak kullanılır. 1. nesil LED cihazlara göre daha güçlü olmalarına rağmen, iki nesilin de sağladığı spektral radyan güç 420 nm'nin altındadır [15].

2.7.4 3. Nesil LED ışık cihazları

Dental rezin bazlı materyallerin çoğunda kamforokinon bulunmasına rağmen, yeni üretilen materyallerle birlikte alternatif foto başlatıcılar kullanılmaya başlanmıştır. Bu alternatif foto başlatıcılar mor ışığa daha yakın, daha kısa dalga boyları (≤ 410 nm) tarafından aktive edilirler. Bu nedenle 2. nesil LED ışık cihazları farklı foto başlatıcı içeren bu materyalleri polimerize etmede yetersiz kalmaktadır. Bu problemi çözmek için mavi LED ünitelerine yeni üniteler eklenerek daha geniş bir spektral aralık sağlanmıştır. Böylece genellikle mor ve mavi olmak üzere birden fazla dalga boyu aralığında ışık yayan 3. Nesil LED ışık cihazları tanıtılmıştır [191].

Tablo 2.8 Radyometrik terminoloji.

Terim	Birim	Sembol	Tanım
Işıma (radyant) gücü	Watt	W	Birim zamandaki ışıma enerjisi
Radyant çıkış	Santimetrekarede watt	W/cm ²	Bir yüzeyden, örneğin bir ışık cihazının ucundan yayılan radyant güç. Bu değer, uç alanı üzerinden ortalama bir değerdir.
Işık yoğunluğu	Santimetrekarede watt	W/cm ²	Bilinen yüzey alanına sahip bir yüzey üzerine gelen radyant güç. Bu, yüzey alanı üzerinden ortalama bir değerdir.
Radyant enerji	Joule	J	Işık kaynağından saniyede gelen enerji
Işıma maruziyeti (Radyant exposure)	Santimetrekarede joule	J/cm ²	Birim alan başına alınan enerji. Bazen yanlış bir şekilde enerji yoğunluğu olarak tanımlanır.
Radyant enerji yoğunluğu	Santimetreküpde joule	J/cm ³	Hacimsel (cm ³) enerji yoğunluğu.
Spektral radyant güç	Naometrede miliwatt	mW/nm	Elektromanyetik spektrumun her dalga boyunda (nm) ışıma gücü.
Spektral ışık yoğunluğu	Santimetre kare başına mili-Watt/nanometre	mW/cm ² /nm	Elektromanyetik spektrumun her dalga boyunda (nm) alınan ışık yoğunluğu.

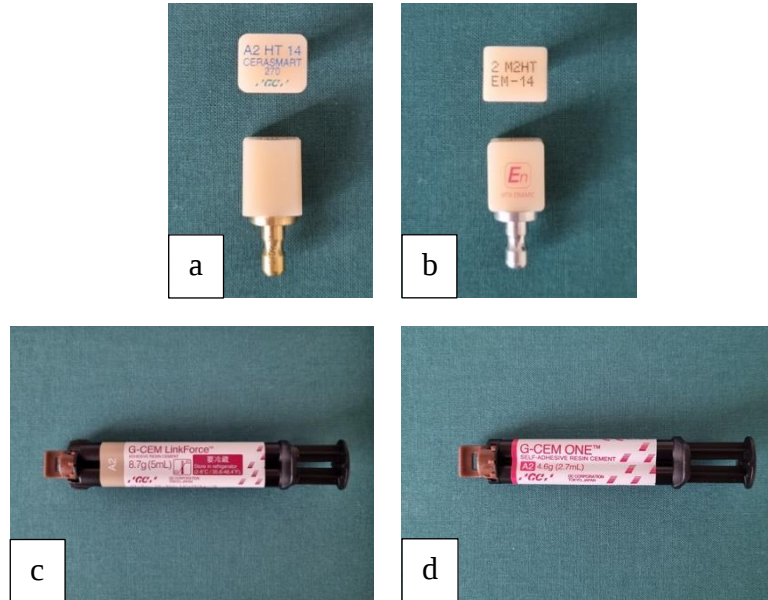
3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında iki farklı rezin siman kullanılmıştır: Konvansiyonel dual cure rezin siman [(KRS), G-Cem LinkForce (A2 renk), GC, Tokyo, Japonya] ve self adeziv dual cure rezin siman [(SARS), G-Cem One (A2 renk), GC, Tokyo, Japonya]. Örnekler 3 gruba ayrılmıştır:

1. Simante edilecek seramik materyale göre [Rezin infiltre seramik (RİS)-Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya, (2M2-HT) ve Kompozit rezin nanoseramik (KN)-Cerasmart GC, Tokyo, Japonya, (A2-HT)]

2. Seramiğin kalınlığına göre (1mm, 2mm, 3mm, 4 mm ve 7 mm)

3. Uygulanan ışık moduna göre [Standart mod (40s) ve High Power mod (32s)].
Araştırmamızda kullanılan materyallerin üretici firmaları, içerikleri ve seri numaraları Tablo 3.1’de verilmiştir. Şekil 3.1 ‘de araştırmada kullanılan materyaller gösterilmiştir. Şekil 3.2 ‘de araştırmada izlenen prosedürler gösterilmiştir.

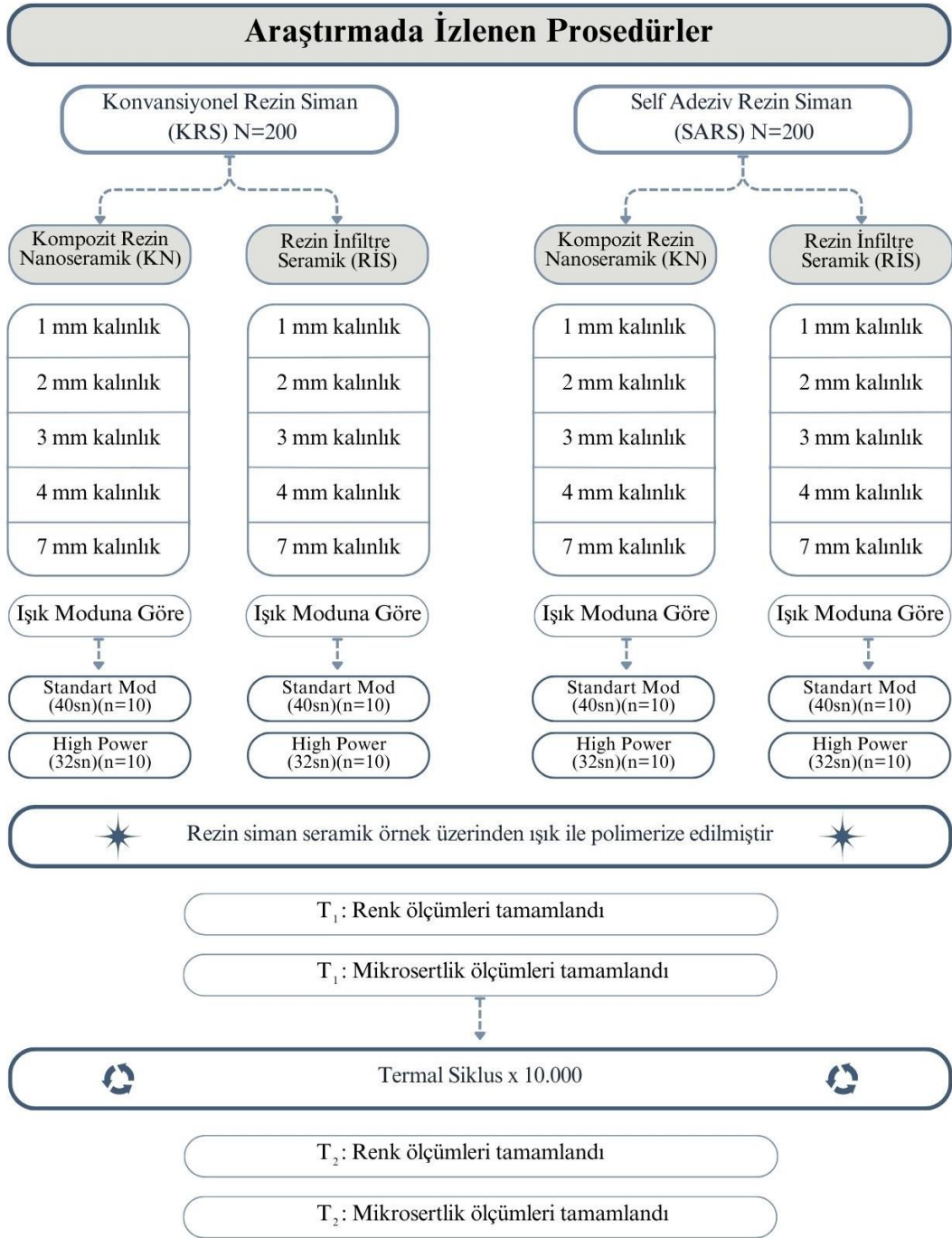


Şekil 3.1 Çalışmada kullanılan materyaller.

a:Cerasmart b:Enamic c:G-Cem LinkForce d:G-Cem One

Tablo 3.1 Araştırmada kullanılan materyaller, üretici firmaları, içerikleri ve lot numaraları.

Ticari isim	İçerik	Materyal	Üretici firma	Lot no	Uygulama
Enamic (2M2-HT)	Alüminyum oksitle güçlendirilmiş feldspatik matriks (ağırlıkça %86), UDMA ve TEGDMA içeren polimer (Ağırlıkça %14)	Rezin İnfiltrat Seramik (RİS)	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	91000	%5 hidroflorik asit jel 60 sn uygulanması Silan içerikli bond uygulanması Diş yüzeyinin asitlenmesi Bond uygulanması Adeziv simantasyon Endikasyonları: inley, onley, veneer, kron restorasyonları
Cerasmart (A2-HT)	Matriks: Bis-MEPP, UDMA ve DMA Doldurucu: Silika (20nm), silisyum dioksit, baryum cam nanopatikülleri (300nm) (ağırlıkça %71)	Kompozit Rezin Nanoseramik (KN)	GC, Tokyo, Japonya	2109031	Hidroflorik asit ya da kumlama Silan ve MDP içerikli primer uygulanması Diş yüzeyinin mine ya da dentin varlığına uygun olarak asitlenmesi ve bond uygulanması Adeziv simantasyon Endikasyonları: inley, onley, veneer, kron restorasyonları
G-Cem LinkForce (A2)	Paste A: bis-GMA, UDMA, DMA, başlatıcı ve pigment vericiler Paste B: bis-MEPP, UDMA, DMA, başlatıcı, Bis-EMA, Dibenzoil peroksit, BHT Doldurucu: Baryum borat cam	Konvansiyonel Dual Cure Rezin Siman (KRS)	GC, Tokyo, Japonya	2105201	Cam seramikler ve Cerasmart için hidroflorik asit uygulaması, metal, zirkonya, hibrit seramik ve kompozitler için kumlama sonrası G-multi primer uygulaması, diş yüzeyine asit uygulamasını takiben G-premio bond uygulaması Endikasyonları: Seramik, hibrit seramik, rezin inley, onley, kron ve köprü restorasyonları, fiber post, seramik ve kompozit veneer
G-Cem One (A2)	Paste A: DMA, UDMA, titanyum dioksit, foto başlatıcı Paste B: UDMA, DMA, fosforik asit esterleri	Self Adeziv Dual Cure Rezin Siman (SARS)	GC, Tokyo, Japonya	2107271 2201241	Hibrit seramik ve kompozit materyallere tek başına uygulama, metal, zirkonya ve fiber postlar için ek olarak enhancing primer uygulaması Endikasyonları: Seramik, hibrit seramik, rezin inley, onley, kron ve köprü restorasyonları, fiber post, seramik ve kompozit veneer



Şekil 3.2 Araştırmada izlenen prosedürler.

Araştırmanın uygulama aşamaları

1. Seramik örneklerin hazırlanması
2. Seramik örneklerin ışık geçirgenliğinin radyometre ile ölçülmesi
3. Rezin simanların mikrosertlik ve renk ölçümleri için örneklerin hazırlanması
4. Rezin simanların renk ölçümlerinin yapılması
5. Rezin simanların Vickers mikrosertlik test cihazı ile mikrosertlik ölçümlerinin yapılması
6. Rezin örneklere termal yaşlandırma cihazı ile yapay yaşlandırma uygulanması
7. Yaşlandırma uygulanan örneklerin renk ölçümlerinin yapılması
8. Yaşlandırma uygulanan örneklerin mikrosertlik değerlerinin ölçülmesi
9. Elde edilen verilerin istatistiksel analizinin yapılması

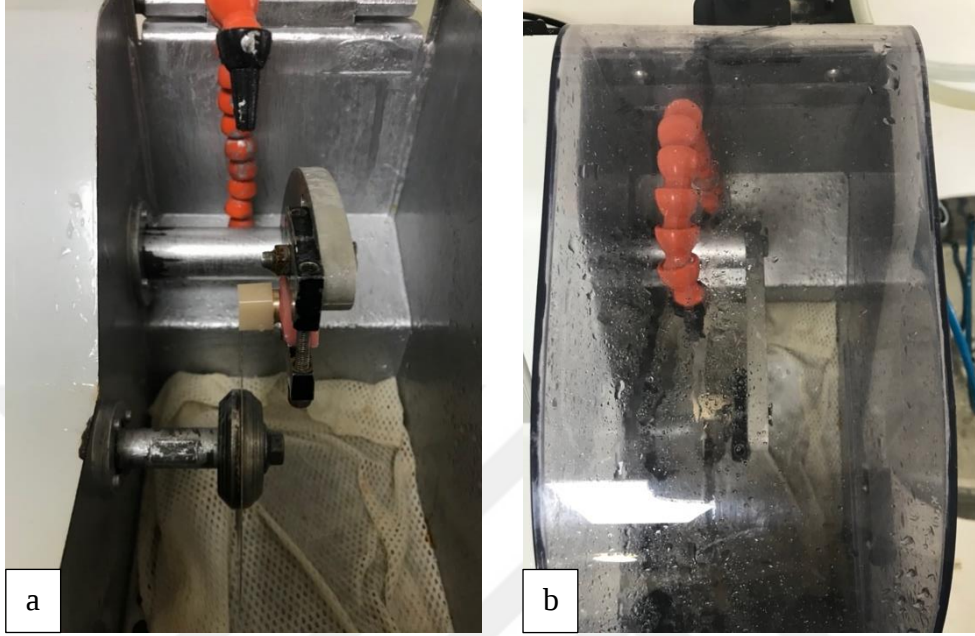
3.1 Seramik Örneklerin Hazırlanması

Bu tez araştırmasında kullanılan seramik ve rezin örneklerin hazırlanması, renk ve mikrosertlik değerlerinin ölçümü ve termal yaşlandırma uygulaması Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi tarafından sağlanmıştır. (Proje no: 20210824)

Bu tez araştırmasında, konvansiyonel dual cure rezin siman [(KRS), G-Cem LinkForce, (A2 renk)] ve self adeziv dual cure rezin siman [(SARS), G-Cem One, (A2 renk)] olmak üzere 2 farklı yapıştırma simanı ile biri kompozit rezin nanoseramik CAD/CAM blok [Cerasmart 270, (A2 renk- HT)] diğeri rezin infiltre seramik CAD/CAM blok [Enamic, (2M2 renk- HT)] olmak üzere 2 farklı yapıda indirekt restoratif materyal kullanılmıştır. İndirekt restoratif materyallerin yüksek ışık geçirgen (HT, High Translucency) özellikte olmaları tercih edilmiştir. Araştırmada kullanılan seramik bloklar Şekil 3.2’de gösterilmiştir.

Enamic ve Cerasmart bloklardan, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde bulunan hassas kesim cihazına (Presi Mecatome t180, Grenoble, Fransa) bağlanan özel elmas separe yardımıyla düşük hız ve su soğutması altında 5 farklı kalınlıkta (1,2,3,4 ve 7 mm) toplam 50 adet örnek elde edilmiştir (n=5) (Şekil 3.3). Elde edilen örneklerin üst yüzeyleri polisaj cihazında (Presi Minitech 233) sırasıyla 600, 1000

ve 1200 grenli silikon karbid kullanılarak, alt yüzeyleri 320 ve 600 grenli silikon karbid kullanılarak su soğutması altında pürüzsüz hale getirilmiştir (Şekil 3.4). Örneklerin boyutları otomatik hassas bir kalınlık ölçer ile kontrol edilmiştir (Şekil 3.5).

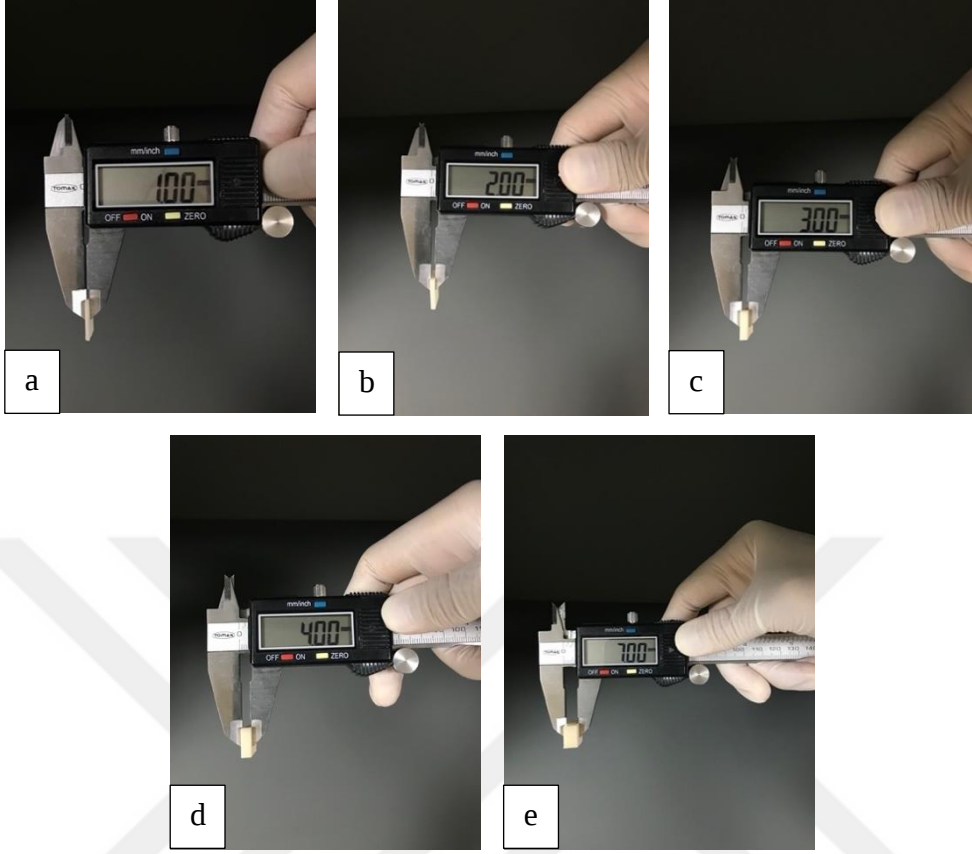


Şekil 3.3 Seramik örneklerin hazırlanması.

a: Seramik bloğun kesim cihazına bağlanması b: Seramik bloktan kesit alınması



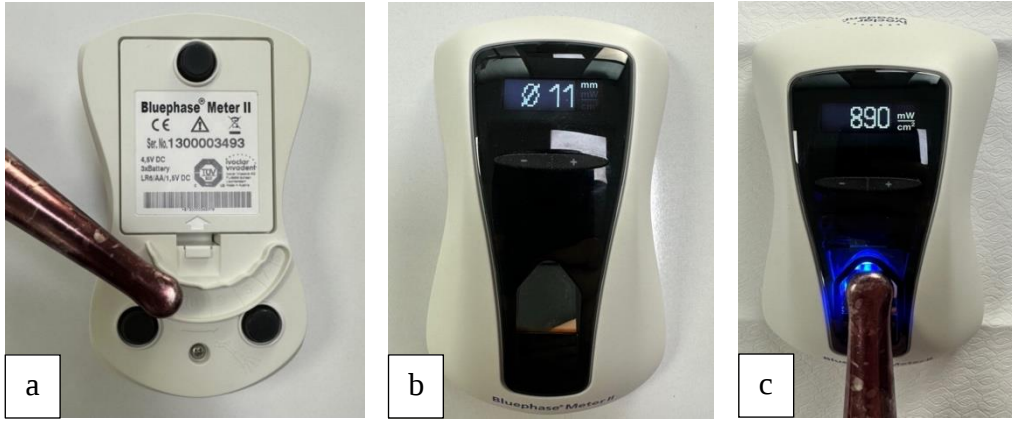
Şekil 3.4 Polisaj cihazında seramik örneklerin pürüzsüz hale getirilmesi.



