

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI KALINLIKTAKİ CAD/CAM SERAMİKLERİN DUAL-
CURE VE LIGHT-CURE REZİN SİMANLARIN
POLİMERİZASYONLARINA ETKİSİ**

Burhan ARSLAN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Doç. Dr. Tuba YILMAZ SAVAŞ

KONYA-2023

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI KALINLIKTAKİ CAD/CAM SERAMİKLERİN DUAL-
CURE VE LIGHT-CURE REZİN SİMANLARIN
POLİMERİZASYONLARINA ETKİSİ**

Burhan ARSLAN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Doç. Dr. Tuba YILMAZ SAVAŞ

Bu tez çalışması Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 20212024 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2023

ÖNSÖZ

Doktora eğitimimde her türlü konuda destek olan, zaman ayıran, yardımlarını esirgemeyen, tez konusunun belirlenmesinde ve kabul aşamasında emekli oluncaya kadar danışmanlığımı yürüten Prof. Dr. Müjde SEVİMAY'a,

Doktora projemin yürütülmesinde ve yazım aşamasında çalışmalarımı yönlendiren, bilgi birikimi ve deneyimlerini paylaşan, öneri ve yardımlarını esirgemeyerek akademik ortamda engin fikirleriyle yetiştirme ve gelişmeye katkıda bulunan danışman hocam Doç. Dr. Tuba YILMAZ SAVAŞ'a,

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak akademik gelişimime katkı sağlayan Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın çok değerli öğretim üyelerine,

Aynı çalışma ortamını paylaştığımız, yardımlarını ve dostluklarını daima yanımda hissettiren araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve doktora öğrencilerine,

Tez çalışmamda yapılan FTIR analizinin değerlendirilmesinde katkı sağlayan Selçuk Üniversitesi Fen Fakültesi Analitik Kimya Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Mustafa YILMAZ'a,

Her daim bana destek ve örnek olan sevgili meslektaşlarım ve dostlarım Dr.Dt.Mehmet Fatih GÜVEN ve Dr.Dt.Davud AĞAYEV'e

Tez verilerinin istatistik analizlerin yapılmasında ve yorumlamasında yardımlarını esirgemeyen Selçuk Üniversitesi Veteriner Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyesi Dr. Öğr. Üyesi Harun YONAR'a,

Bugünlere gelmemde her daim yanımda olarak beni destekleyen annem Durdu ARSLAN ve babam Prof. Dr. Cavit ARSLAN'a,

Tez projem süresince her zaman destekleriyle beni motive eden sevgili eşim Nisa ARSLAN'a

Sonsuz teşekkürlerimi ve şükranlarımı sunarım...

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	i
ÖNSÖZ.....	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ÖZET.....	xi
SUMMARY	xii
1.GİRİŞ	1
1.1.Seramiğin Tanımı	4
1.2.Dental Seramikler ve Tarihçesi	5
1.3.Dental Seramiklerin Yapısı	7
1.4.Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	9
1.4.1.Cam Matriks Seramikler	10
1.4.2. Polikristalin Seramikler.....	18
1.4.3. Rezin Matriks Seramikler.....	24
1.5. CAD/CAM ile Kullanılan Blok Materyaller	27
1.6.Rezin Simanlar	28
1.6.1. Rezin Simanların Yapısı.....	29
1.6.2. Rezin Simanların Sınıflandırılması	31
1.7. Dönüşüm Derecesi	40
1.7.1. Dönüşüm Derecesini Ölçmek İçin Kullanılan Yöntemler	41
2.GEREÇ VE YÖNTEM.....	46
2.1. Araştırmada Kullanılan CAD/CAM Seramikler	46
2.2. Araştırmada Kullanılan Rezin Simanlar.....	47
2.3. Seramik Kesitlerin Hazırlanması.....	48
2.4. Rezin Siman Örneklerinin Hazırlanışı	52
2.5. Rezin Siman Örneklerinin Dönüşüm Derecelerinin Ölçülmesi ve Hesaplanması.....	57
2.6. İstatistiksel Analiz	58
3. BULGULAR.....	60
3.1. Absorbsiyon Grafikleri.....	60

3.2. LC ve DC Rezin Simanların Dönüşüm Dereceleri Üzerine Farklı Seramik Tipleri ve Kalınlıklarının Etkisinin Karşılaştırılması	72
3.2.1. LC simanın farklı IPS Empress CAD kesit kalınlıkları altında dönüşüm derecelerinin istatistiksel değerlendirilmesi	72
3.2.2. LC simanın farklı IPS e.max CAD kesit kalınlıkları altında dönüşüm derecelerinin istatistiksel değerlendirilmesi	72
3.2.3. LC simanın farklı IPS e.max ZirCAD Prime kesit kalınlıkları altında dönüşüm derecelerinin istatistiksel değerlendirilmesi	72
3.2.4. DC simanın farklı IPS Empress CAD kesit kalınlıkları altında dönüşüm derecelerinin istatistiksel değerlendirilmesi	73
3.2.5. DC simanın farklı IPS e.max CAD kesit kalınlıkları altında dönüşüm derecelerinin istatistiksel değerlendirilmesi	73
3.2.6. DC simanın farklı IPS e.max ZirCAD Prime kesit kalınlıkları altında dönüşüm derecelerinin istatistiksel değerlendirilmesi	73
3.3. Farklı Tip Seramiklerin Aynı Kalınlıktaki Kesitleri Altında Polimerize Olan LC ve DC Rezin Siman Örneklerinin Dönüşüm Derecelerinin Karşılaştırılması	74
3.4. LC ve DC Rezin Simanların Farklı Seramiklerin Aynı Kalınlıkları Altında Dönüşüm Derecelerinin Karşılaştırılması	75
3.5. LC ve DC Rezin Simanların Dönüşüm Dereceleri Üzerine Farklı Tip ve Kalınlıktaki Seramiklerin Etkilerinin Genel Karşılaştırılması	76
4.TARTIŞMA	78
5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	101
6. KAYNAKLAR	103
7. EKLER.....	126
7.1. EK-A. Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu Onayı	126
EK-B Turnitin Raporu.....	127
8. ÖZGEÇMİŞ.....	129

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1. Güncel seramik sınıflandırması (Gracis ve ark 2015, Kara 2022).....	10
Şekil 1.2. CAD/CAM ile kullanılabilen seramik materyallerin sınıflandırılması (Li ve ark 2014, Büyükdere ve Yenice 2020).....	28
Şekil 2.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyaller.....	46
Şekil 2.2. Bu çalışmada kullanılan ışıkla polimerize olabilen ve hem ışık hem kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanlar.....	47
Şekil 2.3. Hassas kesme cihazında IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) (a) ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) (b) bloklardan kesitlerin elde edilmesi.	49
Şekil 2.4. CAM cihazında IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent) zirkonya diskten kesitlerin elde edilmesi.	50
Şekil 2.5. Farklı CAD/CAM seramik bloklardan 1,0, 1,5 ve 2,0 mm kalınlığında kesilmiş örnekler (Sol sütundakiler: IPS e.max CAD, Orta sütundakiler: IPS Empress CAD, Sağ sütundakiler: IPS e.max ZirCAD Prime).....	51
Şekil 2.6. Seramik örneklerin polisajı için kullanılan pat ve polisaj lastiği.	52
Şekil 2.7. Çalışmaya ait grupların gösterilmiş olduğu şema.....	54
Şekil 2.8. Araştırmada kullanılan 25x75 mm ebatlarındaki lam.....	55
Şekil 2.9. Merkezinde 5 mm çapında delik (hazne) bulunan krom levha.....	55
Şekil 2.10. Karanlık ortam kutusu.	56
Şekil 2.11. Karanlık kutu ortamında LED ışık cihazı yardımıyla polimerizasyon işleminin yapılışı.	56
Şekil 2.12. Polimerizasyon derecelerinin ölçüldüğü FTIR cihazı (a) ve örneklerin cihazda yerleştirildiği bölüm (b).	57
Şekil 3.1. Kontrol grubundaki LC rezin siman örneklerinden birisine ait polimerizasyon öncesi absorbsiyon grafiği.	61
Dalga Boyu (cm^{-1}).....	61
Şekil 3.2. Kontrol grubundaki LC rezin siman örneklerinden birisine ait polimerizasyon sonrası absorbsiyon grafiği.....	61
Şekil 3.3. Kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS Empress CAD seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.....	62
Şekil 3.4. Kesit kalınlığı 1,5 mm olan IPS Empress CAD seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.....	62

Şekil 3.5. Kesit kalınlığı 2,0 mm olan IPS Empress CAD seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.....	63
Şekil 3.6. Kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS e.max CAD seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.....	63
Şekil 3.7. Kesit kalınlığı 1,5 mm olan IPS e.max CAD seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.....	64
Şekil 3.8. Kesit kalınlığı 2,0 mm olan IPS e.max CAD seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.....	64
Şekil 3.9. Kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.	65
Şekil 3.10. Kesit kalınlığı 1,5 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.	65
Şekil 3.11. Kesit kalınlığı 2,0 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.	66
Şekil 3.12. DC Kontrol grubundaki rezin siman örneklerinden birisine ait polimerizasyon öncesi absorbsiyon grafiği.	66
Şekil 3.13. DC Kontrol grubundaki rezin siman örneklerinden birisine ait polimerizasyon sonrası absorbsiyon grafiği.	67
Şekil 3.14. Kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS Empress CAD seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.	67
Şekil 3.15. Kesit kalınlığı 1,5 mm olan IPS Empress CAD seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.	68
Şekil 3.16. Kesit kalınlığı 2,0 mm olan IPS Empress CAD seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.	68
Şekil 3.17. Kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS e.max CAD seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.	69
Şekil 3.18. Kesit kalınlığı 1,5 mm olan IPS e.max CAD seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.	69
Şekil 3.19. Kesit kalınlığı 2,0 mm olan IPS e.max CAD seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.	70
Şekil 3.20. Kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.	70
Şekil 3.21. Kesit kalınlığı 1,5 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.	71

Şekil 3.22. Kesit kalınlığı 2,0 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği. 71



TABLO LİSTESİ

Tablo 1.1. IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) seramiğın kimyasal yapısı (Pröbster ve ark 1997).....	13
Tablo 1.2. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) seramiğının kimyasal yapısı (Ivoclar Vivadent 2022).....	15
Tablo 2.1. Araştırmada kullanılan CAD/CAM seramik materyallerin ticari adları, üretici firmaları ve ülkeleri, lot numaraları ile içerikleri.....	47
Tablo 2.2. Araştırmada kullanılan rezin simanların ticari adları, üretici firma ve ülke adı ile lot numaraları ve içerikleri.	48
Tablo 2.3. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) fırınlama prosedürü.	49
Tablo 2.4. IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent) diskler için 14 üniteye kadar olan kron/köprülerde önerilen standart sinterleme programı.	50
Tablo 3.1. LC ve DC simanın dönüşüm dereceleri üzerine farklı tip ve kalınlıktaki seramiklerin etkileri, (n= 10).	74
Tablo 3.2. Farklı tip seramiklerin aynı kesit kalınlıkları altında polimerize olan LC veya DC rezin simanların dönüşüm derecelerine etkileri, (n= 10).	75
Tablo 3.3. LC veya DC rezin simanların dönüşüm dereceleri üzerine aynı kesit kalınlıklardaki farklı seramik tiplerinin etkileri, (n= 10).	76
Tablo 3.4. LC ve DC rezin simanların dönüşüm dereceleri üzerine farklı tip ve kalınlıktaki seramiklerin etkileri, (n= 10).	77

SİMGELER VE KISALTMALAR

Al_2O_3	:	Alüminyum Oksit (Alümina)
ANOVA	:	Analysis of Variance (Varyans analizi)
ATZ	:	Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
BaO	:	Baryum Oksit
B_2O_3	:	Borik Oksit
Bis-EMA	:	Etoksilenmiş bisfenol-A glisidil metakrilat
Bis-GMA	:	Bisfenol-A glisidil metakrilat
$^{\circ}\text{C}$	:	Santigrad derece
c	:	Işık hızı
C	:	Karbon
CAD/CAM	:	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim)
CaO	:	Kalsiyum Oksit (Kalsiya)
CeO_2	:	Seryum Oksit
Cerec	:	Ceramic Reconstruction (Seramik rekonstrüksiyon)
cm	:	Santimetre
DC	:	Dual Cure (Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan)
dk	:	Dakika
DOC	:	Degree of Conversion (Dönüşüm derecesi)
DEGDMA	:	Dietilen Glikol Dimetakrilat
E	:	Radyasyon enerjisi
Fe_2O_3	:	Demir oksit
FTIR	:	Fourier Transform Infrared Spectroscopy (Fourier Dönüşüm İnfrared Spektroskopisi)
GPa	:	Gigapascal
h	:	Planck sabiti
HEMA	:	2-hidroksietilmetakrilat
HPLC	:	High Performance Liquid Chromotography (Yüksek Performans Likit Kromatografisi)
IR	:	Infrared (Kızılötesi)
K_2O	:	Potas
λ	:	Dalga boyu
LED	:	Light emitting diode
La_2O_3	:	Lantanyum oksit

LC	: Light cure (Işık ile polimerize olan)
Li ₂ O	: Lityum oksit
LT	: Low Translucency (Düşük ışık geçirgenliği)
LVDT	: Linear Variable Differential Transformar
μ	: Mikron
MARC	: Managering Accurate Resign Curing
MDP	: Metakriloksidesil dihidrojen fosfanat
MgO	: Magnezyum oksit
MgAl ₂ O ₄	: Magnezyum alüminyum oksit
mm	: Milimetre
μm	: Mikrometre
MPa	: Megapaskal
P ₂ O ₅	: Fosfat
Na ₂ O	: Sodyum oksit, soda
SiO ₂	: Silisyum dioksit
nm	: Nanometre
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
TiO	: Titanyum oksit
TZP	: Tetragonal Zirkoniya Polikristali
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
v	: Frekans
v ⁻	: Dalga numarası
Y-TZP	: Yttrium Tetragonal Zirconia Polycrystal (Yttrium Tetragonal Zirkonya Polikristali)
ZnO	: Çinko oksit
ZrO ₂	: Zirkonyum oksit
ZTA	: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Farklı Kalınlıklardaki CAD/CAM Seramiklerin Dual-Cure ve Light-Cure Rezin Siman Polimerizasyonlarına Etkisi

Burhan ARSLAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2023

Bu çalışmanın amacı, farklı içerik ve kalınlıktaki CAD/CAM seramiklerin iki farklı polimerizasyon mekanizmasına sahip rezin simanın polimerizasyonuna olan etkisinin dönüşüm dereceleri hesaplanak incelenmesidir.

Lösitle güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress CAD), lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD) ve monolitik zirkonya seramik (IPS e.max ZirCAD Prime) CAD/CAM bloklardan 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm kalınlığa sahip birer adet örnek üretici firmanın önerileri doğrultusunda üretildi. Elde edilen farklı tip ve kalınlıktaki seramik kesitleri altında ışıkla polimerize olan rezin siman (Variolink Esthetic LC (light-cure)) ve hem ışıık hem de kimyasal polimerize olan rezin simandan (Variolink Esthetic DC (dual-cure)) kapalı kutu ortamında LED ışıık ile 20 sn süreyle polimerize edilen 10'ar adet örnek hazırlandı (toplam 180 örnek, n=10). Ayrıca polimerizasyon öncesi ve sonrası dönüşüm derecesini belirlemek ve kontrol grubu olarak kullanılmak amacıyla her iki rezin siman tipinde seramik kullanılmadan 10'ar adet örnek hazırlandı (toplam 20 örnek, n=10). Hazırlanan rezin siman örnekler ışıık geçirmeyen bir kutuda 37 °C'de 24 saat bekletildi. Tüm örnekler, dönüşüm derecelerinin belirlenmesi amacıyla fourier dönüşüm infrared spektroskopisi (FTIR) cihazında analiz edilerek 1608 cm⁻¹ ve 1637 cm⁻¹ dalga boylarındaki absorbsiyon miktarları kaydedildi. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile yapıldı. Farklılık oluşan ortalamalara Duncan testi uygulandı. İkili karşılaştırmalar ise bağımsız t testi ile yapıldı ($\alpha=0,05$).

Farklı seramik tip ve kalınlıklarının her iki rezin simanın dönüşüm derecesi üzerinde etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($P<0,001$). Her iki rezin simanda en yüksek dönüşüm derecesi kontrol gruplarında belirlendi. Farklı seramik kalınlıkları altında polimerize edilen simanlarda en yüksek dönüşüm derecesi 1,0 mm kalınlığındaki IPS Empress CAD seramik altında polimerize edilen simanlarda bulundu ($P<0,001$). Bu grupları sırasıyla 1,5 mm ve 2,0 mm kalınlığındaki IPS Empress CAD altında hem ışıık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin siman gruplarının takip ettiği belirlendi ($P<0,001$). Adı geçen grupları 1,5 mm ve 2,0 mm kalınlığındaki IPS Empress CAD, 1,0 mm kalınlığındaki IPS e.max CAD seramik altında ışııkla polimerize olabilen rezin siman ve 1,0 mm kalınlığındaki IPS e.max CAD seramik altında hem ışıık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanın takip ettiği belirlendi ($P<0,001$). En düşük dönüşüm derecesi 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm kalınlığındaki IPS e.max ZirCAD Prime seramikler altında polimerize edilen ışııkla polimerize olabilen rezin simanda bulundu ($P<0,001$). Tüm kalınlıklarda dönüşüm derecesi miktarları yüksekten düşüğe sırasıyla IPS Empress CAD, IPS e.max CAD ve IPS e.max ZirCAD Prime olarak tespit edildi ($P<0,001$).

ışııkla polimerize olabilen ve hem ışıık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm derecesi seramik tiplerinden ve seramik tiplerinin farklı kalınlıklarından önemli derecede etkilenmektedir. Bu nedenle, hastaların klinik durumuna göre en uygun seramik tipi, kalınlığı ve rezin siman çeşidinin seçimi restorasyonun ve simantasyonun başarısı açısından önemlidir.

Anahtar sözcükler: Dönüşüm derecesi, FTIR, rezin siman, tam seramik

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELÇUK UNIVERSITY
HEALTHY SCIENCE INSTITUTE
**Effect of CAD/CAM Ceramics of Different Thicknesses on Dual-Cure and
Light-Cure Resin Cement Polymerizations**
Burhan ARSLAN
Department of Prosthodontic
PhD THESIS / KONYA-2023

The aim of this study was to investigate the effect of CAD/CAM ceramics of different composition and thickness on the polymerization of resin cement with two different polymerization mechanisms by calculating the degree of conversion.

One specimen each of leucite-reinforced glass ceramic (IPS Empress CAD), lithium disilicate-reinforced glass ceramic (IPS e.max CAD), and monolithic zirconia ceramic (IPS e.max ZirCAD Prime) CAD/CAM blocks with thicknesses of 1.0 mm, 1.5 mm, and 2.0 mm were fabricated according to the manufacturer's recommendations. Under the ceramic sections of different types and thicknesses, 10 specimens each of light-cured resin cement (Variolink Esthetic LC) and dual-cure resin cement (Variolink Esthetic DC) were prepared (180 specimens in total, $n = 10$), which were polymerized with LED light for 20 s in a closed box environment. In addition, in order to determine the degree of conversion before and after polymerization and to be used as a control group, 10 specimens were prepared without ceramic in both resin cement types (total of 20 specimens, $n = 10$). The prepared resin cement specimens were kept in a light-proof box at 37 °C for 24 hours. All specimens were analysed by Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) to determine the degree of conversion, and the absorption at 1608 cm^{-1} and 1637 cm^{-1} wavelengths was recorded. The statistical analysis of the obtained data was performed with a one-way analysis of variance (ANOVA). The Duncan test was applied to the means of difference. Pairwise comparisons were made with an independent t test ($\alpha=0.05$).

The effect of different ceramic types and thicknesses on the degree of conversion of both resin cements was statistically significant ($P<0.001$). The highest degree of conversion in both resin cements was determined in the control groups. In cements polymerized under different ceramic thicknesses, the highest degree of conversion was found in cements polymerized under 1.0 mm thick IPS Empress CAD ceramic ($P<0.001$). These groups were followed by 1.5 mm and 2.0 mm thick dual-cure resin cement groups under IPS Empress CAD, respectively ($P<0.001$). These groups were followed by IPS Empress CAD with 1.5 mm and 2.0 mm thickness, light-cure resin cement under IPS e.max CAD ceramic with 1.0 mm thickness, and dual-cure resin cement under IPS e.max CAD ceramic with 1.0 mm thickness ($P<0.001$). The lowest degree of conversion was found in light-cure resin cement polymerized under IPS e.max ZirCAD Prime ceramics with thicknesses of 1.0 mm, 1.5 mm, and 2.0 mm ($P<0.001$). In all thicknesses, the amounts of degrees of conversion were determined as IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, and IPS e.max ZirCAD Prime, respectively ($P<0.001$).

Different ceramic types and thicknesses have a significant impact on the degree of conversion of light-cure and dual-cure resin cements. Therefore, the selection of the most appropriate ceramic type, thickness, and type of resin cement according to the clinical condition of the patients is important for the success of the restoration and cementation

Keywords: Degree of conversion, FTIR, resin cement, all-ceramic

1.GİRİŞ

Defektif veya eksik dişlere uygulanan protetik tedavilerden beklenti; biyouyumlu, fonksiyonel, konforlu, mümkün olduğunca doğal diş yapısına benzer, estetik görünümlü ve uzun süre dayanıklı olmalarıdır. Estetik beklentileri karşılama, doku dostu ve fiziksel özellikler bakımından üstün özelliklere sahip olan seramikler protez yapımında tek başlarına ve metal destekli olarak yaygın kullanım alanı bulmuştur (Kelly ve Benetti 2011, Della Bona ve ark 2014, Martins ve ark 2019). Ancak metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan metal ve metali gizlemek için kullanılan opak porselen altında arzu edilmeyen renk ve parlaklık oluşturduğu için estetik beklentiyi yeterince karşılayamamaktadır. Bunlara ilaveten bazı hastalarda metallere karşı allerjik reaksiyonlar da gelişebilmektedir. Metal alt yapılı restorasyonlardaki söz konusu dezavantajları gidermek için tam seramik sistemler/restorasyonlar geliştirilmiştir (Shenoy ve Shenoy 2010, Li ve ark 2014, Stawarczyk ve ark 2015).

Yapısal özelliklerinden dolayı geleneksel seramiklerin endikasyonu tek kronlarla sınırlı kalmış, yeterli dirence sahip olmadıkları için daha geniş restorasyonlarda kullanımları tavsiye edilmemiştir. Bu sebeple dental seramik materyallerin mekanik kuvvetlerini arttırmaya ait çalışmalar giderek fazlalaşmıştır. Bu çalışmalar sonucunda üretim maliyetleri azaltılmış, daha yüksek kalitede, estetik özellikleri daha da geliştirilmiş ve biyouyumlu materyallerin üretilbildiği Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing = CAD/CAM) tekniği geliştirilmiştir (Christensen 2001, Stawarczyk ve ark 2012, Zimmermann ve ark 2013, Mainjot ve ark 2016, Lise ve ark 2017). Geleneksel seramiklerle kıyaslandığında CAD/CAM materyaller teknik anlamda oldukça avantajlıdır. Önceleri lösit ve lityum disilikatla oluşturulan krsitalin doldurucu cam bazlı malzemeler, daha sonra zirkonya seramiklerin geliştirilmesiyle fiziksel özellikler açısından daha da geliştirilmiştir. Bu materyaller aynı zamanda yüksek translusensi özelliğe sahiptirler.

Tam seramiklerdeki gelişmeler uygulama alanlarının artmasını da beraberinde getirmiştir. Herhangi bir metal alt yapı içermeyen tam seramik restorasyonların kullanım yerleri geçmiş yıllarda anterior bölge ile kısıtlı iken, günümüzde

CAD/CAM sistemleriyle tasarlanabilen, şekillendirilebilen ve hasta başında geçirilen süreyi kısaltan restoratif malzemeler sayesinde dentisyonun tüm alanlarında kullanılabilir hale gelmiştir (Şener ve Türker 2009, Turp ve ark 2011, Della Bona ve ark 2014, David-Perez ve ark 2022). Tam seramiklerin kullanım alanları özellikle inley, onley, kron, köprü, laminate veneer, kanal postu ve implant üstü dayanaklar, oklüzal yüklerin yoğun olduğu posterior bölge restorasyonlarında hız kazanmıştır (O'Brien 2008).

Yapılan çalışmalardan elde edilen ilerlemeler başta seramik yapı içindeki çatlaklardan kaynaklanan başarısızlıklar olmak üzere klinik başarısızlık oranlarını her geçen gün daha da azaltmaktadır. Ancak görülebilen çok düşük oranlardaki başarısızlıklar bile maliyetleri yüksek olan tam seramik sistemler için bir dezavantaj olmaya devam etmektedir. Bu sebeple, söz konusu dezavantajları da ortadan kaldıracak çalışmalar devam etmektedir.

Lösit bazlı cam seramikler, cam seramiklere farklı oranlarda lösit ilave edilerek (% 17-50) elde edilen fiziksel olarak güçlendirilmiş materyallerdir (Shenoy ve Shenoy 2010, Warreth ve Elkerimi 2020). Yüksek translusensi özelliklerinden dolayı iyi bir estetik sağlamalarına rağmen, fazla miktarda mikro çatlak oluşabilmektedir (Anusavice 2004).

Lityum disilikat içerikli seramikler, lösit bazlı cam seramiklere nazaran yüksek oranda (% 70) kristal içerirler (McLaren ve Giordano 2010). Yüksek translusensi ve dayanıma sahiptirler. Mikroçatlak oluşumunu engileyebilmekte, kısa sürede kolay restorasyon yapımına imkan sağlamaktadırlar (Zaimoğlu ve Can 2004).

İtriyum ile stabilize edilmiş zirkonya (Y-TZP) oldukça opak bir yapıdadır ve ışığı az geçirir. Üzerine bir veneer seramiği uygulanarak yeterli estetiğe ulaşılabilmesi sağlanır (Lawn ve ark 2001). Zirkonya restorasyonların bir üst yapı seramiği ile birlikte kullanılması estetik problemlerin çözülmesine katkı sağlasa da üst yapı seramiğinin kırılması veya alt yapıdan ayrılması problemleri bulunmaktadır. Zirkonya restorasyonlarda gözlenen söz konusu problemler tek bir yapı halinde üretilen monoblok yapıdaki monolitik zirkonya restorasyonların gelişmesine katkı sağlamıştır. Monolitik zirkonya restorasyonlar biyouyumlu, yüksek kırılma dayanımına ve translusensiye sahip estetik materyallerdir. Ayrıca karşıt dişte az

miktarda aşındırmaya sebep olmaktadır (Hallmann ve ark 2012, El-Naga ve ark 2014, Durkan ve ark 2018).

Restorasyonun bağlanmasında kullanılan siman çeşitleri ve simantasyon tekniği indirekt restorasyonların arzu edilen bağlanmanın gerçekleşmesi, ağızda kalma sürelerini ve marjinal yalıtımlarını doğrudan etkilemektedir. Günümüzde noninvaziv restoratif tekniklerin geliştirilmiş olması ile birlikte, diş dokusunu korumak ve arzu edilen estetiğe ulaşmak için indirekt restorasyonlarda geleneksel simanlar yerine rezin simanların kullanımı yaygınlaşmaktadır.

Rezin kompozit simanlar polimerizasyon mekanizmasına göre; ışık ile polimerize olabilenler (light cure), kimyasal olarak polimerize olabilenler ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilenler (dual-cure) şeklinde üç kategoriye ayrılmaktadır (el-Badrawy ve el-Mowafy 1995, Anusavice 2003, Uludamar ve ark 2011, Sakaguchi ve Powers 2012, Scotti ve ark 2016). Adeziv sistemlerine göre rezin kompozit simanlar ayrıca asitlenen ve daha sonra yıkanan (total etch), kendinden asit içerikli (self etch) ve kendinden adezivli (self adhesive) olarak üç sınıfta katagorize edilmektedir (Yang ve ark 2006, Radovic ve ark 2008, Parlar Öz ve ark 2013, Türk ve ark 2014). Bu simanlardan herhangiisinin seçileceği restorasyon tipi, yapıştırıcı ajanın fiziksel, kimyasal ve uygulama özelliklerine bağlı olarak belirlenmektedir. Üretici firmalar düşük mikrosızıntılı, yüksek bağlanma dayanımlı, çevre dokular ve diş ile biyouyumlu, uygulanması kolay, estetik özellikleri daha da geliştirilmiş, su ve asite karşı dayanıklı rezin simanların üretimine yönelmişlerdir. Self-etch ve total-etch rezin simanların yerine kullanılabilmesi amacıyla üretilen self-adeziv rezin simanlar kolay uygulanabilindikleri için diş hekimleri tarafından yaygın olarak tercih edilmektedir (Viotti ve ark 2009, Burgess ve ark 2010, Parlar Öz ve ark 2013, Türk ve ark 2014).

Hasta başı CAD/CAM restoratif materyallerin ışıkla polimerize olabilen ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm dereceleri üzerine etkilerini belirlemeye yönelik olarak lösit (Calgaro ve ark 2013, Hoorizad Ganjkar ve ark 2017, Oh ve ark 2018), lityum disilikat (Cho ve ark 2015, Scotti ve ark 2016, Rizzante ve ark 2018, Mendonça ve ark 2019) lösit-lityum disilikat (Runnacles ve ark 2014), zirkonya (Kim ve ark 2013, Capa ve ark 2017, Caprak ve ark 2019, Tafur-Zelada ve ark 2021) lityum disilikat-zirkonya (Borges ve

ark 2008, Kesrak ve Leevailoj 2012, Dönmez ve Yücel 2019) seramikler ile çalışmalar yapılmıştır.

Yapılan çalışmalarda genellikle ya ışıkla polimerize olabilen (Yuh ve ark 2009, Runnacles ve ark 2014, Furuse ve ark 2015, Oh ve ark 2018) ya da hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen (El-Mowafy ve Rubo 2000, Hackman ve ark 2002, Tanoue ve ark 2003, Bansal ve ark 2016, Eğilmez ve ark 2017, Mendonça ve ark 2019) rezin siman çeşidi üzerinde durulduğu, her iki rezin siman çeşidinin aynı çalışmada karşılaştırılmalı olarak kullanıldığı çalışma sayısının az olduğu görülmektedir (Myers ve ark 1994, Cho ve ark 2015, Scotti ve ark 2016, Bansal ve ark 2016, Dönmez ve Yücel 2019).

Yapılan detaylı literatür incelenmesinde lösitle güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik ile ikinci (3Y-TZP) ve üçüncü nesil (5Y-TZP) monolitik zirkonyanın ışıkla polimerize olabilen ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların polimerizasyon derecesinin birlikte incelendiği bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Bu in vitro çalışmanın amacı, üç farklı kimyasal kompozisyona sahip [lösit ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress CAD), lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD), 3Y-TZP ve 5Y-TZP esaslı monolitik zirkonya (IPS e.max ZirCAD Prime)] CAD/CAM materyallerden üç farklı kesit kalınlığında (1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm) hazırlanan örneklerin ışık ile polimerize olabilen ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm derecesine etkisinin incelenmesidir. Bu çalışmanın sıfır hipotezi; söz konusu üç farklı kalınlıkta hazırlanan üç farklı kimyasal kompozisyona sahip adı geçen CAD/CAM seramiklerin ışık ile polimerize olabilen ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm derecesine etkisinin olmayacağıdır.

1.1.Seramiğin Tanımı

Seramik terimi, Yunanca'da yanmış materyal anlamına gelen "keramos" (Sundaram ve Varghese 2020) ve topraktan yapılan anlamındaki "keramicos" kelimelerinden türetilen (McLean 1988, Sakaguchi ve Powers 2012), daha spesifik olarak, yakma veya fırınlama yoluyla insan eliyle üretilen bir materyal anlamına gelir (Sundaram ve Varghese 2020). Başka bir ifade ile seramik terimi, istenilen özellikleri

elde etmek amacıyla yüksek sıcaklıklarda işlenen ametal ve inorganik bir materyalden yapılmış herhangi bir malzemeyi ifade eder (Sakaguchi ve Powers 2012, Sundaram ve Varghese 2020). Amerikan Seramik Derneği seramikleri; alüminyum oksit (Al_2O_3 = alümina), kalsiyum oksit (CaO = kalsiya), silikon nitrojen (Si_3N_4 = nitrür) gibi metalik ve nonmetalik elementler arasında şekillenmiş, doğada tipik olarak kristal yapıda olan inorganik, ametalik materyaller olarak tanımlamaktadır (Sukumaran ve Bharadwaj 2006).

1.2.Dental Seramikler ve Tarihçesi

Dental seramikler; defektif veya eksik dişlere uygulanan, dental protez üretmek amacıyla tasarlanmış sistemlerin bir parçası olan restoratif malzemelerdir (McLean 1988, McLaren ve Cao 2009, Denry ve Holloway 2010, Anusavice ve ark 2013, Babu ve ark 2015, McLean 2019). Metalik veya ametalik yapıdaki inorganik materyaller olan seramikler geniş bir kavramı ifade etse de, dental seramikler daha karakteristik yapılar için kullanılır. Dental porselenler, dental seramiklerin bir alt grubunu oluştururlar (Büyükdere ve Yenice 2020). İçerisinde çeşitli kristal parçacıklarının bulunduğu cam matriks bulunan, ısıya dayanıklı camsı seramik materyallere ise porselen adı verilmektedir (Van Dijken 1999).

M.Ö. 50 yıllarında Çin’liler tarafından çinicilik ve dekorasyon amacıyla kullanılan seramikler, 16. yüzyılda Portekiz’li denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiş (Jones 1985, Akın 1999), 18. yüzyılda önce Fransa’da, daha sonra İngiltere’de yemek tabakları ile bazı sanatsal objelerin üretiminde kullanılmıştır (Leinfelder 2000).

Seramikler diş hekimliğinde ilk olarak 1700’lü yılların sonlarında, doğal diş yapısının şeklini ve rengini taklit edebilme avantajlarından yararlanılarak restoratif materyaller olarak tanıtılmıştır (Sundaram ve Varghese 2020). Pierre Fauchard tarafından 1728’de yazılan Diş Hekimi ve Diş Tedavisi (Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents) adlı kitabında, porselenlerin klinik kullanımının mümkün olduğu, hem diş minesi hem de diş eti rengini taklit edebileceği belirtilmiştir (Maloney ve Maloney 2009). Diş hekimliğinde ilk tam seramik 1774’te (Kelly ve ark 1996, Santander ve ark 2010), ilk kişisel seramik dişler 1808’de yapılmıştır (Sundaram ve Varghese 2020). 1839’da porselen dişlerin protez kaide yapımında kullanılmasını

sağlayan bir teknik geliştirilmiştir (Sundaram ve Varghese 2020). Tam kron seramik fikri 1873 yılında Beers tarafından ifade edilmiştir. Logan, seramikten yapılan Richmond kronunu 1885 yılında tanıtmıştır. Matterson, altın altyapı ile ilk kez estetik kron yapımını başararak üstüne seramik pişirmeyi de 1886'da başarmıştır (Akin 1999).

Dr. Charles H. Land 1886'da sabit protezlerde porselen kullanımı ve platin yaprak üstüne feldspatik porseleni işlemeyi, 1887'de seramiklerin kaviteye göre pişirilmesini başardıktan sonra (Yavuzylmaz ve ark 2005), 1889'da inley ve kronları geliştirip jaket kron patentini almıştır (Jones 1985). 1950'li yıllarda porselenlerin bileşimine lösit ilavesi ile önemli bir gelişme sağlanmıştır. Bu gelişme sayesinde porselenin termal ekspansiyon katsayısı yükseltilmiş, hem köprü restorasyonlarda hem de kron restorasyonlarda kullanılan altın alaşımları ile kaynaşması sağlanmıştır (Freese 1959, Kelly ve ark 1996). Vines 1958'de vakumla pişirilen seramikleri üretmiştir. 1965'te McLean ve Hughes, ilk tam seramik porselen veneer kron (alümina ile güçlendirilmiş çekirdek seramik) için üretilen bileşiminde % 40-50 oranında alümina bulunan bir cam matris çekirdek kullanmışlardır (Sundaram ve Varghese 2020).

Seramik kronların kırılmaya karşı direncinin artırılması ile ilgili önemli gelişmelerden birisi 1965 yılında İngiltere'de McLean ve Huges tarafından bileşiminde % 40 ile % 50 arasında alümina bulunan camsı matrikse sahip aluminöz kor seramiklerin geliştirilmesi olmuştur (Yavuzylmaz ve ark 2005). McLean ve Sced, 1976'da çift folyo (twin foil) adını verdikleri porselen jaket kronun güçlenmesini sağlayan tekniği geliştirmişlerdir (McLean 2001). 1980'li yıllardaki çalışmalarda asitin pürüzlendirme tekniğinde kullanılması ile yapıştırılan laminate veneerlerin uzun süre tutunum gösterdiği belirlenmiştir (Calamia 1983, Horn 1983, Simonsen ve Calamia 1983).

Klinisyenlerin tam seramik kronlara olan ilgisi 1980'li yılların başında üretimi esnasında büzülme sergilemeyen seramik kronlar (Cerestore, Coors Biomedical, Lakewood, Cola) (Sozio ve Riley 1983) ve bileşiminde tekrasilisik flormika bulunan cam seramik kronların tanıtılması (Dicor, Dentsply/York Division, York, Penn) (Malament ve Grossman 1987) ve nispeten estetik özelliklerin artırılmasına bağlı olarak artmıştır (Kelly ve ark 1996).

1983'te ilk olarak platin folyo yöntemi ile laminate veneer, 1985 yılında ise dökülebilir apatitten laminate veneerlerin üretimi başarılmıştır (Wei ve Tang 1989). 1984'te içeriği aluminöz seramiklere benzeyen ancak içeriğinde % 90 gibi yüksek oranda alümina krstalleri içeren alümina kor seramiği, daha sonraki yıllarda bileşiminde lityum tetragonal zirkonya polikristali (TZP) olan, ısı ve basınç altında üretilen cam seramik sistemi tanıtılmıştır (McLean 2001, Anusavice 2003). Son yıllarda CAD/CAM olarak adlandırılan geliştirilmiş mekanik ve optik özelliklere sahip cam matriks seramikler ve rezin kompozitler yaygın olarak kullanılan malzemeler içerisinde yerini almıştır (Stawarczyk ve ark 2012, Zimmermann ve ark 2013, Mainjot ve ark 2016, Lise ve ark 2017, David-Perez ve ark 2022).

1.3.Dental Seramiklerin Yapısı

Genel olarak silikat yapıda bulunan dental seramikler, bir veya daha çok metalin, ametal elementlerle çoğunlukla da oksijenle oluşturduğu kombinasyonlardır (McLean 1988, Akın 1999, McLaren ve Cao 2009, Denry ve Holloway 2010, Anusavice ve ark 2013, McLean 2019). Seramiklerin çoğu iki farklı faza sahiptir. Birinci faz; camsı fazdır ve estetik görünüşle ilgilidir. İkinci faz; kristalin fazdır ve mekanik dayanıklılıkla ilişkilidir. Seramiklerin kompozisyonu, hem estetik hem de mekanik özelliklerini belirler (Santander ve ark 2010). Dental seramiklerin genel yapısında; feldspar, kuartz ve kaolin bulunmaktadır (Shenoy ve Shenoy 2010, Sakaguchi ve Powers 2012, Gracis ve ark 2015). Feldspar, kuartz ve kaolinin yapı içerisindeki oranları seramiklerin estetik ve fiziksel özelliklerini belirler. Bu maddeler yüksek sıcaklıkta pişirilerek spesifik seramik malzemeler elde edilir (Sakaguchi ve Powers 2012). Bu üç ana bileşene ilave olarak yapıya termal genleşme katsayısını, çözünürlüğünü, sinterleme ve füzyon sıcaklığını kontrol etmek için cam modifiye ediciler, renk pigmentleri, alüminyum oksit gibi oksitleyici ajanlar, akışkanlar, opaklaştırıcılar, ışık geçirgenliğini değiştiren farklı bileşikler de içeriğe ilave edilmektedir (Coşkun ve Yaluğ 2002, Anusavice ve ark 2012, Babu ve ark 2015, McLean 2019).

Feldspar (K_2O Al_2O_3 $6SiO_2$)

Dental seramiklerin yapısında % 75-85 oranında bulunan, seramiğe doğal bir translusenslik ve bağlayıcı özellik veren ana yapıyı oluşturan maddedir (O'Brien

2002, Coşkun ve Yaluğ 2002, Sakaguchi ve Powers 2012). Seramiğe translusensi kazandırarak camcı fazı oluşturan feldspar renksiz ve opak bir maddedir (Anusavice ve ark 2012). Feldspar renksiz yapıda olduğu için doğal dış rengine yakın bir renk elde edebilmek için seramik yapısına titanyum, nikel, demir, bakır, manganez, kobalt, kalay gibi metallerin oksit formu % 7 oranına kadar ilave edilerek istenilen renk oluşturulmaktadır (Yamamoto 1985). Erime ısıları 1530 °C olan feldsparlar, 1250-1300 °C arasında eridiğinde potasyum ve sodyum oksit alkalileri alümina ve silika ile birleşerek potasyum ve sodyum alümina silikat oluşmaktadır (Shenoy ve Shenoy 2010, İşisağ ve ark 2016). Feldspar hiçbir zaman saf halde bulunmaz. İçerisinde değişik oranlarda sodyum oksit (Na_2O) ve potasyum oksit (K_2O) bulunur (Anusavice 2003). Sinterleme işlemi sırasında kuartz ve kaolini tutarak yapı bütünlüğünü sağladığı için dış hekimliğinde daha çok potasyum feldspar kullanılmaktadır (Kamposiora ve ark 1996, McLean 2019).

Kuartz (SiO_2)

Seramiklerin bileşiminde % 10-30 oranında bulunan, termal genleşme katsayısını kontrol altında tutarak pişirmeye bağlı oluşabilecek büzölmeleri önleyen, dental seramik yapı içinde feldspar ve kaolin arasında doldurucu ve destek görevi gören ve seramiğin dayanımını artıran maddedir (Azer ve ark 2006, Conrad ve ark 2007, Sakaguchi ve Powers 2012, İşisağ ve ark 2016, Büyükdere ve Yenice 2020). Yapısındaki üç boyutlu tetrahedra ağ sebebiyle seramiklerin bileşimindeki erime sıcaklığı en yüksek (1700 °C) olan maddedir. Seramiğe şeffaf görünüm sağlar. Ayrıca ısısal genleşme katsayısını kontrol ederek seramikleri stabilize eder ve sinterlemeden sonra oluşabilecek büzölmeleri engeller (Scherrer ve ark 1996, Shillingburg ve ark 2012).

Kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$)

Çin kili olarak da bilinen kaolin, seramiklerin bileşiminde % 1 ile % 5 arasında bulunan, kuartz ile feldsparı birbirine bağlayan ve seramiğin modelajına yardımcı olan maddedir (Coşkun ve Yaluğ 2002, Sakaguchi ve Powers 2012, İşisağ ve ark 2016, Büyükdere ve Yenice 2020). Erime derecesi oldukça yüksek (1800 °C), ince, yumuşak ve opak yapıdadır. Porselenin ışık geçirgenliğini sürdürebilmesi için

kaolinin bileşimdeki oranının düşük olması gerekir (Anusevice ve ark 2012, Sakaguchi ve Powers 2012, Van Noort ve Barbour 2014).

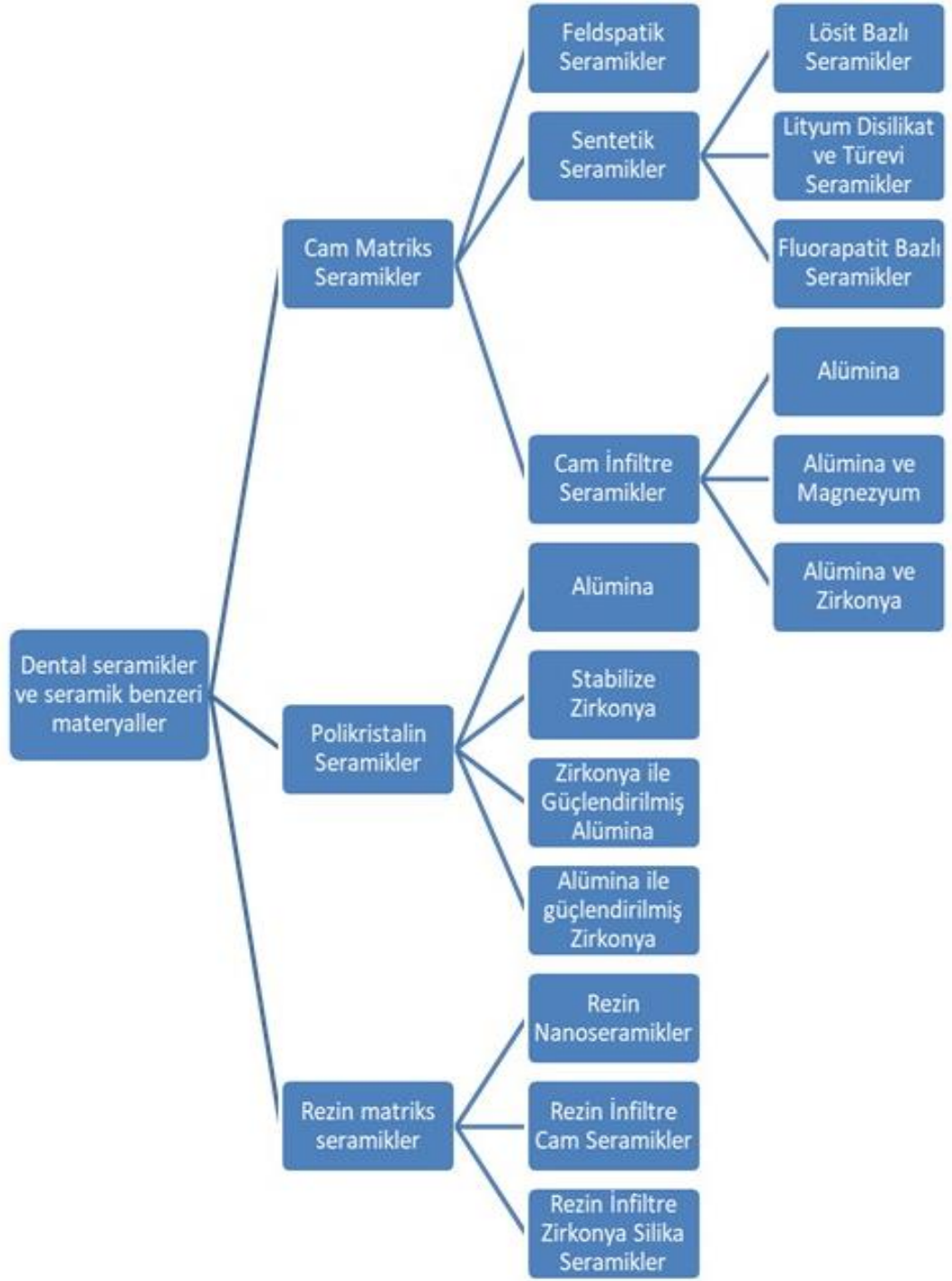
1.4.Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramiklerin sınıflandırmasında birçok kriterden hareketle sınıflandırma yapılmaktadır. Sınıflandırma sistemlerinin geliştirilmesinde seramiklerin üretim yöntemi, kompozisyonu, mikroyapıları, sinterleme ısısı ve yöntemi, yapım yöntemi, kullanım alanı gibi birçok husus göz önüne alınmaktadır (McLaren ve Giordano 2010, Shenoy ve Shenoy 2010, Martin 2012, Gracis ve ark 2015, İşisağ ve ark 2016, Büyükdere ve Yenice 2020, Akarca ve ark 2022). Seramiklerin içeriklerine göre sınıflandırılmasının diş hekimleri ve teknisyenler için ideal sonuçlar verdiği bildirilmektedir (McLaren ve Cao 2009, McLaren ve Giordano 2010, Martin 2012). Ancak bu sınıflandırmalarda yeni geliştirilen yüksek dolduruculu seramik grubu olan rezin matriks seramikler bulunmamaktadır (Gracis ve ark 2015). Gracis ve ark (2015) tarafından yapılan yeni bir seramik sınıflandırmasında içeriğe göre sınıflandırma yanı sıra yeni geliştirilen materyallerde yer almaktadır (Şekil 1). Bu yeni sistemde içeriklerine göre dental seramikler aşağıda belirtilen üç ana sınıfa ayrılmaktadır.

1. Cam Matriks Seramikler: İçeriğinde cam faz bulunan, ametalik inorganik yapıdaki seramik materyallerdir.

2. Polikristalin Seramikler: İçeriğinde cam faz bulunmayan, ametalik inorganik yapıdaki seramik materyallerdir.

3. Rezin Matriks Seramikler: Polimer matriksi çoğunlukla seramikler, porselenler, cam-seramikleri ve camlar içeren inorganik bileşiklerdir.



Şekil 1. Güncel seramik sınıflandırması (Gracis ve ark 2015, Kara 2022).

1.4.1.Cam Matriks Seramikler

Cam matriks seramik sistemler mine ve dentinin doğal renk ve translusensine en yakın dental seramiklerdir. Üç boyutlu camsı ağ yapıya sahiptirler. Atomik yapıları düzenli değildir. Kompozisyonlarında bulunan camsı yapılar, feldspar minerallerinden oluşan silisyum ve alüminyum oksitten meydana gelmektedir (Anusavice ve ark 2012). Cam matriks seramik ailesi kendi içinde doğal oluşumlu

feldspatik seramikler, doğal olmayan sentetik seramikler ve cam infiltreli seramikler olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır (Gracis ve ark 2015).

Feldspatik Seramikler

Geleneksel seramik grubu olarak da adlandırılan feldspatik seramikler; kil/kaolin, quartz ve doğal feldspar (sodyum ve potasyum aluminosilikat karışımı) karışımından oluşan materyallerdir. Potasyum feldspar lösit kristallerini (kristalin faz) oluşturur. Feldsparın 1150-1530   C arasında eritilmesiyle elde edilen lösit kristalleri, lösit miktarına bağlı olarak hem restorasyonun çatlaklara karşı i   dayanımını artırır hem de seramiği metal alt yapıların kaplanması için uygun hale getirir. Böylece seramiğin genleşme katsayısı metal alt yapınıninkinden yaklaşık % 10 ya da daha altına inmesine bağlı olarak seramiğin uygulanması kolaylaşır (O'Brien 2008, Shenon ve Shenon 2010, Bajraktarova-Valjakova ve ark 2018). Feldspatik seramiklerin elastik modülü 60-70 MPa arasındadır (McLaren ve Giordano 2010, Powers ve Wataha 2017). Seramik materyaller içerisinde en estetik ve en translusent olanı olarak bilinen feldspatik seramikler içermiş oldukları yüksek orandaki camdan dolayı düşük kırılma dayanımına sahiptir. Simantasyon öncesinde hidroflorik asitle p  r  zlendilip daha sonra adeziv olarak simante edilen feldspatik seramikler (Anusavice ve ark 2012) inley, onley, laminat veneer, anterior kron restorasyonlarda endikedir. Kırılma dayanımları düşük olduğu için köprü restorasyonları ve endokronlarda kullanımları kontrendikedir (ş  n ve Tuncelli 2017).

Feldspatik seramiklere örnek olarak; IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihteştayn), IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent), IPS Classic (Ivoclar Vivadent) ile Vitadur-Vita VMK 68-Vitablocs-Vident (VITA Zahnfabrik, Bad S  ckingen, Almanya) verilebilir (Gracis ve ark 2015).

Sentetik Seramikler

Seramik sektörü ham materyallere ve doğal kaynaklara olan bağlılığı azaltmak ayrıca doğal materyallerdeki varyasyonları azaltabilmek için sentetik materyaller kullanmaya başlamıştır. Sentetik seramiklerin bileşimi   reticiden   reticiye değişmekle birlikte içeriklerinde genel olarak Al_2O_3 , Na_2O , K_2O ve silisyum dioksit (SiO_2) bulunmaktadır. Sentetik seramiklerin cam fazları l  site ilaveten apatit kristalleriyle birleştirilerek mekanik özellikleri ve dayanıklılıkları artırılmaktadır.

Sentetik seramikler kendi içinde; l s t, lityum disilikat ve derivatları ile florapatit içeren olmak üzere    gruba ayrılmıştır (Gracis ve ark 2015).

a) L s t ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam seramiklere hacimce düşük (% 17), orta (% 25) ve yüksek (yaklaşık % 50) oranlara kadar l s t ilave edilerek l s t kristalleriyle güçlendirilmiş feldspatik camlar elde edilmiştir (Shenoy ve Shenoy 2010,  şisağ ve ark 2016, Warreth ve Elkareimi 2020). Bu materyaller; toz/likit, işlenebilir ve preslenebilir formlarda geliştirilmiştir (Shenoy ve Shenoy, 2010). L s t ile güçlendirilmiş cam seramikler, esas olarak çeşitli miktarlarda Al_2O_3 ve SiO_2 içeren malzemelerden yapılırlar. L s t kristalleri, feldspatın 1150  C'de kontrollü fırınlanmasıyla oluşturulur (Bajraktarova-Valjakova ve ark 2018). Bu seramiklerin temel bileşenleri % 63 SiO_2 , % 19 Al_2O_3 , % 11 K_2O , % 4 Na_2O ve eser miktarda diğer oksitlerden oluşan feldspatik porselenlerdir (El-Mowafy ve Brochu 2002). L s t termal genleşme katsayısını modifiye ederek çatlak yayılımını engellemektedir (Anusavice 2004, Kelly 1990).

L s t içerikli seramiklerin kırılma direnci 1,5 ile 1,7 MPa arasında, bükülme direnci ise 100 ile 160 MPa arasında değişmektedir (Lin ve ark 1998,  şisağ ve ark 2016). Bu restorasyonlar yüksek translusensileri sayesinde iyi bir estetik özelliğe sahiptirler. Endikasyon alanları içerisinde tek  ye kron, inley ve onley restorasyonlar ( şisağ ve ark 2016) metal veya seramik kor üzerine veneer porselenler bulunmaktadır (Shoney ve Shoney 2010). Kontrendikasyon alanları ise; yüksek translusensi özelliklerinden dolayı alt yapı olarak metal abutment kullanılan implant üstü restorasyonlar, metal post-kor altyapılı restorasyonlar ve renklenmiş dişlerdir (Heffernan ve ark 2002).

L s t bazlı cam seramikler    farklı teknikle üretilmektedir. Birinci gruptaki l s t bazlı seramikler yüksek sıcaklıkta preslenerek üretilmektedir. Bu gruptaki seramiklere örnek olarak, VITA PM9 (VITA Zahnfabrik), Authentic (Jensen Dental, ABD), Finesse (Dentsply Sirona) ve OPC (Jeneric/Pentron) verilebilir. İkinci gruptaki l s t bazlı seramikler toz formda üretilmektedir. Bu gruptaki seramiklere örnek olarak OPC Plus (Jeneric/Pentron), VITA VMK68 (VITA Zahnfabrik) ve Fortress (Mirage Dental Systems, Kansas City, ABD) verilebilir.     nc  gruptaki l s t bazlı seramikler CAD/CAM sistemleri için geliştirilmiş işlenebilir bloklar

şeklindeki materyallerdir. Bu gruptaki seramiklere örnek olarak Paradigm (3M ESPE) ve IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent), verilebilir (McLaren ve Giordano 2010, Guess ve ark 2011, Akarca ve ark 2022).

ProCAD, CEREC inLAB ile kullanılmak üzere piyasaya sürdüğü, içeriğinin % 40'ını lōsit oluşturan, bükölme dayanımının 160 MPa olduğu bir seramiktir. IPS Empress CAD'in (Ivoclar Vivadent) üretilme amacı ise, 2006 yılında ProCAD'e alternatif olabilmesi yönündedir. IPS Empress CAD'in üretilmesindeki amaç; üretim aşamasını optimize etmek ve frezeleme hasarını önlemektir. Bu amaçla ProCAD'e göre daha ince partiköl büyüklüğüne (1-5 µm) sahiptir. İçeriğinde % 45 lōsit bulunmaktadır (Giordano ve ark 1995, Ivoclar Vivadent 2022). Bükölme dayanımı 160 MPa'dır. Bu bloklar translusensi özelliklerine göre yüksek translusensi (HT), orta translusensi (MT) ve düşük translusensi (LT) olmak üzere üç farklı şekilde üretilmektedirler (Oh ve ark 2018). Endikasyonları; inley, onley, veneer, parsiyel kron, tekli kronlardır (Oh ve ark 2018, Büyükdere ve Yenice, 2020). Klinik bir çalışmada inley ve onleylerin 6 yıl sonradaki sağ kalım oranı yaklaşık % 97 olarak belirlenmiştir (Gliatsatos ve Bergou 2008). IPS Empress seramiklerin kimyasal içeriğı Tablo 1.1'de verilmiştir.

Tablo 1.1. IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) seramiğın kimyasal yapısı (Pröbster ve ark 1997).

Oksitler	Kütle içerisindeki oranı, %
SiO ₂	63,0
Al ₂ O ₃	17,7
K ₂ O	11,2
Na ₂ O	4,6
CaO	1,6
BaO	0,7
B ₂ O ₃	0,6
CeO ₂	0,4
TiO	0,2

b) Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler ve Türevleri

Lityum disilikat içerikli seramikler, ısı ile presleme ve mum uçurma (burn out) tekniklerinin birleştirilmesi (Şener ve Türker 2009) ve CAD/CAM teknolojisi (McLaren ve Giordano 2010) ile üretilmektedirler. Lōsit bazlı cam seramiklere göre daha yüksek oranda (hacimce % 70) kristal içeriğı bulundurulur (McLaren ve Giordano 2010). Bu seramikler yüksek translusensi ve dayanım özellikleri göstermeleri nedeniyle monolitik restorasyonlarda tek başlarına veya tabakalama

seramiklerde kor materyali olarak kullanılmaktadır (Elsaka ve Elnaghy 2016). Lityum disilikat materyaller kontrol edilemeyen mikroçatlak oluşumunu engellemekte, kısa sürede ve kolay restorasyon yapımına imkan sağlamaktadırlar (Zaimoğlu ve Can 2004). Lityum disilikat cam seramikler, 1990'lı yılların başında Ivoclar firması tarafından IPS Empress® 2 (Ivoclar Vivadent) ticari adıyla piyasaya tanıtılan (şimdilerde yaygın olarak IPS e.max® olarak adlandırılan) alüminosilikat cama lityum oksit eklenmiş yeni tip preslenebilen ve frezelenen bir cam seramik türüdür (Shenoy ve Shenoy 2010).

IPS Empress® 2, hacimce % 60-65 oranında küçük ($3-6 \mu\text{m} \times 0,8 \mu\text{m}$) lityum disilikat partikül kristallerinden oluşmaktadır. Cam matriks içerisine gömülü halde bulunan lityum disilikat partikülleri basınç sonrası kenetlenme göstererek materyale yüksek mekanik özellikler sağlamaktadır. Bükülme direnci 350 MPa, kırılma dayanımı 3,3 MPa, ısıyla ekstrüzyon sıcaklığı 920 °C, termal genleşme katsayısı $10,6 + 0,25 \text{ ppm} / ^\circ\text{C}$ 'dir (Raigrodski 2004, Mansour ve ark 2008). IPS Empress® 2'nin endikasyonları; tek üye restorasyonlar, onley, inley ile anterior veya premolar bölgede üç üyeye kadar olan restorasyonlardır. Bu seramiklerle yapılan restorasyonlar optimal uyuma sahiptirler. Doğal dişe yakın yüksek bir estetik sağlamaktadır (Nakamura ve ark 2002, İşisağ ve ark 2016). IPS Empress® 2'nin, tek kronlar için 50 aylık klinik kullanım sonucundaki başarısının % 100, üç üye köprüler için % 70 olduğu belirlenmiştir (Marquardt ve Strub 2006).

Ivoclar firması IPS Empress® 2'nin estetik ve fiziksel özelliklerini iyileştirmek için bileşiminde bazı değişiklikler yaparak IPS e.max Press'i (Ivoclar Vivadent) piyasaya sürmüştür. IPS e.max Press, IPS Empress® 2'de olduğu gibi preslenebilir lityum disilikat cam ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) yapısındadır. Ayrıca içeriğinde MgO , Al_2O_3 , K_2O , ZnO , Al_2O_3 , P_2O_5 ile başka oksitler bulunur. IPS e.max Press 400 MPa bükülme dayanımı gösterebilmektedir. Bu nedenle en yüksek dayanıma sahip preslenebilir bir seramik materyaldir. Kırılma dayanımı 2,25 GPa, elastik modülü 95 GPa'dır (Kelly ve ark 1996, Pröbster ve ark 1997, Höland ve ark 2006, Ivoclar, Vivadent 2022).

Lityum disilikatli cam seramiklerin basınçlı döküm tekniğiyle üretilmesi, blokların kazıma ünitesinde kolay ve hızlıca frezelenmesini ve frezeleme sırasında istenilen fiziksel dayanımı sağlamaktadır (Li ve ark 2014). Frezelemeden sonra lityum metasilikat içerikli bloklara 850 °C'de 30 dk sinterizasyon uygulanmakta ve

neticede lityum metasilikat kristalleri dönüşüm göstererek lityum disilikat kristallerine dönüşmektedir. Böylece IPS e.max CAD bloklarının kırılma dirençleri 360 MPa yükselmekte ve doğal diş rengine en yakın renge ulaşılmaktadır. Dönüşüm esnasında % 0,2-0,3 oranında büzülme olmaktadır (Höland ve ark 2006). Lityum disilikat cam seramikler, estetik, kimyasal ve mekanik bakımdan son derece stabildir (El-Meliegy ve van Noort 2012).

Lityum disilikat cam seramiklerin preslenebilen formlarının yanında CAD/CAM ile frezelenen hazır blokları da (IPS e.max CAD) mevcuttur. IPS e.max CAD'in kimyasal bileşimi Tablo 1.2'de verilmiştir. Bükülme direnci (biaxial) ortalama 360 MPa, kimyasal çözünabilirliği ortalama $40 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ 'dir (Ivoclar Vivadent 2022). IPS e.max CAD mikroyapıda bazı farklılıklar yapılarak düşük translusens (LT), orta opak (MO) ve yüksek translusens (HT) olarak üç formda üretilmektedir (Heffernan ve ark 2002, Ivoclar Vivadent 2022). HT ve LT formlarında içerikteki kristal miktarı aynı olmakla birlikte kristallerin boyutları farklıdır. LT formunda kristal boyutu 0,2-0,8 μm iken, HT formunda 0,8-1,8 μm arasındadır (Denry ve Holloway 2010).

Tablo 1.2. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) seramiğinin kimyasal yapısı (Ivoclar Vivadent 2022).

Oksitler	Kütle içerisindeki oranı, %
SiO ₂	57,0-80,0
Li ₂ O	11,0-19,0
K ₂ O	0,0-13,0
P ₂ O ₅	0,0-11,0
ZrO	0,0-8,0
Al ₂ O ₃	0,0-5,0
MgO	0,0-5,0
Renk oksitleri	0,0-8,0

IPS e.max CAD blokları translusens özellikleri nedeniyle estetik vakalarda çok tercih edilebilmektedirler (Heffernan ve ark 2002). Tekli kronlarda ve tek pontikli köprülerde, inley, onley ve laminate veneerlerde endikedir (Conrad ve ark 2007, Elsaka ve Elnaghy 2016). IPS e.max CAD'in implant üstü protetik restorasyonlarda kullanımı yaygınlaşmış ve bu amaçla delikli bloklar üretilmiştir (Heffernan ve ark 2002).

Lityum disilikat ve türevleri cam seramiklerin diğer örnekleri arasında 3G HS (Pentron Ceramics), Amber Mill Rosetta SM (HASS, Kangneung, Kore), Obsidian

(Glidewell Dental Laboratories, Irvine ABD), Nice Blok (Straumann, Basel, İsviçre) ve GC İntial LiSi Block (GC, Tokyo, Japonya) bulunmaktadır (Kara 2022).

Lityum disilikat cam seramiklere zirkonya infiltre edilerek mekanik açıdan daha dayanıklı seramik bloklar da üretilmiştir. Buna örnek olarak Vita Suprunity (VITA Zahnfabrik) ve Celtra Duo (Dentsply Sirona) verilebilir. Bu seramiklerin bileşimine % 10 oranında zirkonyum dioksit (ZrO_2) ilave edilmektedir (Traini ve ark 2016). Zirkonya infiltreli lityum disilikat seramik bloklar inley, onley, tam kronlar ve implant üstü kronlar için endikedirler (Elsaka ve Elnaghy 2016, Deniz ve ark 2019).

c) Florapatit Bazlı Cam Seramikler

Florapatit ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$), flor içeren kalsiyum fosfattır. Cam seramiklerin florapatit kristalleri ile güçlendirilmesiyle (hacimce % 55 oranında) elde edilen dökülebilir seramiklerlerdir (Anusavice ve ark 2012). Hem frezelenen hem de preslenebilen lityum disilikat seramiklerle birlikte kullanılabilirler. Günümüzde mekanik ve optik özelliklerinin yeterli olmamasından dolayı kullanımları giderek azalmaktadır. IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent), IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent) bu gruptaki seramiklere örnek olarak verilebilir (Gracis ve ark 2015).

Cam İnfiltre Seramikler

Bu gruptaki seramikler aşağıda belirtilen üç alt gruba ayrılmaktadırlar.

a) Alümina Cam İnfiltre Seramikler

In-Ceram Alümina (Vita Zahnfabrik), 1989 yılında piyasaya sürülen ilk alümina cam infiltre seramiktir. Yüksek miktarda sinterlenmiş pöröz alümina altyapı materyalinin içerisine cam infiltre edilerek “slip-casting” yöntemiyle üretilmiştir (Büyükdere ve Yenice 2020). İçeriklerinde yaklaşık % 70 alümina ve % 30 cam bulunur (Warreth ve Elkareimi 2020). Alümina yaygın olarak korindon (elmastan sonraki en sert mineralli madde) adıyla bilinir. Boşlukları özel bir camla doldurulmuş, ultra ince alümina parçacıklarından oluşan homojen yapısı sayesinde, bükülme ve kırılma direnci oldukça yüksektir (Rosenblum ve Schulman 1997). Bükülme direnci 235 ile 600 MPa, kırılma direnci 3,10-4,61 MPa arasındadır (Giordano ve ark 1995, Sakaguchi ve Powers 2012, Li ve ark 2014, Gracis ve ark 2015). Bileşimindeki % 10-20’lik alüminyum oksit oranı ile metal-seramik veneer

kaplama malzemeleri için başlangıç malzemesi olan feldsparın bir bileşenidir. Jaket kronlarının alt yapı malzemeleri olan bu seramik malzemeler stabiliteyi artırmak için, tane boyutu 10-30 µm olan alüminyum oksit kristalleri ile ağırlıkları % 60'a kadar zenginleştirilmiştir. Kırılma indisindeki büyük farklılıktan dolayı (feldspar $n = 1,53$; korindon $n = 1,76$), feldspar içindeki alüminyum oksit kristallerinde yoğun ışık kırılması meydana gelir. Bu durum alüminyum oksit ile zenginleştirilmiş seramiklerde opak etki oluşturduğu için düşük estetik özellik gösterir (Heffernan ve ark 2002). In-Ceram Alümina yüksek dayanıma ve orta dereceli translusensiye sahiptir. Endikasyon alanları tek pontikli restorasyonlar ile tek kronlardır (Kelly ve ark 1996, Campbell ve Sozio 1998, Conrad ve ark 2007).

b) Alümina ve Magnezyum Cam İnfiltre Seramikler

In-Ceram Alümina'nın opak yapısı sebebiyle estetik beklentiye cevap veremeyişi, In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik) sisteminin geliştirilmesine sebep olmuştur. Bu materyal % 78 magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) ve % 22 cam dolgu içerir (Sundaram ve Varghese 2020). Spinell normalde mermer ve dolomit ile birlikte bulunan doğal bir mineraldir. Spinell'in dental açıdan önemi, yüksek dayanımı ile birlikte son derece yüksek erime sıcaklığına (2135 °C) sahip olmasıyla ilişkilidir. Spinell aynı zamanda kimyasal olarak inerttir, düşük elektriksel ve termal iletkenliğe sahiptir. En önemli özelliklerinden birisi de benzersiz optik özelliklere sahip oluşudur (Shenoy ve Shenoy 2010). In-Ceram Spinell cam infiltreli seramik grubu içinde en yüksek translusensiye sahip materyaldir (Büyükdere ve Yenice 2020). In-Ceram Spinell, kristal fazının kırılma indeksinin camın kırılma indeksine yakın olması nedeniyle In-Ceram Alümina'dan daha yüksek translusensi özelliği göstermektedir. Vakum ortamında cam infiltrasyonu daha az gözeneklilik ile sonuçlanmakta, bu da yüksek düzeyde translusensi sağlamaktadır. Ancak çoğu zaman translusensi seviyesi aşırı olmakta ve aşırı camsı yapı düşük değerli bir görünüme yol açabilmektedir. Spinell yaklaşık 350 MPa'lık bir bükülme direncine sahiptir (Shenoy ve Shenoy 2010). Bükülme direnci In-Ceram Alüminadan % 25 daha azdır (Fradeani ve Redemagni 2002). In-Ceram Spinell, düşük bükülme direnci ve yüksek translusensi sebebiyle estetik beklentinin yüksek olduğu anterior tek kronlarda endikedir (Kelly ve ark 1996, Fradeani ve Redemagni 2002, Conrad ve ark 2007, Kelly ve Benetti 2011, Li ve ark 2014, Sundaram ve Varghese 2020). In-

Ceram Alümina’da sağ kalım % 97 iken In-Ceram Spinell’de % 100 olarak bildirilmiştir (Gracis ve ark 2015).

c) Alümina ve Zirkonya Cam İnfiltrasyon Seramikler

In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik), 1999 yılında çekirdek çerçevedeki bükülme direncini belirgin bir şekilde artırmak için zirkonyum oksit-alümina karışımı kullanılarak geliştirilen bir sistemdir. In-Ceram Zirkonya, % 80 oranında kristal yapıdan (% 67’si Al_2O_3 , % 13’ü tetragonal ZrO_2 kristali), % 20-25 oranında cam fazdan oluşmaktadır (Valandro ve ark 2006, Shenon ve Shenon 2010). Bu yapı In-Ceram Alümina’da olduğu gibi yüksek dayanıklılık sağlar. Buradaki dayanıklılık artışı zirkonyum oksit partiküllerinin yapıyı çatlak ilerlemesine karşı korumasından dolayı alüminadan daha fazladır. Bükülme direnci 600-800 MPa (Raigrodski 2004, Shenon ve Shenon 2010), kırılma direnci 6-8 MPa’dır (Guazzato ve ark 2004). In-Ceram Zirkonya çok yüksek bir bükülme direncine ve içeriğindeki zirkonya sebebiyle çok zayıf bir translusensiye sahiptir (Shenon ve Shenon 2010). Posterior bölgede üç üyeli köprülerde endike iken, anterior bölgelerde kontendikedir (Heffernan ve ark 2002, Conrad ve ark 2007, Della Bona ve ark 2007). Sinterleme sırasında gösterdiği bükülme değeri diğer sistemlere göre çok düşük olduğu için marjinal adaptasyonu iyidir (Şener ve Türker 2009). In-Ceram Zirkonya sistemiyle hazırlanan kronların ve köprülerin marjinal aralık değerleri sırasıyla 24 μm ve 58 μm olarak tespit edilmiş, bu değerler metal seramik sistemlere benzer bulunmuştur (Kelly ve ark 1996).

1.4.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler, düzenli yapıda kristallerin arasında herhangi bir matriks olmaksızın doğrudan sinterlemeyle elde edilen yoğun, havasız ve camsız seramiklerdir (Shenoy ve Shenoy 2010, Yalım ve Türker 2012). Kırılma dirençleri yüksek, translusens özellikleri düşüktür. Cam fazı bulunmadığından asitle pürüzlendirilmeleri zordur. Yüksek ısıda ve uzun süre asit uygulaması yapılması gerekir (Sriamporn ve ark 2014). Polikristalin seramikler daha yoğun ve daha düzgün atom dizilimlerine bağlı olarak cam seramiklere oranla daha güçlü ve dayanıklıdır (Şener ve Türker 2009). Bu seramikler, camsı seramiklere nazaran daha opak oldukları için alt yapı materyalleri olarak kullanılırlar. Anterior ve posterior bölgeler

için dayanıklı materyallerdir (Hummel ve Kern 2004). Polikristalin seramikler kendi içinde alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (halen geliştirilme aşamasındadır) olarak dört alt gruba ayrılmaktadır (Gracis ve ark 2015).

a) Alümina

1993 yılında tanıtılan tanıtılan Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) bileşiminde % 99,9 alümina bulunduran ilk tam yoğunluklu polikristalin seramiktir. Kor materyali olarak üretilmekte olup, bükülme direnci 600 MPa, elastik modülü 17-25 GPa'dır Kısmen yüksek dayanıma sahip olduğu için (Gracis ve ark 2015) bu durum kütleli kırıkların görülmesine sebep olabilmektedir (Kim ve ark 2007, Scherrer ve ark 2008, Guess ve ark 2011). Oldukça opak bir yapıya sahiptir. Endikasyon alanları içerisinde; anterior ve posterior bölge kronları, anterior bölge üç üye köprüler ve implant üstü kronlar bulunmaktadır (Büyükdere ve Yenice 2020).

b) Stabilize Zirkonya

Zirkonyum elementi adını “altın renkli” anlamına gelen arapça “zargon” kelimesinden almaktadır (Piconi ve Maccauro, 1999). Zirkonyum periodik tabloda D grubunda yer alan gri beyaz renkli, doğada tek başına bulunmayan bir geçiş metalidir (Piconi ve Maccauro 1999, İşisağ ve ark 2016). Genellikle zirkonyum oksit (ZrO_2) ve zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) formlarında bulunmaktadır (Denry ve Kelly 2008). Zirkonyum oksit; zirkonya, badeleyt veya zirkonyum dioksit olarak da adlandırılmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999, Shenoy ve Shenoy 2010). Zirkonyum silikat ise zirkon olarak adlandırılmaktadır (Kuron 2007). Zirkonya kimyasal olarak oksit iken teknolojik anlamda seramiktir (Lughi ve Sergio 2010). Alüminaya göre biyolojik ve kimyasal yapısının inert oluşu zirkonyum oksite biyoyum kazandırmaktadır (Ferraris ve ark 2000). Suda çözünmemesi sitotoksisiteye sebep olmamasını sağlamaktadır (Lohmann ve ark 2002). İstenilen düzeyde bir radyoopasitesi ve düşük korozyon potansiyeli bulunmaktadır (Denry ve Kelly 2008).