Şekil 3.5 Seramik örneklerin kalınlıklarının dijital kumpas ile doğrulanması.
a: 1 mm b: 2 mm c: 3 mm d: 4 mm e: 7 mm

3.2 Seramik Örneklerin Işık Geçirgenliğinin Ölçülmesi

Hazırlanan 50 adet seramik örneğin her birinden geçen ışık yoğunluğu dijital bir radyometre (Bluephase Meter II, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) ile ölçülmüştür. Bunun için 900 mW/ cm² gücünde bir ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) kullanılmıştır. Her bir seramik grubundaki örnekler üzerinden ölçüm yapılmış ve her bir grup için bu 5 ölçümün ortalaması alınarak ortalama geçen ışık yoğunluğu (mW/cm²) değerleri elde edilmiştir (Şekil 3.6).

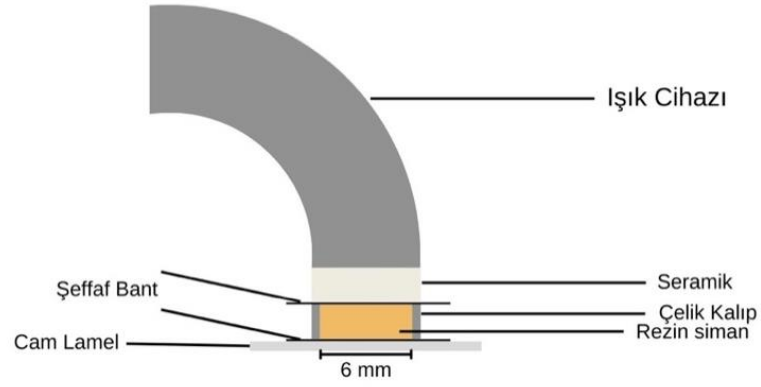


Şekil 3.6 Işık yoğunluğunun ölçülmesi.

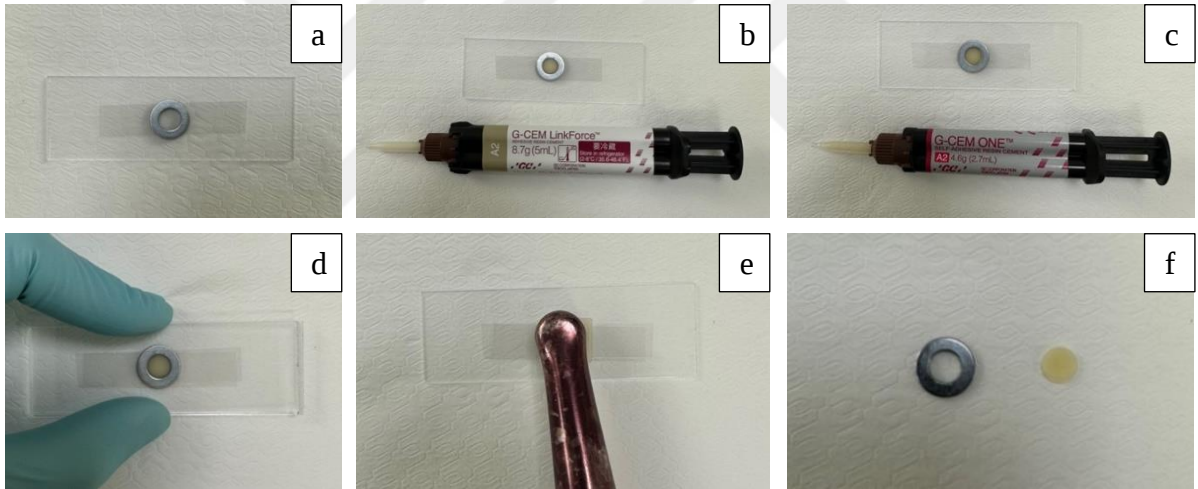
- a: Işık cihazının uç çapının belirlenmesi b: Belirlenen çapın cihaza girilmesi
c: Işık yoğunluğunun ölçülmesi

3.3 Rezin Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada konvansiyonel dual cure rezin siman [(KRS), G-Cem LinkForce, (A2 renk)] ve self adeziv dual cure rezin siman [(SARS), G-Cem One, (A2 renk)] kullanılmıştır. Rezin siman örneklerin hazırlanma düzeneği Şekil 3.7’te gösterilmiştir. Rezin siman örnekleri hazırlamak için 6 mm çapında 1 mm yüksekliğinde boşluk bulunan paslanmaz çelik kalıplar kullanılmıştır. Rezin simanların kalıba yapışmaması için çelik kalıbın duvarlarına ince bir tabaka vazelin uygulanmıştır. Tabana cam lamel üzerine şeffaf bant ve bunların üzerine çelik kalıp yerleştirilmiş, kalıp içerisine rezin siman enjekte edilerek uygulanmıştır. Simanın üst yüzeyinin düzleştirilmesi ve fazlalıkların uzaklaştırılması için şeffaf bant ve cam lamel ile bastırılmıştır. Üst yüzeyin homojen olması sağlandıktan sonra cam lamel uzaklaştırılıp, farklı kalınlıklarda hazırlanan seramik örnekler yerleştirilerek, seramik örnekler üzerinden polimerizasyon gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.8) [10]. Geniş spektrumlu LED ışık cihazı VALO Cordless (Ultradent Products, Inc. South Jordan, ABD), Standart güç modu ($40s-1000 \text{ mW/cm}^2$) ve High Power ($32s-1400 \text{ mW/cm}^2$) güç modu kullanılarak [193], üst yüzeyden restorasyon kenarına tam temas edecek şekilde, üretici firmanın kullanım talimatları doğrultusunda uygulanmıştır. Her bir grup için 10 adet olmak üzere toplam 400 adet örnek hazırlanmıştır. Araştırmada oluşturulan gruplar Şekil 3.9’da gösterilmiştir. Her 10 örneğin polimerizasyonu sağlandıktan sonra, seramik kalınlığı dijital kumpas kullanılarak kontrol edilmiştir.



Şekil 3.7 Rezin siman örneklerin hazırlanması.



Şekil 3.8 Rezin siman örneklerin hazırlanması.

- a: Cam lamel, şeffaf bant ve çelik kalıbın yerleştirilmesi b: Rezin siman uygulanması (G-Cem LinkForce) c: Rezin siman uygulanması (G-Cem One)
d: Siman fazlalıklarının uzaklaştırılması e: Simanın polimerize edilmesi
f: Rezin simanın kalıptan çıkarılması

Şekil 3.9 Araştırmada oluşturulan gruplar.

Araştırmada Oluşturulan Gruplar																																							
Konvansiyonel Rezin Siman (KRS)				Self Adeziv Rezin Siman (SARS)																																			
Kompozit Rezin Nanoseramik (KN)		Rezin İnfiltrre Seramik (RİS)		Kompozit Rezin Nanoseramik (KN)		Rezin İnfiltrre Seramik (RİS)																																	
Standart	High	Standart	High	Standart	High	Standart	High																																
(GRUP 1) 1 mm	(GRUP 2) 2 mm	(GRUP 3) 3 mm	(GRUP 4) 4 mm	(GRUP 5) 7 mm	(GRUP 6) 1 mm	(GRUP 7) 2 mm	(GRUP 8) 3 mm	(GRUP 9) 4 mm	(GRUP 10) 7 mm	(GRUP 11) 1 mm	(GRUP 12) 2 mm	(GRUP 13) 3 mm	(GRUP 14) 4 mm	(GRUP 15) 7 mm	(GRUP 16) 1 mm	(GRUP 17) 2 mm	(GRUP 18) 3 mm	(GRUP 19) 4 mm	(GRUP 20) 7 mm	(GRUP 21) 1 mm	(GRUP 22) 2 mm	(GRUP 23) 3 mm	(GRUP 24) 4 mm	(GRUP 25) 7 mm	(GRUP 26) 1 mm	(GRUP 27) 2 mm	(GRUP 28) 3 mm	(GRUP 29) 4 mm	(GRUP 30) 7 mm	(GRUP 31) 1 mm	(GRUP 32) 2 mm	(GRUP 33) 3 mm	(GRUP 34) 4 mm	(GRUP 35) 7 mm	(GRUP 36) 1 mm	(GRUP 37) 2 mm	(GRUP 38) 3 mm	(GRUP 39) 4 mm	(GRUP 40) 7 mm

3.4 Rezin Simanların Renk Ölçümü

Hazırlanan rezin siman örnekler, 24 saat kuru ortamda bekletilerek kimyasal polimerizasyonu tamamlaması amaçlanmıştır. Daha sonra ilk ölçüm öncesi (T1) distile su içinde 24 saat bekletilmiştir. Rezin simanlar polimerizasyondan 24 saat sonra (T1) ve 10.000 siklus termal yaşlandırma uygulandıktan sonra (T2), örneklerin üst yüzeylerinden renk ölçümü gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.10). Tüm örneklerin renk ölçümü spektrofotometre (Vita Easyshade, Vita-zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ile Bezmialem Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarında yapılmıştır. Ölçümler; D65 gün ışığı kullanılarak, CIE Lab renk sistemine göre doğal beyaz bir arka zeminde gerçekleştirilmiştir [194]. Ölçüm sonucunda rezin siman örneklerin CIE Lab sisteminde L (parlaklık), a ve b (kromatik değerler) değerleri elde edilmiştir. Üretici firmanın belirttiği aralıklarla standart beyaz bir disk ölçülerek cihazın kalibrasyonu yapılmıştır. Renk farkı CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülü kullanılarak hesaplanmıştır [177].

$$\Delta E_{00}^* = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \frac{\Delta C'}{k_C S_C} \frac{\Delta H'}{k_H S_H}}$$

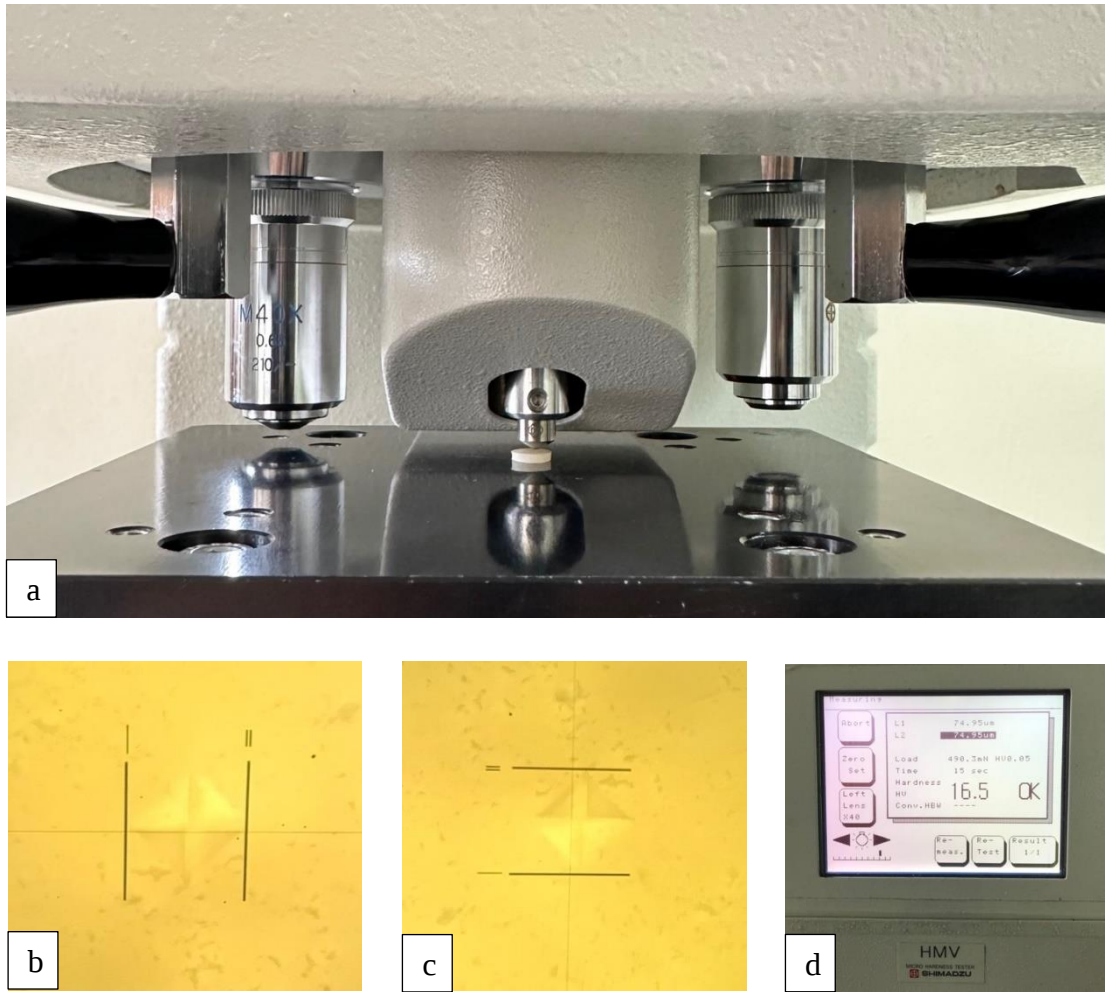


Şekil 3.10 Rezin simanların renk ölçümünün yapılması.

3.5 Rezin Simanların Mikrosertlik Ölçümü

Işıklı ile polimerizasyonu takiben 24 saat sonra (T1) ve 10.000 siklus termal yaşlandırma uygulamasından sonra (T2) materyal test örneklerinin alt ve üst yüzeylerinden mikrosertlik ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Rezin siman örneklerinin Vickers mikrosertlik testi için Shimadzu HMV-2 mikrosertlik cihazı (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) kullanılmıştır. Her örneğin hem alt hem de üst yüzeyine 3 farklı

noktadan olacak şekilde, 15 sn süreyle 0,49 N yük ile test uygulanmıştır [195]. Oluşan eşkenar dörtgen iz düşüm köşeleri 40X büyütmede oküler mikroskop altında işaretlenmiştir. Daha sonra oluşturulan izin derinlik ve kenar uzunluğu oranı cihaz ucu tarafından otomatik olarak analiz edilerek Vickers Sertlik Numarası (Vickers Hardness Number) değeri tespit edilmiştir (Şekil 3.11). 3 ölçümün ortalaması alınarak her örneğin mikrosertlik değeri elde edilmiştir. Her bir test grubu için 10 adet 40 grup için toplam 400 adet örneğin; alt ve üst yüzey okumaları ile 2 farklı zaman dilimi esas alındığında, toplam 4800 yüzey sertlik okuması gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.11 Mikrosertlik ölçümünün yapılması.

a: Örneğin cihaza yerleştirilmesi b: L1 değerinin işaretlenmesi c: L2 değerinin işaretlenmesi d: Vickers sertlik değerinin elde edilmesi

3.6 Yapay Yaşlandırma İşleminin Uygulanması

Tüm rezin siman örnekler materyalin klinik kullanımına en yakın şartları elde edebilmek için termal yapay yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Örnekler termal siklus cihazında (Thermocycler, SD Mechatronik, Feldkirchen, Almanya) distile su içerisinde yaşlandırma için ışıık geçirmeyecek şekilde kumaş keseler içerisinde yerleştirilmiştir (Şekil 3.12).

Termal siklus testi ile yapay yaşlandırma işlemi, ISO 11405'te tavsiye edilene göre [196], bir siklus 5 °C ve 55 °C ($\pm 2^{\circ}\text{C}$) distile su bulunan banyolarda 30 sn bekleme ve 10 sn iki sıcaklık arası bekleme süresi olacak şekilde toplam 10.000 termal siklus uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Yapay yaşlandırma işlemleri sırasında özellikle sıcak banyodaki suyun buharlaşması sırasında oluşan distile su eksikliği, işlem sırasında banyo sıcaklığını etkilemeyecek şekilde eklemeler yapılarak giderilmiştir.



Şekil 3.12 Rezin siman örneklerin termal siklus test cihazına yerleştirilmesi.

3.7 İstatiksel Analiz

G*Power programı kullanılarak yapılan power analizi sonucunda, rezin simanların yüzey sertliği ve renk değişimi ölçümleri için literatürde benzer araştırmalar referans alınarak %95 güçte ve %5 tip 1 hata oranında n sayısı 10 olarak belirlenmiştir [195, 197, 198].

Mikrosertlik karşılaştırmaları için normallığe Shapiro Wilk's testi ile varyans homojenliğine Levene testi ile bakılmıştır. Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi (repeated measures ANOVA), ikili karşılaştırmalarda Bonferroni testi kullanılmıştır.

Renk karşılaştırmaları için normalliğe Shapiro Wilk's testi ile varyans homojenliğine Levene testi ile bakılmıştır. Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi (repeated measures ANOVA), ikili karşılaştırmalarda Bonferroni testi kullanılmıştır.



4.BULGULAR

4.1 Seramik Örneklerin Işık Geçirgenliği Sonuçları

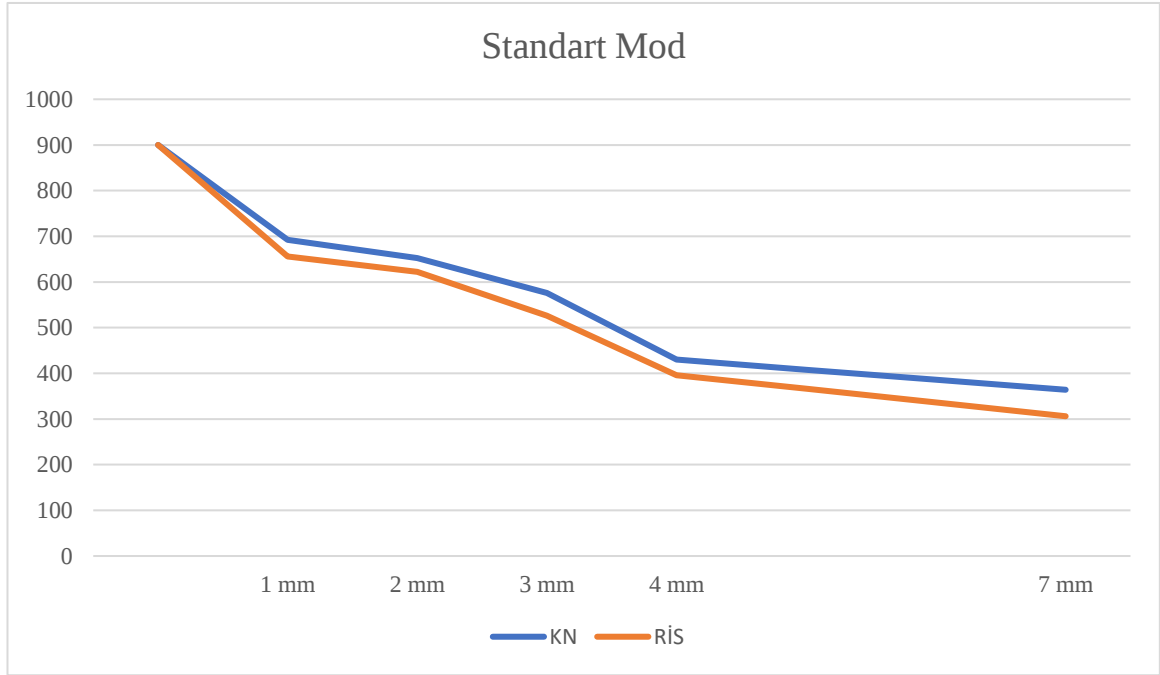
Farklı kalınlıklarda hazırlanan seramik örneklerden standart mod ve high power mod kullanılarak uygulanan ışık yoğunluğunun ölçüm sonuçları Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Seramik kalınlığına bağlı olarak iki farklı seramikteki ışık yoğunluğu, Şekil 4.1 ve Şekil 4.2’deki grafiklerde gösterilmiştir.

Tablo 4.1 Seramik örneklerden geçen ışık yoğunluğu değerleri (mW/cm²) ortalama ve standart sapma ($\pm$).

Materyal	Kalınlık	Standart Mod	High Power Mod
KN	1 mm	692 $\pm$ 8,36	978 $\pm$ 4,47
	2 mm	652 $\pm$ 8,36	824 $\pm$ 5,47
	3 mm	576 $\pm$ 5,47	684 $\pm$ 15,16
	4 mm	430 $\pm$ 7,07	528 $\pm$ 4,47
	7 mm	364 $\pm$ 5,47	388 $\pm$ 8,36
RİS	1 mm	656 $\pm$ 5,47	946 $\pm$ 8,94
	2 mm	622 $\pm$ 4,47	792 $\pm$ 8,36
	3 mm	526 $\pm$ 5,47	648 $\pm$ 4,47
	4 mm	396 $\pm$ 5,47	484 $\pm$ 5,47
	7 mm	306 $\pm$ 5,47	324 $\pm$ 5,47

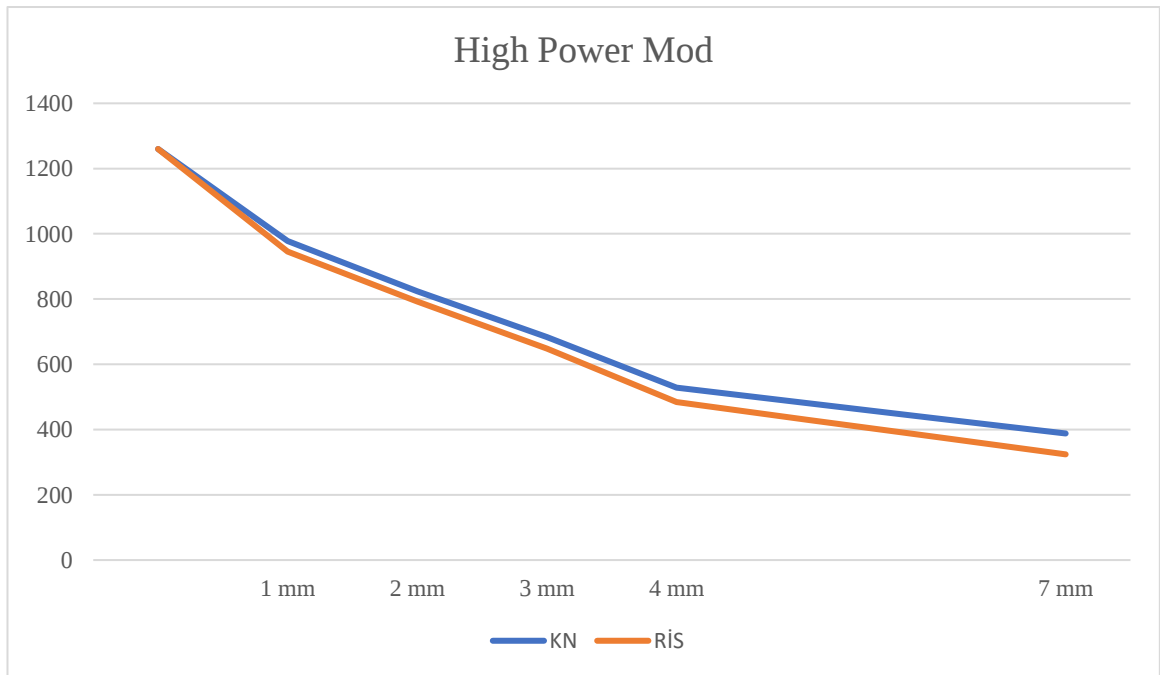
KN: Kompozit rezin nanoseramik **RİS:** Rezin infiltre seramik

Şekil 4.1 Standart modda seramik örnek kalınlığına bağı ışık yoğunluğu.



KN: Kompozit rezin nanoseramik **RİS:** Rezin infiltre seramik

Şekil 4.2 High Power modda seramik örnek kalınlığına bağı ışık yoğunluğu.



KN: Kompozit rezin nanoseramik **RİS:** Rezin infiltre seramik

4.2 Rezin Simanların Mikrosertlik Ölçüm Sonuçları

4.2.1 Üst yüzey mikrosertlik ölçüm sonuçları

Tablo 4.2 Üst yüzey mikrosertlik karşılaştırmaları.

		KRS						SARS					
		KN			RİS			KN			RİS		
		T1	T2	p	T1	T2	p	T1	T2	p	T1	T2	p
Standart Mod	1 mm	35,91±3,84 ^a	37,93±5,79 ^a	0,300	38,59±2,44 ^a	40,21±2,53 ^a	0,405	37,62±4,79 ^a	37,37±6,79 ^a	0,900	38,27±2,70 ^a	39,69±3,02 ^a	0,465
	2 mm	35,10±6,64 ^a	34,78±5,46 ^{ab}	0,866	37,61±3,36 ^a	36,90±4,13 ^a	0,713	35,32±5,22 ^a	32,84±5,51 ^{ab}	0,202	37,39±3,20 ^a	36,71±4,07 ^a	0,725
	3 mm	26,35±6,99 ^b	29,42±7,78 ^b	0,116	27,91±4,99 ^b	29,87±4,81 ^b	0,314	26,99±7,55 ^b	29,91±9,53 ^b	0,134	28,74±5,69 ^b	29,83±5,29 ^b	0,573
	4 mm	19,60±2,73 ^c	20,58±4,28 ^c	0,613	20,94±2,42 ^c	21,99±3,22 ^c	0,586	20,80±4,15 ^c	20,45±5,46 ^c	0,854	20,34±2,22 ^c	21,55±2,99 ^c	0,535
	7 mm	12,08±0,89 ^d	12,48±0,75 ^d	0,839	12,92±1,50 ^d	12,93±1,46 ^d	0,996	11,94±0,83 ^d	12,99±0,66 ^d	0,588	12,68±1,41 ^d	12,99±1,34 ^d	0,874
	p	<0,001	<0,001		<0,001	<0,001		<0,001	<0,001		<0,001	<0,001	
High Power Mod	1 mm	37,27±4,90 ^a	37,98±5,76 ^a	0,717	38,41±2,76 ^a	40,25±2,22 ^a	0,344	36,47±5,67 ^a	38,10±6,47 ^a	0,400	37,99±3,86 ^a	39,69±2,70 ^a	0,381
	2 mm	35,57±5,22 ^a	35,64±5,23 ^{ab}	0,969	38,59±3,10 ^a	36,98±4,24 ^a	0,407	32,97±6,11 ^a	31,80±5,44 ^b	0,549	37,22±4,04 ^a	36,77±4,22 ^a	0,817
	3 mm	26,24±7,00 ^b	31,24±5,69 ^b	0,010	27,74±4,93 ^b	29,48±4,44 ^b	0,371	26,01±7,06 ^b	30,01±9,56 ^b	0,040	27,19±4,71 ^b	29,57±5,52 ^b	0,221
	4 mm	19,62±2,11 ^c	21,11±4,01 ^c	0,443	21,13±3,86 ^c	22,42±2,77 ^c	0,505	20,69±4,36 ^c	20,64±4,84 ^c	0,980	20,34±2,22 ^c	21,55±2,99 ^c	0,535
	7 mm	12,48±0,36 ^d	12,67±0,89 ^d	0,920	12,93±1,74 ^d	12,92±1,32 ^d	0,994	11,72±0,93 ^d	12,46±0,73 ^d	0,706	12,72±1,46 ^d	12,92±1,36 ^d	0,919
	p	<0,001	<0,001		<0,001	<0,001		<0,001	<0,001		<0,001	<0,001	
Standart Mod-High Power mod arası fark p	1 mm	0,472	0,981		0,923	0,985		0,543	0,727		0,881	0,999	
	2 mm	0,805	0,679		0,606	0,971		0,213	0,621		0,927	0,977	
	3 mm	0,952	0,384		0,926	0,850		0,603	0,959		0,413	0,900	
	4 mm	0,992	0,802		0,919	0,838		0,952	0,926		1,000	1,000	
	7 mm	0,835	0,927		0,995	0,996		0,910	0,800		0,984	0,973	

(Aynı sütundaki farklı küçük harfler, istatistiksel farkı oluşturan kalınlık grubunu göstermektedir.)

KRS: Konvansiyonel Rezin Siman **SARS:** Self Adeziv Rezin Siman **KN:** Kompozit Rezin Nanoseramik **RİS:** Rezin İnfiltrate Seramik

Tablo 4.3 Üst yüzey mikrosertlik karşılaştırmaları p değerleri.

		KN-RİS farkı p				KRS-SARS farkı p			
		KRS		SARS		KN		RİS	
		T1	T2	T1	T2	T1	T2	T1	T2
Standart Mod	1 mm	0,156	0,334	0,729	0,326	0,367	0,791	0,864	0,804
	2 mm	0,184	0,369	0,273	0,102	0,908	0,356	0,907	0,928
	3 mm	0,409	0,847	0,355	0,974	0,736	0,815	0,663	0,984
	4 mm	0,480	0,551	0,807	0,641	0,524	0,948	0,753	0,831
	7 mm	0,658	0,132	0,694	0,999	0,938	0,808	0,899	0,978
High Power Mod	1 mm	0,547	0,336	0,421	0,502	0,670	0,952	0,822	0,788
	2 mm	0,111	0,573	0,025	0,036	0,169	0,068	0,469	0,922
	3 mm	0,428	0,455	0,531	0,850	0,901	0,558	0,770	0,966
	4 mm	0,424	0,579	0,853	0,702	0,570	0,823	0,677	0,676
	7 mm	0,809	0,916	0,598	0,846	0,690	0,919	0,910	0,999

KRS: Konvansiyonel Rezin siman **SARS:** Self Adeziv Rezin Siman **KN:** Kompozit Rezin Nanoseramik **RİS:** Polimer İnfiltrat Seramik

Rezin simanların üst yüzey mikrosertlik ölçüm sonuçları Tablo 4.2 ve Tablo 4.3'te gösterilmiştir.

Farklı kalınlıktaki kompozit rezin nanoseraamik (KN) üzerinden, standart modda ve high power modda polimerize edilen konvansiyonel rezin simanın (KRS) 24 saat sonra ölçülen (T1) üst yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: KRS (1mm-KN) ve KRS (2mm-KN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). KRS (1mm-KN) / KRS (2mm-KN) > KRS (3mm-KN) > KRS (4mm-KN) > KRS (7mm-KN) ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki rezin infiltre seramik (RİS) üzerinden, standart modda ve high power modda polimerize edilen konvansiyonel rezin simanın (KRS) 24 saat sonra ölçülen (T1) üst yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: KRS (1mm-RİS) ve KRS (2mm-RİS) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). KRS (1mm-RİS) / KRS (2mm-RİS) > KRS (3mm-RİS) > KRS (4mm-RİS) > KRS (7mm-RİS) ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki kompozit rezin nanoseraamik (KN) üzerinden, standart modda ve high power modda polimerize edilen self adeziv rezin simanın (SARS) 24 saat sonra ölçülen (T1) üst yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: SARS (1mm-KN) ve SARS (2mm-KN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). SARS (1mm-KN) / SARS (2mm-KN) > SARS (3mm-KN) > SARS (4mm-KN) > SARS (7mm-KN) ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki rezin infiltre seramik (RİS) üzerinden, standart modda ve high power modda polimerize edilen self adeziv rezin simanın (SARS) 24 saat sonra ölçülen (T1) üst yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: SARS (1mm-RİS) ve SARS (2mm-RİS) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). SARS (1mm-RİS) / SARS (2mm-RİS) > SARS (3mm-RİS) > SARS (4mm-RİS) > SARS (7mm-RİS) ($p<0.05$).

Üst yüzeyde yapılan mikrosertlik ölçümlerinde, tüm gruplarda Standart mod ve High Power mod arasında yapılan karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Üst yüzeyde yapılan mikrosertlik ölçümlerinde, tüm gruplarda kompozit rezin nanoseraamik (KN) ve rezin infiltre seramik (RİS) arasında yapılan karşılaştırmalarda high power modda SARS-2mm grubu dışında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). SARS (2 mm- KN) < SARS (2 mm- RİS) ($p<0.05$).

Üst yüzeyde yapılan mikrosertlik ölçümlerinde, kompozit rezin nanoseraamik (KN) ve rezin infiltre seramik (RİS) arasında yapılan karşılaştırmaların p değerleri Tablo 4.3'te verilmiştir ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki kompozit rezin nanoseramik (KN) üzerinden, standart modda ve high power modda polimerize edilen konvansiyonel rezin simanın (KRS) 10.000 termal siklus sonrası ölçülen (T2) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: KRS (1mm-KN) ve KRS (2mm-KN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). KRS (2mm-KN) ve KRS (3mm-KN) arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). KRS (1mm-KN)> KRS (2mm-KN) / KRS (3mm-KN)> KRS (4mm-KN)> KRS (7mm-KN) ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki rezin infiltre seramik (RİS) üzerinden, standart modda ve high power modda polimerize edilen konvansiyonel rezin simanın (KRS) 10.000 termal siklus sonrası ölçülen (T2) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: KRS (1mm-RİS) ve KRS (2mm-RİS) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). KRS (1mm-RİS) / KRS (2mm-RİS)> KRS (3mm-RİS)> KRS (4mm-RİS)> KRS (7mm-RİS) ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki kompozit rezin nanoseramik (KN) üzerinden, standart modda polimerize edilen self adeziv rezin simanın (SARS) 10.000 termal siklus sonrası ölçülen (T2) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: SARS (1mm-KN) ve SARS (2mm-KN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). SARS (3mm-KN) ve SARS (2mm-KN) arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). SARS (1mm-KN)> SARS (2mm-KN)/SARS (3mm-KN)> SARS (4mm-KN)> SARS (7mm-KN) ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki kompozit rezin nanoseramik (KN) üzerinden, high power modda polimerize edilen self adeziv rezin simanın (SARS) 10.000 termal siklus sonrası ölçülen (T2) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: SARS (2 mm-KN) ve SARS (3 mm-KN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). SARS (1mm-KN)> SARS (2mm-KN) / SARS (3 mm-KN) >SARS (4mm-KN)> SARS (7mm-KN) ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki rezin infiltre seramik (RİS) üzerinden, standart modda ve high power modda polimerize edilen self adeziv rezin simanın (SARS)10.000 termal siklus sonrası ölçülen (T2) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: SARS (1mm-RİS) ve SARS (2mm-RİS) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). SARS (1mm-RİS) /SARS (2mm-RİS)> SARS (3mm-RİS)> SARS (4mm-RİS)> SARS (7mm-RİS) ($p<0.05$)

T1 ve T2 zamanlarında üst yüzeyde yapılan mikrosertlik ölçümlerinde, tüm gruplarda Standart mod ve High Power mod arasında yapılan karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

T1 ve T2 zamanlarında üst yüzeyde yapılan mikrosertlik ölçümlerinde, tüm gruplarda konvansiyonel rezin simanın (KRS) ve self adeziv rezin simanın (SARS) arasında yapılan karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

4.2.2 Alt yüzey mikrosertlik ölçüm sonuçları

Farklı kalınlıktaki kompozit rezin nanoseramik (KN) üzerinden, standart modda ve high power modda polimerize edilen konvansiyonel rezin simanın (KRS) 24 saat sonra ölçülen (T1) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: KRS (1mm-KN) ve KRS (2mm-KN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). KRS (3mm-KN) ve KRS (4mm-KN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). KRS (1mm-KN)/ KRS (2mm-KN)> KRS (3mm-KN) ve KRS (4mm-KN)> KRS (7mm-KN) ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki kompozit rezin nanoseramik (KN) üzerinden, standart modda polimerize edilen konvansiyonel rezin simanın (KRS) 10.000 termal siklus sonrası ölçülen (T2) alt yüzey sertlik sonuçlarında tüm gruplar birbirlerinden anlamlı derecede farklıdır ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki kompozit rezin nanoseramik (KN) üzerinden, high power modda polimerize edilen konvansiyonel rezin simanın (KRS) 10.000 termal siklus sonrası ölçülen (T2) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: KRS (1mm-KN) ve KRS (2mm-KN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). KRS (1mm-KN) / KRS (2mm-KN)> KRS (3mm-KN)> KRS (4mm-KN)> KRS (7mm-KN) ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki rezin infiltre seramik (RİS) üzerinden, standart modda ve high power modda polimerize edilen konvansiyonel rezin simanın (KRS) 24 saat sonra ölçülen (T1) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: KRS (1mm-RİS) ve KRS (2mm-RİS) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). KRS (3mm-RİS) ve KRS (4mm- RİS) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). KRS (1mm-RİS) / KRS (2mm- RİS)> KRS (3mm- RİS) ve KRS (4mm- RİS)> KRS (7mm-RİS) ($p<0.05$).

Tablo 4.4 Alt yüzey mikrosertlik karşılaştırmaları.

		KRS						SARS					
		KN			RİS			KN			RİS		
		T1	T2	p	T1	T2	p	T1	T2	p	T1	T2	p
Standart Mod	1 mm	33,64±2,74 ^a	35,60±5,61 ^a	0,190	37,31±3,56 ^a	36,17±3,27 ^a	0,443	34,98±6,38 ^a	34,82±5,13 ^a	0,913	37,75±3,12 ^a	38,01±3,18 ^a	0,862
	2 mm	30,97±3,78 ^a	30,79±4,88 ^b	0,904	36,01±3,54 ^a	35,48±2,97 ^a	0,723	31,21±4,88 ^a	30,33±4,13 ^b	0,556	37,09±4,12 ^a	35,03±3,33 ^a	0,169
	3 mm	19,18±4,05 ^b	24,54±4,42 ^c	<0,001	22,49±3,85 ^b	25,96±3,47 ^b	0,021	20,48±5,47 ^b	21,21±5,12 ^c	0,625	22,77±3,89 ^b	26,17±3,26 ^b	0,023
	4 mm	17,08±3,39 ^b	17,06±1,59 ^d	0,988	19,03±2,08 ^b	18,70±1,65 ^c	0,825	14,64±2,40 ^c	14,47±3,31 ^d	0,912	18,88±2,12 ^b	18,39±1,32 ^c	0,743
	7 mm	9,34±0,78 ^c	10,43±1,76 ^e	0,467	10,41±0,77 ^c	11,42±1,39 ^d	0,502	10,23±1,20 ^d	10,78±1,12 ^d	0,713	10,39±1,07 ^c	11,40±1,28 ^d	0,503
	p	<0,001	<0,001		<0,001	<0,001		<0,001	<0,001		<0,001	<0,001	
High Power Mod	1 mm	34,57±3,67 ^a	34,94±5,60 ^a	0,806	37,13±3,63 ^a	36,52±3,44 ^a	0,684	33,45±4,48 ^a	35,69±5,14 ^a	0,136	36,36±3,82 ^a	36,29±3,34 ^a	0,961
	2 mm	31,38±3,69 ^a	31,46±5,51 ^a	0,959	38,17±1,92 ^a	34,99±2,55 ^a	0,034	29,42±3,77 ^a	28,39±4,82 ^b	0,494	35,69±3,24 ^a	34,86±3,41 ^a	0,578
	3 mm	19,77±3,59 ^b	24,41±3,76 ^b	0,002	22,73±4,14 ^b	26,04±3,14 ^b	0,027	19,76±4,47 ^b	23,12±5,31 ^c	0,025	21,97±4,02 ^b	25,40±3,87 ^b	0,022
	4 mm	17,56±2,77 ^b	17,51±1,80 ^c	0,973	19,57±2,63 ^b	18,86±1,39 ^c	0,637	16,10±3,28 ^b	15,14±3,45 ^d	0,519	18,88±2,12 ^b	18,31±1,33 ^c	0,700
	7 mm	9,35±0,87 ^c	10,66±1,49 ^d	0,383	10,56±0,88 ^c	11,48±1,36 ^d	0,542	9,19±0,67 ^c	10,24±1,57 ^e	0,484	10,19±0,89 ^c	11,24±1,23 ^d	0,483
	p	<0,001	<0,001		<0,001	<0,001		<0,001	<0,001		<0,001	<0,001	
Standart Mod-High Power Mod arası fark p	1 mm	0,532	0,671		0,900	0,821		0,308	0,575		0,352	0,267	
	2 mm	0,782	0,666		0,150	0,752		0,231	0,212		0,349	0,910	
	3 mm	0,695	0,934		0,876	0,957		0,630	0,220		0,592	0,619	
	4 mm	0,751	0,774		0,722	0,919		0,329	0,669		1,000	0,956	
	7 mm	0,991	0,880		0,918	0,969		0,488	0,727		0,893	0,920	

(Aynı sütundaki farklı küçük harfler, istatistiksel farkı oluşturan kalınlık grubunu göstermektedir.)

KRS: Konvansiyonel Rezın Siman **SARS:** Self Adeziv Rezın Siman **KN:** Kompozit Rezın Nanoseramik **RİS:** Rezın İnfiltrte Seramik

Tablo 4.5 Alt yüzey mikrosertlik karşılaştırmaları p değerleri.

		KN-RİS farkı p				KRS-SARS farkı p			
		KRS		SARS		KN		RİS	
		T1	T2	T1	T2	T1	T2	T1	T2
Standart Mod	1 mm	0,014	0,715	0,065	0,040	0,370	0,614	0,770	0,235
	2 mm	0,001	0,003	0,000	0,003	0,870	0,769	0,470	0,773
	3 mm	0,027	0,362	0,127	0,001	0,384	0,032	0,854	0,890
	4 mm	0,192	0,290	0,005	0,012	0,103	0,096	0,920	0,842
	7 mm	0,474	0,524	0,913	0,691	0,551	0,820	0,991	0,990
High Power Mod	1 mm	0,089	0,310	0,053	0,698	0,454	0,631	0,609	0,882
	2 mm	<0,001	0,023	<0,001	<0,001	0,190	0,049	0,098	0,931
	3 mm	0,048	0,294	0,141	0,142	0,997	0,403	0,611	0,679
	4 mm	0,180	0,382	0,063	0,041	0,330	0,127	0,648	0,721
	7 mm	0,419	0,599	0,504	0,517	0,913	0,785	0,803	0,880

KRS: Konvansiyonel Rezin Siman **SARS:** Self Adeziv Rezin Siman **KN:** Kompozit Rezin Nanoseramik **RİS:** Rezin İnfiltrre Seramik

Rezin simanların alt yüzey mikrosertlik ölçüm sonuçları Tablo 4.4 ve Tablo 4.5'te gösterilmiştir.