Saf zirkonya başlıca üç farklı allotropik kristalin formda bulunur. Bunlar; oda sıcaklığı ile 1170 °C arasında monoklinik faz, 1170 °C ve 2370 °C arasında tetragonal faz, sıcaklık 2370 °C'nin üzerine çıktığında ise kübik faza

dönüşmektedirler (Garvie ve ark 1990, Lughi ve Sergo 2010, Stawarczyk ve ark 2017a, Green ve ark 2018). Tetragonal formdan monoklinik forma dönüşüme geçişte martensitik dönüşümü (martensitic transformation) adı verilen dönüşüm gerçekleşir ve bu dönüşümle birlikte yaklaşık % 4'lük bir hacim artışı gerçekleşir (Stawarczyk ve ark 2017a). Bu hacimsel artış çatlakları kapatabilmekte ve materyalin kırılma dayanımında artışa yol açabilmektedir (Gracis ve ark 2015, Stawarczyk ve ark 2017a). Kübik faza geçerken % 3-5 arasında hacimsel artış gerçekleşmektedir. Bu hacim artışına dönüşüm sertleşmesi (transformation toughening) adı verilmektedir. Söz konusu artış, materyalin kırılma direncini ve çatlak direncini artırmaktadır. Kontrolsüz yapılan dönüşümlerde soğutma sırasında malzemenin mekanik özellikleri olumsuz etkilenmekte ve parçalanabilmektedir (Denry ve Kelly 2014, Shenoy ve Shenoy 2010). Seramik mühendisleri 1980'lerin sonlarında saf zirkonyaya küçük miktarlarda (kütlenin % 3-8'i kadar) CaO, MgO, Ce₂O₃ ve Y₂O gibi oksitler ekleyerek tetragonal veya kübik fazı oda sıcaklığında stabilize etmeyi başarmışlardır (Piconi ve Maccauro 1999, Stawarczyk ve ark 2017a).

Mikroyapısal içeriklerine göre zirkonya seramikler, tam stabilize zirkonya (FSZ), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olmak üç grupta sınıflandırılmaktadır (Chevalier ve ark 2009). FSZ'de zirkonya kübik fazda olup içeriklerinde % 8 mol'den daha fazla yitriyum oksit (Y₂O₃) bulunmaktadır. PSZ'ler kübik bir matriks içinde nano partikül boyutlarında tetragonal ya da monokliniklerden oluşmaktadır. TZP'ler çoğunlukla itriyum veya seryum ile stabilize edilmiş tetragonal fazda monoklinik ürünlerdir (Chevalier ve ark 2009, Stawarczyk ve ark 2017a, Kara 2022). Dental zirkonyaların tümü çoğunlukla Y-TZP olmak üzere TZP formundadır. Bu form sinterizasyondan sonra en yüksek dayanıklılığa ve kırılma sertliğine sahip olduğu için yaygın olarak kullanılmaktadır (Gracis ve ark 2015). Y-TZP materyaller titanyuma göre daha biyouyumlu, yan etkileri bulunmayan, kolay şekillendirilebilen malzemelerdir. Isısal iletkenlikleri düşüktür. Pulpada irritasyona neden olmazlar. Kesimler gingival veya supragingival olarak bitimine uygundur. Simantasyonları için adeziv simanlar önerilmekle birlikte konvansiyonel simanlarla da simante edilebilmektedirler (Raigrodski 2004).

Y-TZP materyaller bazı dezavantajlara sahiptir. Bunların başında; opak görünüme sahip olmaları ile ışığı geçermemeleri gelmektedir. Ayrıca materyal

üzerinde aşındırma ve yüzey işlemleri yapıldığında mekanik özellikleri olumsuz etkilenmekte ve biyoyumsuzluk yaşandığında yeni bir ölçü alınması gerekmektedir (Raigrodski ve Chiche 2001, Rimondini ve ark 2002).

Monolitik Zirkonya

Monolitik terimi Yunanca'da "tek" anlamına gelen "mono" ile "taş" anlamına gelen "lithos" kelimelerinin berleşmesinden oluşmuştur (Guess ve ark 2008). Monolitik zirkonya restorasyonlar "tam kontur restorasyonlar" veya "monoblok restorasyonlar" olarak da isimlendirilmektedir. Monolitik zirkonyaların bükülme dirençleri 1570 MPa, ısı dayanımları 2600 °C'dir. Monolitik zirkonyalar biyoyumlu ve yüksek translüsensiye sahiptirler. Yüksek translüsensi özellikleri bileşimlerdeki Al_2O_3 miktarının düşürülmesiyle (% 0,05-0,1 mol) sağlanmaktadır (Halmann ve ark 2012). Bileşimdeki Al_2O_3 düşürülerek translüsensi artırılmış olmakla beraber hidrotermal stabilite azalmaktadır (Zhang ve ark 2015). Dolayısıyla hidrotermal yaşlanma açısından diğer restorasyonlara göre daha risklidir (Pereira ve ark 2016).

Bu materyaller içeriklerindeki itriyum oksit (% mol) ve alümina miktarlarına göre birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü nesil olarak ayrılmaktadır (Stawarczyk ve ark 2017a).

Birinci nesil monolitik zirkonya seramikler, % 3 mol Y_2O_3 ile parsiyel olarak stabilize edilmiş (3Y-TZP) malzemelerdir. Yapılarında 3 mol itriyum ile % 25 Al_2O_3 bulundurulur. Bu seramikler % 85 tetragonal, % 15 kübik faz içerir. Yüksek kırılma dayanımı ve düşük translüsensi özelliklerinden dolayı genellikle kor materyali olarak kullanılırlar. Eğilme dayanımları 1000-1400 MPa, kırılma dayanımları 3,5-4,5 MPa- $m^{1/2}$ 'dir (Amer ve ark 2015).

İkinci nesil monolitik zirkonya seramikler, % 3 mol Y_2O_3 ile parsiyel olarak stabilize edilmiş (3Y-TZP) malzemelerdir. Bu seramikler % 85 tetragonal, % 15 kübik faz içermektedir. Materyal içeriğindeki Al_2O_3 partiküllerinin sayıca ve boyutça azaltılmasıyla üretilmektedirler. Alumina içeriğinin azaltılması (3 mol itriyum, % 0,05 Al_2O_3) hidrotermal yaşlanma riski oluşturur ise de, ikinci nesil monolitik zirkonyalarda bu durum aşılmıştır (Amer ve ark 2015, Stawarczyk ve ark 2017a).

Üçüncü nesil monolitik zirkonya seramikler, % 5 mol Y_2O_3 ile parsiyel olarak stabilize edilmiş (5Y-TZP) malzemelerdir. Birinci ve ikinci nesil monolitik zirkonyaya göre tetragonal faz ile % 53 kübik faz içeren seramiklerdir. “Kübik zirkonya” olarak da isimlendirilmektedir. İtiryum oksit ilavesi % 5’e çıkarılarak diğer nesillere göre translusensi özellikleri yükseltilmiş olsa da eğilme dayanımları 700-800 MPa, kırılma dayanımları 2,2-4 MPa-m^{1/2} arasına düşmüştür (Amer ve ark 2015, Stawarczyk ve ark 2017a, Mao ve ark 2018). Bu sebeple anterior bölge restorasyonlarında kullanımları tavsiye edilmektedir (Camposilvan ve ark 2018, Mao ve ark 2018).

Dördüncü nesil monolitik zirkonya seramikler, % 4 mol Y_2O_3 ile parsiyel olarak stabilize edilmiş (4Y-TZP) malzemelerdir. İçeriklerinde 4 mol itiryum oksit ve % 0,05 mol Al_2O_3 bulunmaktadır. Üçüncü nesil monolitik zirkonyaların kırılma dayanımlarını artırmak için geliştirilmiştir. Dayanımları daha yüksek ve translusensi özellikleri kabul edilebilir düzeydedir (Amer ve ark 2015, Stawarczyk ve ark 2017a).

Zirkonya seramikler üniform monokromatik materyaller olarak bulunmaktadır. İsteğe bağlı olarak infiltrasyon ile renklendilebilmektedir. Dişten mineye kadar renk varyasyonlarını taklit edebilmek için polikromatik (karışık) CAD/CAM disk üretiminde ve kullanımında artış vardır (Katana Zirconia ML, Kuraray). Bu materyaller translusensileri artırılarak da üretilmektedirler (Lava Plus, Cercon HT, Zenost Full Countur Zirconia, NexxZr T, Zirlux FC₂) (Gracis ve ark 2015).

Zirkonya kronlar implant ve abutmentlerde, sabit dental protezlerde ve post-core restorasyonlarda yoğun olarak kullanılmaktadır (Gracis ve ark 2015, Stawarczyk ve ark 2017b, Lee 2018). Stabilize zirkonya polikristalin seramiklere örnek olarak Katana Zirconia ML (Kuraray Noritake, Miyoshi, Japonya), In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik), NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare, Gothenburg, İsviçre), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) ve IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent) verilebilir.

IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent) itiryum ile stabilize zirkonyum oksit bloklardır. Translenssi özelliklerine göre Classic, LT, MT ve MT Multi olarak üretilmişlerdir. Translenssi oranının artmasıyla bükülme direnci azalmaktadır (850-1200 MPa). Endikasyonları anterior ve posterior bölge kron, anterior ve posterior

bölge köprü (3-12 üye), primer teleskop kronlar, inley köprü, implant üstü kron ve köprülerdir (Büyükdere ve Yenice 2020).

IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent), kompozisyonunda % 88 ile % 95.5 zirkonyum oksit, % 4.5 ile % 7.0 itrium oksit, % ≤ 5 hafnium oksit, % ≤ 1 alüminyum oksit ve % ≤ 1.5 diğer oksitler bulunan bir multioksittir. 3Y-TZP ve 5Y-TZP yapısında olup Gradient Teknolojisi adı verilen yenilikçi bir üretim teknolojisi ile 16-20 mm kalınlığındaki disk şeklinde üretilmektedir. Gradient Teknolojisi, doldurma teknolojisi ve yüksek kaliteli ısı işlemi ile ham maddelerin özel bir şekilde rafine edilmesine dayalı yeni bir üretim teknolojisidir. IPS e.max ZirCAD Prime birçok özelliği tek malzemede birleştiren disk şeklinde bir materyaldir. Optimal translusensi özelliğiyle doğal diş görünümüne en yakın rengi verir. Polikromatik olarak üretilmektedir. Üst düzeyde estetik sağlar. Bükülme dayanımı çok yüksek olup ortalama 1200 MPa'dır. Kırılma dayanımı ≥ 5 MPa'dır. Renklendirme (staining), cut-back, veneerleme ve infiltrasyon gibi tüm tekniklerle kullanılabilirler. Endikasyon alanları, üç üniteli ve çok üniteli köprü çerçeveler (maksimum iki pontik), tam kontur dört ve çok üniteli köprüler (maksimum iki pontik), anterior ve posterior tam kontur kronlar, tam kontur üç üyeli köprülerdir (Ivoclar Vivadent 2022).

b) Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonya genellikle tetragonal fazda kısmi stabilize olduğundan ve alümina orta dayanımda olduğundan bileşiminde ya mikro ya da nano boyutlarda zirkonya ve alümina bulunan zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) kompozitlerin (kompozit iki ya da daha fazla değişik fazı ifade etmektedir, buradaki fazlar alümina ve zirkonyadır) artroplastik uygulamalarda kullanılması için üretiminde artış bulunmaktadır (Chevalier ve ark 2009, Roualdes ve ark 2010). Genellikle ZTA'nın bileşiminde % 50 ve üzerinde alümina, ATZ'de ise % 50 oranında zirkonya bulunmaktadır (Gracis ve ark 2015). Parsiyel stabilize zirkonyalarda oluşan düşük ısı bozulması, tetragonal fazdan monoklinik faza yavaş bir dönüşüm olmasıyla gerçekleşir. Bu kompozit materyallerin Y-TZP'lere göre avantajı, sinterlemeden önce alümina partiküllerine nano partikül boyutlarında zirkonya ilave edildiği için düşük ısı bozulmasına karşı

daha dayanıklı olmaları, ayrıca dayanıklılıklarının ve kırılma dirençlerinin daha fazla olmasıdır (Fasbinder 2010, Ruse ve Sadoun 2014).

1.4.3. Rezin Matriks Seramikler

Protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan seramik materyallerin optik ve mekanik özellikleri iyi, elastik modülü mineye yakın olmasına rağmen tamir edilebilmeleri çok zordur. Ayrıca seramik restorasyonların final kalınlıkları minimal 1,5-2,0 mm olması gerektiği için diş preparasyonunun neticesinde fazla miktarda diş dokusu kaybedilmektedir (Ryou ve ark 2011, Dirxen ve ark 2013). Kompozit restoratif materyallerin ise mekanik özellikleri düşük, elastik modülü dentine yakın, buna karşın tamiri ve modifikasyonları daha kolaydır. Bu sebeplerle seramik materyaller ile kompozit materyallerin avantajlı yönlerini birleştirerek yeni bir seramik çeşidi elde edebilmek amacıyla rezin matriks seramikler üretilmiştir (Nguyen ve ark 2014, Büyükdere ve Yenice 2020).

Rezin matriks seramikler, bir organik matriksle yüksek oranda doldurulmuş seramik partiküllü materyalleri kapsarlar. Bu nedenle geleneksel seramik sınıflandırmasının dışında kalırlar (Powers ve Sakaguchi 2006, Gracis ve ark 2015). Rezin matriks seramikler yapılarında organik matriks içermelerine rağmen 2013'te "ADA Code on Dental Procedures and Nomenclature" güncel tanımlamasına dâhil edilmişlerdir. Rezin matriks seramikler geleneksel seramiklere göre dentinin elastisite modülünü çok daha iyi simüle ederler. Cam ve polikristalin seramiklere göre frezelenmeleri ve düzeltilmeleri daha kolay materyallerdir. Kompozit rezin ile tamir ve modifikasyonu kolaydır (Gracis ve ark 2015).

Rezin matriks seramikler bileşimleri bakımından kendi içlerinde çok farklılık gösterirler, fakat CAD/CAM için spesifik olarak üretilirler. İnorganik içeriklerine göre kendi içlerinde aşağıda belirtilen üç alt gruba ayrılırlar (Gracis ve ark 2015).

a. Rezin Nanoseramikler

Ağırlıklarının yaklaşık % 80'i oranında rezin matriks içerisine nanoseramik partiküllerinin doldurulmasıyla elde edilen yüksek sertlikteki materyallerdir (Gracis ve ark 2015). Bu doldurucular; geleneksel seramikler, polikristalin seramikler veya seramik-zirkonya bileşimlerinden olabilmektedir (Lambert ve ark 2017). Rezin

nanoseramiklerin elastik modülü 10-20 GPa olup, dentinin elastik modülüne oldukça yakındır. Karşıt dişlerde cam seramiklere göre daha az aşınma gösterirler. Kırılma dirençlerinin değerleri feldspatik, lösit ve kompozit içeren seramiklerden daha yüksek olup, lityum disilikat ile güçlendirilmişlere benzerdir (Magne ve ark 2011, Büyükdere ve Yenice 2020).

Rezin nanoseramikler örnek olarak Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, ABD) verilebilir. Lava ultimate 2012 yılında piyasaya sürülmüş CAD/CAM rezin matriks seramik bloğudur. İçeriğindeki silika nanopartiküllerinin çapı 20 nm, zirkonya nanopartiküllerininki ise 4 nm ile 11 nm arasındadır. Silika-zirkonya nano partikülleri doldurucular arasındaki boşlukları azaltarak materyale yüksek nanoseramik ağ özelliği kazandırmaktadır (Gracis ve ark 2015). Rezin nanoseramiklerin organik matriksini; Bisfenol-A-glisidil dimetakrilat (Bis-GMA), etoksillenmiş bisfenol-A-glikol dimetakrilat (Bis-EMA), diüretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) oluşturmaktadır. Blokların üretimi sırasında ilave edilen silan molekülü, rezin matriks ile inorganik nano yapı arasındaki kimyasal bağlanmayı sağlamaktadır (Horvath 2016, Büyükdere ve Yenice 2020). Lava Ultimate 200 MPa bükülme direncine, 29,8 GPa elastik modüle sahiptir (Lauvahutanon ve ark 2014). Fırınlama gerektirmez. Kompozitlerle ağız içi tamiri rahat yapılabilir. İnley, onley, veneer restorasyonlarda kullanımı endikedir (Koizumi ve ark 2015, Büyükdere ve Yenice 2020). Rezin nanoseramiklerin diğer örnekleri Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) CAD/CAM seramik bloğu, 2017 yılında piyasaya sürülen Grandio Blocks (VOCO, Cuxhaven, Almanya) ve Brillant Crios'dur (Coltène Whaledent; Altstätten, İsviçre) (Kara 2022).

b. Rezin İnfiltr Cam Seramikler

Rezin infiltr cam seramiklerin yapım amacı, kompozitlerdeki ve seramiklerdeki üstün özellikleri bir araya getirmektir. Rezin infiltr seramik olarak Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) 2015 yılında tanıtılmıştır. Üretici firma tarafından rezin infiltr cam seramikler “hibrit seramik” olarak adlandırılmıştır. Ayrıca, polimer infiltr hibrit seramik (PIHC), polimer infiltr seramik ağ (PICN) olarak ta adlandırılmaktadır. Bu seramik tipik olarak iki ağ yapıdan oluşmaktadır. Birincisi feldspatik seramik ağ yapı (ağırlıkça % 86) ikincisi ise polimer ağ yapıdır (ağırlıkça % 14). Seramik ağ yapı (% 84) ile polimer ağ yapı (% 14) birbirinin içine

gömülmüştür. Seramik kısmın içeriği % 58-68 SiO₂, % 20-22 Al₂O₃, % 9-10 Na₂O, % 4-5 K₂O, % 0,5-2 B₂O₃ ile % ≤1 Zr₂O ve CaO'tir. Polimer ağ yapısını UDMA ile TEGMA oluşturmaktadır (Gracis ve ark 2015). Bu bloklar içeriklerindeki seramik ve polimer ağ yapıdan dolayı hem seramik hem de kompozit özellik göstermektedirler (Kara 2020). Bu materyaldeki polimer ağ yapısı sayesinde seramiklerde yaygın olarak görülen çatlak ilerlemesi problemi azaltılmıştır. Geleneksel seramiklere göre karşı dişte daha az aşınmaya sebep olmaktadır. Sertlik değeri düşük olduğu için geleneksel seramiklere göre daha fazla aşındığı bildirilmektedir (Coldea ve ark 2013). Translucensi özelliklerine göre translucent (T) ve high translucent (HT) olmak üzere iki tip blok formları bulunmaktadır. Bükülme dayanım değerleri 150-160 MPa arasında, elastik modülü ise 30 GPa civarındadır. Sağlam diş dokusunun korunduğu duvar kalınlıklarının azaldığı posterior bölgedeki minimal restorasyonlarda kullanılırlar (Venturini ve ark 2019, Büyükdere ve Yenice 2020). Endikasyon alanları; inley, onley, anterior-posterior bölge kron, implant üstü kron ve preparasyon yapılmadan yapılan veneerlerdir (Büyükdere ve Yenice 2020).

c) Rezin İnfiltrat Zirkonya-Silika Seramikler

Rezin infiltrat zirkonya-silika seramiklerin ağırlıkça % 60'tan fazlasını inorganik maddeler, organik kısmını ise Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA oluşturmaktadır. Bu grupta üretilen ilk CAD/CAM kompozit esaslı blok Paradigm MZ100 (3M ESPE, Minnesota, ABD)'dir. Bu blokların inorganik kısmını 0,6 µm'lik küresel şekilli ultra ince zirkonya-silika, organik kısmını Bis-GMA ve TEGDMA oluşturmaktadır (Gracis ve ark 2015, Mainjot ve ark 2016). Bu gruptaki diğer bir seramik Shofu Block HC (Shofu Inc., Japonya)'dir. Bunlar içeriğinde porlu yapıda seramik dolgu malzemesi bulunduran bloklardır. Ağırlıklarının % 85'ten fazlasını 0,6 µm'lik küresel şekilli ultra ince zirkonya-silika seramik partikülleri oluşturmaktadır (Gracis ve ark 2015). Organik yapıyı ise UDMA ve TEGDMA oluşturmaktadır (Horvath 2016). Doğal ışık geçirgenliğine sahiptirler. Kırılmaya karşı dayanıklıdır. Estetik görünimleri uzun süre devam eder. Endikasyonları; anterior ve posterior restorasyonlar, implant destekli restorasyonlar, inley, onley ve veneer kronlardır (Sevmez ve ark 2019).

1.5. CAD/CAM ile Kullanılan Blok Materyaller

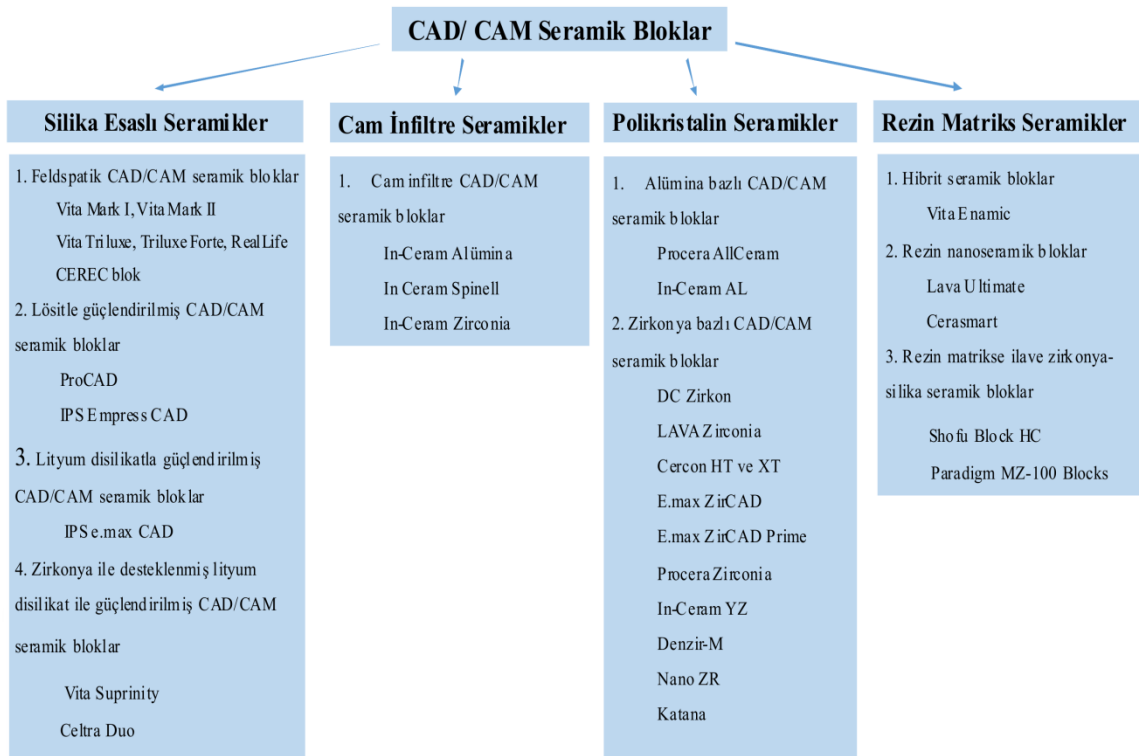
Bütün CAD/CAM teknolojileri birbirini takip eden ve aşağıda belirtilen üç işlemi gerektirir (Baroudi ve Ibraheem, 2015).

1. Görüntü alınması: Görüntü alma işlemi şekil geometrisini dijital veri formatına dönüştürerek bilgisayar tarafından işlenebilir hale getiren bir tarayıcı tarafından yapılır.

2. Restorasyon tasarımı: Elde edilen verileri dijital ortamda şekillendirebilen ve üretilcek restorasyon için veri üretebilen yazılımlar sayesinde restorasyonun tasarımı gerçekleştirilir.

3. Restorasyonun üretilmesi: Veri setini arzu edilen tasarıma çeviren bir üretim teknolojisidir.

CAD/CAM sistemleriyle frezelenen blok materyallerde çok geniş bir ürün çeşitliliği bulunmaktadır. Dayanıklılığı artırılmış CAD/CAM blok seramiklerin üretilmesi her ne kadar anterior ve posterior bölgede kullanımlarını mümkün hale getirmiş ise de camsı yapının azaltılıp kristal yapının artması estetik özelliklerde azalmaya sebep olmaktadır. Geleneksel sistemlerle üretilen seramiklerle karşılaştırıldığında CAD/CAM materyaller daha avantajlıdır (Büyükdere ve Yenice 2020). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan blok materyallerin sınıflandırılması Şekil 1.2.'de görülmektedir.



Şekil 1.2. CAD/CAM ile kullanılabilen seramik materyallerin sınıflandırılması (Li ve ark 2014, Büyükdere ve Yenice 2020).

1.6.Rezin Simanlar

Restorasyonların başarısında en önemli faktörlerden birisi de kullanılan simanlar ve uygulanan simantasyon tekniğidir. Protezlerin kesilmiş dişlere ve kavitelere kusursuz tutunması, optimal yalıtım sağlaması ve protezin mümkün olduğunca uzun ömürlü olması simanın yapıştırıcı özelliğine bağlıdır. Tam seramik kronların diş dokusuna yapıştırılması amacıyla 1900'li yılların başından günümüze kadar çeşitli simanlar kullanılmıştır. Konvansiyonel simanlarda görülen yüksek çözünürlük, adezyon eksikliği ve estetik yetersizlik gibi problemlerden dolayı söz konusu olumsuzlukların iyileştirilmesi için rezin (adeziv) simanlar geliştirilmiştir (Hill ve Lott 2011, Akın ve Yüzüğüllü 2013, Türk ve ark 2014, Sofan ve ark 2017).

Rezin simanlar; rezin esaslı kompozitlerin içeriğinde az doldurucu bulunduran veya hiç doldurucu bulunmayan, ince bir film kalınlığı oluşturabilen, tatminkâr çalışma ve uygulama zamanı veren, düşük viskoziteli, ıslatabilirlik özellikleri yüksek, küçük molekülü monomerlerin oluşturduğu büyük polimer molekülü kompozit malzemeler olarak tanımlanmaktadır (Uludamar ve ark 2011, Akın ve Yüzüğüllü 2013, Sofan ve ark 2017). Rezin simanlar, diş ile restoratif materyal

arasındaki bağlantıyı sağladıkları için “aktif yapıştırma ajanları” olarak da tanımlanabilmektedirler (Carville ve Quin 2008, Simon ve Darnel 2012, Türk ve ark 2014). Rezin simanlar, diş dokularını desteklerler. Fonksiyonel kuvvetleri uygun bir şekilde dağıtırlar. Estetik açıdan oldukça iyi sonuç verirler (Parlar Öz ve ark 2013). İnce veneerler (0,4-0,8 mm) kullanıldığında veneerlerin rengi siman renginden dolayı değişmektedir (Türk ve ark 2014).

Rezin simanların işlevleri; restorasyonların yerlerinde kalmalarını sağlamak, canlı diş yapısını korumak, diş ile restorasyon arasındaki bağlantıyı kompakt bir şekilde sağlamak ve sürdürmektir (Türk ve ark 2014). İdeal bir siman; maksimum 25 µm film kalınlığında, çalışma süresi uzun, kısa sürede sertleşen, streslere karşı dirençli, elastik modülü mineninkine (84-130 GPa) ve dentininkine (13,7 GPa) benzer, pulpayı irrite etmeyen, mikrosızıntı göstermeyen, yüksek estetik özellikte ve artık kısımları kolay temizlenebilir olmalıdır (Rosenstiel ve ark 1998, Akın ve Yüzügüllü 2013).

1.6.1. Rezin Simanların Yapısı

Rezin simanların yapısında; organik polimer matriks faz, inorganik doldurucu faz ve bağlayıcı (ara) ajan faz olmak üzere üç farklı faz bulunur. Ayrıca renk pigmentleri ilave edilir (Summit ve ark 2006, Parlar Öz ve ark 2013, Akın ve Yüzügüllü 2013, Sofan ve ark 2017).

Organik Polimer Matriks Faz

Organik polimer matriks faz, temelde yüksek molekül içeren monomerlerden oluşmaktadır (Akın ve Yüzügüllü 2013, Parlar Öz ve ark 2013). Kompozit rezinlerde kullanılan yüksek moleküllü ilk üretilen monomer, Bisfenol-A ve glisidil dimetakrilatın reaksiyon ürünü çift fonksiyonlu Bis-GMA’dır. Su emme özelliği yüksek ve viskoz yapıda olduğu için Bis-GMA yerine UDMA monomer olarak kullanılmaktadır. Bis-GMA ve UDMA monomerlerinin viskozitelerinin yoğun olması kullanımlarını güçleştirmektedir. Kullanımlarını kolaylaştırmak için her iki monomerde TEGDMA benzeri içeriğinde çift karbon bağları bulunan düşük molekül ağırlıklı bileşikler eklenerek viskoziteleri dilüe edilmektedir (Roberson ve ark 2006, Van Landuyt ve ark 2007, Sofan ve ark 2017).

İnorganik Dolduruculu Faz

Rezinin fiziksel ve mekanik niteliklerini iyileştirmek için matriks içine farklı şekil ve büyüklüklerde kuartz, lityum alüminyum silikat, cam, borosilikat cam, stronsiyum, baryum, iterbiyum, çinko, baryum alüminyum silikat benzeri inorganik doldurucu partiküller ilave edilir (O'Brein 2002, Akın ve Yüzügüllü 2013, Parlar Öz ve ark 2013). Stronsiyum, baryum, zirkonyum ve iterbiyum gibi atom ağırlığı yüksek elementler radyo-opasiteyi sağlamaktadır (O'Brein 2002, Parlar Öz ve ark 2013). İlave edilen doldurucu partiküllerin büyüklüğü, şekli ve miktarına bağlı olarak rezinlerin mekanik ve fiziksel nitelikleri değişmektedir. İlave edilen bileşen miktarı arttıkça organik matriks miktarı düşmekte, ısı genleşme katsayısı, su emilimi ve de polimerizasyon büzülmesi azalmakta dolayısıyla dayanım artmakta, sonuçta rezin simanın mekanik özellikleri iyileşmektedir (Roberson ve ark 2006, Van Landuyt ve ark 2007, Akın ve Yüzügüllü 2013, Sofan ve ark 2017). Ancak simandaki inorganik doldurucu partikül miktarının yüksek olması akıcılığı azaltarak ve film kalınlığını artırarak bir dezavantaj oluşturmaktadır (Anusavice 2003, Parlar Öz ve ark 2013). Doldurucu oranı hacimce % 30-66, doldurucu boyutu 0,5-8 µm arasında değişirken, mikro doldurucu içerikli rezin simanlarda 40 nm ortalama doldurucu boyutudur (Sakaguchi ve Powers 2012).

Bağlayıcı (ara) Ajan Faz

Bağlayıcı ajan faz, organik polimer matriks faz ile inorganik dolduruculu fazı birbirine sıkıca bağlar. En yaygın olarak kullanılan bağlayıcı ajan, organik silikon bileşiği olan silandır. Çift fonksiyon görevinde bulunan bu moleküllerin bir uçları OH⁻ grupları ile bağlanırken, diğer uçları ise matriks fazdaki monomer ile çift bağlar şeklinde kopolimerize olurlar (Roberson ve ark 2006, Sofan ve ark 2017). Silan bağlayıcı ajanlar, bir taraftan rezinin mekanik ve fiziksel niteliklerini yükseltirken, diğer taraftan rezin ile partikül ara yüzeyi boyunca su geçişine izin vermeyerek hidrolitik dengelenmeyi sağlar. Böylece rezinin stabilitesi artarken ve su emilimi azalır (Anusavice 2003, Parlar Öz ve ark 2013).

1.6.2. Rezin Simanların Sınıflandırılması

Rezin simanlar; polimerizasyon derecesine ve adeziv sistemlerine göre iki ana başlık altında sınıflandırılırlar (Türk ve ark 2014, Weiser ve Behr 2015, Sofan ve ark 2017).

Polimerizasyon Derecesine Göre Rezin Simanların Sınıflandırılması

Polimerizasyon derecesine göre rezin simanlar kendi içinde; kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanlar, ışık ile polimerize olabilen rezin simanlar ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen simanlar olmak üzere üç alt grupta sınıflandırılırlar (Anusavice 2003, Burgess ve ark 2010, Weiser ve Behr 2015, Sofan ve ark 2017).

Kimyasal Olarak Polimerize Olabilen Rezin Simanlar

Kimyasal olarak polimerize olabilen simanlar (self-cured = otopolimerizasyon) toz-likit şeklinde ya da katalizör ve baz olarak iki pat şeklinde üretilmişlerdir (Uludamar ve ark 2011). Yaygın olarak kullanılan iki pat şeklinde olanıdır. Pat şeklindeki simanların katalizör patında bulunan benzoil peroksit polimerizasyonu başlatan içerikken, baz patında bulunan aromatik tersiyer aminler ise polimerizasyonu hızlandıran içeriklerdir (Akın ve Yüzügüllü 2013, Sofan ve ark 2017). Toz-likit sisteminde toz kısmı; borosilkat ya da silika cam ile polimerizasyon başlatıcısı peroksit oluşturur. Likit kısmı; Bis-GMA ve/veya diğer metakrilat monomerleri gibi reaksiyon hızlandırıcı tersiyer aminler oluşturur (Lu ve ark 2005, Akın ve Yüzügüllü 2013, Sofan ve ark 2017). Kimyasal olarak polimerizasyonun meydana gelebilmesi için peroksit başlatıcılar ile amin hızlandırıcıların bir arada olması şarttır. Polimerizasyon oda ısısında serbest radikallerin oluşumunu sağlar (Türk ve ark 2014).

Kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların avantajı; polimerizasyonun kademeli ve yavaş olması ile çok düşük miktarda polimerizasyon büzülmesine sahip olmalarıdır. Bu simanların dezavantajları, karıştırmaya başlanılmasıyla birlikte reaksiyon gerçekleştiği için çalışma süresinin kısa olması, sertleşme süresinin uzun olması, baz ile katalizörün karıştırılması sırasında içerisinde hava kabarcığı kalma ihtimalinin olması ve içeriğinde bulunan tersiyer aromatik

aminlerden dolayı restorasyon altında kimyasal renk değişikliğine sebep olması ile uygulama sonrasında amin renklenmesi kaynaklı düşük renk stabilizasyonu göstermesidir (Anusavice 2003, Uludamar ve ark 2011, Sakaguchi ve Powers 2012). Dolayısıyla kimyasal olarak polimerize olabilen simanlar, fazla renk ve translusensi seçeneği sunmamaktadırlar (Vrochari ve ark 2009, Türk ve ark 2014).

Kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların endikasyon alanları; kalınlığı 2.5 mm'den fazla olan tam seramik restorasyonlar, tutuculuğu zayıf metal restorasyonlar, ışık geçişinin mümkün olmadığı tam metal ya da metal-seramik restorasyonlar ile intraradiküler post simantasyonlardır (Anusavice 2003, Uludamar ve ark 2011, Sakaguchi ve Powers 2012, Akın ve Yüzügüllü 2013, Türk ve ark 2014, De Souza ve ark 2015). Panavia 21 (Kuraray), C&B (BISCO, ABD), Panavia F2.0 opak renk (Kuraray) bu grupta bulunan simanlardandır (Türk ve ark 2014).

Işık ile Polimerize Olabilen Rezin Simanlar

Işık ile polimerize olabilen rezin simanlar (light-cured = LC), tek pat halinde piyasaya sunulmaktadır. Genellikle düşük vizkoziteye sahip Bis-GMA içerirler (Akın ve Yüzügüllü 2013). Tek pat sistemlerde ışık ile polimerizasyon 470 nm dalga boyundaki görünür ışıkla gerçekleştirilir. Komferokinonun aktivatör başlatıcısı olarak kullanıldığı rezinlerde ise fotoaktivatör etkinliği başlatan en uygun dalga boyu 468 nm'dir (Hofmann ve ark 2001). Monomerler lazer, halojen, LED, plazma ark ışık kaynaklarından birisi ile direk aktive edilerek polimerize olurlar (Uludamar ve ark 2011). Polimerizasyon reaksiyonunun başlama prensibi, ışığa duyarlı komferokinon, luserin gibi reaksiyon başlatıcı ajanların yapısının bozularak serbest radikallerin oluşturulmasına dayanır (Roulet 1987, Davidson 2006). Alifatik amin gibi organik aminler reaksiyonu hızlandırmaktadır (Akın ve Yüzügüllü 2013).

Işık ile polimerize olabilen simanların avantajları; daha kısa sürede sertleşmeleri, daha uzun çalışma süresi vermesi, artık simanların temizlenmesinin daha kolay olması, farklı renk seçeneği sunması, renklerinin daha stabil olması ve restorasyon içine yerleştirilmesi esnasında hava boşluğu oluşma olasılığının daha düşük olmasıdır (Anusavice 2003, Pegoraro ve ark 2007, Uludamar ve ark 2011, Caprak ve ark 2019). Dezavantajları ise; uygulanan ışık çeşidine bağlı olarak değişik derecelerde polimerizasyon büzülmesi görülmesi, ışık gücünün az olması, ışığın

yeterli süre uygulanmaması, restorasyonun kalınlığının fazla olması, ışık kaynağının simana uzak mesafede olması gibi durumlarda yetersiz polimerizasyon oluşumudur. Bu durumlar simanın kimyasal, fiziksel ve mekanik dayanım özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (Jung ve ark 2001, Uludamar ve ark 2011, Akın ve Yüzügüllü 2013).

Bu rezin simanların endikasyon alanları; 2,0 mm kesit kalınlığından daha az, translusent özelliği yüksek seramik laminate veneerler, seramik braketler ve tam seramik restorasyonlardır (Lafuente ve ark 2000). Bu gruptaki rezin simanlara örnek olarak; NX3 Nexus Third Generation Light-cured (Kerr, ABD), Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent), Choise 2 Light-Cured Veneer Cement (BISCO, Inc., Schaumburg IL, ABD) ve RelyX Veneer Cement (3M ESPE, St, Paul, MN, ABD) verilebilir (Türk ve ark 2014).

Hem Işık Hem De Kimyasal Olarak Polimerize Olabilen Simanlar

Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen simanlar (dual-cured = DC) ışıkla polimerize olabilen simanlarda restorasyonun altında tam polimerizasyonun sağlanamaması ihtimaline karşı geliştirilmiş simanlardır. Bu sistemler iki pat olarak ya da toz-likit olarak üretilmektedir. Katalizör ve baz olmak üzere iki yapıdan oluşmaktadırlar (Uludamar ve ark 2011). Baz kısmın içinde komferokinon, diketon gibi ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan polimerizasyon başlatıcıları, katalizör pat içinde ise amin/peroksit kimyasal polimerizasyon sistemleri bulunur (Anusavice 2003, Uludamar ve ark 2011, Akın ve Yüzügüllü 2013). Bazın, tek başına ışıkla sertleştirilerek kullanılması mümkün olabildiği gibi katalizör ile karıştırılarak kullanımı da mümkündür (Uludamar ve ark 2011). Bir peroksit başlatıcı ve bir amin hızlandırıcı ile dual polimerize reaksiyon başlamaktadır. Işık reaksiyonunun başlaması için dalga boyu 460 nm olan mavi görülebilen ışığın komferokinonu aktive etmesi gerekir (Türk ve ark 2014). Klinisyene rahat bir çalışma imkânı sunması, kontrollü bir polimerizasyon sağlaması bu simanların en önemli avantajlarıdır (Lu ve ark 2005, Akın ve Yüzügüllü 2013). Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerizasyon veya kimyasal polimerizasyon için ilave kimyasalların (örneğin; benzoil peroksit, amin redox) kullanılması zamanla renk değişimine neden olabilmektedir. Bu tür kimyasalların kullanılmaması renk stabilitesini korumaktadır (Smith ve ark 2011).

Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen simanların endikasyonları; artan opasite ve kalınlık sebebiyle simana ulaşacak ışık miktarının yeterli olmayacağının düşünüldüğü durumlardır (Önal 2000, Koishi ve ark 2002, Üşümez ve ark 2004, Pegoraro ve ark 2007, Akın ve Yüzügüllü 2013, Türk ve ark 2014). Işık ile yeterince tamamlanmayan polimerizasyon süreci kimyasal yolla tamamlanmaktadır (Türk ve ark 2014). Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen simanlarda, kimyasal polimerizasyona göre ışıkla polimerizasyon reaksiyonu daha hızlı gerçekleşmektedir. Siman karıştırıldıktan sonra hemen ışıkla polimerize edilir ise vizkozitesi hızla yükseleceği için, kimyasal polimerizasyon reaksiyonunu sağlayan peroksit-amin sistemi yoğunluk artışından dolayı birbirini bulamayıp devre dışı kalır. Böylece polimerizasyon tam gerçekleşmez. Sonuçta rezin simanların sertliği azalarak klinik başarısızlık oluşturabilir (Türk ve ark 2014). Bu durumun önlenmesi için mümkün olduğunca klinik evrenin son aşamasında ışık kaynağının kullanılması önerilmektedir (White ve ark 1995, Türk ve ark 2014). Günümüzde en yaygın olarak kullanılan simanlar DC simanlardır (Akın ve Yüzügüllü 2013). Kimyasal, LC ve DC rezin simanların simantasyonunun karşılaştırıldığı bir çalışmada DC simanın mineye bağlanımının diğer simanlardan daha iyi olduğu belirlenmiştir (Kılıçarslan ve Zaimoğlu 2008). Dual cure rezin simanlara örnek olarak; Clearfil SA (Kuraray, Noritake, Japonya), RelyX Unicem/2 (3M ESPE, St Paul, MN, ABD), SmartCem 2 (Dentsply, New York, ABD), BisCem (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD), Monocem (Shofu Inc., Japonya), Multilink Sprint (Ivoclar Vivadent), iCem (Heraeus), Maxcem Elite (Kerr, ABD) ve Speed Cem (Ivoclar Vivadent) verilebilir (Türk ve ark 2014).

Rezin Simanların Adeziv Sistemlerine Göre Sınıflandırılması

Minede yapılan laminate preparasyonlar dışındaki restoratif uygulamaların tümü dentin ile ilişkilidir. Dentin yüzeyi; biyolojik açıdan duyarlı, ıslak, düşük yüzey enerjili ve pöröz olduğu için gerekmeyen doku kaybını engellemek, mikrosızıntı ihtimalini azaltmak ve bağlantıyı güçlendirmek için adeziv sistemler geliştirilmiştir (Kılıçarslan ve Zaimoğlu 2008, Türk ve ark 2014).

Rezin simanlar adeziv sistemlerine göre; asitlenen ve yıkanan adeziv rezin simanlar, kendinden asitli adeziv rezin simanlar ve kendinden adezivli rezin simanlar

olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır (Silva ve ark 2010, Simon ve Darnell 2012, Köroğlu ve ark 2012, Türk ve ark 2014, Weiser ve Behr 2015, Sofan ve ark 2017).

Asitlenen ve Yıkanan Adeziv Rezin Simanlar

Asitlenen ve yıkanan (Etch-rinse = total etch) adeziv rezin simanlar yapıştırma öncesinde asitleme, primer ve bonding (adeziv rezin) olmak üzere 3 aşama gerektirirler. Yüzeyi “asitle pürüzlendir-yık” prensibiyle kullanılan bu simanlar, en güvenilen ve uzun ömürlü olmakla birlikte, uygulamada teknik hassasiyet gerektirirler (Akın ve Yüzügüllü 2013, Türk ve ark 2014). Kullanım basamakları sayısına göre asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler 3 basamaklı ve 2 basamaklı olarak iki katagoriye ayrılır (Silva ve ark 2010, Parlar Öz ve ark 2013). Dış yüzeyine uygulanan yapıştırma aşamaları sırasıyla asit, primer, bonding ajanları uygulanarak üç aşamalı ya da asit uygulanmasının ardından, primer+bonding ajanlarının bir çözücü içinde tek şişede birlikte bulunmasıyla iki aşamalı olarakda olabilmektedir (Van Landuyt ve ark 2007, Türk ve ark 2014). Bu simanlarda kullanılan asit ajan çoğunlukla % 30-40’lık fosforik asittir. Üç aşamalı sistemlerde önce dış yüzeyi asitlendirilir (mine ve dentine sırasıyla 30 ve 15 saniye olarak % 30-40’lık fosforik asit uygulanır). Ardından sırasıyla primer solüsyonu ve adeziv rezin solüsyonu uygulanır (Parlar Öz ve ark 2013, Türk ve ark 2014). İki basamaklı sistemlerde ise önce asit uygulaması yapılır. Daha sonra tek şişede birleştirilmiş primer+adeziv rezin uygulanır (De Munck ve ark 2005, Parlar Öz ve ark 2013).

Asit ajan; önce smear tabakası ile dentin tubüllerinin içerisindeki smear tabakalarını uzaklaştırır. İntertubüler alanı, hidrate kollajen demetler ile sararak 3-10 µm derinliğinde demineralize ederek dentinin yapısındaki Tip 1 kollajeni açığa çıkarır (Ferracane ve ark 2011). Açığa çıkan kollajen fibriller, rezin polimerlerin mikromekanik kilitletmesini gerçekleştiren mikroretantif bir ağ vazifesi görür (Parlar Öz ve ark 2013). Dış yüzeyindeki asiti uzaklaştırmak için su ile yıkama yapıldıktan sonra adezivin çözücü içeriğine göre dış yüzeyi ya kurutulur ya da nemli bırakılır (Türk ve ark 2014).

Primer; hidrofilik özellikteki monomerlerin organik çözücülerde çözündüğü bir solüsyondur (Sofan ve ark 2017). Adeziv rezin; temelde hidrofobik monomerler bulunduran, genellikle etanol, aseton ve su içinde çözünmüş ya da dolduruculu,

doldurucusuz ve çözücüsüz bir solüsyon yapısındadır (Van Meerbeek ve ark 2005, Parlar Öz ve ark 2013). Rezin sarkıtlarını ve hibrit tabakasını oluşturmak üzere demineralize intertübüler dentine yayılırlar. Açığa çıkan kollajen fibrillere karşı hidrofilik, adeziv rezinle kopolimerizasyona karşı hidrofobik özellik gösterirler (Türk ve ark 2014).

Asitlenen ve yıkanan sitemlerde görülen başlıca dezavantaj, dentinin nem miktarına olan hassasiyettir. Dentin kollajenleri arasında gereğinden fazla su kalması durumunda rezin monomer intertübüler dentini yeterince dolduramayacağı için bağlantı ara yüzeyinde demineralize alanlar kalabilmektedir. Adeziv ile dentin ara yüzünde interfasiyal yıkımlar oluşabilmektedir. Buna bağlı olarak bağlantı gücü zayıflayabilir. Fazla su bırakılmasının aksine asit uygulanmış dentin bölgesinin aşırı kurutulması da istenmez. Aşırı kurutma kollajen fibrillerin rezin monomer ile kavranmasına mani olarak, hidrolizizasyona bağlı rezin çözünmesine ve bağlantı zayıflığına neden olabilmektedir (Van Landuyt ve ark 2007, Parlar Öz ve ark 2013).

Yapılan bir literatür çalışmada bu grup simanların hem in vitro hem de in vivo şartlarda optimal bağlanma sağladığı (Swift ve Bayne 1997), bu durumun mine ile çok güçlü bağlantı ve dentin hibridizasyonu ile gerçekleştirildiği bildirilmiştir (Myers ve ark 1994, Carvalho ve ark 2004, Carville ve Quinn 2008, Simon ve Darnel 2012). Bu simanlardan istenilen başarının elde edilebilmesi için üretici firmanın önerdiği süreler kadar uygulama yapılması ve tükürük temasının önlenmesi gerekmektedir (Türk ve ark 2014). Asitlenen ve yıkanan adeziv rezin simanlar light-cure veya dual-cure olarak polimerize olabilirler (Ferracane ve ark 2011). Konvansiyonel üç aşamalı adezivler ile karşılaştırıldığında iki aşamalı asitlenen ve yıkanan adeziv sistemlerin daha az bağlantı kuvveti gösterdikleri bildirilmiştir. Bu grupta bulunan simanlara örnek olarak; Choice 2 (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD), Variolink II (Ivoclar Vivadent), NX3 Nexus (Kerr, ABD), RelyX ARC (3M ESPE), RelyX Veneer (3M ESPE) ve Calibra (Dentsply) verilebilir (Türk ve ark 2014).

Kendinden Asitli Adeziv Rezin Simanlar

Kendinden asitli (Self-etch rinse = self-etch) adeziv rezin simanlarda ilave bir fosforik asit basamağı ve yıkama yoktur. Yıkama işlemi olmadığı için, klinik uygulama zamanı kısalır. Uygulama sırasında oluşabilecek hata riski azalır. Bu rezin

simanlar aynı anda asitleyen ve primer uygulayan monomerler içermektedir. Self-etch siman sistemleri uygulama şekillerine göre prepare dış yüzeyine önce kendinden asitli-primer, sonra bonding ajan uygulanması şeklinde iki aşamalı olabileceği gibi, asitli-primer-bonding ajanın üçünün birden uygulandığı tek aşama şeklinde de olabilir (Radovic ve ark 2008, Parlar Öz ve ark 2013, Akın ve Yüzügüllü 2013, Türk ve ark 2014). Asit derecelerine göre, hafif asidik ($\text{pH} \geq 2$), orta kuvvetli (pH yaklaşık 1,5) ve kuvvetli ($\text{pH} \leq 1$) olarak sınıflandırılırlar.

Hafif asidik sistemler, dentini yüzeysel olarak demineralize eder. Kollajen lifler çevresindeki hidroksiapatit kristaller tam olarak uzaklaştırılmaz. Genellikle smear da dentin tübüllerinden tamamen uzaklaştırılmaz. Sonuçta olabildiğince ince bir hibrit tabakası meydana gelir. Orta kuvvetli kendinden asitli adeziv sistemler, ince bir hibrit tabakası oluşturup, rezin taglar olmamasına rağmen iyi sonuçlar vermektedir. Kuvvetli asidik sistemler ile oluşturulan hibrit tabakası ise total-etch adeziv sistem ile oluşturulanlara benzemektedir (Parlar Öz ve ark 2013).

Asidik primerler, yıkanarak uzaklaştırılmazlar ve intertübüler dentin ile hibrit tabakasını oluştururlar (Türk ve ark 2017). Demineralizasyon ürünleri ile smear tabakası ortadan kaldırılamaz. Modifikasyona uğratarak hibrit tabakaya katılırlar. Ko-monomerlerin mine ve dentine penetrasyonu ile rezin bağlantılar meydana getirilir. Dentin dokusu dekalsifikasyonu ile asidik ko-monomerlerin penetrasyonu aynı miktarda olduğu için post-operatif hassasiyetler de oluşmamaktadır (Akın ve Yüzügüllü 2013).

Bonding ajan, hibrit tabaka ile rezin siman arasında köprü vazifesi görür (Türk ve ark 2014). İki aşamalı bağlayıcı ajanlarda dentinin ve minenin kendinden pürüzlendirme yapabilen bir primer yardımıyla hazırlanmasının ardından adeziv rezin uygulanır (Akın ve Yüzügüllü 2013). İki aşamada uygulanan simanlardaki amaç; klinisyen hatalarının en aza indirgemektir (Christensen 2007). Ancak uygulama aşamalarının az olması sebebi ile yaygın olarak kullanılmakta ise de total-etch simanlara göre mine yüzeyine daha zayıf bağlanım göstermektedirler (Christensen 2007, Türk ve ark 2014).

Son yıllarda tüm bileşenlerin tek şişede toplandığı veya tek aşamada uygulanan sistemler geliştirilmiştir. Bunların pH'ları 1,5-2,5 arasında olup nemli kısmı

metakrilat bazlıdır. Bu yüksek asidik ortam içerisinde 2-hidroksietilmetakrilat (HEMA), TEDGMA, metakriloksidisilidihidrojenfosfanat (MDP) ve HEMA-fosfat gibi esterler hidrolitik olarak indirgenir (Akın ve Yüzügüllü 2013). Tek aşama self-etch sistemlerin dezavantajı, kullanılan asidik materyallerin fazla su emmesine bağlı olarak ara yüzde ağaç dallarına benzeyen suyolları oluşturması, adeziv boyunca sıvı geçişine izin vermeleri, bu durumun bağlanmayı olumsuz etkilemesidir. Bu sebeple tek aşamalı bağlayıcı sistemlerin, rezin esaslı adeziv simanlar ile beraber kullanılmaları önerilmektedir (Akın ve Yüzügüllü 2013, Türk ve ark 2014). Dört farklı total-etch ve beş farklı self-etch adezivin dentine mikrotensile bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada gruplar arasında önemli bir fark tespit edilmemiştir (Yeşilyurt ve Bulucu 2006). Kendinden asitli rezin simanlara örnek olarak; RelyX Ultimate (3M ESPE St, Paul, MN, ABD), Clearfil Esthetic Cement Ex (Kuraray, Noritake, Japonya), Panavia F2.0, Panavia 21 (Kuraray, Noritake, Japonya) ve Multilink (Ivoclar Vivadent) verilebilir (Türk ve ark 2014).

Kendinden Adezivli Rezin Simanlar

Günümüzün en yeni ve en yaygın kullanılan kendinden adezivli (self-adeziv) simanlar, yapıştırma öncesinde asitleme, primer ve bonding basamaklarını gerektirmezler (Parlar Öz ve ark 2013, Türk ve ark 2014). 2002 senesinde self-adeziv simanlar piyasaya sunulmuştur. Self-adeziv rezin simanların geliştirilmesindeki amaç, konvansiyonel simanlardaki uygulamadaki kolaylıklar ve rezin simanların mekanik özellikleri ile adezyon ve estetik başarılarını bir araya getirilmesidir (Radovic ve ark 2008). Self adeziv simanların yapısında akrilik veya diakrilat monomerler ile asidik adeziv monomerler (self adeziv özelliği oluşturur) bulunur. Smear tabakasını uzaklaştırarak dentinle ara bağlantıyı sağlarlar (Ferracane ve ark 2011, Türk ve ark 2014). Kendinden adezivli rezin simanlar, herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadan diş yüzeyine bağlanabilmektedirler. Dolayısıyla tek aşamada simantasyon tamamlanır (Simon ve de Rijk 2006). Bu simanlarda fosforik asit rezine gömülü halde bulunur. Bağlanma, simanın karıştırma işlemi başladıktan sonra fosforik asit, doldurucu partiküller, dentin ve su varlığında etkileşimi ile gerçekleşir. Rezin işlem sonucunda çapraz bağlı bir polimer haline gelmektedir (Simon ve de Rijk 2006). İçerdiği multifonksiyonel monomerler bir taraftan mine ve dentini

dekalsifiye ederken diğer taraftan eş zamanlı olarak ortaya çıkan boşlukları doldururlar (Akın ve Yüzügüllü 2013).

Self-adeziv simanların avantajları; hem ışıkla hem de kimyasal polimerize olması, nemden etkilenmemesi, flor salınımı yapması, radyopak olması, uzun çalışma süresi sunması, geniş renk ve opasite alternatifine sahip olması, dış yüzeyinde ön hazırlık gerektirmemesi, kolay uygulanabilmesi, stabil bir boyutsal özellik göstermesi ve mekanik özelliklerinin iyi olmasıdır (Akın ve Yüzügüllü 2013). Smear tabakası uzaklaştırılmadığı için bu simanların postoperatif hassasiyet oluşturmadığı da belirtilmiştir (Radovic ve ark 2008).

Altı adet self-adeziv rezin siman ile iki adet konvansiyonel simanın mikro çekme bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı bir araştırmada; self-adeziv simanlara göre çok aşamalı adeziv simanların yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği belirlenmiştir (Viotti ve ark 2009). Yapılan başka bir literatür çalışmasında self-adeziv rezin simanların mineye oranla dentine daha iyi bir tutulum gösterdiği tespit edilmiştir (Burgess ve ark 2010). Mineye olan bağlantıyı artırabilmek için pürüzlendirme işlemi ya da bonding ajanı uygulanabileceği bildirilmektedir (De Munck ve ark 2005). Simanın mineye, dentine veya restorasyon yüzeyine olan bağlantısını artırmak amacıyla ilaveten pürüzlendirme işlemi yapılabilir ki, bu işleme “selektif pürüzlendirme” adı verilmektedir (Yang ve ark 2006, Al-Assaf ve ark 2007, Burgess ve ark 2010). Self-adeziv rezin simanlar kapsül veya iki pattan oluşan otomiks enjektör şeklinde piyasaya sürülmektedir. Otomiks enjektörden eş zamanlı olarak çıkan baz ve aktivatör sarmal bir tüp içerisinde karışarak çıkar ve karışmış olarak uygulanır. İçerisinde baz ve katalizörün bulunduğu kapsül formları ise, önce delici aparat yardımıyla aktif hale getirilir. Daha sonra karıştırıcıda karıştırılıp uygulanır. Günümüzde yaygın olarak kullanılan self-adeziv simanlar; Maxcem Elite (Kerr, ABD), RelyX Unicem, Unicem 2 (3M ESPE, St, Paul, MN, ABD), G-CEM (GC), SmartCem 2 (Dentsply, New York, ABD), Clearfil SA (Kuraray, Noritake, Japonya), BisCem (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD), iCem (Heraeus), Monocem (Shofu Inc., Japonya), Bifix SE (Voco), Multilink Sprint, Speed Cem (Ivoclar Vivadent)’dir (Türk ve ark 2014).

1.7. Dönüşüm Derecesi

Dönüşüm (polimerizasyon) derecesi (degree of conversion = DOC); bir polimerizasyon reaksiyonunda monomerlerin polimer rezin oluşturmak için tek karbon bağına (C – C) dönüşen çift karbon bağlarının (C = C) oranıdır (Ruyter ve Svendsen 1978, Daronch ve ark 2005, Anusavice ve ark 2013, Al-Ahdal ve ark 2015). Kompozit rezin simanların içeriğinde bulunan çift karbon bağların dönüşüm miktarının hızı ne kadar çok ise materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri (yüzey sertliği, gerilme direnci, kırılma direnci, aşınmaya karşı direnci, basma dayanımı) o derecede yüksek olmaktadır (Lovell ve ark 2001, Erdemir ve ark 2011).

Bir polimerizasyon reaksiyonunda ideal olan kompozit rezin içindeki tüm monomerlerin polimere dönüşmesidir. Fakat genel olarak materyalde % 55-75 arasında bir dönüşüm derecesi sağlanmaktadır (Al-Ahdal ve ark 2015). Dönüşüm derecesinin düşük olması, materyalde monomer miktarının fazla bulunması anlamına gelir (Daronch ve ark 2005). Böyle monomerler pulpa üzerinde sitotoksositeye, restorasyon-diş arası bağlantıda defektlere, marjinal bozulmalara, kenar sızıntısına, işlem sonrası hassasiyete, sertliğin azalmasına, renklenmeye, deformasyona ve sekonder çürük oluşumuna sebep olabilir (Kim ve Watts 2008, Barutçigil ve ark 2014).

Dönüşüm derecesini etkileyen faktörler arasında; toplam ışık enerjisi (Rueggeberg ve ark 2000, Rastelli ve ark 2008), ışınlama süresi, ışığın dalga boyu (Halvorson ve ark 2002, Rastelli ve ark 2008), monomer bileşeni, doldurucu tipi, başlatıcı konsantrasyonu (Vandewalle ve ark 2004), ışık şiddeti, ışık absorpsiyonu, sıcaklık, uygulayıcı ile ilgili faktörler, kompozit kalınlığı, ışık ucunun rezin restorasyona olan mesafesi bulunmaktadır (Anusavice ve ark 2013, Al-Ahdal ve ark 2015).

Dönüşüm derecesi, ilgili materyalin polimerizasyon öncesi ve sonrasında belirli kızılötesi (infrared = IR) ışığı dalga boylarında ölçülen değerlerinin aşağıdaki formülde (Rueggeberg ve ark 1990) yerine konularak hesaplanır (Witzel ve ark 2005).

$$DOC = 100 (1 - R_{\text{polimer}} - R_{\text{monomer}})$$

Formüldeki R değeri, belirli dalga boyları için alifatik C = C bağlarının en yüksek kızılötesi absorbands değerinin aromatik C = C bağlarının en yüksek kızılötesi absorbands değerine olan oranını ifade etmektedir.

1.7.1. Dönüşüm Derecesini Ölçmek İçin Kullanılan Yöntemler

Kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi ile ilgili durumlar ve bunları ölçmeye yönelik olarak yaygın olarak kullanılan yöntemler; artık monomerler ve bunları ölçme yöntemleri ve polimerizasyon büzülmesi ve stresleri ile bunları ölçme yöntemleridir (Ağaccioğlu ve Aytaç 2019).

Artık Monomerler ve Bunları Ölçme Yöntemleri

Polimerizasyon işlemi süresince simanlardaki monomer çift bağların tamamı reaksiyona katılamamakta, polimerizasyon oranı % 32-76 arasında gerçekleşmektedir. Kompozit materyallerden toksik kimyasal bileşenler salınmaktadır (Atalayın ve ark 2016). Bunun için kompozit rezinlerde polimerize olmuş materyalden salınan reaksiyona girmemiş monomerlerin konsantrasyonu ölçülerek sitotoksiteleri belirlenebilmektedir (Lagocka ve ark 2015, Ağaccioğlu ve ark 2019).

a. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi

Fourier dönüşümlü infrared spektroskopisi (Fourier Transform Infrared Spectroscopy = FTIR) moleküler özelliklerin değerlendirilmesi ve kimyasal reaksiyonların izlenmesi için geliştirilmiş bir yöntemdir. Rezin materyallerin içerdiği çift karbon bağlarının (C=C) polimerizasyon öncesi ve sonrasında vibrasyonlarını belirlemek mümkündür. Fakat materyal toz haline getirildiği için polimerizasyon derinliği ölçülemez (Tonetto ve ark 2013, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019). Yüksek spesifik dalga boylarında ve elektromanyetik dalgalarda materyalin atomları arasındaki kimyasal bağlarda spesifik bir titreşim göstermektedir (Sakaguchi 2012, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019). Bir kimyasal bağın titreşim frekansı, bu bağın sertliği ve bağın her ucundaki atomların kütlelerine bağlıdır. İki çeşit moleküler titreşim bulunmaktadır. Birincisi bağın uzunluğunu, ikincisi bağın açısını değiştirir. Absorpsiyon bantlarının spektrumdaki konumu, dalga boyu (λ) ile sembolize edilir.

Kızılötesi alanda yaygın olarak kullanılan birim ise aşağıdaki denkleme göre radyasyonun enerjisi (E) ve frekansı (ν) ile doğru orantılı olduğu için cm^{-1} olarak ifadelendirilen dalga numaralarıdır ($\bar{\nu}$). Formüldeki h Planck sabiti, c vakumdaki ışık hızıdır (Dönmez 2018).

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda} = hc \bar{\nu}$$

Gelişmiş spektrometrelerde; IR kaynağı, Michelson interferometresi ve IR dedektörü bulunur. Biri sabit diğeri hareketli iki dikey ayna ile bir ışın ayırıcıdan oluşan Michelson interferometresinin işlevi, bir ışın demetini iki ışın haline bölerek aynalar üzerine yansıtmaktır. Yansıyan ışınlar ayırıcıya ulaştığında orijinal ışının bir kısmı örnek materyal üzerine yönlendirilir. Örnek materyalin arkasındaki dedektör tarafından bu ışın algılanır. Hareketli aynanın pozisyonu değiştirilerek tekrarlanan ölçümler sonucu dedektör verileri bir interferogram sinyaline dönüştülür. Fourier dönüşümü, interferogramın bir bilgisayar tarafından IR spektrumu haline dönüştürülmesidir (Moraes ve ark 2008a, Dönmez 2018).

FTIR'ın avantajları; küçük miktarda bir örnekten ölçüm yapılabilmesi, örneklerin laboratuvara sevkinin kolay olması, kısa sürede sonuç vermesi, çoklu bileşiklerin aynı analiz edilebilmesi, birçok karmaşık matriksi analiz edilebilmesi, zaman ve ekonomik açıdan tasarruflu olmasıdır (Türker ve ark 2005).

b. Kromatografik Yöntemler

Kromatografiler, bir maddeyi oluşturan bileşenlerin birbirinden ayrılmasını gerçekleştirerek kalitatif ve kantitatif ölçümlerin yapılabilmesine imkan sağlayan yöntemlerin genel adıdır. Gaz kromatografi ve yüksek performans likit kromatografisi (High Performance Liquid Chromatography = HPLC) olarak iki farklı kromatografi bulunmaktadır. Kromatografik yöntemlerde sabit faz (kolon) ve hareketli faz (taşıyıcı) olmak üzere iki ayrı faz bulunur. Hareketli faz içerisinde yer alan bileşenler sabit faz içerisinde yer alan dolgu maddesi tarafından tutulur ve farklı hızlardaki hareketleri sebebiyle sabit fazı farklı zamanlarda terk ederler. Bu şekilde sabit fazı terk eden bileşenlerin derişimlerinin ölçülmesi ile kromatogram denilen grafik elde edilir (McMurry 2011). Rezin simanlardan salınan artık monomerlerin

ölçülmesinde HPLC'den yararlanılmaktadır (Sideridou ve Achilias 2005). Bis-GMA ve UDMA gibi ağır monomerler gaz kromatografisinde bozulmaktadır. Bozulma ürünleri ölçülmektedir. Bu nedenle büyük monomerlerin tayininde tercih edilmektedir (Lee ve ark 1998, Spahl ve ark 1998).

Polimerizasyon Büzülmesi ve Stresleri ile Bunları Ölçme Yöntemleri

Kompozit rezin materyallerin üretiminde ileri teknolojik yöntemlerden yararlanılmasına rağmen, ana bileşen olarak polimer matriks içermelerinden dolayı polimerizasyon sırasında bir miktar büzülme meydana gelmektedir (Ishikiriama ve ark 2012, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019). Polimerizasyon büzülmesi, polimerizasyon reaksiyonu sırasında monomerlerin birbirlerine yaklaşmasıyla ilişkilidir (Braga ve ark 2005, Ishikiriama ve ark 2012, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019). Kompozit rezinlerde gerçekleşen büzülme kompozitin hacmi, tipi, polimerizasyon hızı ve C faktör/dış preparasyonunun konfigürasyonuna bağlı olarak (Anusavice ve ark 2013) % 1,5 ile % 5 arasında değişmektedir (Weig ve ark 2015). Büzülme, kompozit rezinde iç gerilime sebep olmakta ve simanın kavite duvarlarına yapışarak sertleşmesi esnasında dış-restorasyon ara yüzü ile dış yapısında stresler artmaktadır (Sakaguchi 2012, Anusavice ve ark 2013, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019). Artan stresle birlikte dış-restorasyon ara yüzeyinde boşluklar, restorasyonun dış yüzeyinden ayrılması, dış deformasyonu, tüberkül kırıkları, mikrosızıntı, bağlanma dayanımının azalması görülebilmektedir (Gonçalves ve ark 2011, Sakaguchi 2012, Kwon ve ark 2012, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019). Polimerizasyon büzülmesi ve streslerinin en aza indirilmesi için; soft-start ışık ve stres absorbe eden kavite linerları kullanımı, materyal bileşiminin modifiye edilmesi ve restorasyonun inkremental yöntemle kaviteye montajlanması tavsiye edilmektedir (Al Sunbul ve ark 2016, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019). Polimerizasyon büzülmesi ve streslerini ölçmeye yönelik yöntemler hakkında bilgiler aşağıda verilmiştir.

a) Tensilometre

Tensilometrenin çalışma prensibi; geri bildirimli bir kontrol ile universal test cihazına bağlı iki çubuk arasına yerleştirilen materyalin polimerizasyonu esnasında oluşan kuvvetin kayıt edilmesine dayanmaktadır. Çubuklardan biri sabit diğeri ise piston başına bağlıdır. Gerilim değeri bu kuvvetin, örneğin başlangıç kesit alanına

bölünerek bulunur (Sakaguchi 2012, Gonçalves ve ark 2011, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019).

c. Tensometre

Tensometrenin alışma prensibi; biri cihazın tabanına diğeri kaldıraç sütununa bağlanmış iki cam çubuk arasına yerleştirilen materyalin, polimerizasyon esnasında sütunda gerçekleştirdiği defleksiyonun lineer variable differantial transformar (LVDT) ile kaydedilmesine dayanmaktadır. Tensometrede kuvvet kaydetme sistemi bulunmadığı için, hesaplama bir formül yardımıyla yapılmaktadır (Wang ve ark 2014, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019).

d. Çatlak Analizi

Çatlak analizi yönteminin prensibi; bir materyaldeki lokal büzülme kuvvetlerinin materyalde oluşturduğu çatlak ilerlemesine etkisini belirlemeye dayanmaktadır. Bu yöntemde diş minesini simüle eden kırılğan materyalde bir kavite aılır. Kavitenin çevresinde çatlak izleri oluşturulur. Test edilecek kompozit materyal kaviteye yerleştirilerek polimerize edilir. Polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak şekillenen çekme gerilimleri neticesinde çatlak boyutlarındaki değişimler belirlenir. Polimerizasyon kuvvetleri, çatlak boyutundaki değişim ve ilgili materyalin bilinen kırılma dayanım değerinden hareketle hesaplanır (Yamamoto ve ark 2012, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019).

e. Koordinat lme Cihazı

Koodinat lme yönteminin çalışma prensibi, katı bir yüzey üzerindeki bir noktanın kartezyen koordinat değerlerinin elde edilmesi ve bu değerlerin bir bilgisayar programı yardımıyla matematiksel olarak hesaplanmasına dayanmaktadır (de Melo Monteiro ve ark 2011, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019).

e. Optik Koherens Tomografisi

Optik koherens tomografisinin çalışma prensibi; bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans ve ultrasona benzerdir. Noninvaziv bir teşhis görüntüleme aracıdır. Görüntüleme sisteminde nonkontakt biçimde ışık kullanmaktadır (Baek ve ark 2009, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019).

f. Dijital Görüntü Korelasyonu

Dijital görüntü korelasyonu (digital image correlation = DIC) yönteminin çalışma prensibi; kontrollü olarak deforme edilen materyalden seriler hâlinde görüntü alınarak, alınan görüntülerin karşılaştırılması esasına dayanan nonkontak bir yöntemdir. Bu yöntem ile polimerizasyon derinliği ve büzülme gerilimi de ölçülebilmektedir. Bu yöntemin dezavantajı, sertleşme sırasında uygulanan ışığın polimerizasyon esnasındaki büzülmeyi görüntüleyememesidir (Lau ve ark 2015, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019).

g. Civalı Dilatometre

Civalı dilatometrenin hacimsel büzülmeyi hesaplama prensibi; kompozit büzülmesinin bir civa kolonunda sebep olduğu yükseklik değişikliğini ölçme esasına dayanmaktadır. Hacim değişikliği civa kolonunun üstündeki bir LVDT'ye bağlı teflon piston ile görüntülenir (Jongsma ve ark 2012, Ağaccioğlu ve Aytaç 2019). Bu yöntemin dezavantajları; civanın sıcaklığa karşı hassas olması (Sakaguchi 2012) ve düşük viskoziteye sahip akışkan kompozitler gibi materyallerde ölçüm yapılamamasıdır (Lee ve ark 2005).

2.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma; Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 09.10.2020 tarih ve 2020/30 sayılı oybirliğiyle verilen onayına dayalı olarak yapıldı (Bkz. EK-A).

2.1. Araştırmada Kullanılan CAD/CAM Seramikler

Bu in vitro çalışmada; seramik olarak ticari ismi IPS Empress CAD, (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn), IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn) ve IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn) olan işlenebilir CAD/CAM materyaller kullanıldı. Çalışmada kullanılan seramik materyallerin resimleri Şekil 2.1'de, üretici firma-ülke, lot numaraları ile içerik bilgileri Tablo 2.1'de verildi.



a) IPS Empress CAD



b) IPS e.max CAD



c) IPS ZirCAD Prime

Şekil 2.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyaller.

Tablo 2.1. Araştırmada kullanılan CAD/CAM seramik materyallerin ticari adları, üretici firmaları ve ülkeleri, lot numaraları ile içerikleri.

Seramik Materyaller	Üretici Firma, Ülke	Lot Numarası	İçerik
IPS Empress CAD HT, A1	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn	Y19047	SiO ₂ : % 60-65 Al ₂ O ₃ : % 16-20 K ₂ O: % 10-14 Na ₂ O: % 3,5-6,5 Diğer oksitler: % 0,5-7 Pigmentler: % 0,2-1
IPS e.max CAD HT, A1	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn	X15586	SiO ₂ : % 58,0-80,0 Li ₂ O: % 10,0-19,0 K ₂ O: % 0,0-13,0 P ₂ O ₅ : % 0,0-11,0 ZrO ₂ : % 0,0-8,0 ZnO: % 0,0-8,0 Al ₂ O ₃ : % 0,0-5,0 MgO: % 0,0-5,0 Diğer oksitler: % 0,0-8,0 Pigmentler: % 0,0-8,0
IPS e.max ZirCAD Prime A1	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn	Z00T66	ZrO ₂ : % 88,0-95,5 Y ₂ O ₃ : % 4,5-7,0 Al ₂ O ₃ : % 0,0-5,0 HfO ₂ : % 0,0-5,0 Diğer oksitler: % 0,0-1,5

2.2. Araştırmada Kullanılan Rezin Simanlar

Bu çalışmada ışıkla polimerize olabilen (LC) rezin siman Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn) , hem ışık hem kimyasal olarak polimerize olabilen (DC) rezin siman olarak Variolink Esthetic DC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn) kullanıldı (Şekil 2.2). Kullanılan rezin simanların ticari adı, üretici firma ve ülke adı, lot numaraları ve içerik bilgileri Tablo 2.2.'de verildi.