Farklı kalınlıktaki rezin infiltre seramik (RİS) üzerinden, standart modda ve high power modda polimerize edilen konvansiyonel rezin simanın (KRS) 10.000 termal siklus sonrası ölçülen (T2) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: KRS (1mm-RİS) ve KRS (2mm-RİS) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). KRS (1mm-RİS) / KRS (2mm-RİS) > KRS (3mm-RİS) > KRS (4mm-RİS) > KRS (7mm-RİS) ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki kompozit rezin nanoseramik (KN) üzerinden, standart modda polimerize edilen self adeziv rezin simanın (SARS) 24 saat sonra ölçülen (T1) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: SARS (1mm-KN) ve SARS (2mm-KN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). SARS (1mm-KN) / SARS (2mm-KN) > SARS (3mm-KN) > SARS (4mm-KN) > SARS (7mm-KN) ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki kompozit rezin nanoseramik (KN) üzerinden, high power modda polimerize edilen self adeziv rezin simanın (SARS) 24 saat sonra ölçülen (T1) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: SARS (1mm-KN) ve SARS (2mm-KN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). SARS (3mm-KN) ve SARS (4mm-KN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). SARS (1mm-KN) / SARS (2mm-KN) > SARS (3mm-KN) ve SARS (4mm-KN) > SARS (7mm-KN) ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki kompozit rezin nanoseramik (KN) üzerinden, standart modda polimerize edilen self adeziv rezin simanın (SARS) 10.000 termal siklus sonrası ölçülen (T2) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: SARS (4mm-KN) ve SARS (7mm-KN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). SARS (1mm-KN) > SARS (2mm-KN) > SARS (3mm-KN) > SARS (4mm-KN) ve SARS (7mm-KN) ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki kompozit rezin nanoseramik (KN) üzerinden, high power modda polimerize edilen self adeziv rezin simanın (SARS) 10.000 termal siklus sonrası ölçülen (T2) alt yüzey sertlik sonuçlarında tüm gruplar birbirlerinden anlamlı derecede farklıdır ($p<0.05$).

Farklı kalınlıktaki rezin infiltre seramik (RİS) üzerinden, standart modda ve high power modda polimerize edilen self adeziv rezin simanın (SARS) 24 saat sonra ölçülen (T1) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: SARS (1mm-RİS) ve SARS (2mm-RİS) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). SARS (3mm-RİS) ve SARS (4mm-RİS) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). SARS (1mm-RİS) /

SARS (2mm-RİS) > SARS (3mm-RİS) ve SARS (4mm-RİS) > SARS (7mm-RİS) ($p < 0.05$).

Farklı kalınlıktaki rezin infiltre seramik (RİS) üzerinden, standart modda ve high power modda polimerize edilen self adeziv rezin simanın (SARS) 10.000 termal siklus sonrası ölçülen (T2) alt yüzey sertlik sonuçları şu şekildedir: SARS (1mm-RİS) ve SARS (2mm-RİS) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p > 0.05$). SARS (1mm-RİS) / SARS (2mm-RİS) > SARS (3mm-RİS) > SARS (4mm-RİS) > SARS (7mm-RİS) ($p < 0.05$).

Alt yüzeyde yapılan mikrosertlik ölçümlerinde, tüm gruplarda Standart mod ve High Power mod arasında yapılan karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

Alt yüzeyde yapılan mikrosertlik ölçümlerinde, kompozit rezin nanoseramik (KN) ve rezin infiltre seramik (RİS) arasında yapılan karşılaştırmaların p değerleri Tablo 4.5'te verilmiştir ($p < 0.05$).

Alt yüzeyde yapılan mikrosertlik ölçümlerinde, tüm gruplarda konvansiyonel rezin simanın (KRS) ve self adeziv rezin simanın (SARS) arasında yapılan karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

Rezin simanların mikrosertlik alt/üst yüzey oranları Tablo 4.6'da gösterilmiştir.

Standart ve high power modları kullanılarak her iki CAD/CAM materyalinin farklı kalınlıkları (1mm, 2mm, 3mm, 4mm, 7mm) üzerinden polimerize edilen konvansiyonel rezin siman (KRS) ve self adeziv rezin siman (SARS) gruplarının tamamında mikrosertlik alt/üst yüzey oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

Tablo 4.6 Alt/Üst yüzey mikrosertlik oran karşılaştırmaları.

		KRS				SARS			
		KN		RİS		KN		RİS	
		T1	T2	T1	T2	T1	T2	T1	T2
Standart Mod	1 mm	0,947±0,138 ^a	0,954±0,188	0,970±0,111	0,901±0,081	0,926±0,082 ^a	0,965±0,242	0,993±0,129	0,961±0,088
	2 mm	0,903±0,161 ^{ab}	0,908±0,210	0,964±0,124	0,969±0,103	0,895±0,156 ^{ab}	0,948±0,202	1,005±0,189	0,969±0,166
	3 mm	0,756±0,188 ^b	0,905±0,369	0,850±0,301	0,879±0,122	0,774±0,174 ^{ab}	0,792±0,358	0,850±0,331	0,919±0,280
	4 mm	0,878±0,178 ^{ab}	0,805±0,124	0,913±0,080	0,864±0,135	0,725±0,169 ^b	0,763±0,275	0,932±0,097	0,865±0,107
	7 mm	0,775±0,067 ^{ab}	0,841±0,161	0,815±0,112	0,898±0,178	0,862±0,125 ^{ab}	0,832±0,098	0,828±0,118	0,884±0,115
High Power Mod	1 mm	0,942±0,164	0,936±0,181	0,903±0,170	0,902±0,128	0,836±0,159	0,860±0,253	0,921±0,198	0,919±0,165
	2 mm	0,902±0,187	0,890±0,150	0,969±0,100	0,913±0,131	0,941±0,218	0,960±0,206	0,965±0,131	0,921±0,131
	3 mm	0,816±0,305	0,818±0,250	0,995±0,096	0,959±0,141	0,929±0,266	0,903±0,151	0,973±0,164	0,962±0,163
	4 mm	0,904±0,164	0,854±0,159	0,832±0,145	0,900±0,164	0,778±0,131	0,852±0,424	0,824±0,197	0,871±0,125
	7 mm	0,749±0,064	0,849±0,158	0,941±0,155	0,849±0,091	0,806±0,226	0,750±0,151	0,940±0,152	0,867±0,156

(Aynı sütundaki farklı küçük harfler, istatistiksel farkı oluşturan kalınlık grubunu göstermektedir.)

KRS: Konvansiyonel Rezin Siman **SARS:** Self Adeziv Rezin Siman **KN:** Kompozit Rezin Nanoseramik **RİS:** Rezin İnfiltrat Seramik

4.3 Rezin Simanların Renk Ölçüm Sonuçları

4.3.1 Renk ΔE değerleri

Tablo 4.7 Renk ΔE karşılaştırmaları.

	KRS						SARS					
	KN			RİS			KN			RİS		
	Standart Mod	High Power Mod	p	Standart Mod	High Power Mod	p	Standart Mod	High Power Mod	p	Standart Mod	High Power Mod	p
1 mm	5,058±1,317	4,890±1,190	0,787	5,730±1,572	5,165±2,155 ^{ab}	0,364	3,749±1,028	2,701±0,973	0,092	2,570±1,403 ^a	2,212±0,640 ^a	0,564
2 mm	4,495±1,726	4,039±1,002	0,462	5,403±1,497	6,101±2,343 ^a	0,262	3,160±1,375	3,371±1,639	0,734	2,716±0,978 ^a	3,291±0,591 ^{ab}	0,354
3 mm	4,051±1,191	4,473±1,080	0,498	4,278±1,182	4,118±2,183 ^b	0,796	3,523±1,372	2,409±1,105	0,073	3,577±1,255 ^{ab}	4,810±1,361 ^b	0,148
4 mm	4,905±0,920	4,430±1,130	0,444	4,460±1,856	5,345±1,231 ^{ab}	0,154	2,886±1,185	2,750±1,141	0,826	2,949±1,317 ^{ab}	2,449±1,356 ^a	0,421
7 mm	3,624±1,816	4,209±1,814	0,346	5,185±0,985	5,540±1,759 ^{ab}	0,568	2,711±0,911	1,812±0,733	0,148	4,610±1,187 ^b	2,812±1,621 ^a	0,004
p	0,120	0,709		0,094	0,029		0,425	0,157		0,007	<0,001	

(Aynı sütundaki farklı küçük harfler, istatistiksel olarak farklı olan kalınlık grubunu göstermektedir.)

KRS: Konvansiyonel Rezin Siman **SARS:** Self Adeziv Rezin Siman **KN:** Kompozit Rezin Nanoseraamik **RİS:** Rezin İnfiltrre Seramik

Tablo 4.8 Renk ΔE karşılaştırmaları p değerleri.

		KN-RİS farkı p		KRS-SARS farkı p	
		KRS	SARS	KN	RİS
Standart Mod	1 mm	0,280	0,058	0,035	<0,001
	2 mm	0,144	0,475	0,032	<0,001
	3 mm	0,715	0,930	0,394	0,259
	4 mm	0,473	0,919	0,001	0,015
	7 mm	0,012	0,002	0,142	0,354
High Power Mod	1 mm	0,658	0,431	<0,001	<0,001
	2 mm	0,001	0,898	0,282	<0,001
	3 mm	0,567	<0,001	0,001	0,265
	4 mm	0,141	0,629	0,007	<0,001
	7 mm	0,033	0,108	<0,001	<0,001

KRS: Konvansiyonel Resin Siman **SARS:** Self Adeziv Resin Siman **KN:** Kompozit Resin Nanoseramik **RİS:** Resin İnfiltrate Seramik

Rezin simanların renk ölçüm sonuçları Tablo 4.7 ve Tablo 4.8’da gösterilmiştir.

Farklı kalınlık grupları (1mm, 2mm, 3mm, 4mm, 7mm) arası yapılan karşılaştırmalarda, kompozit rezin nanoseramik (KN) üzerinden hem standart mod hem de high power modda polimerize edilen konvansiyonel rezin simanın (KRS) ΔE sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$). (Tablo 4.7)

Farklı kalınlık grupları (1mm, 2mm, 3mm, 4mm, 7mm) arası yapılan karşılaştırmalarda, rezin infiltre seramik (RİS) üzerinden, standart modda polimerize edilen konvansiyonel rezin simanın (KRS) ΔE sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

Farklı kalınlık grupları (1mm, 2mm, 3mm, 4mm, 7mm) arası yapılan karşılaştırmalarda, kompozit rezin nanoseramik (KN) üzerinden, standart ve high power modda polimerize edilen self adeziv rezin simanın (SARS) ΔE karşılaştırmaları sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

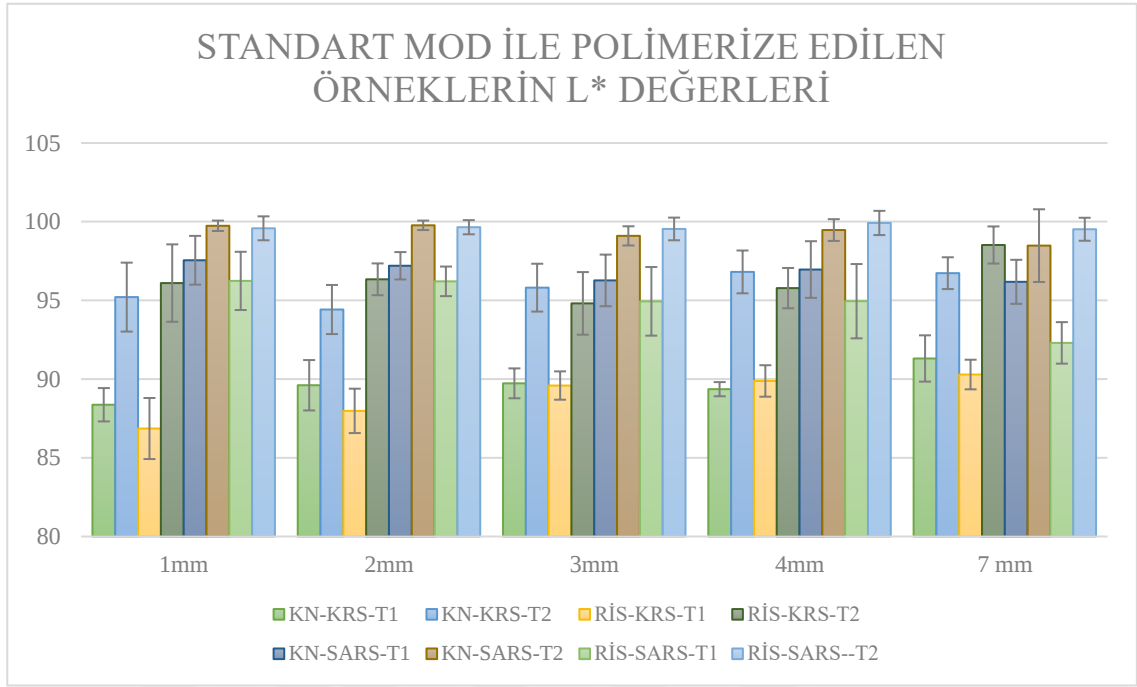
Rezin infiltre seramik (RİS) üzerinden high power modda polimerize edilen konvansiyonel rezin simanın (KRS) grubunun ΔE karşılaştırmasında 1mm, 4mm ve 7 mm benzer ΔE değerleri göstermiştir ($p > 0.05$). Rezin infiltre seramik (RİS) üzerinden high power modda polimerize edilen konvansiyonel rezin siman (KRS) grubunun ΔE karşılaştırmasında KRS (2 mm-RİS) seramik örnek grubu KRS (3 mm-RİS) seramik örnek grubundan daha yüksek ΔE değeri göstermiştir ($p < 0.05$).

Standart mod ve high power mod arasında yapılan karşılaştırmalarda, konvansiyonel rezin siman (KRS) gruplarının hiçbirinde ΔE verilerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

Standart mod ve high power mod arasında yapılan karşılaştırmalarda, self adeziv rezin siman gruplarından, rezin infiltre seramik (RİS) 7mm grubu hariç, hiçbir grupta ΔE verilerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$). Ancak Standart mod/SARS (RİS-7mm) > HighPower Mod/SARS (RİS-7mm) bulunmuştur ($p < 0.05$).

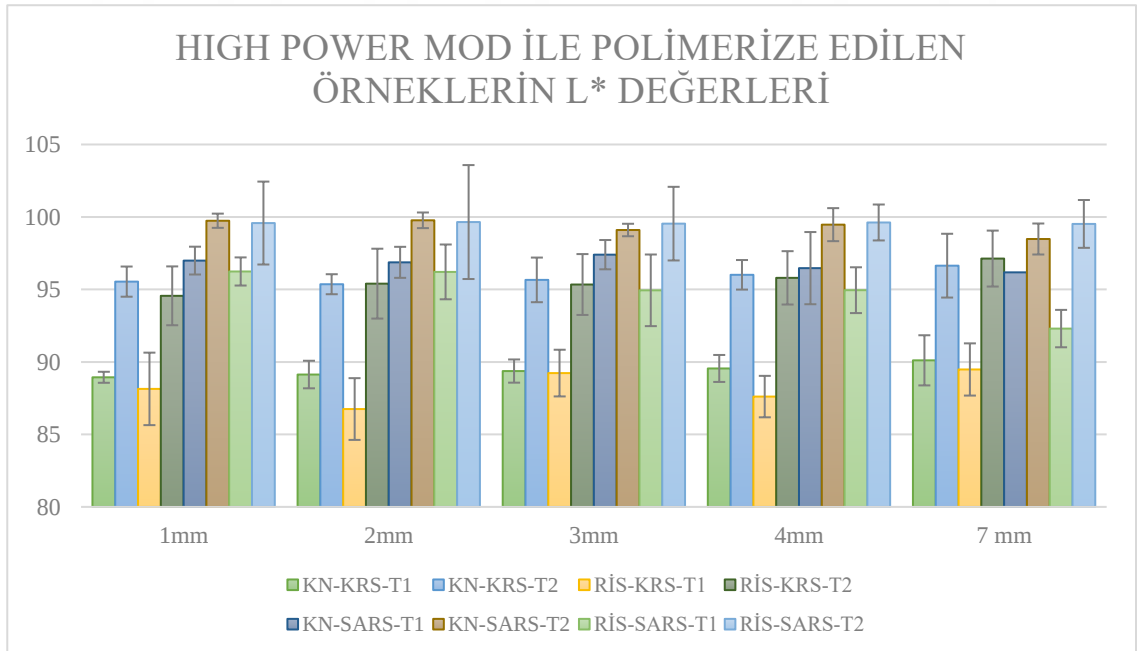
L^* , a^* ve b^* değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları Şekil 4.3-8’te gösterilmiştir.

L^* değerleri ölçümleri termal siklus sonrası artma eğilimindedir.



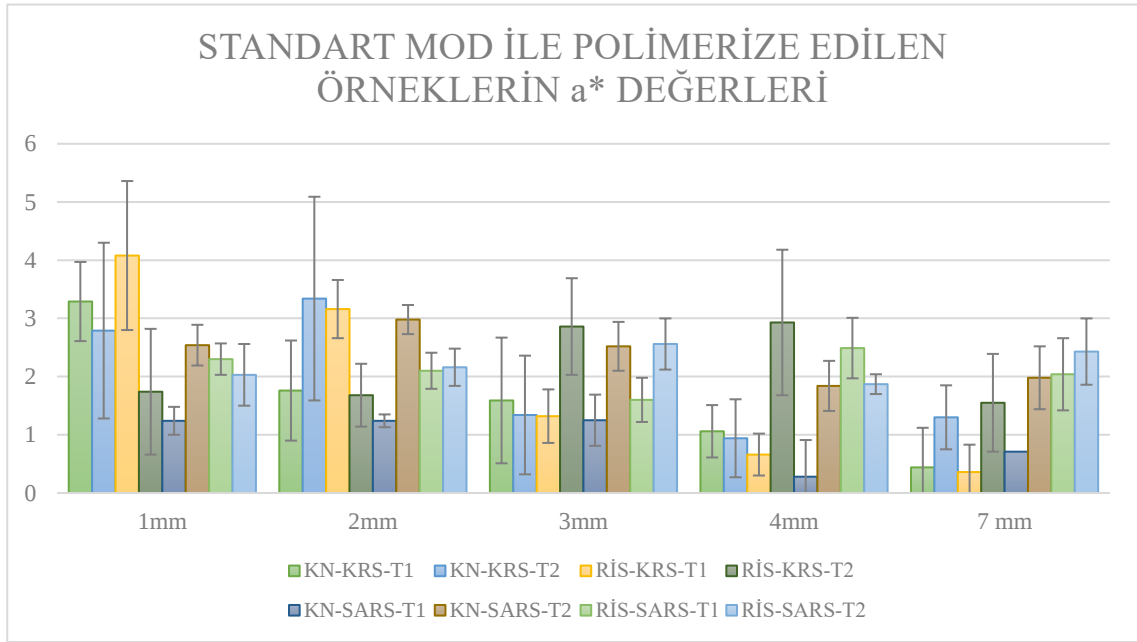
Şekil 4.3 Standart modda polimerize edilen örneklerin L değeri karşılaştırmaları.