Şekil 2.2. Bu çalışmada kullanılan ışıkla polimerize olabilen ve hem ışık hem kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanlar.

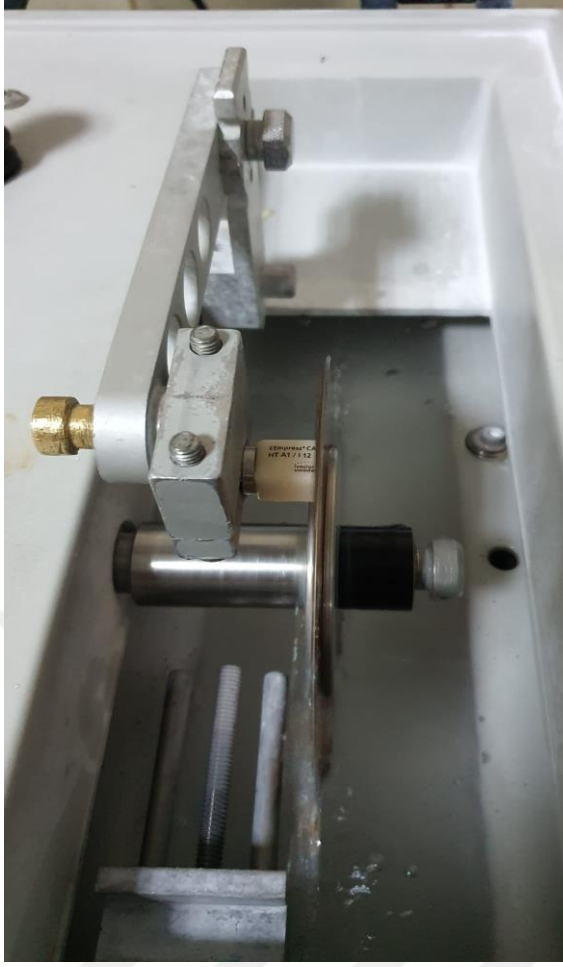
Tablo 2.2. Araştırmada kullanılan rezin simanların ticari adları, üretici firma ve ülke adı ile lot numaraları ve içerikleri.

Rezin Siman	Üretici Firma, Ülke	Lot Numarası	İçerik
Variolink Esthetic LC	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn	V29934	YbF ₃ : %10-25 UDMA: %3-10 1,10-Dekanediol dimetakrilat: %3-10
Variolink Esthetic DC	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn	W43153	YbF ₃ : %10-25 UDMA: %3-10 1,10-Dekanediol dimetakrilat: %3-10 Asetil-2-tiyöre: %0,3-1 α , α -dimetilbenzil hidroperoksit: %1-2,5

YbF₃: İterbiyum florid, UDMA: Üretan dimetakrilat

2.3. Seramik Kesitlerin Hazırlanması

Bu çalışmadaki seramik bloklardan IPS Empress CAD ile IPS e.max CAD'nin kesit alma işlemi Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi'ndeki hassas kesme cihazında (Isomet 1000 Low Speed Saw, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, ABD) yapıldı. Kesme işlemi adı geçen cihaza monte edilen elmas separe (Diamond Wafering Blade Series 15 HC Diamond No. 11-4244, Buehler, IL, ABD) yardımıyla, su soğutması altında ve düşük hızda gerçekleştirildi (Şekil 2.3). Her iki bloktan da 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm'lik kesitlerden birer adet olmak üzere toplamda 6 adet kesit alındı. IPS e.max CAD bloktan elde edilen kesitlerin kristalizasyonu üretici firmanın verdiği fırınlama derecelerine sadık kalınarak dental fırında (Ivoclar Vivadent Programat P 310, Schaan, Lihtestayn) gerçekleştirildi (Tablo 2.3). Seramik bloklardan kesitler alınırken hedeflenen kesit kalınlığından 0,1 mm daha kalın kesitler alındı. Hedeflenen kesit kalınlığından daha kalın olan kesitlerdeki fazlalık yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi amacıyla kaldırılacak olan miktar olarak hesaplandı.



a. IPS Empress CAD



b. IPS e.max CAD

Şekil 2.3. Hassas kesme cihazında IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) (a) ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) (b) bloklardan kesitlerin elde edilmesi.

Tablo 2.3. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) fırınlama prosedürü.

	B °C / °F	S Dk.	t °C / °F	T °C / °F	H Dk.	V₁ °C / °F	V₂ °C / °F
Wash Fırınlama	403/757	04:00	40/72	750/1382	01:00	450/842	749/1380
1.Dentin/İnsizal fırınlama	403/757	04:00	40/72	750/1382	01:00	450/842	749/1380
2.Dentin/İnsizal fırınlama	403/757	04:00	40/72	750/1382	01:00	450/842	749/1380

B: Hazırlık sıcaklığı, S: Fırının kapanış süresi, t: Porselen fırın sıcaklığının 1 dakikada yükselme derecesi, T: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi, V₁: Vakumun açık olduğu sıcaklık derecesi, V₂: Vakumun kapalı olduğu sıcaklık derecesi.

IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent) monolitik zirkonya bloktan elde edilecek örnekler ise Konya il merkezinde faaliyet gösteren özel bir diş laboratuvarındaki (Bal Dent A.Ş, Konya) Yena D15 (YENA DENT, İstanbul-Türkiye) cihazında frezelenerek elde edildi (Şekil 2.4). Frezeleme işlemi öncesinde üretici firmanın zirkonya diskin sinterleme sonrası boyutsal büzülmesi göz önünde bulundurularak sinterleme sonrası hedeflenen kesit kalınlıklarından (1,0 mm, 1,5

mm ve 2,0 mm) 0,1 mm daha kalın olacak şekilde kesitler alındı. Bahsi geçen fazlalık yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi esnasında kaybolacak olan miktar olarak hesaplandı. IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent) diskinde ait seramik kesitlerin sinterleme işlemi üretici firma önerileri doğrultusunda 2 saat 26 dakika süreyle bu seramikler için özel tasarlanmış dental fırında (Protherm Furnaces, ELV MOS 160/5, Alser Teknik, Ankara, TÜRKİYE) yapıldı. IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent) diskler için 14 üyeye kadar olan kron ve köprüler için önerilen standart fırınlama programı Tablo 2.4'te verilmiştir (Ivoclar Vivadent 2022).

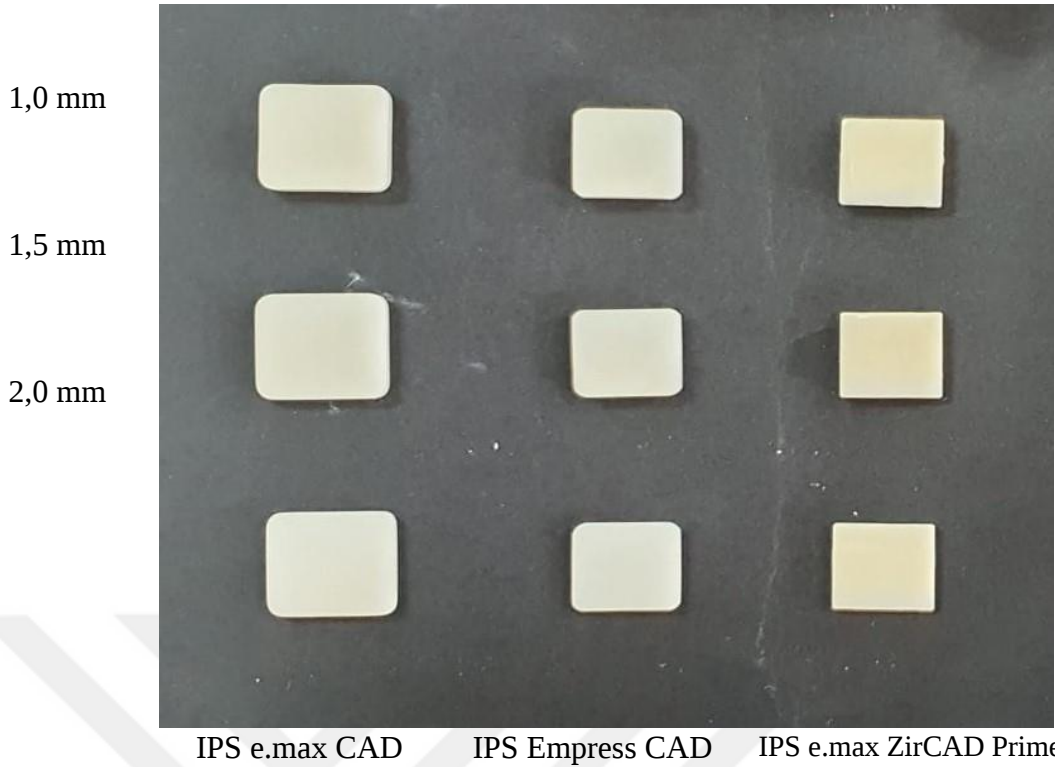


Şekil 2.4. CAM cihazında IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent) zirkonya diskten kesitlerin elde edilmesi.

Tablo 2.4. IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent) diskler için 14 üniteye kadar olan kron/köprülerde önerilen standart sinterleme programı.

	Isı 1 °C	Isı 2 °C	Isı Artış Miktarı °C/dk	Bekleme süresi dk
Isıtma fazı	20	900	10	-
Bekleme fazı	900	900	-	30
Isıtma fazı	900	1500	3,3	-
Bekleme fazı	1500	1500	-	120
Soğutma fazı	1500	900	10	-
Soğutma fazı	900	300	8,3	-
Fırının elektriği kapatılır				

Farklı CAD/CAM seramik bloklardan elde edilen 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm kalınlıktaki kesitler Şekil 2.5.'te toplu olarak verildi.



Şekil 2.5. Farklı CAD/CAM seramik bloklardan 1,0, 1,5 ve 2,0 mm kalınlığında kesilmiş örnekler (Sol sütundakiler: IPS e.max CAD, Orta sütundakiler: IPS Empress CAD, Sağ sütundakiler: IPS e.max ZirCAD Prime).

Tüm seramiklerden elde edilen kesitlerin yüzeyleri sırası ile 600, 1000 ve 1200 grenli silikon karbid (SiC) aşındırıcı kâğıtlar (English Abrasives & Chemicals Ltd, Stafford, ABD) ile su altında zımparalanarak düzeltildi. Seramik kesitlerindeki hedef kalınlığa ulaşıncaya kadar kalınlıkları dijital kumpas (TorQ 150 x 0.01 mm Digital Caliper, Çin) ile ölçüldü. Hedef kesit kalınlığına ulaştırılan örneklerle polisaj patı (Diamond Polish Mint, Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ve polisaj lastiği (Kuraray Clearfil TWIST DIA, EVE Ernst Vetter GmbH, Almanya) ile üretici firma talimatlarına göre 10.000 rpm'de 30 sn süre ile polisaj işlemi yapıldı (Koh ve ark 2008, Jin ve ark 2022) (Şekil 2.6). Kullanılan polisaj patı 0,5 µm partikül boyutunda olup, suda çözünebilen jel içinde mikro incelikte elmas partiküller içermektedir.

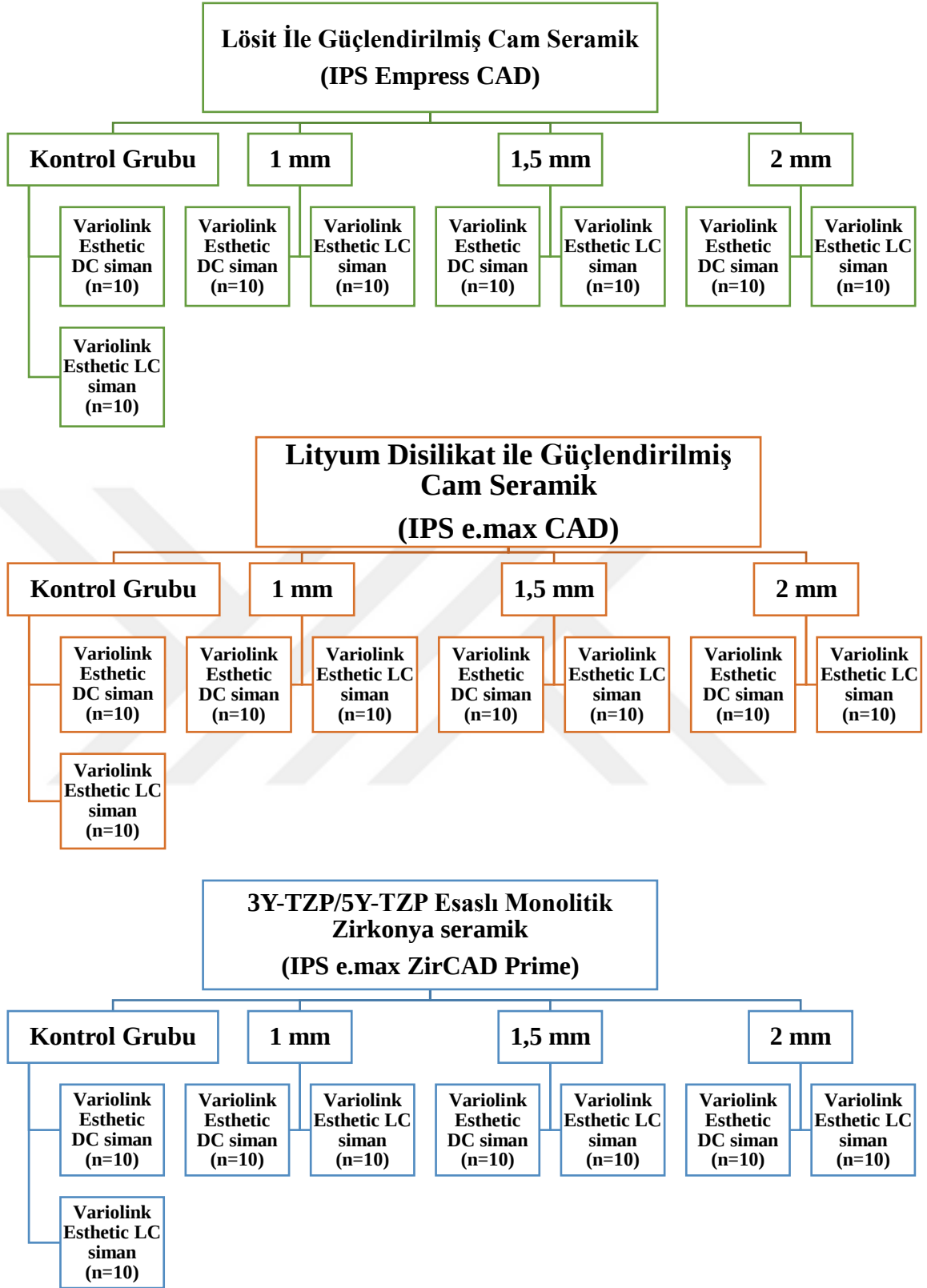


Şekil 2.6. Seramik örneklerin polisajı için kullanılan pat ve polisaj lastiği.

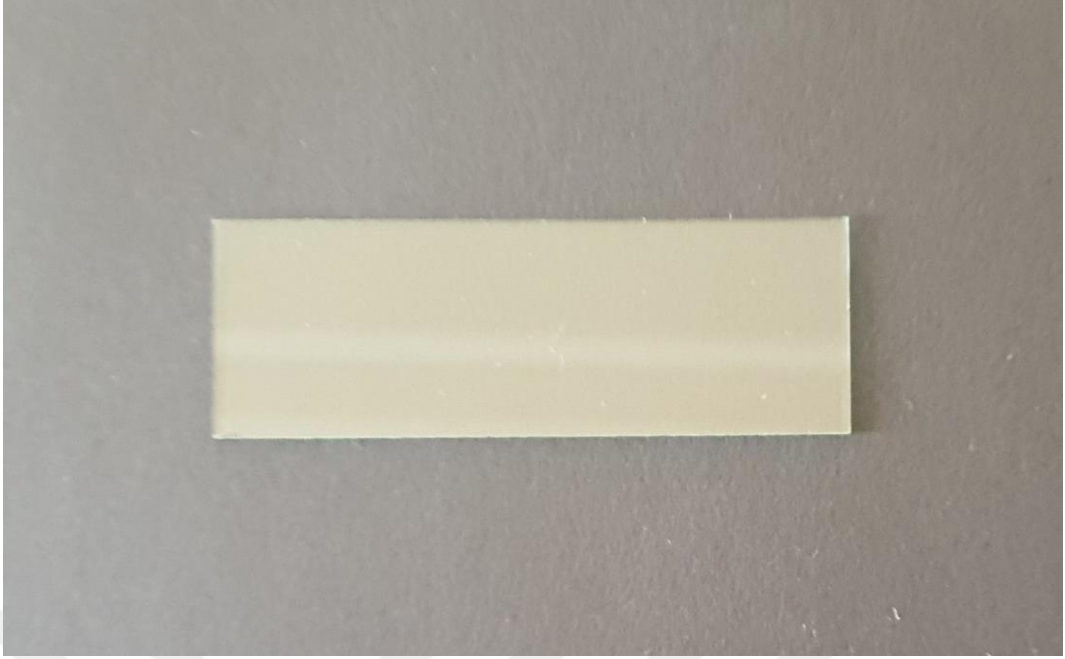
2.4. Rezin Siman Örneklerinin Hazırlanışı

Bu çalışmada kullanılan ışıkla polimerize olabilen (LC) ve hem ışık hem de kimyasal yolla polimerize olabilen (DC) rezin siman örneklerinin standart kalınlıkta olması için 25x75 mm ebatlarındaki lam (Şekil 2.8) ve lam ile aynı ebatlardaki kalınlığı 170 μm , merkezinde 5 mm çapında delik (hazne) olan krom levhadan yararlanıldı (Şekil 2.9). Rezin simanların polimerizasyonu esnasında dış ortamdan gelebilecek ışığın engellenebilmesi amacıyla lam ve krom levhanın içine rahatlıkla yerleştirilebileceği büyüklükte karanlık ortam kutusu tasarlanarak 3D yazıcı (Anycubic 4MAX Pro 3D Printer, Shenzhen, Çin) yardımıyla yapıldı (Şekil 2.10). Kutu içinin en altına lam konulduktan sonra üzerine delikli krom levha yerleştirildi. Krom levhanın haznesine rezin simanlar üretici firmanın talimatına uygun şekilde kendi enjektörüyle uygulandı. Simanların kalınlığını stabilize etmek ve elde edilen seramik kesitlere rezin simanın yapışmasını engellemek amacıyla üzerine şeffaf bant yerleştirildi. Şeffaf bant yerleştirilmesi ile oksijenin polimerizasyonu önleyici etkisi ortadan kaldırılması hedeflenmiştir. Şeffaf bantın üzerine farklı tip ve kalınlıklarda hazırlanan CAD/CAM seramik kesitler ayrı ayrı yerleştirildikten sonra karanlık ortam kutusunun kapağı kapatıldı. Kapağın merkezinde bulunan ışık kaynağı ucu

apının geçebileceği büyüklükteki delikten ışık cihazının (Woodpecker LED-E Plus, Çin) ucu ile girilerek seramik kesitler altında 20 saniye süreyle LED ışınlama işlemi yapılarak rezin simanların polimerizasyonu gerçekleştirildi (şekil 2.11). Her bir seramik tipi ve kesit kalınlığı için 10’ar adet olmak üzere toplamda 180 adet rezin siman rneği oluşturuldu. Ayrıca karanlık kutu ortamında yapılan aynı işlemler seramik konulmadan kontrol amaçlı olarak kullanılacak ışıkla polimerize olabilen siman (LC Kontrol) ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen siman (DC Kontrol) için de yapıldı. Yapılan power analizi sonucuna %95 güven aralığı ($1-\alpha$), %95 test gücü ($1-\beta$) ve $f=0,4$ etki büyüklüğü ile her grup için en az 6 örneğe ihtiyaç olduğu testpit edilmiştir. Her bir seramik ve kontrol grupları için 10’ar adet olmak üzere toplamda 200 adet örnek hazırlanmıştır ($n=10$). Elde edilen rnekler 37 °C de 24 saat süreyle ışık almayan bir plastik kutu içinde muhafaza edildi (Bansal ve ark 2016). Çalışmaya ait grupların yer aldığı şema şekil 2.7’de gösterilmiştir.



Şekil 2.7. Çalışmaya ait grupların gösterilmiş olduğu şema



Şekil 2.8. Araştırmada kullanılan 25x75 mm ebatlarındaki lam.



Şekil 2.9. Merkezinde 5 mm çapında delik (hazne) bulunan krom levha.



Şekil 2.10. Karanlık ortam kutusu.



Şekil 2.11. Karanlık kutu ortamında LED ışık cihazı yardımıyla polimerizasyon işleminin yapılması.

2.5. Rezin Siman Örneklerinin Dönüşüm Derecelerinin Ölçülmesi ve Hesaplanması

Polimerize edilmeden önceki karbon bağ absorbsiyon değerlerinin belirlenmesi amacıyla hem LC hem de DC rezin simandan hazırlanan 10'ar adet örneğin taraması Selçuk Üniversitesi İleri Teknik Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (Fourier Transform Infrared Spectroscopy = FTIR) cihazında (Vertex 70, Billerica, Massachusetts, ABD) 4000 ile 400 cm^{-1} dalga boyları arasında, 4 cm^{-1} çözünürlükte ve her dalga boyunda aynı noktadan olmak üzere 32 kez taranarak yapıldı (Resim 2.11). Taramaları yapılan LC ve DC simana ait polimerize olmamış örnekler lam ve krom levha haznesi yardımı ile kalınlığı standardize edildikten sonra üzerlerinde hiçbir seramik konmadan karanlık kutu ortamında direk LED ışığı ile 20 sn süreyle polimerize edildi. Polimerize edilen LC Kontrol ve DC Kontrol grubuna ait örnekler ışık geçirmeyen kutu ortamında 24 saat süreyle bekletildikten sonra FTIR cihazının elmas desteği altına yerleştirilerek yukarıda belirtilen dalga boylarında ve çözünürlükte her dalga boyunda 32 kez tarama yapılarak karbon bağ absorbsiyon değerleri tekrar belirlendi (Lopes ve ark 2015). Aynı işlemler yukarıda hazırlanışı detaylı olarak anlatılan polimerize edilmiş 180 adet rezin örnek için de gerçekleştirildi.



a. FTIR cihazı



b. FTIR cihazında örneklerin üzerine yerleştiği bölüm

Şekil 2.12. Polimerizasyon derecelerinin ölçüldüğü FTIR cihazı (a) ve örneklerin cihazda yerleştirildiği bölüm (b).

LC ve DC rezin siman örneklerin dönüşüm dereceleri 1637 cm^{-1} dalga boyundaki alifatik C=C bağlarının pik absorpsiyon değerleri ile 1608 cm^{-1} dalga boyundaki aromatik C=C bağlarının pik absorpsiyon değerleri kaydedilmesinin ardından aşağıdaki formül yardımıyla hesaplandı (Lise ve ark 2017, Oh ve ark 2018).

$$\text{DOC} = 100 (1 - R_{\text{polimer}} / R_{\text{monomer}})$$

Formüldeki;

DOC: Dönüşüm derecesini,

R polimer: Çift bağ karbon atomlarının alifatik absorpsiyonunun çift bağ polimerlerin aromatik absorpsiyonuna oranını,

R monomer: Çift bağ karbon atomlarının alifatik absorpsiyonunun çift bağ monomerlerin aromatik absorpsiyonuna oranını, ifade etmektedir.

2.6. İstatistiksel Analiz

Araştırmada elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde SPSS paket programı (SPSS/PC Version 22.0; SPSS Inc., Şikago, IL, ABD) kullanıldı. Power analizi ise bir bilgisayar programı (G*Power 3.0.1, Heinrich Heine Düsseldorf Üniversitesi, Almanya) ile gerçekleştirildi. Yapılan power analizi sonucuna göre %95 güven aralığı ($1 - \alpha$), %95 test gücü ($1 - \beta$) ve $f=0,4$ etki büyüklüğü ile her grup için en az 6 örneğe ihtiyaç olduğu testpit edilmiştir. Her bir seramik ve kontrol grupları için 10'ar adet olmak üzere toplamda 200 adet örnek hazırlanmıştır ($n=10$). Verilerin normallik dağılımına sahip olup olmadığı Kolmogorov-Smirnov normallik testiyle belirlendi. Değişkenler normallik varsayımını sağladığı için parametrik test uygulandı. Bu amaçla, LC ve DC rezin simaların dönüşüm dereceleri üzerine aynı seramiğin farklı kesit kalınlıklarının etkisinin olup olmadığının, yine LC ve DC rezin simanların aynı kesit kalınlıklarındaki farklı seramik tipleri altında polimerize edilmesinin dönüşüm dereceleri üzerine etkilerinin olup olmadığının, ayrıca LC ve DC rezin siman çeşitlerinin dönüşüm dereceleri üzerine farklı seramik tip ve kalınlıkların etkisinin olup olmadığının belirlenmesinde tek yönlü varyans analizi (one way ANOVA), farklılık olan ortalamalar arası önem kontrolü Duncan çoklu karşılaştırma testi (Duncan Multiple Range Test) ile belirlendi (Duncan 1955). Farklı tip seramiklerin aynı kesit kalınlıkları altında polimerize olan LC veya DC rezin

simanların dönüşüm derecelerine etkilerinin belirlenmesinde bağımsız t testi (Independed Samples T test) kullanıldı. Sonuçlar grup ortalaması $\pm$ standart sapma ($X \pm SS$) olarak verildi. $P < 0,05$ ve altındaki değerler istatistiksel olarak önemli kabul edildi.



3. BULGULAR

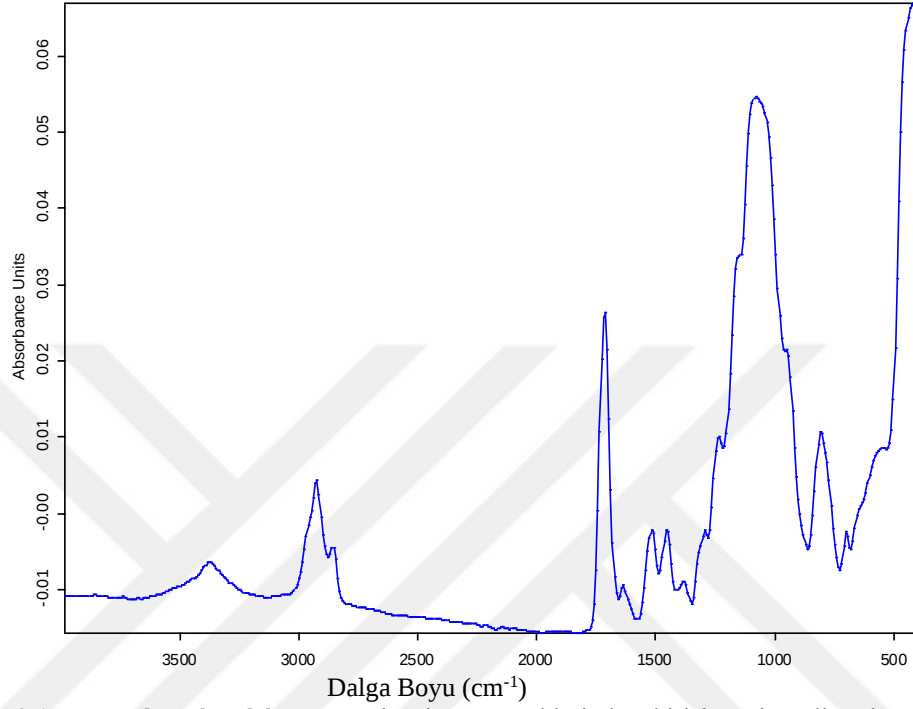
3.1. Absorbsiyon Grafikleri

Yapılan FTIR analizi sonucunda rezin siman örneklerinin 4000 ile 400 cm^{-1} dalga boyları arasındaki dönüşüm derecesi değerleri taramalar neticesinde elde edilmiştir. Resin siman için Şekil 3.1-3.22 aralığındaki grafiklerde alifatik karbon çift bağı değerleri için 1637 cm^{-1} ve aromatik karbon çift bağı değerleri için 1608 cm^{-1} dalga boylarındaki C=C bağlarının ışık absorpsiyonu pik değerleri kullanılmıştır. FTIR analizinin grafik verilerinde her bir dalga boyu ve bu dalga boylarında gerçekleşen absorpsiyon değerleri şematize edilmiştir. Grafikte 4000 ile 400 cm^{-1} dalga boyları arasında gerçekleşen tüm absorpsiyon değerleri mevcuttur. Bu çalışmada 1637 cm^{-1} ve 1608 cm^{-1} önem arz eden dalga boylarıdır. Grafiklerdeki “x” eksen dalga boylarını, “y” eksen ise absorpsiyon değerlerini göstermektedir. FTIR analiz grafiklerinin dijital formatında tüm dalga boyları ve bu dalga boylarına ait absorpsiyon verileri sayısal olarak gösterilmektedir. Çalışmaya ait veriler bu dijital formattaki grafiklerden elde edilmektedir.

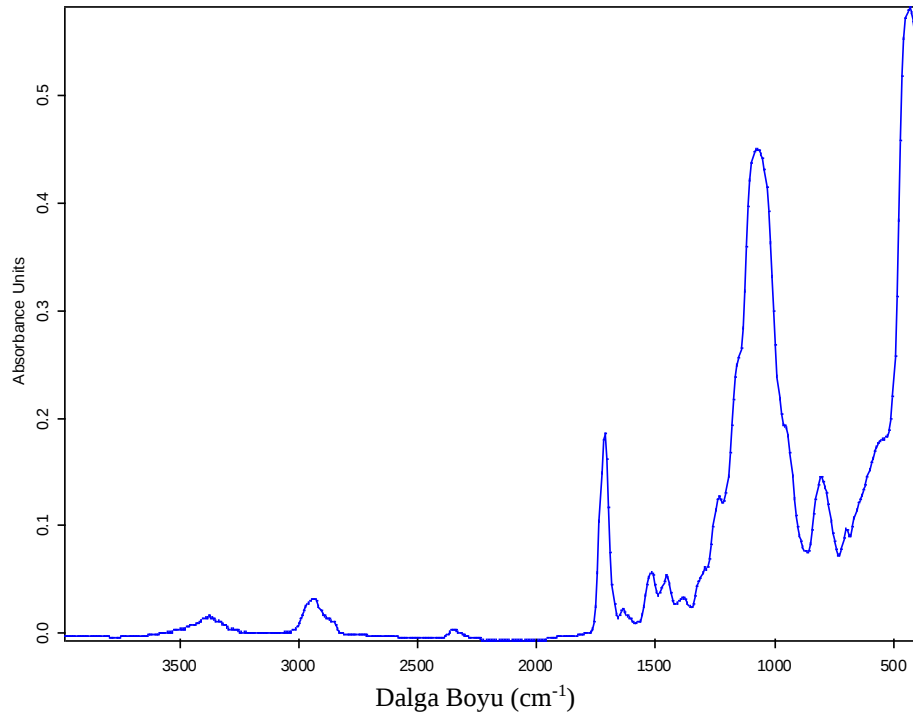
Işıklı polimerize olabilen simanın (LC Kontrol) polimerizasyon öncesi ve sonrasına ait birer adet örneğin absorpsiyon grafikleri sırasıyla Şekil 3.1 ve 3.2’de verilmiştir. IPS Empress CAD’in 1,0 mm 1,5 mm ve 2,0 mm’lik kalınlıktaki kesitlerinin LC ile polimerize olan siman grubundan bir örneğe ait absorpsiyon grafikleri sırasıyla Şekil 3.3, 3.4 ve 3.5’te, IPS e.max CAD’in 1,0 mm 1,5 mm ve 2,0 mm’lik kalınlıktaki kesitlerinin LC ile polimerize olan siman grubundan bir örneğe ait absorpsiyon grafikleri sırasıyla Şekil 3.6, 3.7 ve 3.8’de, IPS e.max ZirCAD Prime’in 1,0 mm 1,5 mm ve 2,0 mm’lik kalınlıktaki kesitlerinin LC ile polimerize olan siman grubundan bir örneğe ait absorpsiyon grafikleri aynı sıraya göre Şekil 3.9, 3.10 ve 3.11’de verilmiştir.

Polimerizasyon öncesi ve sonrası DC Kontrol örneklerinden birisine ait absorpsiyon grafikleri sırasıyla Şekil 3.12 ve 3.13’te verilmiştir. IPS Empress CAD’in 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm’lik kalınlıktaki kesitlerinin DC ile polimerize olabilen siman grubundan bir örneğe ait absorpsiyon grafikleri sırasıyla Şekil 3.14, 3.15 ve 3.16’da, IPS e.max CAD’in 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm’lik kalınlıktaki kesitlerinin DC ile polimerize olabilen siman grubundan bir örneğe ait absorpsiyon

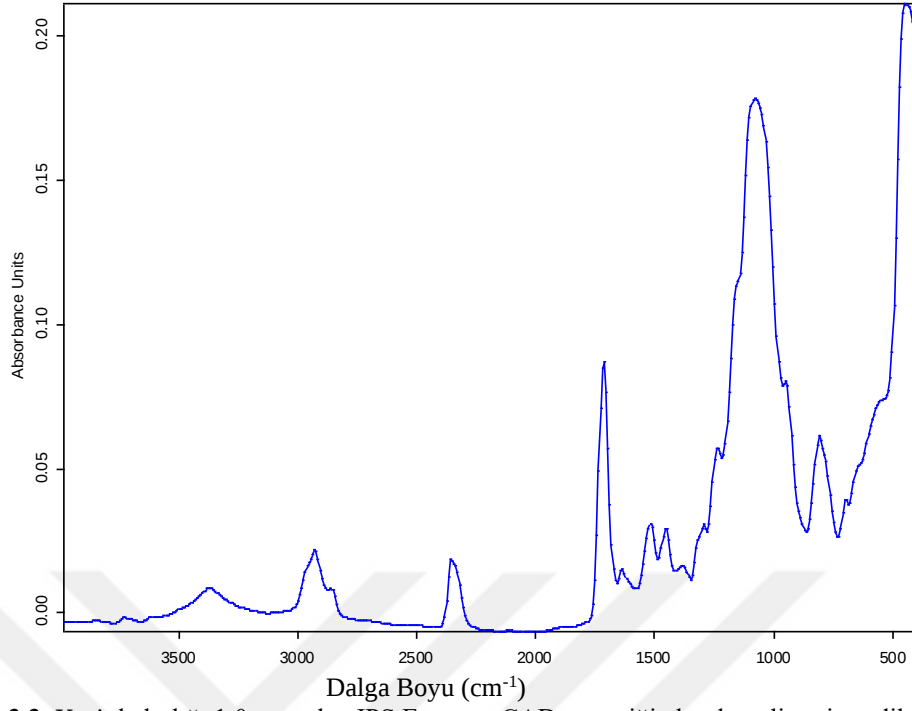
grafikleri sırasıyla Şekil 3.17, 3.18 ve 3.19’da, IPS e.max ZirCAD Prime’ın 1.0, 1.5 ve 2.0 mm’lik kalınlıktaki kesitlerinin DC ile polimerize olabilen siman grubundan bir örneğe ait absorpsiyon grafikleri aynı sıraya göre Şekil 3.20, 3.21 ve 3.22’de verilmiştir.



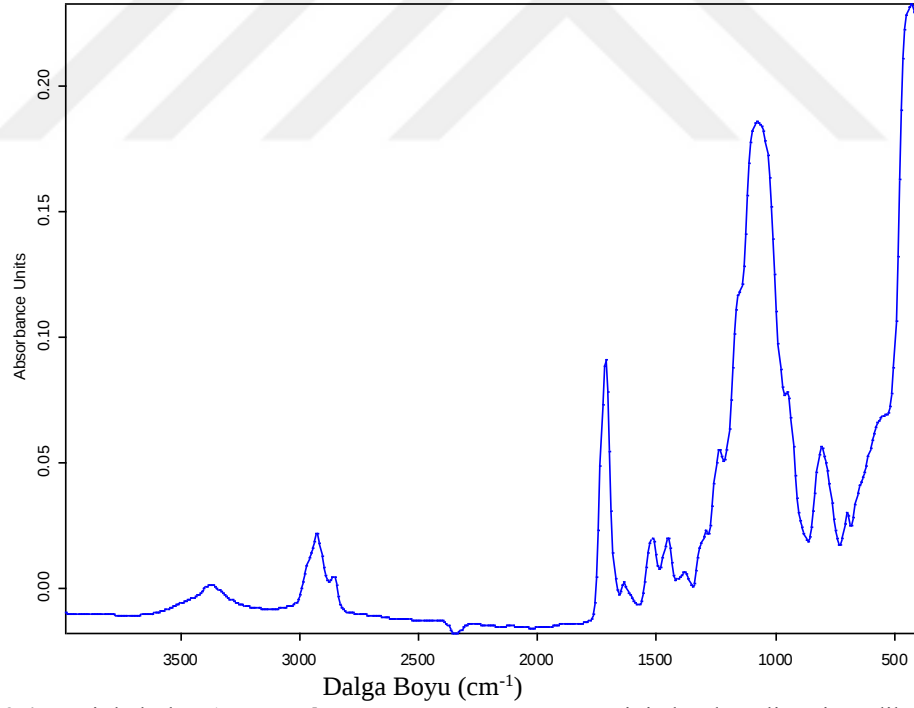
Şekil 3.1. Kontrol grubundaki LC rezin siman örneklerinden birisine ait polimerizasyon öncesi absorpsiyon grafiği.



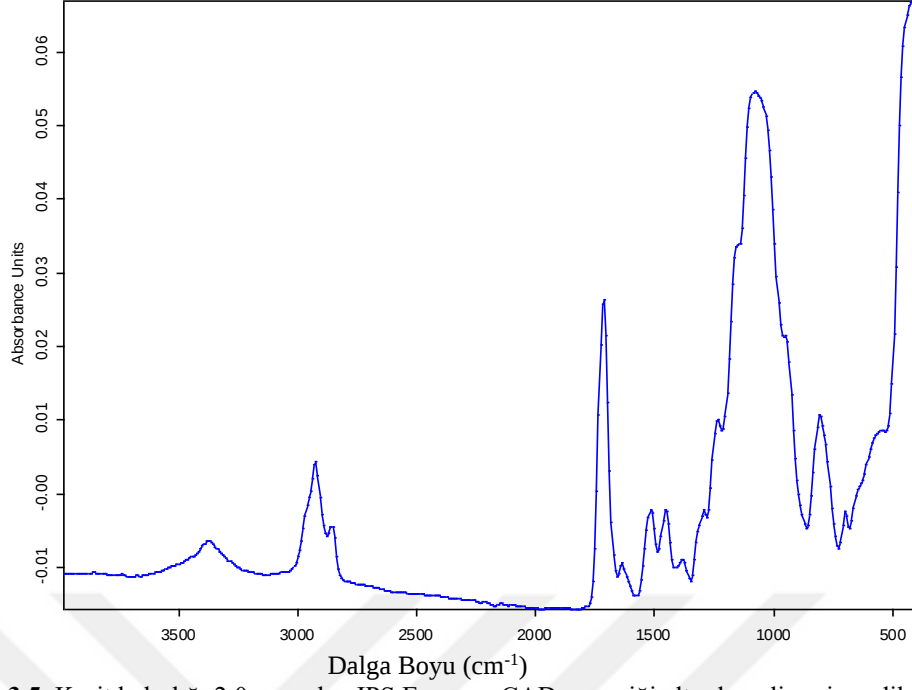
Şekil 3.2. Kontrol grubundaki LC rezin siman örneklerinden birisine ait polimerizasyon sonrası absorpsiyon grafiği.



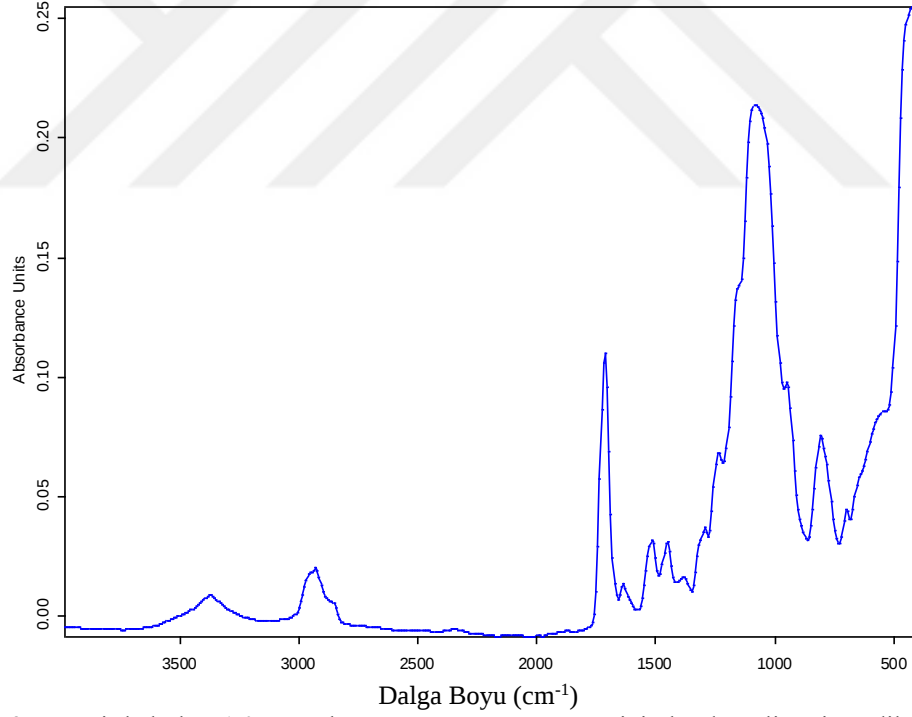
Şekil 3.3. Kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS Empress CAD seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorpsiyon grafiği.



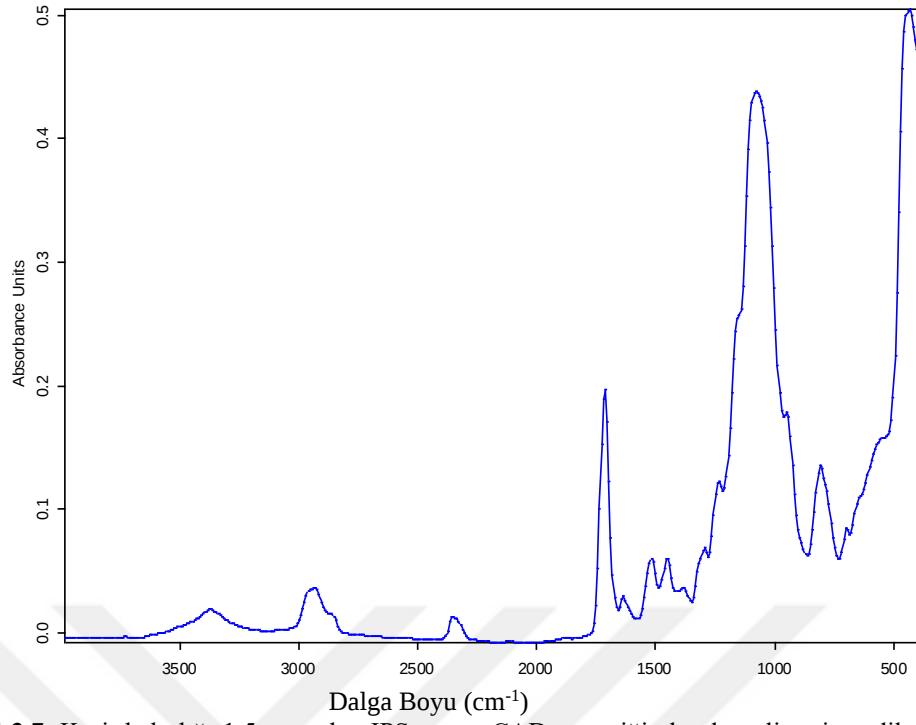
Şekil 3.4. Kesit kalınlığı 1,5 mm olan IPS Empress CAD seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorpsiyon grafiği.



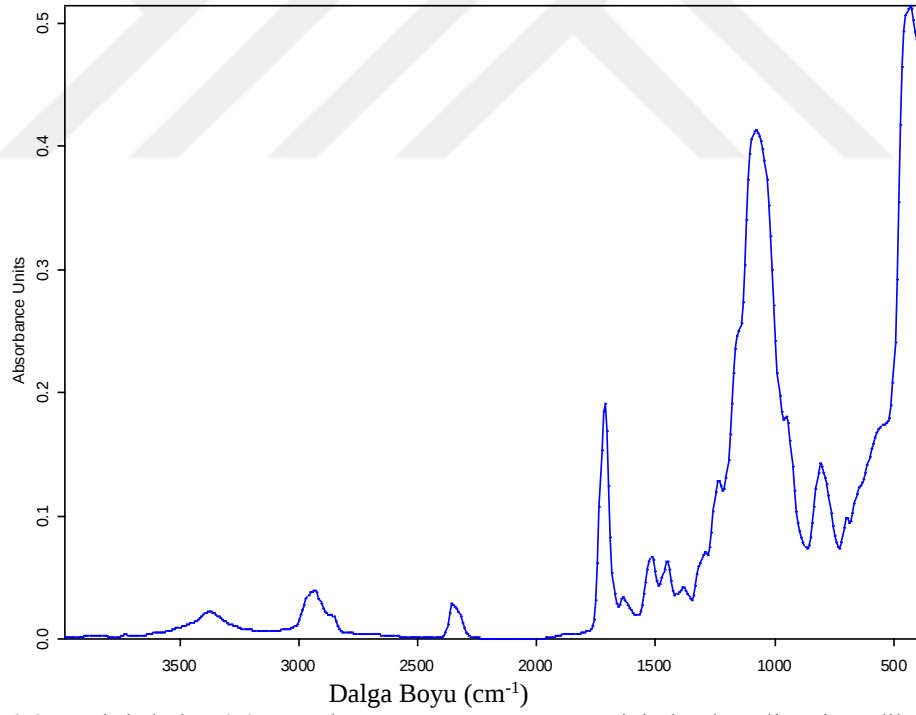
Şekil 3.5. Kesit kalınlığı 2,0 mm olan IPS Empress CAD seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorpsiyon grafiği.



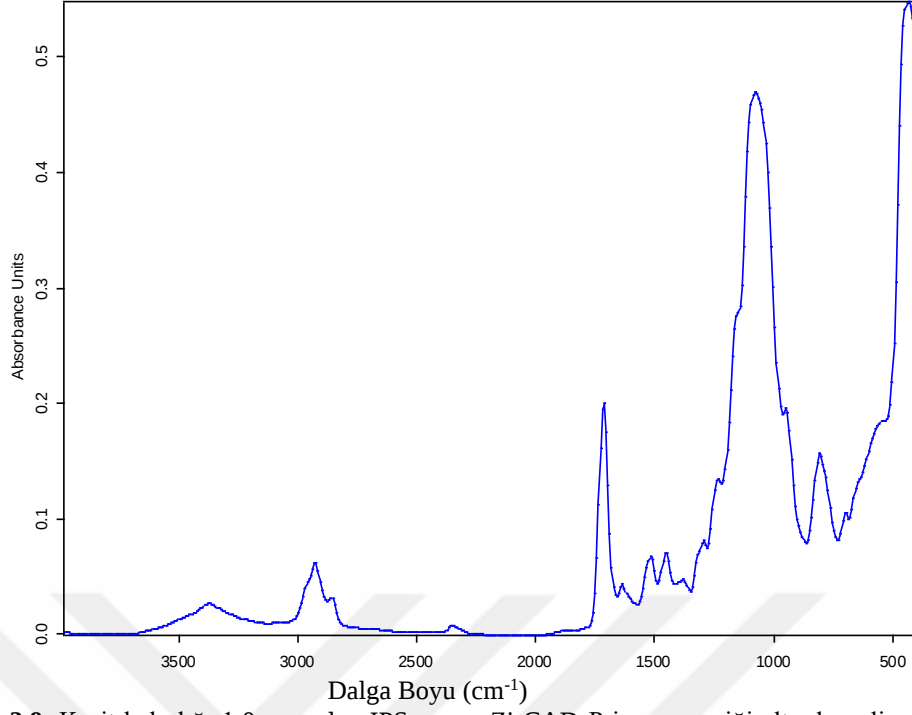
Şekil 3.6. Kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS e.max CAD seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorpsiyon grafiği.



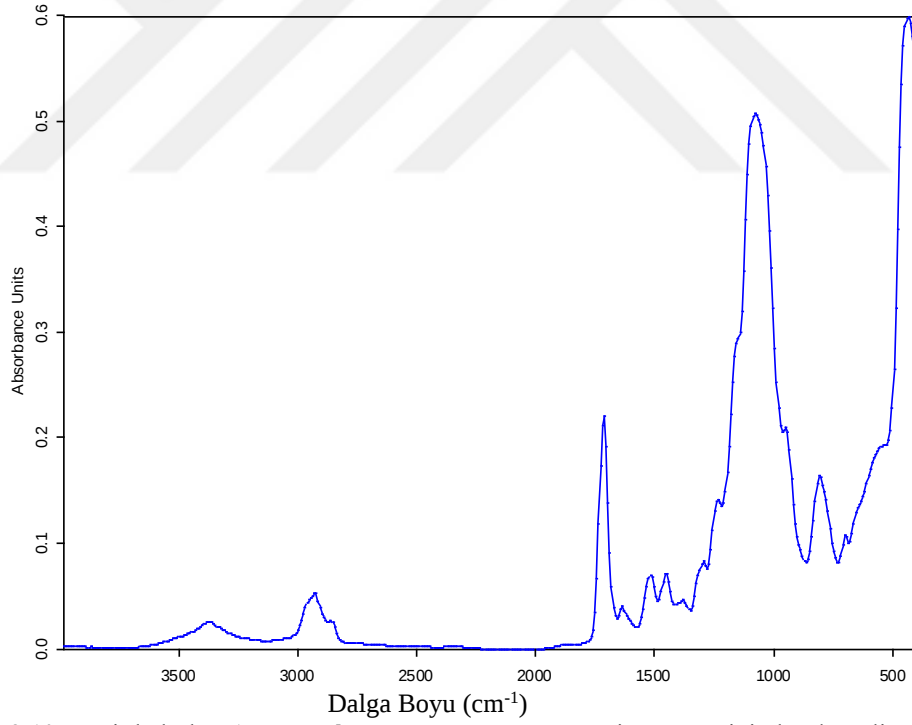
Şekil 3.7. Kesit kalınlığı 1,5 mm olan IPS e.max CAD seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorpsiyon grafiği.



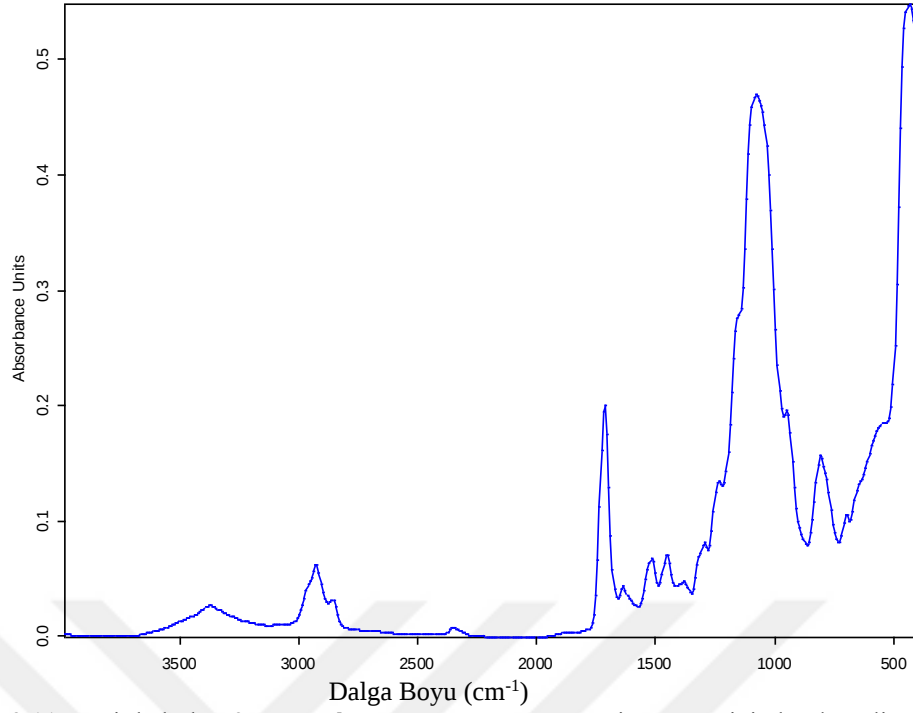
Şekil 3.8. Kesit kalınlığı 2,0 mm olan IPS e.max CAD seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorpsiyon grafiği.



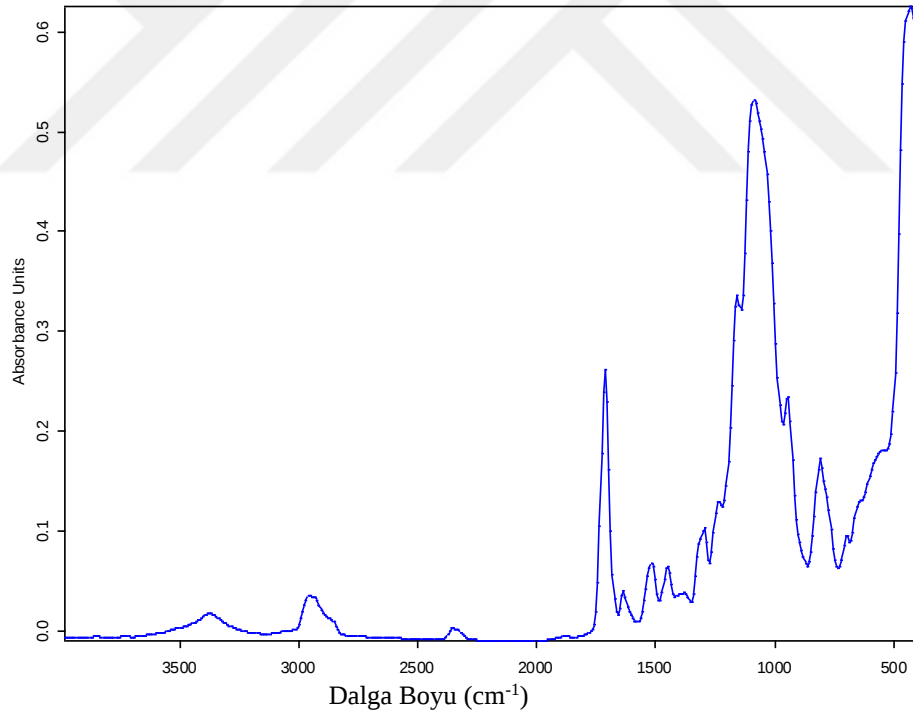
Şekil 3.9. Kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.



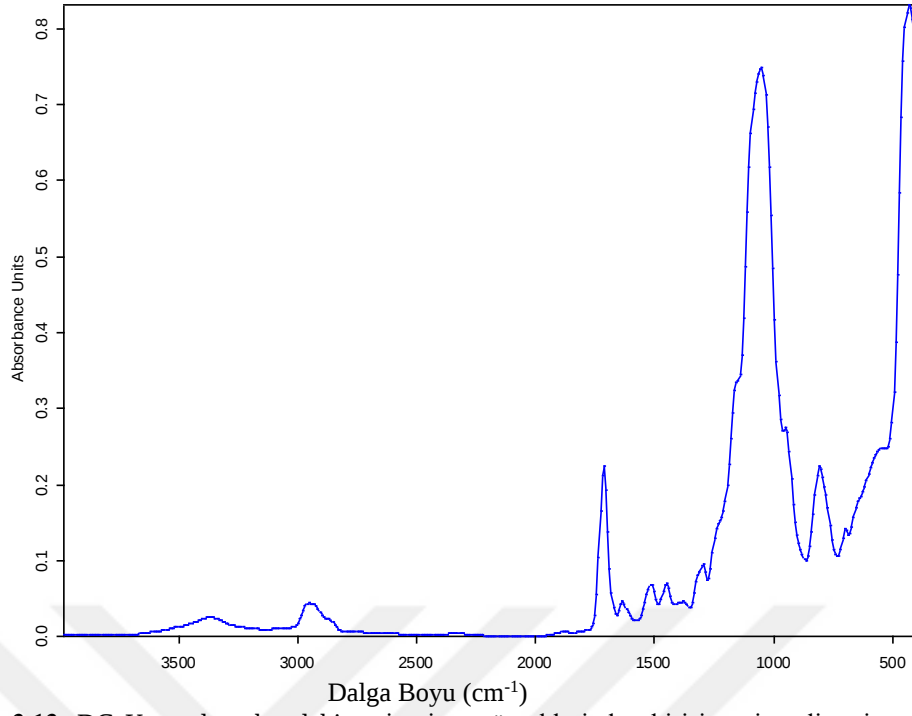
Şekil 3.10. Kesit kalınlığı 1,5 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.



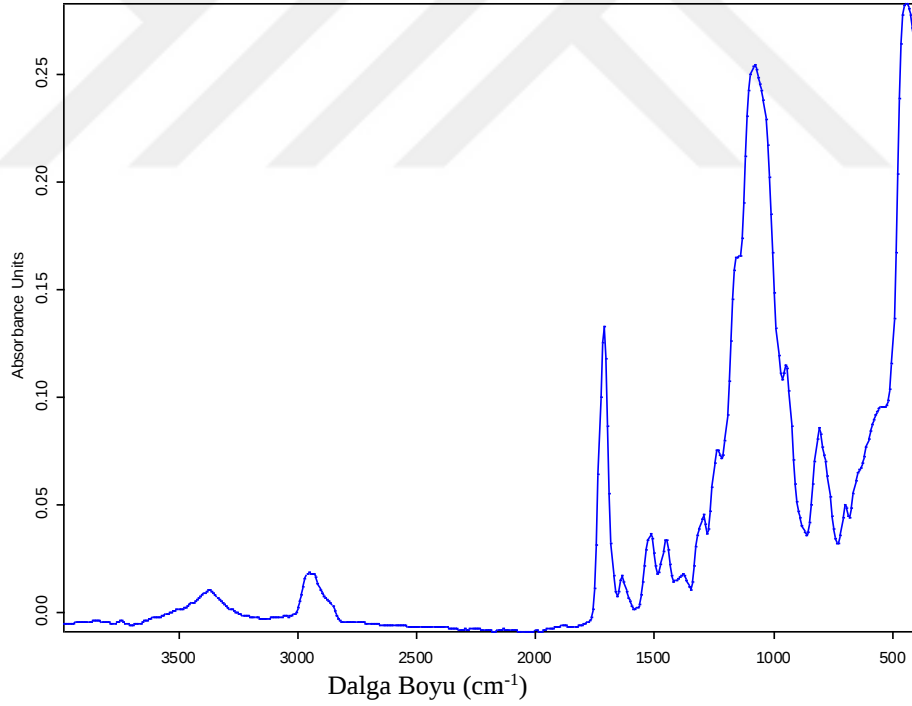
Şekil 3.11. Kesit kalınlığı 2,0 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime seramiği altında polimerize edilen LC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.



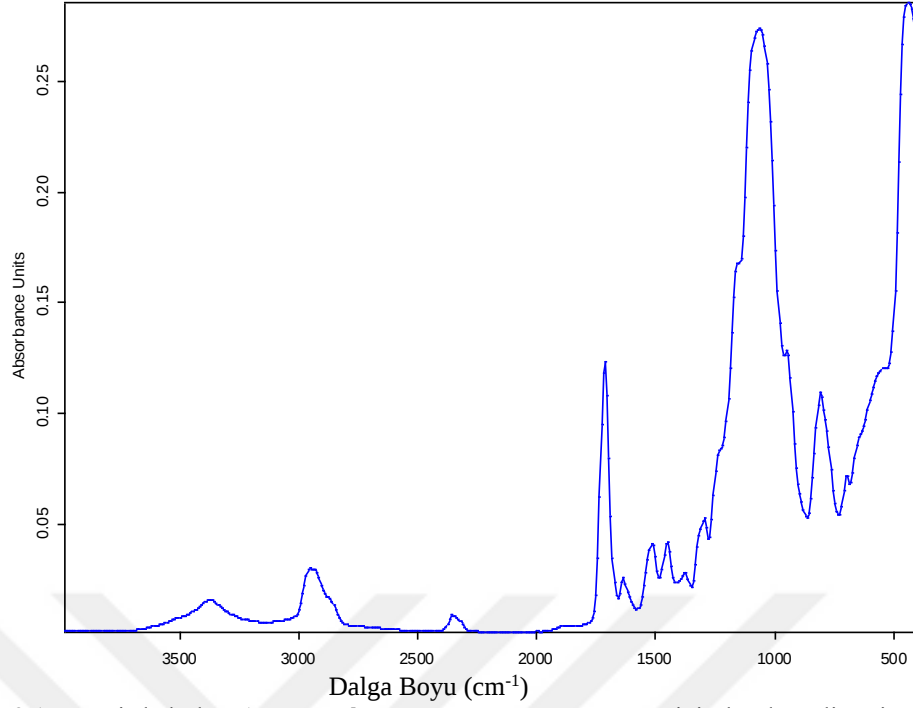
Şekil 3.12. DC Kontrol grubundaki rezin siman örneklerinden birisine ait polimerizasyon öncesi absorbsiyon grafiği.



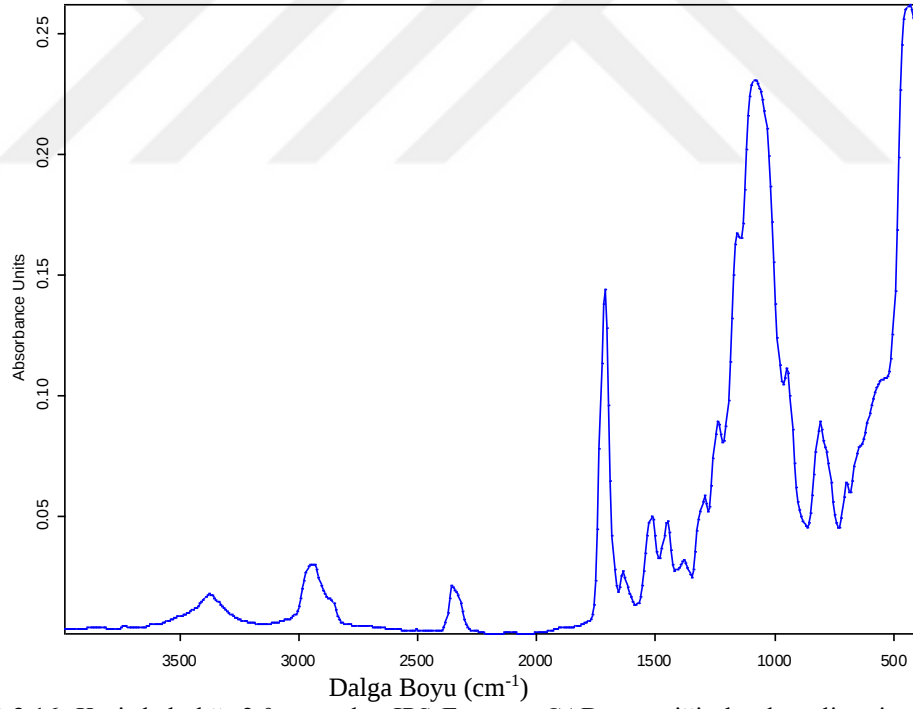
Şekil 3.13. DC Kontrol grubundaki resin siman örneklerinden birisine ait polimerizasyon sonrası absorpsiyon grafiği.



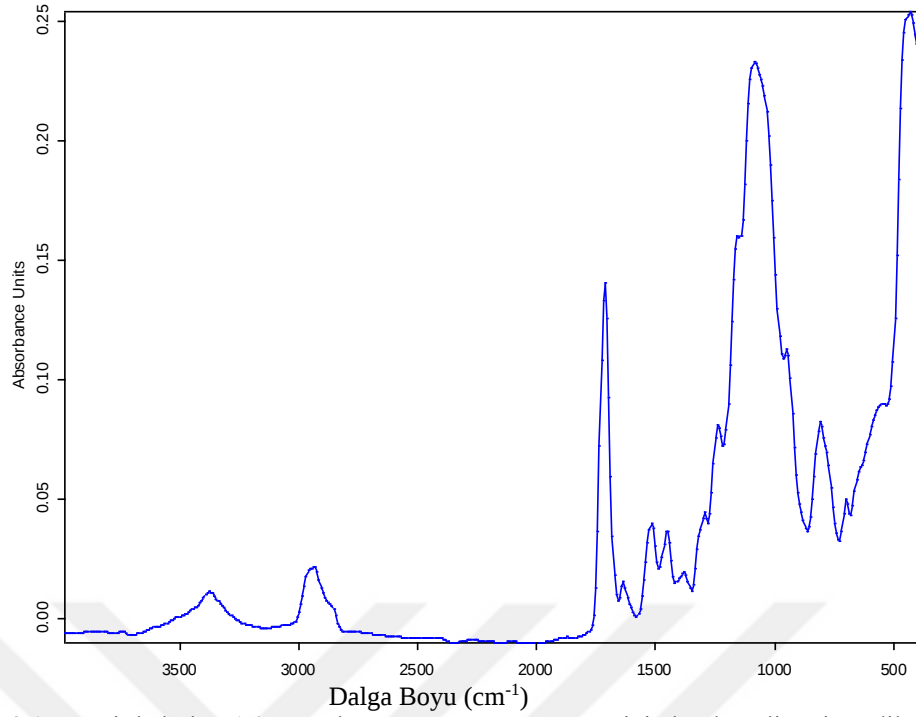
Şekil 3.14. Kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS Empress CAD seramiği altında polimerize edilen DC resin siman grubuna ait bir örneğin absorpsiyon grafiği.



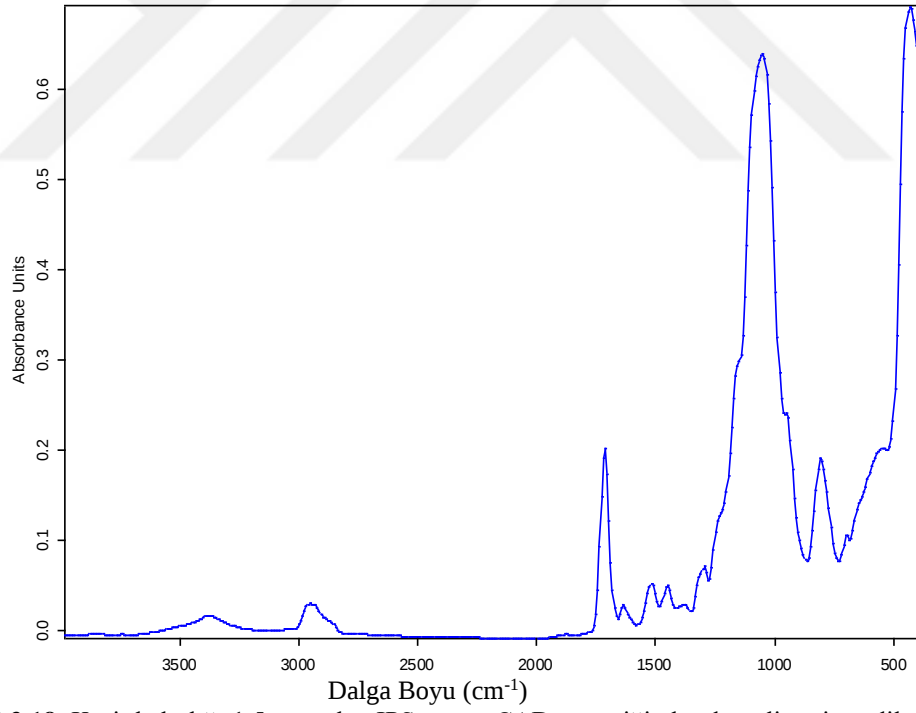
Şekil 3.15. Kesit kalınlığı 1,5 mm olan IPS Empress CAD seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.



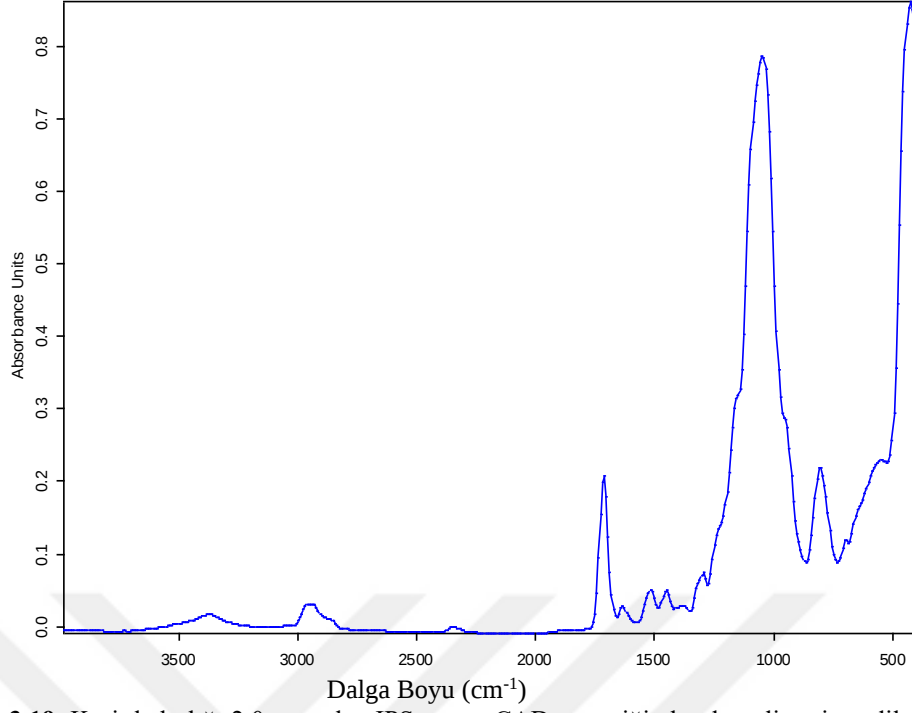
Şekil 3.16. Kesit kalınlığı 2,0 mm olan IPS Empress CAD seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.



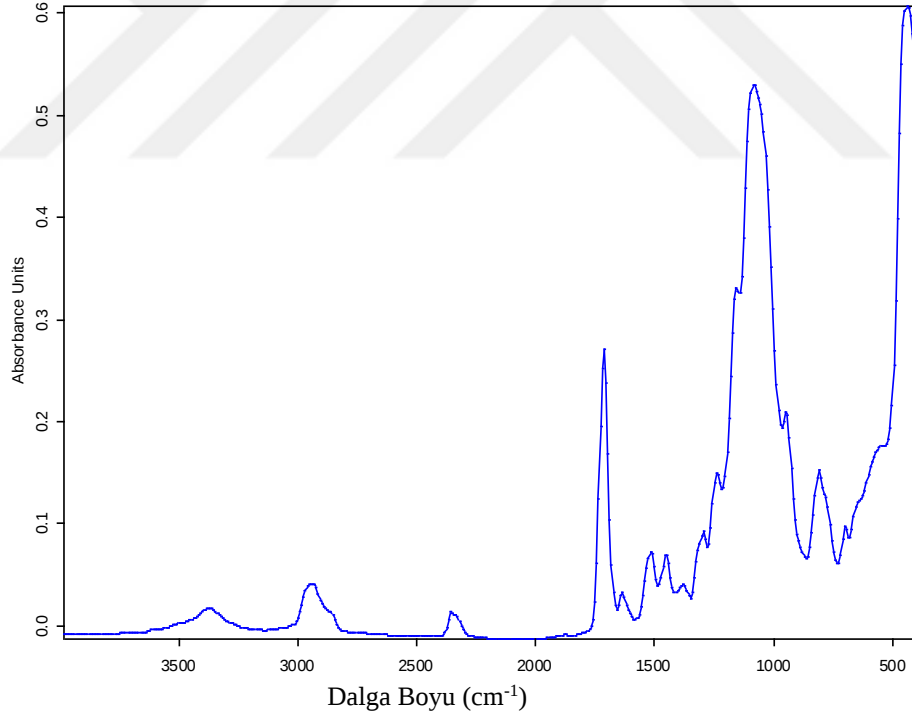
Şekil 3.17. Kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS e.max CAD seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.



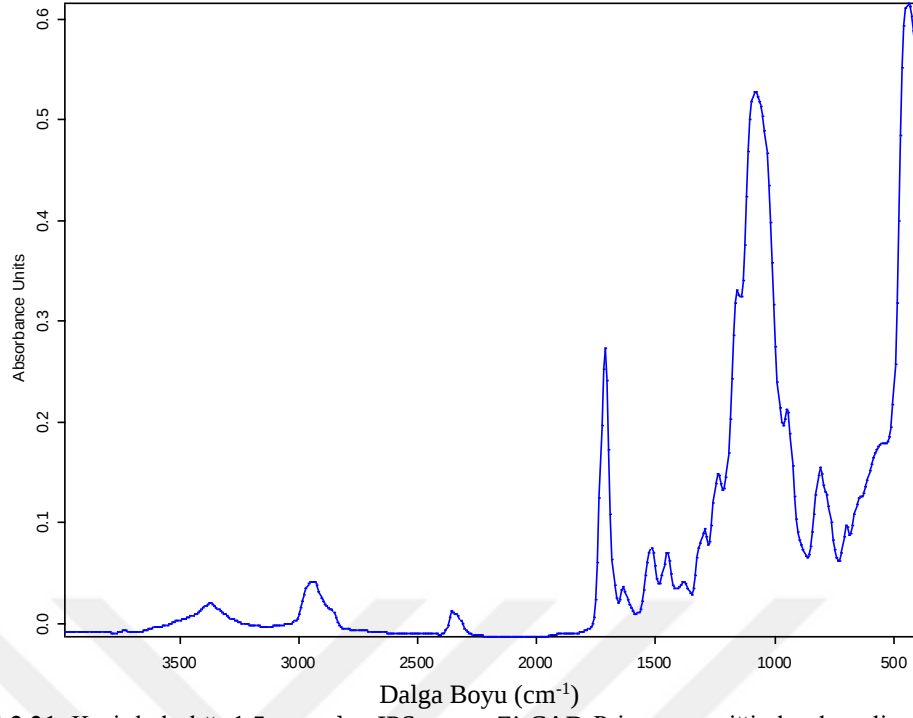
Şekil 3.18. Kesit kalınlığı 1,5 mm olan IPS e.max CAD seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.