KRS: Konvansiyonel Rezin Siman **SARS:** Self Adeziv Rezin Siman **KN:** Kompozit
 Rezin Nanoseramik **RİS:** Rezin İnfiltrate Seramik



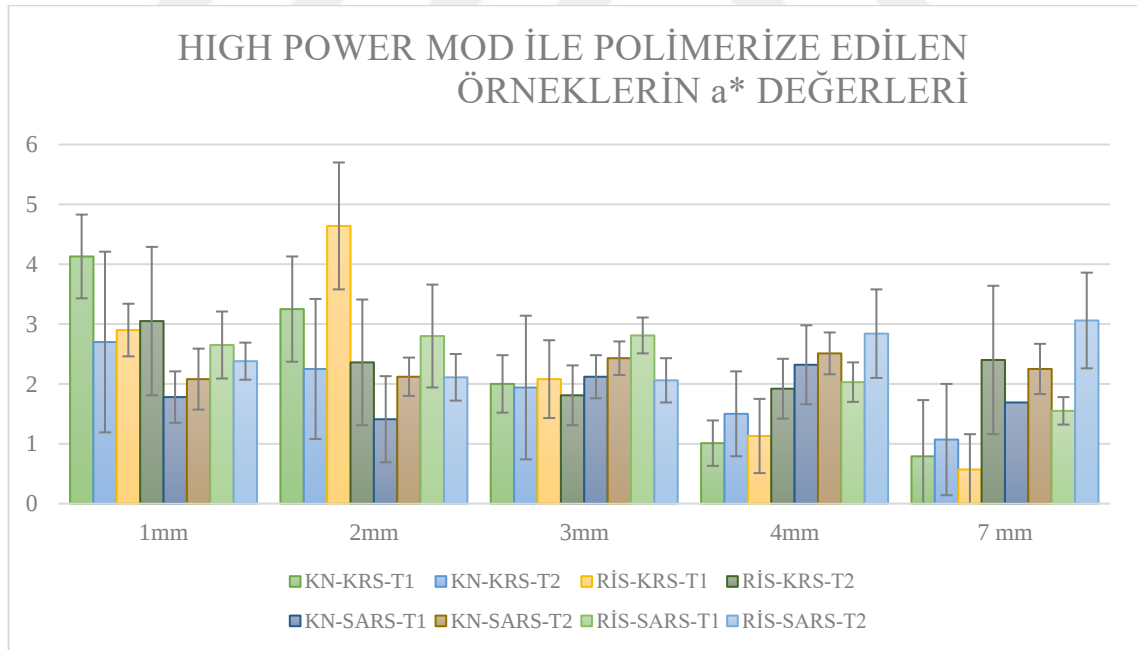
Şekil 4.4 High Power modda polimerize edilen örneklerin L* değeri karşılaştırmaları.

KRS: Konvansiyonel Rezin Siman **SARS:** Self Adeziv Rezin Siman **KN:** Kompozit
 Rezin Nanoseramik **RİS:** Rezin İnfiltrate Seramik



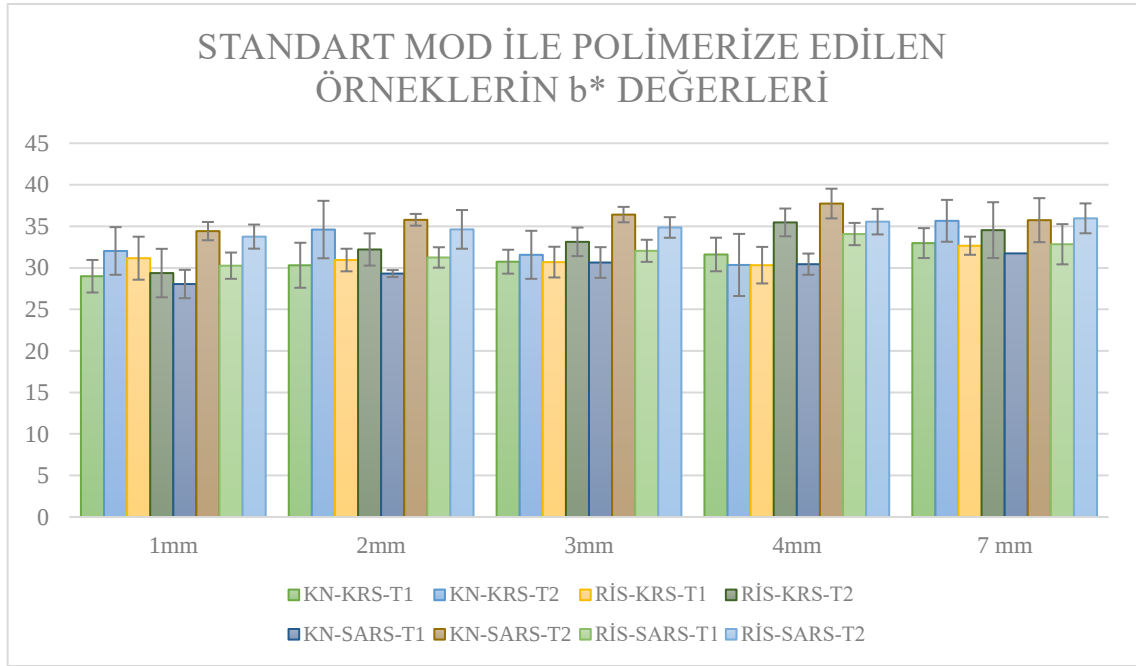
Şekil 4.5 Standart modda polimerize edilen örneklerin a* değeri karşılaştırmaları.

KRS: Konvansiyonel Rezin Siman **SARS:** Self Adeziv Rezin Siman **KN:** Kompozit Rezin Nanoseramik **RİS:** Rezin İnfiltrate Seramik



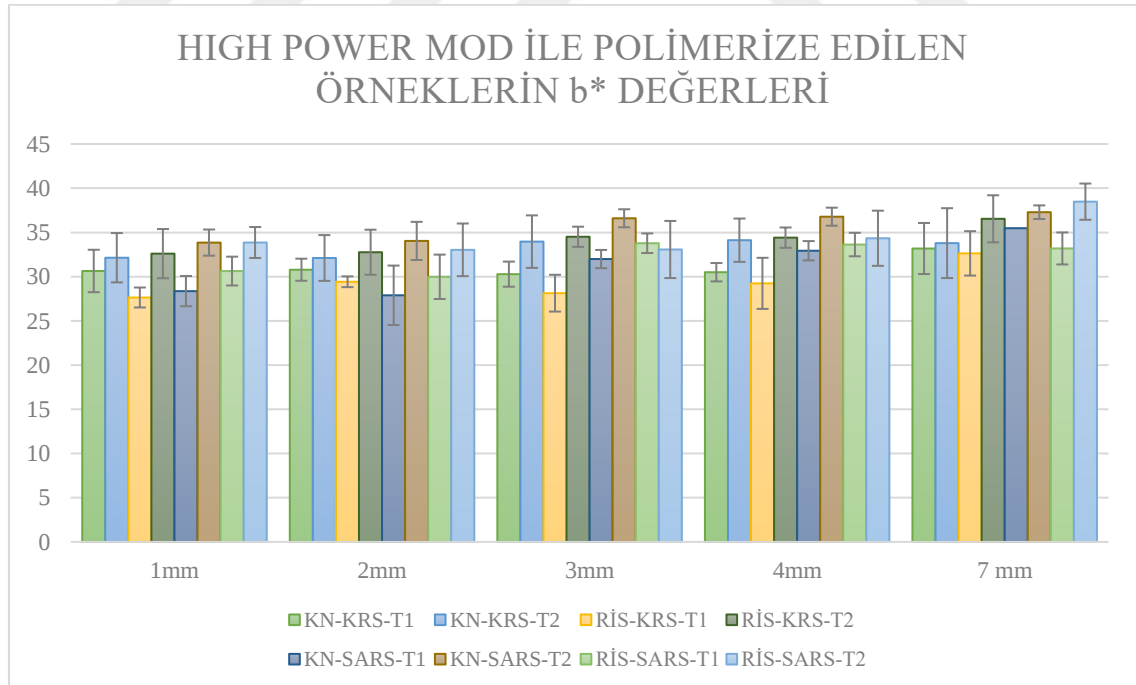
Şekil 4.6 High Power modda polimerize edilen örneklerin a* değeri karşılaştırmaları.

KRS: Konvansiyonel Rezin Siman **SARS:** Self Adeziv Rezin Siman **KN:** Kompozit Rezin Nanoseramik **RİS:** Rezin İnfiltrate Seramik



Şekil 4.7 Standart modda polimerize edilen örneklerin b* değeri karşılaştırmaları.

KRS: Konvansiyonel Rezın Siman **SARS:** Self Adeziv Rezın Siman **KN:** Kompozit Rezın Nanoseramik **RİS:** Rezın İnfiltre Seramik



Şekil 4.8 High Power modda polimerize edilen örneklerin a* değeri karşılaştırmaları.

KRS: Konvansiyonel Rezın Siman **SARS:** Self Adeziv Rezın Siman **KN:** Kompozit Rezın Nanoseramik **RİS:** Rezın İnfiltre Seramik

5. TARTIŞMA

Bu tez araştırmasında, iki farklı hibrit CAD/CAM materyalinin farklı kalınlıklarda kullanımının, ışık geçirgenliğine etkisi değerlendirilmiştir. İki farklı ışık modu ile polimerize edilen, iki farklı rezin simanın 24 saat ve 10.000 termal siklus sonrası mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Resin simanların renk ölçümleri yapılarak, farklı ışık modlarının ve farklı kalınlıklardaki hibrit seramiklerin, simanların renk stabilitesi üzerine etkisinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Bu araştırmanın sıfır hipotezi; kullanılan hibrit seramiğin tipi, seramiğin kalınlığı ve uygulanan ışık modu, her iki siman tipinde de mikrosertlik değerlerini ve simanların renk değişimini etkilemeyecektir. Bu tez çalışması sonunda seramik kalınlığı 1 mm'den 7 mm'ye çıktığında her iki seramik tipinde de resin siman mikrosertliği hem üst hemde alt yüzeyde düşmüştür. Uygulanan ışık modu mikrosertlik değerlerini değiştirmemiştir. Seramik kalınlığı 1 mm'den 7 mm'ye çıktığında RİS-SARS grubu dışında, siman renk değişiminde fark gözlenmediği belirlenmiştir. Araştırmamızın bulgularına göre sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir.

Literatürde farklı kalınlıklardaki hibrit seramik materyallerden geçen ışık yoğunluğunu değerlendiren çok az sayıda çalışma vardır [199, 200]. Ayrıca hibrit materyaller üzerinden LED ışık cihazının standart mod ve high power modda uygulanmasının resin simanların mekanik özellikleri ve renk değişimine olan etkisini değerlendiren çalışma sayısı yetersizdir [193, 201]. Bu tez araştırmasında kullanılan iki resin siman da dual cure özelliktedir. Test ettiğimiz resin simanlardan biri self adeziv özellikteyken, diğeri güncel universal adeziv sistemlerle uygulanan konvansiyonel resin simandır. Bu güncel resin simanların, farklı ışık modları ile polimerizasyonu sonucunda, mekanik özelliklerindeki ve renk değişimindeki farklılıkların bilinmesi klinik prosedürlerin uygulanması sırasında klinisyenlere ışık tutacaktır. Bu nedenle bu tez araştırmasında, farklı kalınlıklardaki hibrit seramik materyallerden geçen ışık yoğunluğunun, resin simanların mikrosertlik ve renk stabilitesine olan etkileri değerlendirilmiştir. Yapılan çalışmalarda farklı kalınlıklardaki seramik materyallerin resin simanların mikrosertliği üzerine etkisi değerlendirilmiştir. CAD/CAM uygulamaları tanıtılmalarından günümüze kadar devamlı gelişim göstermiştir. Bu gelişimle artan materyal seçenekleri, diş hekimlerine yüksek mekanik ve fiziksel özelliklere sahip estetik restorasyonlar üretebilme olanağı tanımıştır [202]. Üreticiler, CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere, seramiklerin sağlamlık, renk stabilitesi gibi avantajlı özellikleriyle; kompozitlerin yüksek bükülme dayanımı ve düşük

aşındırıcılığı gibi olumlu özelliklerini kombine eden hibrit materyaller geliştirmişlerdir. Hibrit materyaller seramikler ile karşılaştırıldığında daha fazla esnekliğe, karşıt dişte daha az aşındırıcılığa sahiptirler. Kırılgenlikleri ve sertlikleri daha azdır, işlenebilirlikleri ise seramiklere kıyasla daha kolaydır [203]. Hibrit materyaller inley, onley, laminate veneer, ön ve arka bölgede kron gibi geniş kullanım endikasyonuna sahiptir [24, 204]. Bu tez araştırmasında güncel olarak farklı endikasyonlarda sıklıkla tercih edilen Vita Enamic ve GC Cerasmart kullanılmıştır.

Bu tez araştırmasında kullandığımız GC Cerasmart bloklar rezin ve seramik materyallerinin fiziksel ve estetik özelliklerini bir arada bulunduran nanoseramik yapıdadır. İçeriğinde yaklaşık %71 silika ve baryum cam nanopartikülleri bulunmaktadır [205]. Çok ince ve homojen olarak dağılmış partikülleri bulunan Cerasmart bu özelliği ile uzun süre parlaklık ve aşınma direnci sağlar [206]. Dişe benzeyen floresans özelliği estetiğin sağlanmasında oldukça önemlidir [205, 207]. Vita Enamic (Vita, Bad Sackingen, Almanya) 2013 yılında CAD/CAM sistemleri ile kullanılan ve hibrit seramik olarak da adlandırılan rezin infiltre seramik olarak piyasaya sürülmüştür. Alüminyum oksitle güçlendirilmiş feldspatik seramik ağ (ağırlıkça % 86, hacimce % 75) ve polimer ağdan (ağırlıkça % 14, hacimce % 25) oluşmaktadır [24].

El radyometreleri ışık kaynaklarından çıkan ışık yoğunluğunu (irradiance) ölçmek için tasarlanmışlardır. Piyasada birçok el radyometresi bulunmaktadır. Radyometreler içerdiği silikon fotodiyotlar ile üzerine gelen ışığı elektrik akımına çevirerek analog ya da dijital sayaç tarafından okunması prensibiyle çalışır. Bluephase Meter II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) hem ışık kaynağının ışık yoğunluğu hem de ışık gücünü ölçmek için geliştirilmiştir. Giannini ve ark., yaptıkları çalışmada farklı radyometreleri karşılaştırılmış ve Bluephase Meter II cihazının doğruluk oranının en yüksek olduğu bulunmuştur [208]. Bu nedenle bu tez araştırmasında, iki farklı hibrit CAD/CAM materyalinin, 5 farklı kalınlığından geçen ışık yoğunluğunu ölçmek amacıyla Bluephase Meter II tercih edilmiştir.

Rezin simanların polimerizasyon derecesi seramik restorasyonların klinik ömrünü etkileyen önemli bir role sahiptir. Polimerizasyon derecesini direkt olarak rezin simana ulaşan ışık yoğunluğu etkilemektedir [209-213]. Işık yoğunluğunu etkileyen faktörler restorasyona bağlı olanlar ve ışık kaynağına bağlı olanlar olarak ikiye ayrılabilir. Restorasyona bağlı olan faktörler restorasyonun kalınlığı, rengi ve translüsensisi olarak

sıralanabilir [10, 214, 215]. CAD-CAM bloğu tarafından ışık geçişinin azalması, rezin simanın mikrosertliğini önemli ölçüde azaltarak restorasyonun başarı oranını olumsuz yönde etkileyebilmektedir [197, 216]. Bununla birlikte, rezin simanın uygun şekilde polimerizasyonu için gereken enerjiyi belirleyen çok az çalışma vardır [217, 218]. Bu çalışmalar ışık ile polimerizasyon ünitesi için gereken enerjiyi hesaplamış ancak rezin siman için gereken gerçek enerjiyi incelememiştir. Restorasyondan geçen ışık yoğunluğu restorasyonun türüne bağlı olarak farklı olacağından, rezin simana ulaşan ışık yoğunluğu da farklı olacaktır [216, 219, 220]. CAD/CAM bloğunun tipi ve kalınlığının, bloktan geçen ışık yoğunluğunu etkilediği, yapılan çalışmalarda gösterilmiştir [91, 221-223]. Emami ve ark., iletilen ışık yoğunluğunun ışığın içerisinde geçtiği materyalin özelliklerine bağlı olduğunu ifade eden Beer-Lambert yasası gibi, aynı renkteki kompozit rezinlerin polimer içeriğine bağlı olarak farklı translusensi ve floresansa sahip olabileceğini bildirmiştir [91, 223].

Bu tez araştırmasında kullanılan kompozit nanoseramik ve rezin infiltre seramik materyallerin farklı kalınlıklarından geçen ışık yoğunluğu radyometre ile ölçülmüştür (Tablo 4.1). Materyal kalınlığının artmasıyla geçen ışık yoğunluğunun azaldığı gözlenmiştir. Kompozit nanoseramik materyalden (A2-HT) geçen ışık yoğunluğu rezin infiltre seramikten (2M2-HT) daha yüksek bulunmuştur. Egilmez ve ark., farklı içerik, renk ve kalınlıktaki CAD/CAM materyallerinden değişen miktarlarda ışık geçişinin, dual cure rezin simanların dönüşüm derecesi üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmada LED ışık cihazı farklı renk ve kalınlıklarda hazırlanan hibrit seramikler (GC Cerasmart, Lava Ultimate ve Vita Enamic) üzerinden uygulanmıştır. Seramik üzerinden iletilen ışık yoğunluğu radyometre ile değerlendirilmiştir. Ek olarak bu hibrit seramikler üzerinden polimerize edilen dual cure rezin simanların dönüşüm derecesi FTIR (Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi) kullanılarak ölçülmüştür. Çalışma sonucunda CAD/CAM materyallerinin içerik ve renginin iletilen ışık miktarını önemli ölçüde etkilediği gösterilirken, rezin simanların dönüşüm derecelerinin benzer olduğu gösterilmiştir. Ancak materyal kalınlığının ise hem ışık yoğunluğunu hem de dönüşüm derecesini önemli ölçüde etkilediği gösterilmiştir [224]. Yapılan çalışmalarda CAD/CAM materyalinin ışık geçirgenliğini, polimer matriksin refraktif indeksi, monomer tipi, doldurucu tipi, içeriği, boyutu ve oranının etkilediği ifade edilmiştir [225, 226]. Duran ve ark., farklı kalınlık ve renge sahip rezin infiltre CAD/CAM materyallerinden geçen ışık yoğunluğunu değerlendirmişlerdir. Yüksek translusensiye sahip olan örneklerden daha

yüksek ışık yoğunluğu ölçülmüştür. Ayrıca seramik kalınlığının artmasıyla ışık yoğunluğu belirgin derecede azalmıştır [199]. Egilmez ve ark.'nın yaptığı çalışma sonucunda, en yüksek inorganik içeriğe sahip materyalin en düşük ışık geçirgenliğine sahip olduğu gösterilmiştir [224]. Bu tez araştırmasında kullanılan CAD/CAM materyalleri karşılaştırıldığında, daha yüksek inorganik içeriğe sahip olan Enamic (ağırlıkça %86) Cerasmart'tan (ağırlıkça %71) daha düşük ışık geçirgenliği göstermiştir.

Materyallerin dönüşüm derecesine ve sertleşme derinliğine bağlı olan polimerizasyon verimliliğini değerlendirmek için uygulanan çeşitli mekanik testler bulunmaktadır. Bu testler direkt ve indirekt yöntemler olarak ayrılmaktadır [227]. Direkt yöntemler lazer raman spektroskopisi, FITR ve yüksek performanslı sıvı kromatografisi (HPLC)'dir. İndirekt yöntemler ise kazıma (scrapping), penetrometre, yüzey sertliği gibi yöntemlerdir. Restoratif materyalin sertliğinin ölçülmesi fiziksel özelliklerin ve dönüşüm derecesinin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Sertlik katı bir materyalin lokal deformasyona karşı direnci olarak tanımlanır. Materyalin yüzeyine belirli bir süre uygulanan kuvvet sonucunda oluşan girintinin boyutu ve derinliği ölçülerek, sertlik değeri bulunur [228]. Mikrosertlik ölçüm yöntemi ile polimerizasyonun yüzey boyunca eşit düzeyde olup olmadığı ve ışık ile polimerize olan bir materyalin polimerizasyon derecesi hakkında bilgi sahibi olunabilir. Ayrıca materyalin kalınlığına bağlı olarak, üst ve alt yüzey ölçümleri ile yüzeylerin sertlik karşılaştırması, polimerizasyon derinliğinin tespit edilmesi için kullanılmaktadır. Materyalin polimerizasyonundan test edilme zamanına kadar geçen süre ve uygulanan kuvvete bağlı olarak sertlik değeri farklılık gösterebilmektedir [229]. Vickers sertlik testi yöntemi, kare bir taban ile 136°'lik tepe açısına sahip piramit şeklindeki elmas ucun, 1 ile 120 kg arasında bir kuvvetle materyale belirli süre uygulanmasıyla oluşacak girintinin köşegenleri ölçülerek bulunur [230]. Vickers sertlik numarası (VHN), test kuvveti ve uygulama süresi belirtilerek incelenmelidir. Bu test sert materyallerin sertliğinin ölçülmesine uygun olması sebebiyle diş yapısının sertliğinin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılır [230]. Araştırmacılar mikrosertlik ve dönüşüm derecesi arasında güçlü bir korelasyon olduğunu bildirmişlerdir [16, 231, 232]. Bu nedenle bu tez araştırmasında, rezin simanların fiziksel özelliklerini değerlendirmek için Vickers mikrosertlik değerlerinin ölçümü gerçekleştirilmiştir.