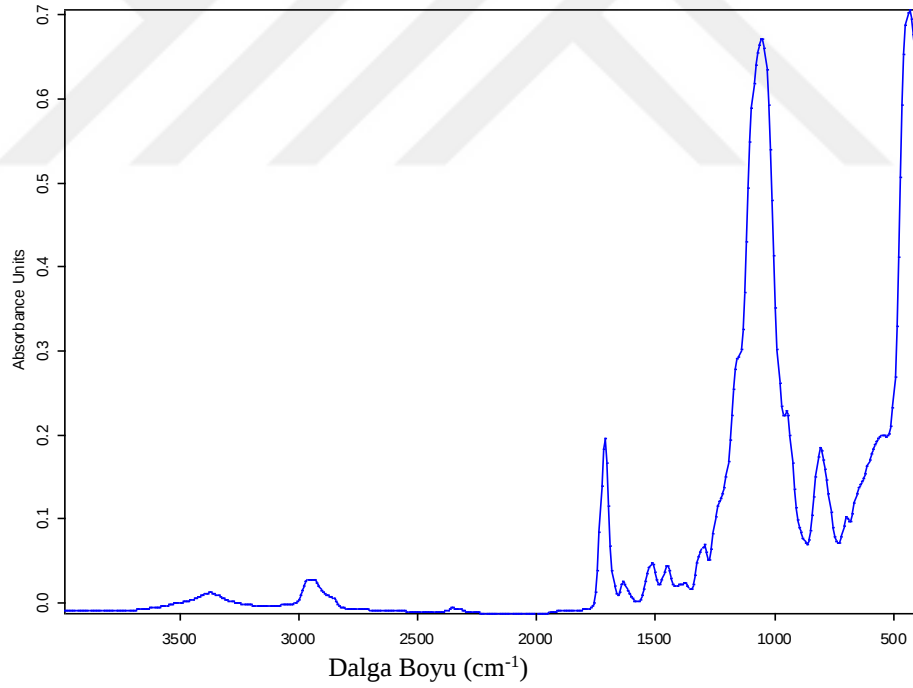
Şekil 3.19. Kesit kalınlığı 2,0 mm olan IPS e.max CAD seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.



Şekil 3.20. Kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.



Şekil 3.21. Kesit kalınlığı 1,5 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.



Şekil 3.22. Kesit kalınlığı 2,0 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime seramiği altında polimerize edilen DC rezin siman grubuna ait bir örneğin absorbsiyon grafiği.

3.2. LC ve DC Rezin Simanların Dönüşüm Dereceleri Üzerine Farklı Seramik Tipleri ve Kalınlıklarının Etkisinin Karşılaştırılması

LC veya DC rezin simanların dönüşüm dereceleri üzerine farklı tip ve kalınlıktaki seramiklerin etkilerine ait bulgular Tablo 3.1’de verilmiştir.

3.2.1. LC simanın farklı IPS Empress CAD kesit kalınlıkları altında dönüşüm derecelerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Kesit kalınlıkları 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm olan IPS Empress CAD seramik örnekleri altında polimerize olan LC rezin siman örneklerinin tümünün dönüşüm dereceleri, LC Kontrol grubunun polimerizasyon sonrası dönüşüm derecesine göre önemli derecede ($P<0,001$) düşük bulunmuştur (Tablo 3.1). IPS Empress CAD 1,0 mm seramik kesit kalınlıkları altında polimerize olan LC rezin siman örneklerinin dönüşüm derecesi hem 1,5 mm hem de 2,0 mm kesit kalınlıkları altında elde edilen örneklerden önemli derecede yüksek ($P<0,001$) iken, 1,5 mm ve 2,0 mm kesit kalınlığı altında polimerize edilenler benzer bulunmuştur ($P>0,05$).

3.2.2. LC simanın farklı IPS e.max CAD kesit kalınlıkları altında dönüşüm derecelerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Kesit kalınlıkları 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm olan IPS e.max CAD seramik örnekler altında polimerize olan LC rezin siman örneklerine ait dönüşüm dereceleri LC Kontrol grubunun polimerizasyon sonrası dönüşüm derecesine göre önemli derecede düşük bulunmuştur ($P<0,001$). IPS e.max CAD 1,0 mm seramik kesit kalınlıkları altında polimerize olan LC rezin siman örneklerinin dönüşüm derecesi 1,5 mm kesit kalınlığındakilerden, 1,5 mm kesit kalınlığındakiler ise 2,0 mm kesit kalınlığındakilerden önemli derecede ($P<0,001$) yüksek bulunmuştur (Tablo 3.1).

3.2.3. LC simanın farklı IPS e.max ZirCAD Prime kesit kalınlıkları altında dönüşüm derecelerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Kesit kalınlıkları 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime kesitler altında gerçekleşen LC rezin siman örneklerine ait dönüşüm dereceleri, LC Kontrol grubunun dönüşüm derecesine göre önemli derecede ($P<0,001$) düşük bulunmuştur (Tablo 3.1). IPS e.max ZirCAD Prime’ın 1,0 mm kesit kalınlığı altında polimerize olan LC rezin siman örneklerinin dönüşüm derecesi hem 1,5 mm hem de

2,0 mm kesit kalınlıkları altında elde edilen örneklerden önemli derecede ($P<0,001$) yüksek bulunmuştur (Tablo 3.1).

3.2.4. DC simanın farklı IPS Empress CAD kesit kalınlıkları altında dönüşüm derecelerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Kesit kalınlıkları 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm olan IPS Empress CAD kesitler altında gerçekleşen DC rezin siman örneklerine ait dönüşüm dereceleri, DC Kontrol grubunun dönüşüm derecesine göre önemli derecede ($P<0,001$) düşük bulunmuştur (Tablo 3.1). IPS Empress CAD'in 1,0 mm kesit kalınlıkları altında polimerize olan DC rezin siman örneklerinin dönüşüm derecesi gerek 1,5 mm gerekse 2,0 mm kesit kalınlıkları altında elde edilen örneklerden önemli derecede ($P<0,001$) yüksek bulunmuştur (Tablo 3.1).

3.2.5. DC simanın farklı IPS e.max CAD kesit kalınlıkları altında dönüşüm derecelerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Kesit kalınlıkları 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm olan IPS e.max CAD kesitleri altında gerçekleşen DC rezin siman örneklerine ait dönüşüm dereceleri, DC Kontrol grubunun dönüşüm derecesine göre önemli derecede düşük bulunmuştur ($P<0,001$). IPS e.max CAD'in 1,0 mm kesit kalınlığı altında polimerize olan DC rezin siman örneklerinin dönüşüm derecesi hem 1,5 mm hem de 2,0 mm kesit kalınlıkları altında elde edilen örneklerden önemli derecede ($P<0,001$) yüksek bulunmuştur (Tablo 3.1).

3.2.6. DC simanın farklı IPS e.max ZirCAD Prime kesit kalınlıkları altında dönüşüm derecelerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Kesit kalınlıkları 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime kesitleri altında gerçekleşen DC rezin siman örneklerine ait dönüşüm dereceleri, DC Kontrol grubunun dönüşüm derecesine göre önemli derecede düşük bulunmuştur ($P<0,001$). IPS e.max ZirCAD Prime 1,0 ve 1,5 mm kesit kalınlıkları altında polimerize olan DC rezin siman örneklerinin dönüşüm dereceleri 2,0 mm kesit kalınlığındakilerden önemli derecede ($P<0,001$) yüksek bulunmuştur (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. LC ve DC simanın dönüşüm dereceleri üzerine farklı tip ve kalınlıktaki seramiklerin etkileri, (n= 10).

Rezin Siman	Seramik Tipi	Kesit Kalınlığı, mm	Dönüşüm Derecesi, % $\pm$ Ss	P
Işıklıla Polimerize Olabilen (Light Cure)	LC Kontrol	0	72,01 $\pm$ 1,37 ^a	<0,001
	IPS Empress CAD	1,0	65,28 $\pm$ 4,05 ^b	
		1,5	58,02 $\pm$ 2,15 ^c	
		2,0	57,13 $\pm$ 2,98 ^c	
	LC Kontrol	0	72,01 $\pm$ 1,37 ^a	<0,001
	IPS e.max CAD	1,0	57,25 $\pm$ 3,10 ^b	
		1,5	52,26 $\pm$ 2,80 ^c	
		2,0	46,90 $\pm$ 3,52 ^d	
	LC Kontrol	0	72,01 $\pm$ 1,37 ^a	<0,001
	IPS e.max ZirCAD Prime	1,0	40,18 $\pm$ 2,68 ^b	
		1,5	37,32 $\pm$ 2,73 ^c	
		2,0	36,60 $\pm$ 2,47 ^c	
Hem Işık Hem De Kimyasal Olarak Polimerize Olabilen (Dual Cure)	DC Kontrol	0	69,16 $\pm$ 0,75 ^a	<0,001
	IPS Empress CAD	1,0	65,01 $\pm$ 2,27 ^b	
		1,5	61,95 $\pm$ 4,16 ^c	
		2,0	60,98 $\pm$ 3,82 ^c	
	DC Kontrol	0	69,16 $\pm$ 0,75 ^a	<0,001
	IPS E.max CAD	1,0	58,11 $\pm$ 4,66 ^b	
		1,5	54,88 $\pm$ 3,18 ^c	
		2,0	52,10 $\pm$ 3,01 ^c	
	DC Kontrol	0	69,16 $\pm$ 0,75 ^a	<0,001
	IPS e.max ZirCAD Prime	1,0	45,25 $\pm$ 1,41 ^b	
		1,5	42,84 $\pm$ 3,75 ^b	
		2,0	39,36 $\pm$ 4,05 ^c	

^{abcd}: Aynı seramik tipine ait 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm kesit kalınlıklarındaki ortalamalara ait sütun bazında farklı harf taşıyan ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir (P<0,001).

Ss: Standart sapma

3.3. Farklı Tip Seramiklerin Aynı Kalınlıktaki Kesitleri Altında Polimerize Olan LC ve DC Rezin Siman Örneklerinin Dönüşüm Derecelerinin Karşılaştırılması

Farklı tip seramiklerin aynı kesit kalınlıkları altında polimerize edilen LC ve DC rezin simanların dönüşüm dereceleri Tablo 3.2’de verilmiştir. Kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS Empress CAD seramik altında polimerize olan LC ve DC rezin simanların dönüşüm dereceleri arasında farklılık görülmemiştir (P=0,857). Aynı seramiğin 1,5 mm ve 2,0 mm kesit kalınlıkları altında polimerize edilen DC rezin simanın dönüşüm derecesi LC rezin simandan önemli derecede yüksek bulunmuştur (P<0,01) (Tablo 3.2).

IPS e.max CAD seramiğin 1,0 mm ve 1,5 mm kesit kalınlığı altında polimerize olan LC ve DC siman örneklerinin dönüşüm dereceleri arasında istatistiksel bir farklılık bulunmazken, 2,0 mm kesit kalınlığı altında DC rezin simanın dönüşüm

derecesi LC rezin simanından önemli derecede yüksek bulunmuştur ($P<0,001$) (Tablo 3.2).

Kesit kalınlığı 1,0 mm ve 1,5 olan IPS e.max ZirCAD Prime seramik altında polimerize edilen DC rezin simanın dönüşüm derecesi LC rezin simanından önemli derecede yüksek bulunmuştur ($P<0,001$) (Tablo 3.2). Aynı seramiğin 2,0 mm kalınlığı altında polimerize olan LC ve DC rezin simanların dönüşüm dereceleri arasında istatistiksel farklılık oluşmamıştır ($P=0.082$).

Tablo 3.2. Farklı tip seramiklerin aynı kesit kalınlıkları altında polimerize olan LC veya DC rezin simanların dönüşüm derecelerine etkileri, (n= 10).

Seramik Tipi	Kesit Kalınlığı, mm	Rezin Siman	Dönüşüm Derecesi, % $\pm$ Ss	P
IPS Empress CAD	1,0	LC	65,28 $\pm$ 4,05	0,857
		DC	65,01 $\pm$ 2,27	
	1,5	LC	58,02 $\pm$ 2,15 ^b	<0,016
		DC	61,95 $\pm$ 4,16 ^a	
	2,0	LC	57,13 $\pm$ 2,98 ^b	<0,022
		DC	60,98 $\pm$ 3,81 ^a	
IPS e.max CAD	1,0	LC	57,25 $\pm$ 3,10	0,635
		DC	58,11 $\pm$ 4,66	
	1,5	LC	52,26 $\pm$ 2,80	0,067
		DC	54,88 $\pm$ 3,18	
	2,0	LC	46,90 $\pm$ 3,52 ^b	<0,002
		DC	52,10 $\pm$ 3,01 ^a	
IPS e.max ZirCAD Prime	1,0	LC	40,18 $\pm$ 2,68 ^b	<0,001
		DC	45,25 $\pm$ 1,41 ^a	
	1,5	LC	37,32 $\pm$ 2,73 ^b	<0,001
		DC	42,84 $\pm$ 3,75 ^a	
	2,0	LC	36,60 $\pm$ 2,47	0,082
		DC	39,36 $\pm$ 4,05	

^{ab}: Aynı seramiğin aynı kesit kalınlığı altında polimerize olan LC ve DC rezin siman çeşitleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemlidir.

Ss: Standart sapma

3.4. LC ve DC Rezin Simanların Farklı Seramiklerin Aynı Kalınlıkları Altında Dönüşüm Derecelerinin Karşılaştırılması

LC ve DC rezin simanların farklı seramiklerin aynı kalınlıkları altında dönüşüm dereceleri Tablo 3.3'te görülmektedir. LC ve DC rezin simanların dönüşüm dereceleri tüm seramik tiplerinin 1,0 mm kesit kalınlıkları altındakilerde 1,5 mm kesit kalınlığı altındakilerden, 1,5 mm kesit kalınlığı altındaki rezin simanların dönüşüm derecesi ise 2,0 mm kesit kalınlığı altındaki rezin siman örneklerin dönüşüm derecelerinden önemli derecede yüksek bulunmuştur ($P<0,001$).

Tablo 3.3. LC veya DC rezin simanların dönüşüm dereceleri üzerine aynı kesit kalınlıklarındaki farklı seramik tiplerinin etkileri, (n= 10).

Rezin Siman	Kesit Kalınlığı, mm	Seramik Tipi	Dönüşüm Derecesi, % $\pm$ Ss	P
Işıklıla Polimerize Olabilen (Light Cure)	1,0	IPS Empress CAD	65,28 $\pm$ 4,05 ^a	<0,001
		IPS e.max CAD	57,25 $\pm$ 3,10 ^b	
		IPS ZirCAD Prime	40,18 $\pm$ 2,68 ^c	
	1,5	IPS Empress CAD	58,02 $\pm$ 2,15 ^a	<0,001
		IPS e.max CAD	52,26 $\pm$ 2,80 ^b	
		IPS ZirCAD Prime	37,32 $\pm$ 2,73 ^c	
	2,0	IPS Empress CAD	57,13 $\pm$ 2,98 ^a	<0,001
		IPS e.max CAD	46,90 $\pm$ 3,52 ^b	
		IPS ZirCAD Prime	36,60 $\pm$ 2,47 ^c	
Hem Işık Hem De Kimyasal Olarak Polimerize Olabilen (Dual Cure)	1,0	IPS Empress CAD	65,01 $\pm$ 2,28 ^a	<0,001
		IPS e.max CAD	58,11 $\pm$ 4,67 ^b	
		IPS ZirCAD Prime	45,25 $\pm$ 1,41 ^c	
	1,5	IPS Empress CAD	61,95 $\pm$ 4,16 ^a	<0,001
		IPS e.max CAD	54,88 $\pm$ 3,18 ^b	
		IPS ZirCAD Prime	42,84 $\pm$ 3,75 ^c	
	2,0	IPS Empress CAD	60,98 $\pm$ 3,82 ^a	<0,001
		IPS e.max CAD	52,10 $\pm$ 3,01 ^b	
		IPS ZirCAD Prime	39,36 $\pm$ 4,05 ^c	

^{abc}: Aynı simana ait aynı kesit kalınlığındaki farklı seramik tiplerinin dönüşüm dereceleri ortalamaları arasındaki fark önemlidir (P< 0,001).

Ss: Standart sapma

3.5. LC ve DC Rezin Simanların Dönüşüm Dereceleri Üzerine Farklı Tip ve Kalınlıktaki Seramiklerin Etkilerinin Genel Karşılaştırılması

LC ve DC siman çeşitlerinin farklı seramik tip ve kesit kalınlıkları altında polimerize edilmesinin dönüşüm dereceleri üzerine etkileri Tablo 3.4’de görülmektedir. LC ve DC rezin siman gruplarında en yüksek dönüşüm derecesi 1,0 mm kesit kalınlığındaki IPS Empress CAD seramik altında polimerize edilenlerde gerçekleşmiştir. Gerçekleşen bu dönüşüm derecesi diğer tüm gruplardaki dönüşüm derecelerinden yüksektir (P<0,001). IPS Empress CAD seramiğin 1,0 mm kalınlığı altında gerçekleşen dönüşüm derecesini 1,5 mm ve 2,0 mm kesit kalınlığındaki IPS Empress CAD seramik altında polimerize olan DC simandaki dönüşüm dereceleri takip etmiştir (P<0,001). Yukarıda adı geçen üç grubun dönüşüm derecelerini LC simanda 1,5 mm ve 2,0 mm kesit kalınlığındaki IPS Empress CAD altında ve 1,0 mm kesit kalınlığındaki IPS e.max CAD seramikler altında polimerize edilen gruplar, DC rezin simanda ise 1,0 mm kesit kalınlığındaki IPS e.max CAD seramik altında polimerize edilen grup takip etmiştir (P<0,001). LC rezin simanda 1,5 mm kesit kalınlığındaki IPS e.max CAD seramik altında polimerize edilenlerde, DC rezin

simanda ise 1,5 ve 2,0 mm kesit kalınlığındaki IPS e.max CAD seramik altında polimerize edilenlerde gerçekleşen dönüşüm derecesi yukarıda adı geçen grupları takip etmiştir ($P<0,001$). Adı geçen grupların dönüşüm derecelerini LC rezin simanda 2,0 mm kesit kalınlığındaki IPS e.max CAD seramik altında polimerize edilenler ile DC rezin simanda 1,0 mm kesit kalınlığındaki IPS e.max CAD seramik altında polimerize edilen gruplar takip etmiştir ($P<0,001$). Söz konusu gruplarda gerçekleşen dönüşüm derecesini 1,5 mm kesit kalınlığındaki IPS e.max CAD seramik altında polimerize edilen DC rezin simanda gerçekleşen dönüşüm derecesi takip etmiştir ($P<0,001$). Yine bahsi geçen tüm gruplarda gerçekleşen dönüşüm derecesini 1,0 mm kesit kalınlığındaki IPS e.max ZirCAD Prime seramik altında polimerize edilen LC rezin siman grubu takip etmiştir ($P<0,001$). Bu araştırmadaki tüm gruplar içerisinde en düşük dönüşüm derecesi 1,5 mm ve 2,0 mm kesit kalınlığındaki IPS e.max ZirCAD Prime seramik altında polimerize edilen LC rezin simanda, DC rezin simanda ise 2,0 mm kesit kalınlığındaki IPS e.max ZirCAD Prime seramik altında polimerize edilen gruplarda gerçekleşmiştir ($P<0,001$).

Tablo 3.4. LC ve DC rezin simanların dönüşüm dereceleri üzerine farklı tip ve kalınlıktaki seramiklerin etkileri, (n= 10).

Rezin Siman	Seramik Tipi	Kesit Kalınlığı, mm	Dönüşüm Derecesi, % $\pm$ Ss	P
Işıklıla Polimerize Olabilen (Light Cure)	LC Kontrol	0	72,01 $\pm$ 1,37 ^a	<0,001
	IPS Empress CAD	1,0	65,28 $\pm$ 4,05 ^c	
		1,5	58,02 $\pm$ 2,15 ^e	
		2,0	57,13 $\pm$ 2,98 ^{ef}	
	IPS e.max CAD	1,0	57,25 $\pm$ 3,10 ^{ef}	
		1,5	52,26 $\pm$ 2,80 ^g	
		2,0	46,90 $\pm$ 3,52 ^h	
	IPS e.max ZirCAD Prime	1,0	40,18 $\pm$ 2,68 ^{jk}	
		1,5	37,32 $\pm$ 2,73 ^{kl}	
		2,0	36,60 $\pm$ 2,47 ^l	
Hem Işık Hem De Kimyasal Olarak Polimerize Olabilen (Dual Cure)	DC Kontrol	0	69,16 $\pm$ 0,75 ^b	
	IPS Empress CAD	1,0	65,01 $\pm$ 2,27 ^c	
		1,5	61,95 $\pm$ 4,16 ^d	
		2,0	60,98 $\pm$ 3,81 ^d	
	IPS e.max CAD	1,0	58,11 $\pm$ 4,66 ^e	
		1,5	54,88 $\pm$ 3,18 ^{fg}	
		2,0	52,10 $\pm$ 3,01 ^g	
	IPS e.max ZirCAD Prime	1,0	45,25 $\pm$ 1,41 ^{hi}	
		1,5	42,84 $\pm$ 3,75 ^{ij}	
		2,0	39,36 $\pm$ 4,05 ^{kl}	

a...l: Aynı sütunda farklı harf taşıyan ortalamalar arası fark istatistiksel bakımdan önemlidir ($P<0,001$).

Ss: Standart sapma

4.TARTIŞMA

Bu çalışmada üç farklı seramik tipi ve bu seramiklerin üç farklı kalınlığı altında ışık ile polimerize olabilen ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen iki farklı rezin simanın polimerizasyon derecesi üzerine etkisi in vitro olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmada elde edilen bulgular; üç farklı seramik tipinin (IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, IPS e.max ZirCAD Prime) üç farklı kesit kalınlığı (1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm) altında polimerize edilen ışık ile polimerize olabilen ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm derecelerini istatistiksel olarak önemli derecede etkilediğini göstermiştir. Bu nedenle bu çalışmanın sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Metal destekli seramik restorasyonlar okluzal kuvvetlere karşı yüksek dirençleri ve üstün mekanik özelliklere sahip olmaları sebebiyle protetik tedavilerde sıklıkla kullanılmaktadır. Fakat metal restorasyonlarda opasite, arzu edilmeyen renk ve parlaklık gibi estetik kaygılar söz konusu olabildiği gibi bazı hastalarda metallere karşı allerjik reaksiyonlar da gelişebilmektedir (Kelly ve ark 1996, Kelly ve Benetti 2011, Della Bona ve ark 2014, Martins ve ark 2019). Metal destekli restorasyonlardaki söz konusu dezavantajları gidermek için tam seramik sistemler geliştirilmiştir (Shenoy ve Shenoy 2010, Li ve ark 2014, Stawarczyk ve ark 2015).

Diş hekimliği alanında ilk feldspatik porselen kron 1903 tarihinde Land (Land 1904) tarafından tanıtılmış ise de metalsiz seramiklerin gelişimi 1965'te McLean (McLean 1965) tarafından gerçekleştirilmiştir. McLean seramiklerin yapısına Al_2O_3 ilave ederek feldspatik porselenin güçlendirilmesini başarmış ve seramiklerin geliştirilmesine önemli bir katkı sağlamıştır. 1965'ten günümüze kadar hastaların ve diş hekimlerinin estetik ve doğal görünümlü restorasyon taleplerini karşılayabilmek için çeşitli tiplerde tam seramik sistemler geliştirilmiştir (Shenoy ve Shenoy 2010, Della Bona ve ark 2014, David-Perez ve ark 2022).

Tam seramik restorasyonlar, biyouyumlu, kullanımı kolay, renk ve translusensi özellikleri doğal dişe oldukça yakın olması gibi üstün özelliklere sahip olmakla birlikte, çatlak yayılımı, kırılma dayanımı, aşınma direnci, düşük gerilme mukavemeti, marjinal uyumu ve onarım zorluğu gibi mekanik özelliklerindeki kısıtlılıklar klinik kullanımlarını sınırlandırmaktadır (Hondrum 1992, Raptis ve ark

2006, Li ve ark 2014, Stawarczyk ve ark 2015). Tam seramik sistemlerde görülen mekanik kısıtlılıkların aşılması amacıyla sürekli olarak materyal geliştirmeye yönelik çalışmalar yapılmaktadır. Bu bağlamda bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelerin diş hekimliği alanında da devreye sokulması birçok yeni materyalin üretilmesini beraberinde getirmiştir (Shenoy ve Shenoy 2010, Fasbinder 2012, Li ve ark 2014).

Tam seramik restorasyonlar geçmiş yıllarda sadece anterior bölgelerde kullanılırken, günümüzde CAD/CAM sistemleri ile hasta başında geçirilen süreyi kısaltan restoratif malzemeler sayesinde dentisyonun tüm alanlarında kullanılabilir hale gelmiştir (Şener ve Türker 2009, Shenoy ve Shenoy 2010, Turp ve ark 2011, Stawarczyk ve ark 2012, Zimmermann ve ark 2013, Della Bona ve ark 2014, Baroudi ve Ibraheem 2015, Mainjot ve ark 2016, Lise ve ark 2017, David-Perez ve ark 2022).

Lösit ile güçlendirilmiş CAD/CAM cam seramiklerde, lösit kristalleri seramiğin translusensi özelliğini fazla düşürmeksizin dayanımını artırmaktadır (Kelly ve ark 1996). Lösit kristalleri ile camı ağ yapı arasındaki ısısal genleşme farkından dolayı soğuma sırasında kristaller arasında baskı stresi oluşmakta, bu stresler bir yandan seramikte çatlak oluşumunu önlerken, diğer taraftan seramiğin fiziksel özelliklerini artırmaktadır (Guazzato ve ark 2004).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler, ısı ile presleme ve mum atımı tekniklerinin birleştirilmesi (Şener ve Türker 2009), ayrıca CAD/CAM teknolojisi (McLaren ve Giordano 2010) ile üretilen ve lösit bazlı cam seramiklere göre daha fazla kristalin içeren cam seramiklerdir. Yüksek translusensi, üstün fiziksel dayanıklılığa sahip olmaları (Elsaka ve Elnaghy 2016) ve mikroçatlak oluşumunu engellemelerinden dolayı (Zaimoğlu ve Can 2004) başta anterior bölge olmak üzere protetik restorasyonlarda kullanılmaktadır (Heffernan ve ark 2002).

Zirkonya 1990'lı yılların başında bir alt yapı materyali olarak veneer seramikleri desteklemek amacıyla kullanılmaya başlamıştır. Zirkonya üstün mekanik özelliklere sahiptir (Piconi ve Maccauro 1999). Dental seramiklerin en dayanıklısı ve serti olan zirkonya yüksek eğilme dayanımı (900-1200 MPa) ve kırılma dayanımına (9-10 GPa) sahip olmasından dolayı azaltılmış alt yapı kalınlığına sahip posterior sabit bölümlü protezlerin yapılmasına katkı sağlamaktadır (Al-Amleh ve ark 2010).

Konvansiyonel zirkonyalara göre daha estetik sonuçlar vermesinden dolayı son yıllarda monolitik zirkonya popüler hale gelmiştir. Monolitik zirkonya ile feldspatik seramik ve lityum disilikat seramiklerin kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada monolitik zirkonya seramiklerin diğer seramiklere kıyasla daha fazla kırılma dayanımına sahip olduğu belirlenmiştir (Zesewitz ve ark 2014). Zhang ve ark (2013) monolitik zirkonya ile lityum disilikat seramikler ve veneer porselenin kırılma direnci karşılaştırılmıştır. Monolitik zirkonyanın diğer seramiklere göre yüksek bir kırılma direncine sahip olduğu belirlenmiştir.

Lösitle güçlendirilmiş seramikler yüksek translusensi özellikleri sayesinde estetik bakımdan üstün olmakla birlikte ana endikasyonu anterior ve tek üye kron, inley ve onley restorasyonlarla kısıtlıdır (İşisağ ve ark 2016). Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramikler estetik ve lösitle güçlendirilmiş seramiklerden daha dayanıklıdır. Tek kronlarda, tek pontikli köprülerde, inley, onley ve laminate veneerlerde endike olmakla birlikte (Elsaka ve Elnaghy 2016) özellikle posteriorde ve çok üyeli, fazla gövdeli (özellikle 1. premolardan sonra) köprülerde kullanılması tavsiye edilmez. İkinci ve üçüncü nesil monolitik zirkonyayı birleştiren IPS e.max ZirCAD Prime'ın estetik ve mekanik özellikleri birleştirme özelliği bulunmaktadır (Michailova ve ark 2020, Schönhoff ve ark 2021). Winter ve ark (2022) tarafından IPS e.max ZirCAD Prime üzerinde yapılan bir çalışmada zirkonyanın, lityum disilikat seramikten daha yüksek mekanik özellikler gösterdiği belirlenmiştir. Hem anterior hem de posterior bölge kron ve köprü (3-12 üye), primer teleskop kronlar, inley köprü, implant üstü kron ve köprüler olmak üzere geniş bir endikasyon alanı bulunmaktadır (Büyükdere ve Yenice 2020). Lösitle güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik ve monolitik zirkonya seramikleri ağız içerisinde farklı bölgelerde ve farklı kullanım alanlarına sahip olmasından dolayı bu çalışmada kullanılmak üzere tercih edilmiştir.

Seramiklerin kesit kalınlığının dönüşüm derecesi üzerine etkilerini belirlemek amacıyla daha önce yapılan in vitro çalışmalarda lösit ile güçlendirilmiş ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerde genellikle 0,5 ile 4,0 mm arasında değişen kalınlıklar üzerinde durulduğu görülmektedir (Runnacles ve ark 2014, Cho ve ark 2015, Starwarczyk ve ark 2015, Eğilmez ve ark 2017, Oh ve ark 2018). Benzer şekilde zirkonya ve monolitik zirkonya seramiklerde yapılan çalışmalarda 0,5

mm ile 4,0 mm arasında kesit kalınlıkları arasında değişen kalınlıklar üzerinde durulduğu görülmektedir (Kim ve ark 2013, Sulaiman ve ark 2015, Bansal ve ark 2016, Turp ve ark 2018, Olcay ve ark 2022). Tam seramik restorasyonlar için ihtiyaç duyulan preparasyon miktarı anterior ve posterior bölgelerde restore edilecek dişin durumuna göre değişebilmektedir. Kullanılacak restorasyonun dayanımı ve klinik kullanım süresi açısından en uygun materyalin kullanılması oldukça önemlidir. Diğer taraftan seçilen seramiğin kesit kalınlığının üretici firma direktifleri doğrultusunda olması gerekmektedir. IPS e.max ZirCAD Prime'ı üreten firma (Ivoclar Vivadent) gerekli materyal kalınlığını dişte kullanılacak bölgeye göre minimum 0,3 mm, maksimum 2,0 mm olarak önermektedir. Bu bilgiler göz önünde bulundurularak örnek kalınlıkları üretici firmaların önerdiği aralıklar içerisinde kalınarak 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm olarak seçilmiştir.

FTIR çalışmalarında düz yüzeyli kesit ve uniform homojen kalınlık gereksinimine ihtiyaç duyulmaktadır. Bunun sağlanabilinmesi için yapılan birçok in vitro çalışmada CAD/CAM blokların kesiminin elmas separe ile su altında soğutularak yapıldığı görülmektedir (Yöndem ve ark 2011, Alnasser ve ark 2019, Dönmez ve Yücel 2019, Niizuma ve ark 2020). Literatürde yer alan çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmadaki örnekler elmas separe ile su soğutması altında kesilmiştir.

Yan ve ark (2021), tarafından yapılan bir çalışmada farklı kalınlıklardaki monolitik zirkonya örneklerin rezin simanların dönüşüm derecesine olan etkileri araştırılmıştır. Sinterizasyon işlemi tamamlanan örneklerin yüzeyleri su soğutması altında 600 grenli silikon karbit aşındırıcı kâğıtlar ile zımparalanmıştır. Supornpun ve ark (2021), tarafından yapılan çalışmada lityum disilikat, zirkonya ve monolitik zirkonya seramik örneklerin rezin simanların dönüşüm derecesine olan etkileri incelenmiştir. Araştırmacılar sinterizasyon ve kristalizasyon işlemi tamamlanan örnekleri su soğutması altında 600, 800, 1000 ve 1200 grenli silikon karbit aşındırıcı kâğıtlar ile zımparalamışlardır. Yapılan diğer bazı çalışmalarda da örnek yüzeylerini standardize edebilmek için 600 ile 2000 arasında grenli silikon karbit zımpara kâğıtlarının kullanıldığı görülmektedir (Bagheri ve ark 2005, Colombo ve ark 2019, Önöral ve ark 2021). Literatürdeki çalışmalar ile benzer olarak sinterizasyon işlemi uygulanan örnekler su soğutması altında 600, 1000 ve 2000 grenli silikon karbit zımpara kâğıtları ile tek bir operatör tarafından zımparalanmıştır.

Zımparalanan seramik örneklere polisaj patı (Diamont Polish Mint, Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ve polisaj lastiği (Kuraray Clearfil TWIST DIA, EVE Ernst Vetter GmbH, Almanya) kullanılarak polisaj işlemi uygulanmıştır (Jin ve ark 2022). Yapılan zımpara ve polisaj işlemleri ile ağız içerisinde bulunan restorasyonların tam anlamı ile çalışmaya yansıtılması, tüm seramik yüzeylerde standardizasyon sağlanması ve rezin simanların farklı yüzey özelliklerinden kaynaklanabilecek polimerizasyon derecelerindeki farkların elimine edilmesi amaçlanmıştır.

Farklı renk ve translusensideki seramik tiplerinin rezin simanların polimerizasyonunu olumlu ya da olumsuz yönde etkilediği yönünde çalışma sonuçları bulunmaktadır (Runnacles ve ark 2014, Eğilmez ve ark 2017, Mendonça ve ark 2019, Liporini ve ark 2020). Oh ve ark (2018) rezin simanın (Variolink N, Ivoclar Vivadent) dönüşüm derecesi üzerine A2 rengindeki IPS Empress CAD HT ve LT, IPS e.max CAD HT ve LT, Vita Mark II seramiklerin dört farklı kalınlıklarının (0,5 mm; 1 mm; 2 mm; 4 mm) kalınlıklarının etkisini FTIR ile belirlemişlerdir. Araştırma sonucunda seramiğin HT veya LT özellikte olmasının dönüşüm derecesi üzerinde etkili olduğunu belirlemişlerdir. Barutçigil ve Büyükkaplan (2020) tarafından translusent (T) ve yüksek translusent (HT) özellikteki farklı kalınlıklardaki (0,5 mm; 1 mm; 1,5 mm; ve 2 mm) polimer infitre edilmiş seramiklerin LC rezin simanların dönüşüm derecesi üzerine etkilerinin FTIR analiziyle belirlendiği çalışmada; 1,5 mm ve 2 mm kalınlıklarda T ve HT seramiklerin dönüşüm derecesini düşürdüğünü tespit etmişlerdir. Benzer şekilde seramik renginin ve translusensisinin rezin simanların polimerizasyonuna etkisinin incelendiği birçok çalışmada A1 renk tonu (Runnacles ve ark 2014, Cho ve ark 2015, Eğilmez ve ark 2017, Dönmez ve Yücel 2019, Barutçigil ve Büyükkaplan 2020) ve yüksek translusent (HT) seramik tipi kullanıldığı görülmektedir (Runnacles ve ark 2014, Oh ve ark 2017, Dönmez ve Yücel 2019, Liporini ve ark 2020, Barutçigil ve Büyükkaplan 2020). Sasany ve Yılmaz (2022) toplumda yaygın olarak tercih edilen rengin A rengi olduğunu bildirmektedirler. Tüm bu bilgiler ışığında bu çalışmada, seramik renginin polimerizasyon üzerine etkisi çalışma dışı tutulmuş olmakla birlikte, kullanılan seramiklerin sahip olduğu translüsens değerinin polimerizasyonu etkileyebileceği ve bu nedenle bu etkinin elimine edilebilinmesi, yapılan tüm uygulamaların örneklere eşit yansıtılması ve standardizasyonun sağlanması için CAD/CAM materyallerin tümü aynı renkte (A1) ve yüksek translusenside (HT) seçilmiştir.

Restorasyonun yapıştırılmasında kullanılan siman çeşitleri ve simantasyon tekniği; retansiyonunun sağlanması, marjinal yalıtımı ve ağızda kalma sürelerini doğrudan etkilemektedir (Hoorizad Ganjkar ve ark 2017). Geleneksel simanlarda yüksek çözünürlük, adezyon eksikliği ve estetik yetersizlik gibi problemler görülebilmektedir. Noninvaziv restoratif tekniklerin artması ile birlikte geleneksel simanlara göre daha estetik, dayanıklı ve diş dokusunu koruyan rezin simanların kullanımı yaygınlaşmıştır (Blatz ve ark 2004, Lee ve ark 2008, Uludamar ve ark 2011, Hill ve Lott 2011, Akın ve Yüzügüllü 2013, Türk ve ark 2014, Sofan ve ark 2017). İndirek restorasyonların klinik başarısı restoratif materyalin bileşimine, optik özelliklerine ve kalınlığına, rezin simanın dönüşüm derecesine (Rasetto ve ark 2004, Soares ve ark 2006, Mendonça ve ark 2019, Dönmez ve Yücel 2019, Barutçigil ve Büyükkaplan 2020), polimerizasyon yöntemine (Hofmann ve ark 2001, Braga ve ark 2005, Kim ve ark 2013, Sofan ve ark 2017, Akarca ve ark 2022) ve foto aktivasyonda kullanılan ışık özelliklerine (Özyeşil ve ark 2004, Jung ve ark 2006) göre değişmektedir.