Caprak ve ark., 5 farklı içerikteki monolitik CAD/CAM materyalinin translusensi değerine bağlı olarak rezin simanın polimerizasyon derecesini araştırmışlardır. Çalışmada

feldspatik seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik, lityum disilikat seramik, rezin infiltre seramik (Vita Enamic) ve rezin nanoseramik (Lava Ultimate) kullanılmıştır. 2 mm kalınlığında hazırlanan seramik diskler üzerinden 40 saniye ışık uygulanarak dual cure rezin simanın, light cure ve dual cure modlarında polimerizasyonları sağlanmıştır. Translucensi değerleri karşılaştırıldığında rezin infiltre seramik en düşük değeri göstermiştir. Bu durumun rezin infiltre seramiğin içeriğindeki alüminadan kaynaklanabileceği ifade edilmiştir. Mikrosertlik değerlerinde ise dual cure polimerize edilen siman örnekler, light cure polimerize edilenlere göre anlamlı derecede yüksek sonuçlar sergilemiştir. Ayrıca çalışma sonucunda, seramiklerden geçen ışık yoğunluğu azaldıkça polimerizasyon derinliğinin azaldığı gösterilmiştir [233]. Benzer şekilde bu tez araştırmasında da hibrit seramik kalınlığı artışıyla rezin simanların hem üst hem de alt yüzeylerinin mikrosertlik değerinin azaldığı gösterilmiştir. Değerlendirilen grupların genelinde 1mm ve 2mm kalınlık arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Ancak bütün gruplarda 7 mm kalınlıktaki bloklar ile 1 mm kalınlıktaki bloklar üzerinden yapılan polimerizasyon sonrası siman mikrosertliği incelendiğinde 7 mm kalınlıkta daha düşük mikrosertlik değeri belirlenmiştir. Kilinc ve ark. yaptıkları çalışmada, lösitle güçlendirilmiş cam seramik restorasyonların renk ve kalınlığının, ışıkla polimerize olan ve dual cure rezin simanların polimerizasyonu üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada üç farklı rezin simanın ışıkla polimerize ve dual cure formları kullanılarak, dört farklı renk (ETC1, ETC2, ETC3, ETC4) ve dört farklı kalınlıkta (1, 2, 3, 4 mm) hazırlanan seramik örnekler üzerinden polimerizasyonları gerçekleştirilmiştir. Bizim çalışmamıza benzer şekilde rezin simanların yerleştirildiği kalıpların boyutunda kesilen şeffaf bantlar, simanın alt ve üstüne yerleştirilmiştir. Böylece siman tabanının düz ve pürüzsüz olması sağlanırken, üst yüzeydeki şeffaf bant ile simanın seramik disklerden izole olması sağlanmıştır. Araştırmacılar farklı renk ve kalınlıktaki seramik örneklerden geçen ışık miktarını el radyometresi kullanarak ölçmüştür. Polimerizasyondan 24 saat sonra rezin siman örneklerin tabanından yapılan Vickers mikrosertlik ölçümlerinde, 3 mm ve daha kalın seramiklerde, ışıkla polimerize ve dual cure rezin siman gruplarının tümünde mikrosertlik değerlerinde anlamlı şekilde düşüş gözlenmiştir [10]. Turp ve ark., iki farklı CAD/CAM materyalinin (lityum disilikat ve zirkonya) kalınlığının dual cure rezin simanların polimerizasyonuna olan etkisini değerlendirmişlerdir. 6 farklı kalınlıkta (0.5, 1, 1.5, 2, 2.5 ve 3 mm) hazırlamış oldukları seramik disklerin üzerinden, 3 farklı dual cure rezin simanı (2 konvansiyonel rezin siman, 1self adeziv rezin siman) ışık ile polimerize etmişlerdir. Polimerize edilen rezin simanların, 4 farklı derinlikten (100, 300,

500 ve 700 μm) Vickers mikrosertlik ölçümleri yapılarak sonuçlar karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda seramik kalınlığının ve ölçüm derinliğinin artmasıyla mikrosertlik değerlerinin anlamlı şekilde azaldığı gösterilmiştir. Ayrıca çalışmada değerlendirilen rezin simanlardan doldurucu miktarı daha fazla olan rezin siman, diğer iki rezin simandan daha yüksek mikrosertlik değeri göstermiştir [234]. Watanabe ve ark., farklı ışık kaynakları kullanarak farklı kalınlıktaki seramik materyalleri altında dual cure rezin simanların polimerizasyon miktarını değerlendirmişlerdir. Resin simanların Knoop sertlik ölçümleri yapılarak elde edilen sonuçlarda, feldspatik seramik materyallerin kalınlığının artışıyla simanların sertlik derecesinin olumsuz etkilendiği gösterilmiştir. Ayrıca 2 mm'den daha kalın olan materyallerde sertliğin daha fazla olumsuz etkilendiği de bildirilmiştir [235]. Pedreira ve ark., 4 farklı dual cure rezin simanın belirli aralıklarla, Knoop mikrosertlik değerlerini ölçmüşlerdir. Çalışma sonucunda materyalin kalınlığı ve buna bağlı olarak ışık kaynağına olan mesafe arttıkça simanların mikrosertlik değerinin azaldığı bildirilmiştir. Mikrosertlik değerinin Fourier kızılötesi spektroskopisi ile korelasyon göstermesi, mikrosertlik değeri ve dönüşüm derecesi arasında doğrusal bir ilişki olduğunu göstermiştir. Bu çalışmanın sonucunda materyal kalınlığı ve ışık kaynağına olan mesafe arttıkça rezin simanların polimerizasyonun azaldığı bildirilmiştir [236].

Resin simanların polimerizasyon derecesini direkt olarak resin simana ulaşan ışık yoğunluğunu etkilemektedir [209-213]. Resin simana ulaşan ışık yoğunluğunu etkileyen faktörlerden bir diğeri ise ışık kaynağıdır. Işık kaynağına bağlı olan faktörler, ışık kaynağının gücü, uygulama süresi ve uygulama mesafesidir [10, 214, 215]. LED ışık cihazları resin simanların polimerizasyonu için gerekli olan 440-490 nm dalga boyuna sahip olup, 750-1500 mW/cm² 'lik ışık gücüyle halojen ışık kaynaklarından daha başarılı sonuçlar verdiği bilinmektedir [237]. LED ve QTH (Quartz-tungsten-halojen) ışık kaynaklarının iki farklı renk ve kalınlıktaki seramik gruplarında ışık geçirgenliğinin değerlendirildiği bir çalışmada, LED ışık kaynağı tüm seramik gruplarında daha fazla ışık geçirgenliği göstermiştir. Seramik renginin koyulaşmasının ve seramik kalınlığının artmasının ışık geçirgenliğini azalttığı bildirilmiştir [238]. Bu nedenle bu tez araştırmasında resin simanların polimerizasyonu için LED ışık kaynağı (Valo Cordless) kullanılmış olup, her kullanımdan önce ışık yoğunluğu kontrolü yapılmıştır.

Flury ve ark. yapmış oldukları çalışmada, LED ışık cihazlarının farklı modlarda kullanımının dual cure rezin simanların dönüşüm derecesi üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Radyometre (MARC) kullanılarak, Elipar FreeLight 2 (Standart mod-40 sn) ve Valo (High power-32 sn ve Ekstra power mod-18 sn) ışık cihazlarının ışık geçişi ve spektrumu ölçülmüştür. Sonuç olarak, geçen ışık yoğunluğu miktarının seramik kalınlığına bağlı olarak belirgin ölçüde azaldığı bulunmuştur. Kimyasal polimerize olan simanlar daha düşük dönüşüm derecesi gösterirken, diğer siman gruplarının genelinde 3 mm ve daha kalın seramiklerde dönüşüm derecesinin düştüğü bildirilmiştir [193]. Benzer şekilde bu tez araştırmasında da artan seramik kalınlığıyla geçen ışık yoğunluğu azalmıştır. Işık yoğunluğunun azalması ile simanların mikrosertlik değerlerinin de azaldığı tespit edilmiştir.

LED ışık cihazının (Valo), farklı ışık modlarının sağladığı ışık yoğunluğu değerleri farklıdır. Üretici firmanın verdiği bilgilere göre, Standart mod $\approx 1000 \text{ mW/cm}^2$, High Power mod $\approx 1400 \text{ mW/cm}^2$ ve Xtra Power mode $\approx 3200 \text{ mW/cm}^2$ ışık yoğunluğuna sahiptir. Işık uygulama süresi ve ışık yoğunluğu çarpımı total enerji (radiant exposure, J/cm^2) değerini vermektedir [193]. Bu tez araştırmasında Standart mod (40 sn) ve High Power mod (32 sn), farklı sürelerde uygulanarak rezin simana ulaşan total enerji miktarının aynı olması sağlanmıştır. Çalışma sonucunda Standart mod ve High Power mod kullanılarak polimerize edilen rezin simanların alt ve üst mikrosertlik değerlerinde bir farklılık görülmemiştir. Peutzfeldt ve ark., yaptıkları çalışmada LED ışık cihazının (Valo) üç farklı modunu dual cure rezin simanlara uygulayarak mikrosertlik değerlerini ölçmüştür. Genel olarak daha yüksek ışık yoğunluğunun materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumlu etkisi olduğu belirtilse de çalışmada kullanılan rezin simanların hepsinde aynı etki gözlenmemiştir [201]. Bu nedenle ışık yoğunluğunun tek başına rezin simanların mekanik özellikleri üzerinde etkili olduğunu söylemek zordur. Bu tez çalışmasında da farklı ışık modları farklı saniyelerde uygulanarak total enerjinin (radyant exposure) aynı olması sağlanmıştır. Araştırmamızın sonucunda farklı modlarda ışık uygulamasının mikrosertlik üzerinde etkisinin olmadığı gösterilmiştir.

Teknolojideki gelişmelerle birlikte CAD/CAM restorasyonların uygulanması yaygınlaşmıştır. Resin simanlar; CAD-CAM seramik veya kompozit restorasyonların yapıştırılmasında kullanılmaktadır [239, 240]. İndirekt restorasyonların klinik başarısı simanların bağlanma gücü, polimerizasyon derecesi ve yüzey hazırlık işlemleri gibi

çeşitli faktörlere bağlıdır. İndirekt restorasyonlar simante edildiğinde, ağız ortamında maruz kaldığı çevresel faktörlerden dolayı rezin simanların fiziksel ve kimyasal özelliklerinde değişim ve bozulmalar gözlenebilmektedir [241]. Rezin simanlar, sertleşme mekanizmasına göre; kimyasal sertleşen (self cure) rezin simanlar, ışıkla sertleşen (light cure) rezin simanlar, hem kimyasal hem ışıkla sertleşen (dual cure) rezin simanlar olmak üzere 3 gruba ayrılır. Dual cure rezin simanlar ışık ile polimerizasyonun tam olarak sağlanamadığı kalınlıkta olan restorasyonlarda hem kimyasal hem de ışıkla sertleşme mekanizmasıyla avantaj sağlamaktadır. Restorasyon kalınlığı 2 mm'yi geçtiği vakalarda dual cure rezin siman kullanımı tavsiye edilmektedir [242]. Bu simanların baz kısmında kamforokinon gibi ışığa duyarlı polimerizasyon başlatıcıları, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri bulunmaktadır. Dual cure rezin simanlar karıştırıldıktan sonra ışıkla aktive edilmedikleri zaman kimyasal sertleşen rezin siman gibi işlev görürler. Ancak dual cure rezin simanın self cure modundaki polimerizasyonu ve ışıkla polimerizasyonu kıyaslandığında, ışıkla polimerize olan dual cure rezin simanın mekanik özellikleri belirgin oranda üstündür [243, 244]. Dual cure rezin simanlarda ışığın yeterince ulaşamadığı bölgelerde polimerizasyonun tamamlanması için yaklaşık 24 saat gerekmektedir [245]. Bu tez çalışmasında kullanılan her iki rezin siman da dual cure özelliğe sahiptir. Bu nedenle bütün örnekler polimerizasyon sonrası 24 saat bekletilerek polimerizasyonun tamamlanması sağlanmıştır. Çalışma sonunda adeziv sistemlerle diş dokularına bağlanan konvansiyonel rezin siman ve self adeziv rezin simanın alt ve üst mikrosertlik değerleri arasında fark tespit edilmemiştir. Bunun nedeni bu tez çalışmasında kullanılan her iki simanın da benzer polimerizasyon şekline sahip olması olabilir.

Konvansiyonel rezin simanlara göre uygulanması daha kolay olan ve üstün mekanik özelliklere sahip olan self adeziv rezin simanlar 2002 yılında piyasaya sürülmüştür [217]. Yeni geliştirilen self adeziv rezin simanlar, konvansiyonel rezin simanların aksine uygulama öncesi diş yüzeyinde bir hazırlık gerektirmezler. Self adeziv rezin simanlarda asidik monomerler ve primer simanın içerisine dahil edilmiştir. Daha az teknik hassasiyet gerektirdiğinden, uygulanması ve hazırlanması daha kolaydır [154]. Self adeziv rezin simanlar smear tabakasını uzaklaştırmazlar, korurlar veya değiştirirler, dolayısıyla postoperatif hassasiyet oluşturmazlar. Aynı zamanda uygulama basamaklarının azalması hastanın koltukta kalacağı süreyi azalttığı gibi adeziv prosedürünün uygulanması sırasında oluşabilecek teknik hataları da minimuma indirmektedir [154]. Pan ve ark., disk şeklinde hazırladıkları 3 farklı konvansiyonel rezin siman ve 3 farklı self adeziv rezin

simanı su içerisinde yaşlandırmanın, simanların yüzey morfolojisine ve mekanik özelliklerine olan etkisini değerlendirmişlerdir. Simanların farklı zaman aralıklarında (24 saat, 1 ay, 6 ay, 12 ay ve 18 ay) Knoop mikrosertlik değerleri ve su emilim miktarları ölçülmüştür. 18 aylık sürenin sonunda yüzey morfolojileri SEM ile değerlendirilmiştir. Bu farklı zaman aralıklarında, konvansiyonel rezin simanların Knoop mikrosertlik değerlerinde belirgin bir değişiklik gözlenmemiştir. Self adeziv rezin simanlarda ise bir grupta sadece 18.ayın sonunda belirgin düşüş gözlenirken, diğer bir grupta kademeli olarak düşüş gözlenmiş, son grupta ise belirgin bir farklılık gözlenmemiştir [9]. Kim ve ark., yaptıkları çalışmada farklı polimerizasyon yöntemleri uygulanan (kimyasal ve ışıkla polimerize) self adeziv simanların basınç dayanımı, çapsal gerilme dayanımı ve mikrosertlik değerlerini kıyaslamışlardır. Hazırlanan rezin siman örneklerin 3 ayrı zaman diliminde (polimerizasyonu takiben hemen, 24 saat sonra ve termal siklus, 2000 siklus, sonrası) mikrosertlik değerlerini ölçmüşlerdir. Sonuç olarak, tüm simanların klinik olarak kabul edilebilir dayanım gösterirken, simanların bileşimine, test sürelerine ve aktivasyon modlarına göre farklı değerler ortaya koydukları bildirilmiştir [198]. Kırılma dayanıklılığının incelendiği çalışmalarda termal siklus ağız içi koşulları taklit etmek maksatıyla kullanılan bir yaşlandırma yöntemidir [146]. Birçok çalışmada termal siklus 5°-55° C arasında uygulanırken döngü sayıları farklılık gösterebilmektedir [246, 247]. Bizim çalışmamızda polimerizasyonu tamamlanan örnekler yaklaşık bir yıllık ağız içi kullanımını taklit ettiği belirtilmiş olan 5°C ve 55°C arasında 10.000 döngülük termal siklusa tabi tutulmuştur [196, 248]. Sonuç olarak 10.000 döngülük termal siklusa tabi tutulan her iki dual cure rezin simanın üst yüzeylerinde, T2 mikrosertlik değerleri ile başlangıç mikrosertlik T1 değerleri arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Diş hekimliğindeki en önemli estetik parametrelerden biri renktir. Artan estetik beklentilerin karşılanabilmesi, daha başarılı ve doğal restorasyonların üretilebilmesi için birçok restoratif materyal ve renk belirleme yöntemi geliştirilmiştir [174, 249, 250]. Renk skalaları kullanılarak yapılan görsel değerlendirme renk belirlemede sıklıkla tercih edilir [251]. Renk farklılıklarının değerlendirilmesinde görsel eşik değerleri olan %50-50 algılanabilirlik eşiği ve %50-50 kabul edilebilirlik eşiğinden faydalanılır [184, 250, 252]. % 50-50 algılanabilirlik eşiği, gözlemcilerin % 50'sinin iki cisim arasındaki renk farkını algıladığı, kalan % 50'nin ise algılayamadığı eşiktir. % 50-50 kabul edilebilirlik eşiği ise gözlemcilerin %50'sinin renk farkı nedeniyle restorasyonun yenilenmesi gerektiğini düşünürken, geri kalan % 50'sinin kabul ettiği durumu ifade eder [174]. Bu eşikler dental

materyallerin klinik performansının değerlendirilmesinde, araştırmalarda standardizasyonun sağlanmasında, elde edilen bulguların yorumlanmasında sıklıkla kullanılır [250, 253].

Diş hekimliğinde renk değişimlerinin değerlendirildiği çok sayıda çalışma yapılmıştır [250, 252-255]. Ghinea R. ve ark.'ın yapmış olduğu bir çalışmada renk değişikliğinin algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. Ek olarak CIEDE2000 renk farkı formülünün CIELab formülünden uyumlu sonuçlar verdiği gösterilmiştir [250]. ΔE , iki rengin $L^* a^* b^*$ koordinatları arasındaki sayısal mesafedir ve renk farkı değerini ifade eder [251].

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

Spektrofotometre, klinik olarak kolay kullanıma sahip olan, tekrarlanabilir renk seçimini mümkün kılan dijital cihazlardır [251]. Spektrofotometreler sayesinde renk skalasından elde edilen diş rengi CIELab değerlerine dönüştürülebilir. Çalışmamızda çok sayıda araştırmada da kullanılan spektrofotometre Vita Easy Shade Compact (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) cihazı kullanılmıştır [251, 256-259]. Literatürde renk ölçüm değerlerinin olası sapmalarını azaltmak ve daha doğru sonuçlar elde etmek için aynı operatör tarafından 3 kere renk ölçümü yapılarak ortalamasının alınması önerilmiştir [259]. Bu nedenle bu tez araştırmasındaki ölçümler üretici firma talimatları doğrultusunda kalibrasyon yapılarak 3 kez tekrarlanmıştır. Ramos ve ark., ışıqla polimerize ve dual cure rezin simanların hızlandırılmış yapay yaşlandırma sonrası renk stabilitesini değerlendirmişlerdir. 5 farklı rezin siman disk şeklinde (6 mm çapında 2 mm kalınlığında) hazırlanarak, 308 saatlik yapay yaşlandırma prosedürüne tabi tutulmuştur. Yaşlandırma prosedürü, içerisinde Xenon lamba bulunan özel bir cihaza yerleştirilen örneklerle, 120 dk ışığa maruz bırakma ve 60 dk karanlıkta bekletme şeklindeki 180 dakikalık siklus uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Yaşlandırma işleminden önce ve sonra siman örneklerinin spektrofotometre ölçümleri yapılarak, sonuçlar CIEDE2000 kullanılarak hesaplanmıştır. Sonuç olarak siman tipine bağlı olarak farklı derecelerde renk değişimi değerleri elde edilmiştir. ΔE_{00} kabul edilebilirlik ve algılanabilirlik değerleri göz önüne alındığında, test edilen simanların hiçbirinin kabul edilebilir değerler göstermediği ifade edilmiştir [194]. Mazzitelli ve ark., yapay yaşlandırma uygulanan rezin simanların renk stabilitesini değerlendirdikleri çalışmada, içinde self adeziv rezin

simanların da bulunduğu sekiz farklı rezin siman kullanılmıştır. Işıkla polimerize edilen rezin simanların, 24 saat sonra ve suda yaşlandırma uygulamasından sonra renk ölçümü yapılmıştır. Suda yaşlandırma uygulaması için örnekler, 60°C sıcaklıkta su bulunan termostatik banyoda 30 gün bekletilmiştir. Çalışma sonucunda, suda yaşlandırmanın rezin simanların renk stabilitesini etkilediği ve rezin siman içeriğinin renk değişiminde etkili olduğu gösterilmiştir. Dual cure rezin simanların içeriğinde bulunan amin bazlı başlatıcıların, kolaylıkla oksidasyona uğramalarına bağlı olarak renk değişiminden sorumlu olduğu bildirilmiştir. Ayrıca doldurucu oranının renk stabilitesi üzerinde etkili olduğu da ifade edilmiştir. Daha yüksek doldurucu oranına sahip olan rezin simanların daha az su absorpsiyonuna bağlı olarak daha iyi renk stabilitesi gösterdiği bildirilmiştir [260]. Bu tez araştırmasında, konvansiyonel rezin siman ve self adeziv rezin siman arasında yapılan karşılaştırmalarda KN (1mm, 2mm, 4mm-Standart mod), KN (1mm, 3mm, 4mm, 7 mm-High Power mod), RİS (1mm, 2mm,4mm- Standart mod), RİS (1mm, 2mm, 4mm, 7mm-High Power Mod) gruplarında ΔE değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür ($p<0.05$). Bu farkın rezin simanların içeriğine ve doldurucu oranına bağlı olabileceğini gösteren çalışmalar mevcuttur [260]. Ancak araştırmamızda kullanılan rezin simanların detaylı içeriği ve doldurucu yüzdesi bilgisi üretici firma tarafından belirtilmemiştir.

O'Brien, klinik çalışmada renk değişimi (ΔE) değerinin 3.5'den daha fazla olduğu durumların klinik olarak kabul edilemez seviye olduğunu bildirmiştir [50]. Bu tez araştırmasının bulgularına göre ΔE) değeri grupların çoğunda 3.5 tan fazla bulunmuştur. Saati ve ark., amin içermeyen dual cure rezin simanları renk değişimini değerlendirdikleri çalışmada, simanların bir kısmını seramik örneklerle bağlayıp bir kısmını bağlamamışlardır. Termal siklus uyguladıkları örneklerde seramiklere bağlı olan simanların renk stabilitelerinin daha iyi olduğu gösterilmiştir [261]. Bu tez araştırmasında simanların seramik örneklerle bağlanmamasının renk değişimi üzerinde etkili olduğu düşünülmektedir. Ancak araştırmamızda simanların renk değişimi simante edilecek CAD/CAM bloğu üzerinden ölçülmemiştir. Klinikte algılanan renk değişimi simante edilen restorasyon üzerinden gözlenir. Çalışmamızın limitasyonlarından biri, klinik uygulamanın birebir taklit edilememiş olmasıdır. Seramik kalınlığına bağlı translusensi azalması ve bu duruma bağlı olarak geçen ışık yoğunluğunun hesaplanması gibi faktörler

arası etkileşimlerin incelenmemesi, çalışmamızın bir diğer limitasyonudur. İleride yapılacak çalışmalarda bu faktörler arası etkileşimler de incelenebilir.



6. SONUÇLAR

Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Rezin simanların alt ve üst yüzeylerinden ölçülen mikrosertlik değerleri, seramik materyalin kalınlığının artmasıyla azalma eğilimi göstermiştir.
2. Termal siklus uygulaması sonrası üst yüzey mikrosertlik değerleri değişmemiştir.
3. Kompozit nanoseramik ve rezin infiltre seramik kullanılması arasında simanların üst mikrosertlik değerleri açısından fark bulunmamıştır.
4. Standart mod ve high power mod arasında yapılan karşılaştırmalarda rezin simanların mikrosertlik değerleri açısından fark bulunmamıştır.
- 5- Rezin siman renk değişimi karşılaştırmalarında seramik kalınlığı 1 mm'den 7 mm'ye çıktığında RİS-SARS grubu dışında, rezin siman renk değişiminde fark gözlenmediği belirlenmiştir. ΔE değerleri ve seramik kalınlığı arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır.
- 6- Tüm gruplarda termal siklus sonrası L değerleri artış göstermiştir.

7. KAYNAKLAR

1. Edelhoff, D. and J.A. Sorensen, *Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth*. J Prosthet Dent, 2002. **87**(5): p. 503-9.
2. Goldman, M., P. Laosonthorn, and R.R. White, *Microleakage--full crowns and the dental pulp*. J Endod, 1992. **18**(10): p. 473-5.
3. Coldea, A., M.V. Swain, and N. Thiel, *Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials*. Dent Mater, 2013. **29**(4): p. 419-26.
4. Dirxen, C., U. Blunck, and S. Preissner, *Clinical performance of a new biomimetic double network material*. Open Dent J, 2013. **7**: p. 118-22.
5. Elsaka, S.E., *Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments*. J Adhes Dent, 2014. **16**(6): p. 531-40.
6. Frankenberger, R., et al., *Adhesive luting of new CAD/CAM materials*. Int J Comput Dent, 2015. **18**(1): p. 9-20.
7. He, L.H., D. Purton, and M. Swain, *A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation*. J Mater Sci Mater Med, 2011. **22**(7): p. 1639-43.
8. Calgaro, P.A., et al., *Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements*. Braz Oral Res, 2013. **27**(5): p. 403-9.
9. Pan, Y., et al., *Surface morphology and mechanical properties of conventional and self-adhesive resin cements after aqueous aging*. J Appl Oral Sci, 2018. **27**: p. e20170449.
10. Kilinc, E., et al., *The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements*. Oper Dent, 2011. **36**(6): p. 661-9.
11. Castellanos, M., et al., *Effect of Thickness of Ceramic Veneers on Color Stability and Bond Strength of Resin Luting Cements Containing Alternative Photoinitiators*. J Adhes Dent, 2019. **21**(1): p. 67-76.
12. Delgado, A.J., et al., *The Use of Different Photoinitiator Systems in Photopolymerizing Resin Cements Through Ceramic Veneers*. Oper Dent, 2019. **44**(4): p. 396-404.
13. Janda, R., et al., *Effect of exponential polymerization on color stability of resin-based filling materials*. Dent Mater, 2007. **23**(6): p. 696-704.
14. Caughman, W.F., et al., *Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites*. Biomaterials, 1991. **12**(8): p. 737-40.
15. Rueggeberg, F.A., *State-of-the-art: dental photocuring--a review*. Dent Mater, 2011. **27**(1): p. 39-52.
16. Lee, I.B., et al., *Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements*. Dent Mater, 2008. **24**(8): p. 1141-7.
17. Jung, H., et al., *Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations*. Clin Oral Investig, 2001. **5**(3): p. 156-61.
18. Barizon, K.T., et al., *Ceramic materials for porcelain veneers: part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(4): p. 864-70.

19. Kilinc, H. and S. Turgut, *Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study*. J Prosthet Dent, 2018. **120**(1): p. 107-113.
20. Dos Santos, D.M., et al., *Effect of different acidic solutions on the optical behavior of lithium disilicate ceramics*. The Journal of prosthetic dentistry, 2017. **118**(3): p. 430-436.
21. Miletic, V., *Dental composite materials for direct restorations*. 2018: Springer.
22. Angeletaki, F., et al., *Direct versus indirect inlay/onlay composite restorations in posterior teeth. A systematic review and meta-analysis*. J Dent, 2016. **53**: p. 12-21.
23. Giachetti, L., et al., *A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations*. J Contemp Dent Pract, 2006. **7**(4): p. 79-88.
24. Gracis, S., et al., *A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials*. Int J Prosthodont, 2015. **28**(3): p. 227-35.
25. Wassell, R.W., A.W. Walls, and J.F. McCabe, *Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up*. J Dent, 2000. **28**(6): p. 375-82.
26. Duquia Rde, C., et al., *Cervical microleakage in MOD restorations: in vitro comparison of indirect and direct composite*. Oper Dent, 2006. **31**(6): p. 682-7.
27. Barone, A., et al., *Longitudinal clinical evaluation of bonded composite inlays: a 3-year study*. Quintessence Int, 2008. **39**(1): p. 65-71.
28. Manhart, J., et al., *Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition*. Oper Dent, 2004. **29**(5): p. 481-508.
29. Roberson, T., H.O. Heymann, and E.J. Swift Jr, *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. 2006: Elsevier Health Sciences.
30. Demarco, F.F., et al., *Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials*. Dent Mater, 2012. **28**(1): p. 87-101.
31. Bucuta, S. and N. Ilie, *Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites*. Clin Oral Investig, 2014. **18**(8): p. 1991-2000.
32. Kim, E.-H., et al., *Effect of resin thickness on the microhardness and optical properties of bulk-fill resin composites*. Restorative dentistry & endodontics, 2015. **40**(2): p. 128-135.
33. Scribante, A., et al., *Travel beyond Clinical Uses of Fiber Reinforced Composites (FRCs) in Dentistry: A Review of Past Employments, Present Applications, and Future Perspectives*. Biomed Res Int, 2018. **2018**: p. 1498901.
34. Freilich, M.A., et al., *Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite*. J Prosthet Dent, 1998. **80**(3): p. 311-8.
35. Brown, D., *Fibre-reinforced materials*. Dent Update, 2000. **27**(9): p. 442-8.
36. Honda, M.I., F.M. Florio, and R.T. Basting, *Effectiveness of indirect composite resin silanization evaluated by microtensile bond strength test*. Am J Dent, 2008. **21**(3): p. 153-8.
37. Turkmen, C., et al., *Tensile bond strength of indirect composites luted with three new self-adhesive resin cements to dentin*. J Appl Oral Sci, 2011. **19**(4): p. 363-9.

38. Cetin, A.R., N. Unlu, and N. Cobanoglu, *A five-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite resin restorations in posterior teeth*. Oper Dent, 2013. **38**(2): p. E1-11.
39. Gresnigt, M.M., W. Kalk, and M. Ozcan, *Randomized clinical trial of indirect resin composite and ceramic veneers: up to 3-year follow-up*. J Adhes Dent, 2013. **15**(2): p. 181-90.
40. Terry, D.A. and K.F. Leinfelder, *Development of a processed composite resin restoration: preparation and laboratory fabrication*. International Dentistry SA, 2006. **17**(5): p. 12-19.
41. Kois, D.E., et al., *Evaluation of fracture resistance and failure risks of posterior partial coverage restorations*. Journal of esthetic and restorative dentistry, 2013. **25**(2): p. 110-122.
42. Ferro, K.J., et al., *The glossary of prosthodontic terms*. 2017.
43. Ferro, K.J., et al., *The glossary of prosthodontic terms*. 1977.
44. Rosenblum, M.A. and A. Schulman, *A review of all-ceramic restorations*. J Am Dent Assoc, 1997. **128**(3): p. 297-307.
45. Anusavice, K.J., C. Shen, and H.R. Rawls, *Phillips' science of dental materials*. 2012: Elsevier Health Sciences.
46. Babu, P.J., et al., *Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties*. Am J Mater Eng Technol, 2015. **3**(1): p. 13-18.
47. Van Noort, R. and M. Barbour, *Introduction to dental materials-e-book*. 2014: Elsevier Health Sciences.
48. Zaimoğlu, A., et al., *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. AÜ Basımevi, Ankara, 1993. **515**.
49. YAVUZYILMAZ, H., et al., *Tam porselen sistemleri I*. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2005. **22**(1): p. 41-48.
50. O'Brien, W.J., *Dental materials and their selection*. Vol. 10. 2002: Quintessence Chicago.
51. Helvey, G.A., *Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations*. Compend Contin Educ Dent, 2014. **35**(1): p. 38-43.
52. Guess, P.C., et al., *All-ceramic systems: laboratory and clinical performance*. Dental clinics, 2011. **55**(2): p. 333-352.
53. Giordano, R. and E.A. McLaren, *Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods*. Compend Contin Educ Dent, 2010. **31**(9): p. 682-4, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
54. Shenoy, A. and N. Shenoy, *Dental ceramics: An update*. J Conserv Dent, 2010. **13**(4): p. 195-203.
55. Martin, M.P., *Material and clinical considerations for full-coverage indirect restorations*. Compend Contin Educ Dent, 2012. **33 Spec No 6**: p. 2-5; quiz 6.
56. El-Mowafy, O. and J.F. Brochu, *Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review*. J Can Dent Assoc, 2002. **68**(4): p. 233-7.
57. Griggs, J.A., *Recent advances in materials for all-ceramic restorations*. Dent Clin North Am, 2007. **51**(3): p. 713-27, viii.
58. Holand, W., et al., *Ceramics as biomaterials for dental restoration*. Expert Rev Med Devices, 2008. **5**(6): p. 729-45.
59. Sannino, G., et al., *CEREC CAD/CAM Chairside System*. Oral Implantol (Rome), 2014. **7**(3): p. 57-70.

60. Preis, V., et al., *Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments*. Quintessence Int, 2013. **44**(5): p. 393-405.
61. Sato, T.P., et al., *Effects of Surface Treatments on the Bond Strength Between Resin Cement and a New Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic*. Oper Dent, 2016. **41**(3): p. 284-92.
62. Sakaguchi, R.L. and J.M. Powers, *Craig's restorative dental materials-e-book*. 2012: Elsevier Health Sciences.
63. Apholt, W., et al., *Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars*. Dent Mater, 2001. **17**(3): p. 260-7.
64. Seghi, R.R., I.L. Denry, and S.F. Rosenstiel, *Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics*. J Prosthet Dent, 1995. **74**(2): p. 145-50.
65. Guazzato, M., et al., *Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia*. Int J Prosthodont, 2002. **15**(4): p. 339-46.
66. Heffernan, M.J., et al., *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials*. J Prosthet Dent, 2002. **88**(1): p. 4-9.
67. Sundh, A. and G. Sjogren, *A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics*. J Oral Rehabil, 2004. **31**(7): p. 682-8.
68. Raigrodski, A.J., *Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature*. J Prosthet Dent, 2004. **92**(6): p. 557-62.
69. Kelly, J.R. and P. Benetti, *Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice*. Aust Dent J, 2011. **56 Suppl 1**: p. 84-96.
70. Sriamporn, T., et al., *Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid*. Dent Mater J, 2014. **33**(1): p. 79-85.
71. Conrad, H.J., W.J. Seong, and I.J. Pesun, *Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review*. J Prosthet Dent, 2007. **98**(5): p. 389-404.
72. Holst, S., et al., *Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla*. J Oral Maxillofac Surg, 2005. **63**(9 Suppl 2): p. 89-96.
73. Manicone, P.F., P. Rossi Iommetti, and L. Raffaelli, *An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications*. J Dent, 2007. **35**(11): p. 819-26.
74. Li, R.W., T.W. Chow, and J.P. Matinlinna, *Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art*. J Prosthodont Res, 2014. **58**(4): p. 208-16.
75. Miyazaki, T., et al., *Current status of zirconia restoration*. J Prosthodont Res, 2013. **57**(4): p. 236-61.
76. Kwon, T.K., et al., *Comparative fracture strength analysis of Lava and Digident CAD/CAM zirconia ceramic crowns*. J Adv Prosthodont, 2013. **5**(2): p. 92-7.
77. Tsalouchou, E., et al., *Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems*. Dent Mater, 2008. **24**(3): p. 308-18.
78. Guazzato, M., et al., *Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics*. Dent Mater, 2004. **20**(5): p. 449-56.
79. Raigrodski, A.J., *Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review*. Dent Clin North Am, 2004. **48**(2): p. viii, 531-44.

80. Al-Amleh, B., K. Lyons, and M. Swain, *Clinical trials in zirconia: a systematic review*. J Oral Rehabil, 2010. **37**(8): p. 641-52.
81. Guess, P.C., W. Att, and J.R. Strub, *Zirconia in fixed implant prosthodontics*. Clin Implant Dent Relat Res, 2012. **14**(5): p. 633-45.
82. Chevalier, J., et al., *On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications*. Biomaterials, 2009. **30**(29): p. 5279-82.
83. Roualdes, O., et al., *In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications*. Biomaterials, 2010. **31**(8): p. 2043-54.
84. Tanaka, K., et al., *Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement*. J Biomed Mater Res, 2002. **63**(3): p. 262-70.
85. Ban, S., *Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations*. Japanese Dental Science Review, 2008. **44**(1): p. 3-21.
86. Ryou, H., et al., *Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin*. J Mater Sci Mater Med, 2011. **22**(5): p. 1127-35.
87. Spitznagel, F.A., et al., *Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature*. J Esthet Restor Dent, 2014. **26**(6): p. 382-93.
88. Mitra, S.B., D. Wu, and B.N. Holmes, *An application of nanotechnology in advanced dental materials*. J Am Dent Assoc, 2003. **134**(10): p. 1382-90.
89. Hamouda, I.M., *Current perspectives of nanoparticles in medical and dental biomaterials*. Journal of biomedical research, 2012. **26**(3): p. 143-151.
90. Horvath, S.D., *Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry*. Compend Contin Educ Dent, 2016. **37**(9): p. 638-643.
91. Gueth, J.-F., et al., *Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers*. Dental materials journal, 2013. **32**(6): p. 865-871.
92. Lauvahutanon, S., et al., *Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM*. Dent Mater J, 2014. **33**(5): p. 705-10.
93. Shetty, R., et al., *Resin-matrix ceramics: an overview*. Int J Rec Sci Res, 2015. **6**(11): p. 7414-17.
94. Chen, C., et al., *The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses*. Dent Mater, 2014. **30**(9): p. 954-62.
95. GC Cerasmart Product Description. 2014; Available from: 800.323.7063 www.gcamerica.com.
96. Lameira, D.P., et al., *Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns*. Biomed Res Int, 2015. **2015**: p. 418641.
97. Della Bona, A., P.H. Corazza, and Y. Zhang, *Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material*. Dent Mater, 2014. **30**(5): p. 564-9.
98. Nguyen, J.F., et al., *High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks*. J Dent Res, 2014. **93**(1): p. 62-7.
99. Ausiello, P., et al., *Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study*. Dent Mater, 2004. **20**(9): p. 862-72.
100. He, L.H. and M. Swain, *A novel polymer infiltrated ceramic dental material*. Dent Mater, 2011. **27**(6): p. 527-34.
101. Fasbinder, D.J., *Materials for chairside CAD/CAM restorations*. Compend Contin Educ Dent, 2010. **31**(9): p. 702-4, 706, 708-9.

102. Schepke, U., et al., *Clinical Bonding of Resin Nano Ceramic Restorations to Zirconia Abutments: A Case Series within a Randomized Clinical Trial*. Clin Implant Dent Relat Res, 2016. **18**(5): p. 984-992.
103. Ruse, N.D. and M.J. Sadoun, *Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications*. J Dent Res, 2014. **93**(12): p. 1232-4.
104. Holand, W., et al., *A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics*. J Biomed Mater Res, 2000. **53**(4): p. 297-303.
105. Mormann, W.H., *The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years*. Int J Comput Dent, 2004. **7**(1): p. 11-24.
106. Vichi, A., et al., *Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials*. Am J Dent, 2013. **26**(5): p. 255-9.
107. Zarone, F., et al., *Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review*. BMC Oral Health, 2019. **19**(1): p. 134.
108. Fradeani, M., et al., *Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns*. Quintessence Int, 2005. **36**(2): p. 105-13.
109. Marchesi, G., et al., *Chairside CAD/CAM materials: current trends of clinical uses*. Biology, 2021. **10**(11): p. 1170.
110. Sulaiman, T.A., *Materials in digital dentistry—A review*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2020. **32**(2): p. 171-181.
111. Duret, F., J.L. Blouin, and B. Duret, *CAD-CAM in dentistry*. J Am Dent Assoc, 1988. **117**(6): p. 715-20.
112. Mormann, W.H., M. Brandestini, and F. Lutz, *[The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting]*. Quintessenz, 1987. **38**(3): p. 457-70.
113. Miyazaki, T., et al., *A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience*. Dent Mater J, 2009. **28**(1): p. 44-56.
114. Freedman, M., F. Quinn, and M. O'Sullivan, *Single unit CAD/CAM restorations: a literature review*. J Ir Dent Assoc, 2007. **53**(1): p. 38-45.
115. Liu, P.R., *A panorama of dental CAD/CAM restorative systems*. Compend Contin Educ Dent, 2005. **26**(7): p. 507-8, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
116. Palin, W. and F.J. Burke, *Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology*. Dent Update, 2005. **32**(10): p. 566-72.
117. Duret, F. and J.D. Preston, *CAD/CAM imaging in dentistry*. Curr Opin Dent, 1991. **1**(2): p. 150-4.
118. Strub, J.R., E.D. Rekow, and S. Witkowski, *Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities*. J Am Dent Assoc, 2006. **137**(9): p. 1289-96.
119. Williams, R.J., R. Bibb, and T. Rafik, *A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying*. J Prosthet Dent, 2004. **91**(1): p. 85-8.
120. Marchack, C.B., *CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient*. J Prosthet Dent, 2007. **97**(6): p. 389-94.
121. Alghazzawi, T.F., *Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation*. J Prosthodont Res, 2016. **60**(2): p. 72-84.
122. Zimmermann, M., et al., *Intraoral scanning systems - a current overview*. Int J Comput Dent, 2015. **18**(2): p. 101-29.
123. Ting-Shu, S. and S. Jian, *Intraoral Digital Impression Technique: A Review*. J Prosthodont, 2015. **24**(4): p. 313-21.

124. Quaas, S., H. Rudolph, and R.G. Luthardt, *Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations*. J Dent, 2007. **35**(12): p. 903-8.
125. Davidowitz, G. and P.G. Kotick, *The use of CAD/CAM in dentistry*. Dent Clin North Am, 2011. **55**(3): p. 559-70, ix.
126. Prudente, M.S., et al., *Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit*. J Prosthet Dent, 2018. **119**(3): p. 377-383.
127. Witkowski, S., *(CAD)/CAM in dental technology*. Quintessence Dent Technol, 2005. **28**: p. 169-184.
128. van Noort, R., *The future of dental devices is digital*. Dent Mater, 2012. **28**(1): p. 3-12.
129. ERSU, B., B. YÜZÜGÜLLÜ, and R.Ş. CANAY, *Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları*. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg.(Clinical Dentistry and Research), 2008. **32**(2): p. 58-72.
130. Baroudi, K. and S.N. Ibraheem, *Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature*. Journal of international oral health: JIOH, 2015. **7**(4): p. 96.
131. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*. British dental journal, 2008. **204**(9): p. 505-511.
132. Çelik, G., S. Tuğrul, and A. Üşümez, *Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri*. Cumhuriyet Dental Journal, 2013. **16**(1): p. 74-82.
133. Shillingburg, H.T., et al., *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Vol. 194. 1997: Quintessence Publishing Company Chicago, IL, USA.
134. Lander, E. and D. Dietschi, *Endocrowns: a clinical report*. Quintessence Int, 2008. **39**(2): p. 99-106.
135. Diaz-Arnold, A.M., M.A. Vargas, and D.R. Haselton, *Current status of luting agents for fixed prosthodontics*. J Prosthet Dent, 1999. **81**(2): p. 135-41.
136. Stamatacos, C. and J.F. Simon, *Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements*. Compend Contin Educ Dent, 2013. **34**(1): p. 42-4, 46.
137. Pegoraro, T.A., N.R. da Silva, and R.M. Carvalho, *Cements for use in esthetic dentistry*. Dent Clin North Am, 2007. **51**(2): p. 453-71, x.
138. Rosenstiel, S.F., M.F. Land, and B.J. Crispin, *Dental luting agents: A review of the current literature*. J Prosthet Dent, 1998. **80**(3): p. 280-301.
139. McLean, J.W., *The clinical use of glass-ionomer cements*. Dent Clin North Am, 1992. **36**(3): p. 693-711.
140. Anusavice, K.J., C. Shen, and H. Rawls, *Dental cements*. Phillips Science of Dental Materials. Elsevier. 11th ed. Missouri, 2003: p. 443-493.
141. Silva e Souza Junior, M.H., et al., *Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use*. Journal of Applied Oral Science, 2010. **18**: p. 207-214.
142. Manso, A.P., et al., *Cements and adhesives for all-ceramic restorations*. Dent Clin North Am, 2011. **55**(2): p. 311-32, ix.
143. Donovan, T.E. and G.C. Cho, *Contemporary evaluation of dental cements*. Compend Contin Educ Dent, 1999. **20**(3): p. 197-9, 202-8, 210 passim; quiz 220.

144. Crispin, B.J., *Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals*. 1994: Quintessence Publishing (IL).
145. Blatz, M.B., et al., *In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent*. J Prosthet Dent, 2003. **89**(4): p. 381-7.
146. Blatz, M.B., A. Sadan, and M. Kern, *Resin-ceramic bonding: a review of the literature*. J Prosthet Dent, 2003. **89**(3): p. 268-74.
147. Dikiciler, S., *Adhesion in dentistry and new approaches of adhesive resin cements*. J Dent Fac Ataturk Uni, 2016. **14**: p. 152-158.
148. Manso, A.P. and R.M. Carvalho, *Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements*. Dent Clin North Am, 2017. **61**(4): p. 821-834.
149. Hill, E.E., *Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations*. Dental Clinics of North America, 2007. **51**(3): p. 643-658.
150. De Munck, J., et al., *A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results*. J Dent Res, 2005. **84**(2): p. 118-32.
151. Haddad, M.F., E.P. Rocha, and W.G. Assuncao, *Cementation of prosthetic restorations: from conventional cementation to dental bonding concept*. J Craniofac Surg, 2011. **22**(3): p. 952-8.
152. Burgess, J.O., T. Ghuman, and D. Cakir, *Self-adhesive resin cements*. J Esthet Restor Dent, 2010. **22**(6): p. 412-9.
153. Miotti, L.L., et al., *Is Conventional Resin Cement Adhesive Performance to Dentin Better Than Self-adhesive? A Systematic Review and Meta-Analysis of Laboratory Studies*. Oper Dent, 2020. **45**(5): p. 484-495.
154. Sunico-Segarra, M., et al., *Classification of resin cements. A practical clinical guide to resin cements*, 2015: p. 25-38.
155. Peumans, M., et al., *Porcelain veneers: a review of the literature*. J Dent, 2000. **28**(3): p. 163-77.
156. Zaimoğlu, A., *CG,(2004) Sabit protezler*. Ankara: Ankara. Üniversitesi Basımevi: p. 183-189.
157. Uludamar, A., Ş. AYGÜN, and Y.K. ÖZKAN, *TAM SERAMİK RESTORASYONLARIN SİMANTASYONU*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2011. **2011**(2): p. 150-162.
158. Ferracane, J.L., J.W. Stansbury, and F.J. Burke, *Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations*. J Oral Rehabil, 2011. **38**(4): p. 295-314.
159. Stangel, I., T.H. Ellis, and E. Sacher, *Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems*. Dent Clin North Am, 2007. **51**(3): p. 677-94, vii.
160. Powers, J.M., *Self-adhesive resin cements: characteristics, properties, and manipulation*. Functional Esthetics & Restorative Dentistry, 2008. **1**: p. 34-40.
161. Al-Assaf, K., et al., *Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine*. Dental Materials, 2007. **23**(7): p. 829-839.
162. Gerth, H.U., et al., *Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites—a comparative study*. Dental Materials, 2006. **22**(10): p. 934-941.
163. De Munck, J., et al., *Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin*. Dental Materials, 2004. **20**(10): p. 963-971.
164. Peumans, M., et al., *Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive*. Journal of Adhesive Dentistry, 2007. **9**(1).

165. Van Landuyt, K., et al., *Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive*. Dental Materials, 2006. **22**(6): p. 533-544.
166. Carvalho, R., et al., *Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine*. Journal of dentistry, 2004. **32**(1): p. 55-65.
167. Van Meerbeek, B., et al., *A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel*. Dental Materials, 2005. **21**(4): p. 375-383.
168. Van Landuyt, K., et al., *Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching*. Journal of Dentistry, 2006. **34**(1): p. 77-85.
169. DHARAVATH, H.N., *Visual Communications Journal*.
170. Chu, S.J., A. Devigus, and A.J. Miesleszko, *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*. 2004: Quintessence Publishing Company Illinois.
171. Brewer, J.D., A. Wee, and R. Seghi, *Advances in color matching*. Dent Clin North Am, 2004. **48**(2): p. v, 341-58.
172. Salim, S., et al., *Mastering the Art of Esthetics Dentistry*. 2019.
173. Burkinshaw, S.M., *Colour in relation to dentistry. Fundamentals of colour science*. Br Dent J, 2004. **196**(1): p. 33-41; discussion 29.
174. Chu, S.J., et al., *Color in dentistry: a clinical guide to predictable esthetics*. Vol. 129. 2017: Quintessence Publishing Hanover Park (IL).
175. Pérez, M.M., et al., *Recent advances in color and whiteness evaluations in dentistry*. Curr Dent, 2019. **1**(1): p. 23-9.
176. Luo, M.R., G. Cui, and B. Rigg, *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, 2001. **26**(5): p. 340-350.
177. Sharma, G., W. Wu, and E.N. Dalal, *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, 2005. **30**(1): p. 21-30.
178. van der Burgt, T.P., et al., *A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color*. J Prosthet Dent, 1990. **63**(2): p. 155-62.
179. Mahn, E., et al., *Comparison of visual analog shade matching, a digital visual method with a cross-polarized light filter, and a spectrophotometer for dental color matching*. J Prosthet Dent, 2021. **125**(3): p. 511-516.
180. Rosenstiel, S.F., et al., *Contemporary fixed prosthodontics*. St. Louis. Mosby, Inc, 2001. **2001**: p. 380-416.
181. Samra, A.P.B., et al., *Performance of Dental Students in Shade Matching: Impact of Training*. J Esthet Restor Dent, 2017. **29**(2): p. E24-E32.
182. Chu, S.J., R.D. Trushkowsky, and R.D. Paravina, *Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects*. J Dent, 2010. **38 Suppl 2**: p. e2-16.
183. Paul, S., et al., *Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth*. J Dent Res, 2002. **81**(8): p. 578-82.

184. Paravina, R.D., *Critical appraisal. Color in dentistry: improving the odds of correct shade selection.* J Esthet Restor Dent, 2009. **21**(3): p. 202-8.
185. Lath, D.L., et al., *A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching.* J Clin Dent, 2007. **18**(1): p. 17-20.
186. Wee, A.G., et al., *Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry.* Dent Mater, 2006. **22**(6): p. 553-9.
187. Ragain, J., *A review of color science in dentistry: shade matching in the contemporary dental practice.* J Dent Oral Disord Ther, 2016. **4**(2): p. 1-5.
188. Wiggins, K.M., et al., *Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit.* J Am Dent Assoc, 2004. **135**(10): p. 1471-9.
189. Stansbury, J.W., *Curing dental resins and composites by photopolymerization.* J Esthet Dent, 2000. **12**(6): p. 300-8.
190. Konerding, K.L., et al., *Study of energy transfer by different light curing units into a class III restoration as a function of tilt angle and distance, using a MARC Patient Simulator (PS).* Dent Mater, 2016. **32**(5): p. 676-86.
191. Price, R.B., *The dental curing light.* Dental composite materials for direct restorations, 2018: p. 43-62.
192. Jandt, K.D. and R.W. Mills, *A brief history of LED photopolymerization.* Dent Mater, 2013. **29**(6): p. 605-17.
193. Flury, S., et al., *Light curing through glass ceramics with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements.* Clin Oral Investig, 2013. **17**(9): p. 2127-37.
194. Ramos, N.C., et al., *Color Stability of Resin Cements Exposed to Aging.* Oper Dent, 2019. **44**(6): p. 609-614.
195. Olcay, E.O., et al., *Effect of partially stabilized zirconia thickness on the translucency and microhardness of resin cement.* J Prosthet Dent, 2022.
196. Gale, M.S. and B.W. Darvell, *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations.* J Dent, 1999. **27**(2): p. 89-99.
197. Jafari, Z., et al., *Light transmittance of CAD/CAM ceramics with different shades and thicknesses and microhardness of the underlying light-cured resin cement.* Restor Dent Endod, 2018. **43**(3): p. e27.
198. Kim, A.-R., et al., *Effect of activation modes on the compressive strength, diametral tensile strength and microhardness of dual-cured self-adhesive resin cements.* Dental materials journal, 2016. **35**(2): p. 298-308.
199. Duran, I., et al., *Evaluation of the light transmission of chairside polymer infiltrated hybrid ceramics in different shades and thicknesses.* J Appl Biomater Funct Mater, 2019. **17**(1): p. 2280800018807109.
200. Lise, D.P., et al., *Light irradiance through novel CAD–CAM block materials and degree of conversion of composite cements.* Dental Materials, 2018. **34**(2): p. 296-305.
201. Peutzfeldt, A., A. Lussi, and S. Flury, *Effect of High-Irradiance Light-Curing on Micromechanical Properties of Resin Cements.* Biomed Res Int, 2016. **2016**: p. 4894653.
202. Poticny, D.J. and J. Klim, *CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes.* J Am Dent Assoc, 2010. **141 Suppl 2**: p. 5S-9S.
203. Lambert, H., et al., *Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art.* J Adv Prosthodont, 2017. **9**(6): p. 486-495.

204. El Zhawi, H., et al., *Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear*. Dental Materials, 2016. **32**(11): p. 1352-1361.
205. Koizumi, H., et al., *Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion*. Dent Mater J, 2015. **34**(6): p. 881-7.
206. Awada, A. and D. Nathanson, *Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials*. J Prosthet Dent, 2015. **114**(4): p. 587-93.
207. Ritika, B., *In-vitro Wear of Four CAD-CAM Materials in the UAB Wear Simulating Device*. The University of Alabama at Birmingham, 2015. **1597041**: p. 8-10.
208. Giannini, M., et al., *Accuracy of irradiance and power of light-curing units measured with handheld or laboratory grade radiometers*. Brazilian dental journal, 2019. **30**: p. 397-403.
209. Stawarczyk, B., A. Krawczuk, and N. Ilie, *Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic*. Clin Oral Investig, 2015. **19**(2): p. 299-308.
210. Wiedhahn, K., O. Schenk, and G. Fritzsche, *Cerec Omnicam - Intraoralscan 2.0*. Int J Comput Dent, 2012. **15**(3): p. 199-205.
211. Yang, B., et al., *Influence of curing modes on the degree of conversion and mechanical parameters of dual-cured luting agents*. J Prosthodont Res, 2020. **64**(2): p. 137-144.
212. Furuse, A.Y., et al., *Delayed Light Activation Improves Color Stability of Dual-Cured Resin Cements*. J Prosthodont, 2018. **27**(5): p. 449-455.
213. Jang, Y., et al., *Effect of Insufficient Light Exposure on Polymerization Kinetics of Conventional and Self-adhesive Dual-cure Resin Cements*. Oper Dent, 2017. **42**(1): p. E1-E9.
214. Pazin, M.C., et al., *Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of dual-cured luting agent*. J Oral Sci, 2008. **50**(2): p. 131-6.
215. Rasetto, F.H., et al., *Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study*. J Prosthet Dent, 2004. **91**(5): p. 441-6.
216. Meng, X., K. Yoshida, and M. Atsuta, *Hardness development of dual-cured resin cements through different thicknesses of ceramics*. Dent Mater J, 2006. **25**(1): p. 132-7.
217. Ilie, N. and R. Hickel, *Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics*. Dental Materials, 2008. **24**(7): p. 908-914.
218. Komori, P.C., et al., *Effect of light energy density on conversion degree and hardness of dual-cured resin cement*. Oper Dent, 2010. **35**(1): p. 120-4.
219. Haenel, T., et al., *Effect of the irradiance distribution from light curing units on the local micro-hardness of the surface of dental resins*. Dent Mater, 2015. **31**(2): p. 93-104.
220. Michaud, P.L., et al., *Localised irradiance distribution found in dental light curing units*. J Dent, 2014. **42**(2): p. 129-39.
221. Emami, N., M. Sjö Dahl, and K.-J.M. Söderholm, *How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites*. Dental Materials, 2005. **21**(8): p. 721-730.

222. Ricci, R.W., M. Ditzler, and L.P. Nestor, *Discovering the beer-lambert law*. Journal of chemical Education, 1994. **71**(11): p. 983.
223. Ilie, N. and B. Stawarczyk, *Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions*. J Dent, 2014. **42**(6): p. 684-90.
224. Egilmez, F., et al., *Light Transmission of Novel CAD/CAM Materials and Their Influence on the Degree of Conversion of a Dual-curing Resin Cement*. J Adhes Dent, 2017. **19**(1): p. 39-48.
225. Azzopardi, N., et al., *Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins*. Dent Mater, 2009. **25**(12): p. 1564-8.
226. Perez Cdos, R., et al., *Effect of a glaze/composite sealant on the 3-D surface roughness of esthetic restorative materials*. Oper Dent, 2009. **34**(6): p. 674-80.
227. Reis, A.F., et al., *Efficiency of polymerization of bulk-fill composite resins: a systematic review*. Braz Oral Res, 2017. **31**(suppl 1): p. e59.
228. Ilie, N., et al., *Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part I-Mechanical properties*. Dent Mater, 2017. **33**(8): p. 880-894.
229. Ferracane, J.L., et al., *Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part II-Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes)*. Dent Mater, 2017. **33**(11): p. 1171-1191.
230. TÜREL, V., *Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2015. **25**: p. 77-82.
231. Asmussen, E., *Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds*. Scand J Dent Res, 1982. **90**(6): p. 484-9.
232. Ferracane, J.L., *Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins*. Dental Materials, 1985. **1**(1): p. 11-14.
233. Caprak, Y.O., P. Turkoglu, and G. Akgungor, *Does the Translucency of Novel Monolithic CAD/CAM Materials Affect Resin Cement Polymerization with Different Curing Modes?* J Prosthodont, 2019. **28**(2): p. e572-e579.
234. Turp, V., P. Turkoglu, and D. Sen, *Influence of monolithic lithium disilicate and zirconia thickness on polymerization efficiency of dual-cure resin cements*. J Esthet Restor Dent, 2018. **30**(4): p. 360-368.
235. Watanabe, H., et al., *Efficiency of dual-cured resin cement polymerization induced by high-intensity LED curing units through ceramic material*. Operative Dentistry, 2015. **40**(2): p. 153-162.
236. Pedreira, A.P., et al., *Microhardness of resin cements in the intraradicular environment: effects of water storage and softening treatment*. Dent Mater, 2009. **25**(7): p. 868-76.
237. Eskimez, Ş. and İ. AD, *Adeziv köprüler ve klinik uygulamaları*. Quintessence Yayıncılık, İstanbul 2008; s 83, 2008. **87**.
238. Ceylan, Ö. and F. Aykent, *Farklı kor seramiklerin ışık geçirgenliğinin incelenmesi*. SÜ Dişhek Fak Derg, 2009. **18**: p. 247-254.
239. Espindola-Castro, L.F., et al., *In Vitro Evaluation of Physical and Mechanical Properties of Light-Curing Resin Cement: A Comparative Study*. Eur J Dent, 2020. **14**(1): p. 152-156.
240. Prieto, L.T., et al., *Knoop hardness and effectiveness of dual-cured luting systems and flowable resin to bond leucite-reinforced ceramic to enamel*. J Prosthodont, 2013. **22**(1): p. 54-8.

241. Soares, C.J., N.R. da Silva, and R.B. Fonseca, *Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement*. Oper Dent, 2006. **31**(3): p. 384-9.
242. Zaimoğlu, A. and G. Can, *Fixed Prosthodontics*. Ankara: Ankara University Publishing, 2011: p. 139-159.
243. Hoorizad Ganjkar, M., H. Heshmat, and R. Hassan Ahangari, *Evaluation of the Effect of Porcelain Laminate Thickness on Degree of Conversion of Light Cure and Dual Cure Resin Cements Using FTIR*. J Dent (Shiraz), 2017. **18**(1): p. 30-36.
244. Puppini-Rontani, R.M., et al., *In-depth polymerization of a self-adhesive dual-cured resin cement*. Oper Dent, 2012. **37**(2): p. 188-94.
245. Ernst, C.P., et al., *In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents*. J Prosthet Dent, 2005. **93**(6): p. 551-8.
246. El-Damanhoury, H.M. and M. Gaintantzopoulou, *The effect of immediate dentin sealing and optical powder removal method on the fracture resistance of CAD/CAM-fabricated endocrowns*. Int J Comput Dent, 2016. **19**(2): p. 135-51.
247. Gresnigt, M.M., et al., *Effect of immediate and delayed dentin sealing on the fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithiumdisilicate laminate veneers*. Dent Mater, 2016. **32**(4): p. e73-81.
248. El-Araby, A.M. and Y.F. Talic, *The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin*. J Contemp Dent Pract, 2007. **8**(2): p. 17-24.
249. Chen, H., et al., *A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching*. Quintessence Int, 2012. **43**(8): p. 649-59.
250. Paravina, R.D., et al., *Color difference thresholds in dentistry*. J Esthet Restor Dent, 2015. **27 Suppl 1**: p. S1-9.
251. Ozarslan, M.M., et al., *Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material*. J Adv Prosthodont, 2016. **8**(1): p. 16-20.
252. Perez Mdel, M., et al., *Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences*. J Dent, 2011. **39 Suppl 3**: p. e37-44.
253. Paravina, R.D., M.M. Perez, and R. Ghinea, *Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications*. J Esthet Restor Dent, 2019. **31**(2): p. 103-112.
254. Lindsey, D.T. and A.G. Wee, *Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth*. J Dent, 2007. **35**(7): p. 593-9.
255. Ishikawa-Nagai, S., et al., *Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns*. Journal of dentistry, 2009. **37**: p. e57-e63.
256. Tango, R.N., et al., *Effect of Staining and Aging on Translucency Parameter of CAD-CAM Materials*. Acta Stomatol Croat, 2021. **55**(1): p. 2-9.
257. Sarikaya, I., K. Yerliyurt, and Y. Hayran, *Effect of surface finishing on the colour stability and translucency of dental ceramics*. BMC Oral Health, 2018. **18**(1): p. 40.
258. Labban, N., et al., *Influence of Toothbrush Abrasion and Surface Treatments on Roughness and Gloss of Polymer-Infiltrated Ceramics*. Polymers (Basel), 2021. **13**(21).

259. Kanat-Erturk, B., *Color Stability of CAD/CAM Ceramics Prepared with Different Surface Finishing Procedures*. J Prosthodont, 2020. **29**(2): p. 166-172.
260. Mazzitelli, C., et al., *Color stability of resin cements after water aging*. Polymers, 2023. **15**(3): p. 655.
261. Saati, K., et al., *Effect of aging on color stability of amine-free resin cement through the ceramic laminate veneer*. Dent Res J (Isfahan), 2021. **18**: p. 99.