Son dönemlerde hastalar tarafından estetik restorasyonlara karşı artan talep rezin simanların kullanımını beraberinde getirmiştir. Rezin simanların endikasyon alanları içerisinde seramik kronlar, postlar, metalik olmayan inlayler, onlayler ve sabit parsiyel protezlerin simantasyonu bulunmaktadır (Fabianelli ve ark 2006). Rezin simanlar üstün estetik ve renk uyum özellikleri yanısıra, diğer simanlara göre daha yüksek eğilme ve sıkışma dayanımına sahiptirler (Piwowarczyk ve Lauer 2003). Ayrıca basma ve çekme bağlanma dayanımı bakımından cam iyonomer siman ve çinko fosfat siman gibi diğer simanlardan daha güçlüdür (Begazo ve ark 2004, Piwowarczyk ve ark 2005). Rezin simanların adeziv yapısı, üstün retansiyon ve kırılma direncine sahip inlayların ve kronların üretilmesini sağlamıştır. Rezin simanlar aynı zamanda minimum mikrosızıntı (Akın ve Yüzügüllü 2013) ve daha düşük çözünürlüğe (Sofan ve ark 2017) sahiptir.

Rezin simanlar polimerizasyon türüne göre sınıflandırılmaktadır. Genellikle metalik restorasyonlar için kullanılan kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların sertleşme süresi uzundur ve kontrol edilemeyen bir çalışma süresine sahiptir. Işık ile polimerize olabilen simanlar, sadece foto başlatıcıları uyaran ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatan bir ışık kaynağı olduğu durumda aktive

olmaktadır (Scotti ve ark 2016). Bu durum; renk stabilitesi, yeterli çalışma süresi ve foto aktivasyondan önce simanın kolay temizlenmesine imkan sağlar (Novais ve ark 2017). Işık ile polimerize olabilen rezin simanların hekime uzun süre çalışma imkânı vermesi, kısa sürede sertleşmesi, artık simanların kolay temizlenmesi, uygulanırken az hava boşluğu oluşturması gibi avantajlarının yanında (Rosenstiel ve ark 1998, Anusevic 2003, Caprak ve ark 2019), polimerizasyon büzülmesi, kalın restorasyonlarda yeterli polimerizasyon sağlanamamasına bağlı olarak simanda yeterli fiziksel, mekanik ve kimyasal özelliklerin oluşmaması gibi yetersizlikleri de bulunmaktadır (Jung ve ark 2001, Uludamar ve ark 2011, Akın ve Yüzügüllü 2013).

Işık ile polimerizasyonun karmaşık ve sınırlı olduğu bölgelerde sınırlamaların üstesinden gelebilmek amacıyla hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanlar üretilmiştir (Pegoraro ve ark 2007, Akın ve Yüzügüllü 2013, Türk ve ark 2014). Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanlar kontrollü polimerizasyon sağlaması, hekime kolay çalışma imkânı sunması, restorasyon kalınlığının 1,5 ile 2 mm olduğu durumlarda, diğer bir ifade ile restorasyon kalınlığının ışığın yayılımını engellediği durumlarda, polimerizasyon üzerinde olumlu etki oluşturması gibi avantajlara sahiptir (Lu ve ark 2005, Radovic ve ark 2008, Akın ve Yüzügüllü 2013, Sulaiman ve ark 2015).

Işık ile polimerize olabilen rezin simanların endikasyon alanları içinde kalınlığı 2 mm'den az translusent laminate veneerler, seramik braketler ve tam seramik restorasyonlar bulunurken (Lafuente ve ark 2000), hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların endikasyon alanları içinde artan opasite ve kalınlık nedeniyle simana yeterince ışık ulaşmasının mümkün olmadığı durumlar bulunmaktadır (Pegoraro ve ark 2007, Akın ve Yüzügüllü 2013, Türk ve ark 2014). Restorasyon kalınlığının 1,5 ile 2 mm den fazla olduğu durumlarda, kalınlığının ışık geçişine engel olacağı düşünüldüğünde hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların kullanılması önerilmektedir (Koishi ve ark 2002, Barghi ve ark 2002, Tanoue ve ark 2003). Bu çalışmada, 1,5 mm ve 2 mm kalınlığında seramik kesitler de kullanıldığı için ayrıca, farklı kesit kalınlıklarındaki seramiklerin dönüşüm derecesi üzerine etkilerini karşılaştırmalı olarak test edebilmek adına hem ışıkla polimerize olabilen (Variolink Esthetic LC, Ivoclar Vivadent) hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen (Variolink Esthetic DC, Ivoclar Vivadent) rezin

simanlar kullanılmıştır. Diğer taraftan bu çalışmada siman renginin polimerizasyon derecesi üzerine etkisi çalışma dışı tutulmuş olup, rezin simanların translusent olanları tercih edilmiştir.

Rezin simanların film kalınlığı dönüşüm derecesini etkileyebilmektedir (Heffernan ve ark 2002). Yapılan çeşitli araştırmalarda siman film kalınlığı olarak 50 µm (Hoorizad Ganjkar ve ark 2017), 100 µm (Calgaro ve ark 2013), 300 µm (De Jesus ve ark 2020), 500 µm (Liporini ve ark 2020) ve 1000 µm (Novais ve ark 2017) kullanılmıştır. Rezin simanların polimerizasyon derecesinin FTIR cihazı ile belirlendiği birçok çalışmada ise siman film kalınlığının 170 µm olarak belirlendiği görülmektedir (Pereira ve ark 2010, Scotti ve ark 2016, Dönmez ve Yücel 2019). Bu çalışmada da FTIR cihazıyla dönüşüm derecesinin belirlendiği daha önceki çalışmalar ile uyumlu olarak rezin siman film kalınlığı 170 µm olarak seçilmiştir.

Ağız içerisinde önerilen ideal siman film kalınlığı ortalama 25µm olmalıdır. İdeal film kalınlığı sağlandığında simanın baskı, gerilim ve makaslama kuvvetlerine karşı direnç gibi mekanik özellikleri artacaktır (Yavuzylmaz H. 1999).

Polimerizasyon derecesi üzerinde kullanılan ışık kaynağının uzaklığı ile dış ortamdaki gelen ışıkta etkili olmaktadır (Kılınç ve ark 2011). Bu çalışmada, rezin simanların aynı ortam şartlarında ve aynı uzaklıkta polimerizasyonunun gerçekleştirilmesi amacıyla bir karanlık kutu tasarlanmıştır. Tasarlanan bu kutu siyah renkte, ışığı geçirmeyen, içinde lamı sabit tutacak şekilde boşluğu olan ve kullanımı kolay kapaklı bir düzeneştir. Kutunun kapağında seramik örneklerin hizasına denk gelecek şekilde, LED ışık cihazının ucunun çapında bir deliği bulunmaktadır. Bu delik sayesinde bir taraftan ışığın dışarı çıkmadan seramik yüzeyine ulaşması sağlanırken diğer taraftan her örneğe aynı uzaklıktan ışık uygulama kolaylığı sağlanmış olmaktadır (Dönmez 2018).

Dönüşüm derecesi iç ve dış faktörlerden (ışık cihazının türü, uygulanan optik ucun çapı, uygulanacak yüzeye uzaklığı, uygulama süresi, ışık modu) etkilenmektedir. Diş hekimliğinde halojen, quartz tungsten halojen, plazma ark, yüksek yoğunlukta halojen ve LED ışık kaynakları kullanılmaktadır. Işık kaynaklarını uygulama sürelerinin ise 3 sn ile 120 sn arasında değiştiği görülmektedir (Rasetto ve ark 2001, Özyeşil ve ark 2004, Kim ve ark 2013).

Meng ve ark (2022) tarafından lityum disilikat seramik örnekleri (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) üzerinde LED ışık kaynağının düşük ve yüksek ışık gücünü 20 sn ve 40 sn olarak kullanılarak yapılan bir çalışmada, ışık gücünün rezin simanların dönüşüm derecesi üzerinde istatistiksel olarak önemli derecede farklılık oluşturduğu belirlenmiştir.

Zirkonya seramiğin (Katana, Kuraray Noritake) iki değişik hem kimyasal hem ışıkla polimerize olabilen simanın (Panavis F2.0, Kuraray Noritake, Duo-Link, Bisco Inc.) dönüşüm derecesi üzerine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada (Kim ve ark 2013) ışık kaynağı olarak, LED veya quartz tungsten halojen ışık kullanılmasının etkisi incelenmiştir. Işık kaynakları standart güç ve yüksek güç olarak iki farklı şekilde uygulanmıştır. Süre 40 sn ve 120 sn olarak belirlenmiştir. Araştırma sonucunda dönüşüm derecesinin kullanılan ışık kaynağından etkilendiği belirlenmiştir.

Kesit kalınlığı 0,8 mm olan lityum disilikat esaslı bir seramik (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) altında polimerize edilen rezin simanların dönüşüm derecesi üzerine düşük ve yüksek güçte 20 sn veya 40 sn süreyle LED ışığı uygulanmasının etkisinin FTIR analiziyle araştırıldığı bir çalışmada (Meng ve ark 2022) uygulama süresinin dönüşüm derecesini önemli derecede etkilediği belirlenmiştir.

Opak ve translusent seramiklere uygulanan polimerizasyon süresinin uzatılmasının dönüşüm derecesi üzerine etkilerinin araştırıldığı bir çalışmada, opak seramiklere 40 sn süreyle yapılan polimerizasyonda dönüşüm derecesinin translusentlere göre opaklarda daha düşük olduğu, ancak sürenin 120 sn ye çıkarılması durumunda her iki materyalde de benzer dönüşüm dereceleri elde edildiği bildirilmiştir (Archegas ve ark 2012).

Scotti ve ark (2016), yaptıkları bir çalışmada yüksek yarı saydam monolitik zirkonya (Katana UTML, Kuraray Noritake) ile hem kimyasal hem ışıkla polimerize olabilen rezin simanların (Panavia SA, Kuraray Noritake ve Rely-X Ultimate, 3M ESPE) dönüşüm derecesi üzerine etkilerini incelemişlerdir. Simanlara 0, 20 ve 120 sn ışınlama yapmışlardır. Işık uygulanmayanlara göre ışık uygulananlar

daha yüksek dönüşüm derecesi göstermekle birlikte 20 sn ve 120 sn ışın uygulananlar arasında istatistiksel bir farklılık bulunmamıştır.

Scotti ve ark (2016) HT ve MT monolitik zirkonya (Katana UTML, Kuraray Noritake)'nın hem kimyasal (Panavia SA, Kuraray Noritake) hem de ışıkla polimerize olabilen (Rely-X Ultimate, 3M ESPE) simanların dönüşüm derecesi üzerine etkilerini FTIR analiziyle araştırmışlardır. Rezin simanlara 1 dk self-cure aşamasından sonra 0, 20 ve 120 sn ışınlama yapılmıştır. Işınlama yapılan resin simanların dönüşüm derecesi ışınlama yapılmayanlardan yüksek bulunurken, ışınlama süresinin benzer dönüşüm derecesine sahip olduğu belirlenmiştir.

LED ışık, ışık ile polimerizasyonun başlatıcısı olan komferokinonun aktivasyonu için en uygun dalga boyu olan yaklaşık 470 nm civarında oldukça etkilidir. Ayrıca, dar bir spektral aralığa sahip olduğu için yüksek bir polimerizasyon sağlamaktadır (Mills 1995, Teshima ve ark 2003, Bala ve ark 2005). Monolitik seramik restorasyonlar için LED ışık kaynağı kullanımı tavsiye edilmektedir (Çetindemir ve ark 2018). Çalışmalardan elde edilen veriler doğrultusunda bu çalışmada bir firmaya ait LED ışık cihazı (Woodpecker, 420 nm-480 nm dalga boyu, 1400 mw/cm² ışık gücü) kullanılmıştır. Bu çalışmada uygulama süresi konusunda farklı yaklaşımlar olmakla birlikte uygulama modu olarak soft start mod tercih edilmiş, uygulama süresi üretici firmanın önerisi doğrultusunda 20 sn olarak gerçekleştirilmiştir.

Polimerizasyon derecesi üzerinde polimerizasyon işleminden sonra geçen süre de etkili olmaktadır. Özyeşil ve ark (2004) tarafından yapılan bir çalışmada; polimerizasyondan hemen sonra ve 24 saat bekletildikten sonra yapılan ölçümlerde en yüksek polimerizasyon derecesinin 24 saat bekletilenlerde olduğu belirlenmiştir. Benzer olarak yapılan birçok çalışmada dönüşüm derecesinin polimerizasyondan sonraki 24. saatte daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Rueggeberg ve ark 1990, Francescantonio ve ark 2013, Meng ve ark 2006, Lee ve ark 2011, Cho ve ark 2015). Bu literatür bildirilerinden farklı olarak, Yan ve ark (2021) üç farklı zirkonyanın hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen resin simanın dönüşüm derecesi üzerinde 24. saatte ve 7 gün sonra ölçülmesi arasında farklılık olmadığını belirlemişleridir. Çalışmalardan elde edilen veriler doğrultusunda, bu çalışmada

örnekler polimerizasyondan sonra ışık geçirmeyen kapalı kutuda 24 saat süreyle bekletilmiş ve bu sürenin sonunda dönüşüm derecesi ölçülmüştür.

Dönüşüm derecesinin belirlenmesinde RAMAN spektroskopisi (Shin ve ark 1993), elektron paramanyetik rezonans (Sustercic ve ark 1997), nükleer manyetik rezonans (Morgan ve ark 2000) ve diferansiyel termal analiz (Imizato ve ark 2001) gibi yöntemler kullanılmaktadır. Bu teknikler genel olarak karışık ve pahalı olduğu için tercih edilmemektir. Bu çalışmada, küçük miktarda bir örnekten analiz yapılabilmesi, örnek gönderme işleminin kolay olması, kısa sürede sonuç vermesi, çoklu bileşikler analiz edilebilmesi, zaman ve ekonomik açıdan tasarruflu olmasından (Türker ve ark 2005, Moraes ve ark 2008b, Cho ve ark 2015, Hoorizad Ganjkar ve ark 2017) dolayı dönüşüm derecesinin ölçülmesinde FTIR cihazı tercih edilmiştir.

Kompozit materyallerde aromatik karbon çift bağları 1608 cm^{-1} , alifatik karbon çift bağları 1637 cm^{-1} dalga bandında titreşim oluşturmaktadırlar. Dönüşüm derecesinin hesaplandığı formülde rezin simanların monomer ve polimer halinin adı geçen dalga boylarındaki değerleri kullanılmaktadır (Lise ve ark 2017, Oh ve ark 2018). Bu nedenle bu çalışmada 1608 cm^{-1} ve 1637 cm^{-1} dalga boyundaki değerler kullanılmıştır.

Rezin simanların yeterli ve uygun polimerizasyonu istenen mekanik özelliklerin sağlanması ve seramik ile diş arasında sıkı bir bağlantı sağlanması için gereklidir. Monomerlerin polimerlere dönüşümünün ifadesi olan dönüşüm derecesindeki beklenti mümkün olduğunca monomerlerin en yüksek seviyede polimere dönüşmesidir. İstenilen mekanik dayanımın sağlanması ve klinik başarının elde edilmesi için polimerizasyonun maksimum düzeyde olması gerekmektedir (Passos ve ark 2013). Teorik olarak polimerizasyon işlemi sonunda monomerlerinin tümünün polimere dönüşmesi beklenir (Atalayın ve ark 2016). Ancak bu dönüşüm polimerizasyon sırasında metilmetakrilat monomerlerinin % 15 ile % 50 arasındaki kısmı dönüşüme girmemesinden dolayı artık monomerler oluşmaktadır (Ferracane 1994, Imizato ve ark 2001, Radovic ve ark 2008, Atalayın ve ark 2016, Sofan ve ark 2017, Büyükdere ve Yenice 2020).

Rezin simanların polimerizasyon derecesi; kullanılan seramiğin çeşidine, uygulanan ışık özelliklerine (ışık kaynağı çeşidi, ışık yoğunluğu, uygulama mesafesi, ışınlama süresi), rezin simanın özellikleri (bileşimi, aktivasyon şekli, doldurucu boyutları, ağırlıkları, hacimleri ve doldurucu matris oranları) ve operatörle ilişkili faktörlere bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (Cardash ve ark 1993, Rueggeberg ve ark 1994, Dlugokinski ve ark 1998, Halvorson ve ark 2002, Heffernan ve ark 2002, Tanoue ve ark 2003, Soares ve ark 2006, Lee ve ark 2008, Scougall-Vilchis ve ark 2009, Vieno ve ark 2009, Kılınç ve ark 2011, Lee ve ark 2011, Anusavice ve ark 2013, Al-Ahdal ve ark 2015). Bu özellikler polimerizasyon derinliğini ve dönüşüm derecesini dolayısıyla salınan rezidüel monomer miktarını etkilemektedir (Rueggeberg ve ark 1994, Kurachi ve ark 2001, Halvorson ve ark 2002). Rezin simanların polimerizasyonunun yüksek olması optimal fiziksel özelliklere ulaşılmalarını ve diş ile seramik arasında kuvvetli bir bağlantı oluşmasını sağlar (Chan ve Boyer 1989). Seramik restorasyonların klinik başarısı fonksiyonel yüklere ve seramiğin mikro yapısına dayanıklılık gösteren simanların mekanik özellikleriyle direkt ilişkilidir (Moraes ve ark 2008b). Rezin simanların tatminkâr bir klinik performans ve yeterli mekaniksel dayanım göstermesinde yeterli derecede dönüşüm derecesi anahtar bir role sahiptir (Turp ve ark 2011). Genel bir yaklaşım olarak rezin simanların dönüşüm derecesi polimerizasyon işlemi sürecinde artar. Rezin simandaki dönüşüm derecesi arttıkça reaksiyona girmeyen rezidüel monomer miktarı azalır (Dewaele ve ark 2006).

Yetersiz polimerizasyon; ağız ortamına polimerize olmamış rezidüel monomer salınımı gerçekleşmesine bağlı olarak diş pulpasında olumsuzluklara, restorasyon-diş bağlantısında zayıflığa, sitotoksiteye, mikrosızıntı artışına, aşınma direnci zayıflığına, retansiyonu ve elastisite modülü düşük, renk stabilitesi zayıf, restorasyon marjinlerinde oluşacak bozulmalara sebep olmaktadır (Jung ve ark 2001, Franz ve ark 2003, Özyeşil ve ark 2004, Bala ve ark 2005, Atalayın ve ark 2016, Oh ve ark 2018, Tafur-Zelada ve ark 2021, David-Perez ve ark 2022). Ayrıca yetersiz polimerizasyon, post-operatif hassasiyet artışına (Rasetto ve ark 2001, Radovic ve ark 2008, David-Perez ve ark 2022) ve polimerizasyonu gerçekleşmeyen artık monomer moleküllerinin rezin siman materyalinden salınarak çevresel dokularda yangıya ve sekonder diş çürüklerine neden olabilmektedir (Turp ve ark 2011, Silva ve ark 2013).

Yapılan bu in vitro çalışmada LC ve DC rezin simanların dönüşüm dereceleri üzerine farklı tip ve kesit kalınlıklarındaki seramiklerin etkileri her bir seramik tipinde kendi içinde değerlendirildiğinde, üzerinde durulan tüm seramik çeşitlerinin (IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, IPS e.max ZirCAD Prime) ve bunların farklı kesit kalınlıklarının (1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm) rezin simanların dönüşüm derecesini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilediği belirlenmiştir. En yüksek polimerizasyon derecesi seramik kullanılmadan polimerize edilen LC Kontrol (% 72,01) ve DC Kontrol gruplarında (% 69,16) gerçekleşmiştir. Kesit kalınlıkları 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm olan tüm seramik tipleri altında polimerize edilen LC rezin simanların dönüşüm dereceleri % 36,60 ile % 65,28, DC rezin simanları ise % 39,36 ile % 65,01 arasında değişmiştir. İdeal olan bir polimerizasyonun dönüşüm derecesinin % 55 ile % 80 aralığında olduğu belirtilmiştir (Öztürk ve ark 2005). Yapılan bu çalışmada dönüşüm dereceleri değerlerinin her iki rezin siman çeşidinde de IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD seramiklerde genel olarak ideal sınırlar içinde olduğu, fakat IPS e.max ZirCAD seramiklerde ideal sınırlara ulaşamadığı görülmüştür.

Kesit kalınlıkları farklı olan üç seramik tipinden elde edilen polimerizasyon derecesine ait sonuçlar bir bütün olarak değerlendirildiğinde, hem LC hem de DC rezin simanlarda istatistiksel olarak önemli olmak üzere en yüksek dönüşüm derecesine kesit kalınlığı 1,0 mm olanlarda ulaşıldığı, bunu sırasıyla 1,5 mm ve 2,0 mm kalınlığındakilerin takip ettiği tespit edilmiştir. Kesit kalınlığı farklı olan seramiklerin LC ve DC rezin simanların dönüşüm dereceleri üzerinde farklılık oluşturması, kesit kalınlığı artmasına bağlı olarak uygulanan LED ışığın yayılımı ve kırılmasının değişmesinden ve ışığın ulaşmasının zorluğundan kaynaklanabilir.

Runnacles ve ark (2014) tarafından 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm kalınlığındaki feldspatik cam (IPS InLine, Ivoclar Vivadent), lösitle güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress Esthetic, Ivoclar Vivadent), düşük translusensli lityum disilikat cam seramik (IPS e.max Press LT, Ivoclar Vivadent) ve yüksek translusensli lityum disilikat cam seramik (IPS e.max Press HT, Ivoclar Vivadent) kullanılarak yapılan bir çalışmada ışıkla polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm derecesinin genel olarak kesit kalınlığından etkilenmediği, ancak 2,0 mm kesit kalınlığında ise seramik çeşitleri arasında farklılıklar olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Kesit kalınlığı 2,0 mm olan seramiklerde farklılık oluşmasının muhtemel sebebinin yeterli ışıklandırmanın sağlanmasını engelleyen seramiklerin kompozisyonu ve kalınlığıyla ilişkili olabileceği ifade edilmiştir. Diğer taraftan adı geçen araştırmacılar tarafından kontrol grubu olan ışıkla polimerize olabilen rezin simanlarda % 69,48 olarak bulunan dönüşüm derecesi bu çalışmada bulunan % 72,01 oranına oldukça yakındır.

Cho ve ark (2015) tarafından lityum disilikat ile güçlendirilmiş bir seramiğin (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) 0,3 mm, 0,6 mm, 0,9 mm ve 1,2 mm kesit kalınlığı altında hem ışıkla polimerize olabilen ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen simanların dönüşüm derecesinin araştırıldığı bir çalışmada; dönüşüm derecesinin % 14,0 ile % 34,8 arasında değiştiği, sadece 1,2 mm kalınlıktan daha az olduğu durumlarda hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların ışıkla polimerize olabilen rezin simanlara göre daha düşük dönüşüm derecesi gösterdiği, diğer kesit kalınlıkları arasında farklılık oluşmadığı belirlenmiştir.

Eğilmez ve ark (2017) bir adet hibrit (Vita Enamic, VITA Zahnfabrik) iki adet nano CAD/CAM seramiğin (GC Cerasmart, GC) seramiğin 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm kalınlıkları altında polimerize edilen hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların (Relyx Ultimate, 3M ESPE) dönüşüm derecelerini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda kullanılan seramik çeşitlerinin 1,0 mm ve 1,5 mm kesit kalınlığı altında dönüşüm derecelerinin etkilemediğini, 2,0 mm kesit kalınlığı altında ise dönüşüm derecesinin azaldığını belirlemişlerdir. Bu bildirilenlerin aksine seramik kalınlığının dönüşüm derecesi üzerinde bir etkisinin olmadığı yönünde çalışmalar da vardır (Moraes ve ark 2008b, Passos ve ark 2014).

Hoorizad Ganjkar ve ark (2017) lösit ile güçlendirilmiş seramiğin (IPS Empress CAD) 0,5 mm, 1,0 mm ve 1,5 mm kesit kalınlıkları altında polimerize edilen ışıkla polimerize olabilen (Choice 2, Bisco) ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olabilen (Nexus3, Kerr) rezin simanların dönüşüm derecelerini benzer bulmuşlardır. Hoorizad Ganjkar ve ark (2017) ile bu çalışma arasındaki fark, kullanılan rezin simanların farklı marka olması ve polimerizasyon esnasında kullanılan karanlık ortam tasarımı ile ilişkili olabilir. Yine bu çalışmada elde edilen veriler bir bütün olarak değerlendirildiğinde, kullanılan seramiklerde kesit

kalınlıklarının artışına baēlı olarak polimerizasyon derecesinin LC ve DC kontrol gruplarına göre önemli derecede d řt ēē  görülmektedir. Diēer bir ifade ile seramik kesit kalınlıēının artması kullanılan rezin siman  eşitinden baēımsız olarak polimerizasyon derecesinde azalmaya sebep olmuştur.

Farklı tip seramiklerin aynı kesit kalınlıkları altında polimerize olan LC ve DC rezin simanların dönüşüm derecelerine etkisi deēerlendirildiēinde, IPS Empress CAD'ın 1,5 ve 2,0 mm, IPS e.max CAD'ın 2,0 mm, IPS e.max ZirCAD Prime'ın 1,0 ve 1,5 mm kesit kalınlıkları altında polimerize edilen DC rezin simanların dönüşüm dereceleri LC rezin simanlardan daha yüksek bulunmuştur. Adı geçen kesit kalınlıkları altında polimerize olan DC rezin simanların LC rezin simanlara göre daha yüksek oranda dönüşüm derecesi göstermesi bu çalışmada kullanılan LC rezin siman (Variolink Esthetic LC) ve DC rezin simanın (Variolink Esthetic DC) içeriklerinin farklı olmasıyla ilişkili olabilir.

Bu araştırmada kullanılan seramik materyallerin kimyasal kompozisyonunun farklı olması polimerizasyon derecesinin etkilenmesine sebep olabilir. Bu  alışmada IPS e.max ZirCAD Prime'ın genel olarak IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD seramikere göre daha düşük dönüşüm derecesine sahip oluşunda bu seramiēin i eriēinde yüksek oranda ZrO_2 (% 88,0-95,5) ve Y_2O_3 (% 4,5-7,0) bulunması, buna karşın IPS Empress CAD'de yüksek oranda SiO_2 (% 60-65), Al_2O_3 (%16-20) ve K_2O (%10-14), IPS e.max CAD'te ise yüksek oranda SiO_2 (% 58-80) ve Li_2O (% 10-19) bulunması etkili olmuş olabilir. Bu görüşleri destekler nitelikte seramik tipi ve kalınlıēının (Scotti ve ark 2016, Oh ve ark 2018, Dönmez ve Yücel 2019, Martins ve ark 2019, Ebeid ve ark 2021) seramiklerdeki kristal fazların (Hoorizad Ganjkar ve ark 2017), translusensi ve mikroyapı  zelliklerinin (Mendonça ve ark 2019, David-Perez ve ark 2022) ve seramik yüzeyindeki opak yapının (De Souza ve ark 2015) rezin simanların dönüşüm derecesini etkilediēi bildirilmiştir. Yapılan bir çalışmada; kristal i eriēin artması ışık ge irgenliēini azalttıēı; dolayısı ile azalan ışık ge irgenliēi polimerizasyon derecesinde azalmaya sebep olabileceēi bildirilmiştir (Hoorizad Ganjkar ve ark 2017).

Literatürde bu çalışmada elde edilen sonuçlara benzer şekilde, seramiklerde kesit kalınlıēı arttıēa dönüşüm derecesinin d řt ē  tespit edilmiştir (Soares ve ark 2006, Meng ve ark 2006, Ilie ve Hickel 2008, Zhang ve Wang 2011, Kesrak ve

Leevailoj 2012, Oh ve ark 2018). Yine özellikle seramik kesit kalınlığının 2 mm ve yukarısında olduğu durumlarda dönüşüm derecesinin önemli derecede düştüğü bildirilmiştir (Myers ve ark 1994, Rasetto ve ark 2001, Lee ve ark 2008, Acquaviva ve ark 2009, David-Perez ve ark 2022).

Her iki simanın bileşiminde % 10-25 oranında YbF_3 , % 3-10 oranında UDMA, % 3-10 oranında 1, 10-Dekanediol dimetakrilat bulunmakla birlikte Variolink Esthetic DC’de bunlara ilaveten % 1-2,5 arasında α , α -dimetilbenzil hidroperoksit bulunması dönüşüm derecesinin daha yüksek olmasında etkili olmuş olabilir (Maksimov ve ark 2022) . Diğer taraftan LC rezin simanların tek pat halinde olması ve polimerizasyonun ışığa duyarlı komferokinon, luserin gibi reaksiyon başlatıcı ajanların yapısının bozularak serbest radikallerin oluşması prensibine dayanırken (Roulet 1987, Davidson 2006), iki pat halinde olan DC simanların etki mekanizması ışıkla polimerizasyon sisteminin prensiplerine ilaveten amin/peroksit kimyasal polimerizasyon sistemine dayanması (Anusevice 2003, Uludamar ve ark 2011) dönüşüm derecesinde yükselmeye sebep olmuş olabilir.

Scotti ve ark (2016) yaptıkları bir çalışmada 0,6 mm, 1,0 mm ve 1,5 mm kesit kalınlığındaki lityum disilikat seramiğin (IPS e.max CAD) hem ışıkla (NX3 Nexus, Kerr, ABD) hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen (Choice, Bisco, ABD) simanların dönüşüm derecesini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda ışıkla polimerize olabilen rezin simanların hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen simanlara göre daha yüksek dönüşüm derecesi gösterdiği belirlenmiştir.

Bu çalışmada 1,0 mm ve 1,5 mm kesit kalınlıklarında benzer dönüşüm dereceleri tespit edilirken, 2,0 mm kesit kalınlığında ise DC rezin simanlarda daha yüksek dönüşüm derecesi gerçekleşmiştir. İki çalışma arasındaki farkın sebebi bu çalışmada kullanılan seramiklerin kesit kalınlıklarının daha fazla olması ve kullanılan rezin simanların farklı marka ve içerikte oluşu olabilir.

Yapılan bu çalışmada dönüşüm derecesi düşük olan seramik tipi ve kesit kalınlıkları (IPS e.max CAD 1,5 mm -2mm , IPS e.max ZirCAD Prime 1mm, 1,5mm, 2mm) bir bütün olarak değerlendirildiğinde söz konusu kesit kalınlıklarda LC rezin siman yerine DC rezin siman kullanmanın daha yararlı olabileceği söylenebilir.

Üç farklı seramik tipinin 0,5 mm ve 1,0 mm kesit kalınlığı altında polimerize edilen DC rezin simanların dönüşüm derecesine olan etkisinin karşılaştırıldığı bir çalışmada (Dönmez ve Yücel 2019), zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum disilikat (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik) ve lösit ile güçlendirilmiş (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent) seramikler altında yapılan polimerizasyonlarda dönüşüm dereceleri arasında istatistiksel bir fark bulunmazken, rezin infiltre seramikte (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik) daha düşük bulunmuştur. Bu durumun sebebi translusenslerinin farklı olması ile ilişkilendirilmiştir. Aynı çalışmada, 1,5 ve 2,0 mm kesit kalınlığındaki seramiklerin ışıkla polimerize olabilen ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm dereceleri üzerinde istatistiksel bir farklılığa sebep olmadığı belirlenmiştir.

Myers ve ark (1994) kesit kalınlığı 1 mm'den daha yüksek olan restorasyonlarda ışıkla polimerize olabilen ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların kullanılabileceği belirtilirken, Barutçigil ve Büyükkaplan (2020) 1,5 mm ve üzeri kalınlıklarda hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin siman kullanımını önermişlerdir.

Hem LC hem de DC rezin simanların dönüşüm dereceleri üzerine aynı kesit kalınlığındaki IPS Empress CAD, IPS e.max CAD ve IPS e.max ZirCAD Prime seramik tiplerinin etkileri bir bütün olarak değerlendirildiğinde farklı seramik tiplerinin LC ve DC rezin simanların dönüşüm dereceleri üzerinde istatistiksel olarak önemli farklılıklara sebep olduğu görülmüştür. Kesit kalınlığı 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm olan her üç seramik tipinde de hem LC hem de DC rezin simanların dönüşüm derecesinin en yüksek olarak IPS Empress CAD seramiklerde olduğu, bunu sırasıyla IPS e.max CAD ve IPS e.max ZirCAD Prime'in takip ettiği belirlenmiştir.

Bu çalışmada en yüksek dönüşüm derecesi hem LC hem de DC rezin simanlarda kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS Empress CAD seramikler altında polimerize edilenlerde bulunmuştur. Bunu kesit kalınlığı 1,5 mm ve 2,0 mm olan IPS Empress CAD seramikler altında polimerize edilen DC rezin siman takip etmiştir. Daha sonra ise kesit kalınlığı 1,5 mm ve 2,0 mm olan IPS Empress CAD, 1,0 mm olan IPS e.max CAD seramiklerde ve LC rezin siman ile kesit kalınlığı 1,0 mm olan IPS e.max CAD seramik ve DC rezin simanın takip ettiği belirlenmiştir. Yapılan bu çalışmaya benzer şekilde Oh ve ark (2018) IPS Empress HT ve LT (Ivoclar

Vivadent), IPS e.max HT ve LT (Ivoclar Vivadent) ile Vita Mark II (Vita Zahnfabrik) seramiklerin 0,5 mm, 1,0 mm, 2,0 mm ve 4,0 mm kesit kalınlıkları altında polimerize edilen ışıkla polimerize olabilen rezin simanların (Variolink N, Ivoclar Vivadent) dönüşüm derecelerinin kesit kalınlığı arttıkça azaldığını belirlemişlerdir.

IPS Empress CAD seramiklere göre IPS e.max CAD seramiklerin daha düşük dönüşüm derecesi göstermesi her iki seramik tipinin içeriklerinin farklı oluşuyla ilişkilendirilebilir. IPS Empress CAD seramikler lösitle güçlendirilmiş bir içeriğe sahip iken, IPS e.max CAD ise lityum disilikat ile güçlendirilmiş bir içeriğe sahiptir. Lityum disilikat esaslı seramiklerin daha yüksek oranda kristal içeriğe (%70) (McLaren ve Giordano 2010), daha düşük poröziteye ve daha opak bir yapıya sahip olmalarından dolayı lösitle güçlendirilmiş seramiklere göre dönüşüm derecesini düşürdüğü bildirilmektedir (De Souza ve ark 2015, Bansal ve ark 2016). Bu çalışmada elde edilen bulgulara benzer şekilde Bansal ve ark (2016) tarafından lösit ile güçlendirilmiş (Cergo Kiss, Degudent), lityum disilikat ile güçlendirilmiş (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) ve monolitik zirkonya (Zeicon, RIB Group) seramiklerin 2,0 mm, 3,0 mm ve 4,0 mm kesit kalınlıkları altında; 40, 60 ve 80 saniye süreyle yapılan polimerizasyonda, DC rezin simanların dönüşüm dereceleri yüksekte düşüğe doğru lösit, lityum disilikat ve monolitik zirkonya şeklinde bulunmuştur. Yine bu çalışmada elde edilen sonuçlara benzer şekilde lityum disilikat ve zirkonya ile güçlendirilmiş seramiklerde DC rezin simanların dönüşüm derecesinin karşılaştırıldığı iki farklı çalışmada da zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler altında yapılanlarda dönüşüm derecesi daha düşük bulunmuştur (Borges ve ark 2008, Kesrak ve Leevailoj 2012). Bu çalışmaların aksine, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklerin (IPS e.max CAD HT A1, Ivoclar Vivadent) 0,6 mm, 1,2 mm ve 2,0 mm kesit kalınlıklarının ışıkla polimerize olabilen (Variolink Veneer, Ivoclar Vivadent) rezin simanlarda kontrol grubuna benzer dönüşüm derecesi gösterdiği bildirilmiştir (Rizzante ve ark 2018). Yine kesit kalınlığı 0,5 mm, 1,0 mm ve 1,5 mm (Yuh ve ark 2009) ya da 0,5 mm, 0,7 mm ve 1,0 mm olan seramikler (Furuse ve ark 2015) altında polimerize edilen ışıkla polimerize olabilen rezin simanlarda dönüşüm derecesinin benzer olduğu belirlenmiştir.

Kim ve ark (2013), 1 mm, 2 mm ve 4 mm kalınlıkta hazırladıkları zirkonya örneklerin hem kimyasal hem ışıkla polimerize olabilen iki farklı rezin simanın (Duo-Link, Bisco ve Panavia, Kuraray) dönüşüm derecesine etkilerini incelemişlerdir. Dönüşüm derecesinin seramik kalınlığı arttıkça kademeli olarak azaldığını belirlemişlerdir.

Bu çalışmada kesit kalınlıkları 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm olan IPS e.max ZirCAD Prime seramiklerde, diğer seramik tiplerine ve kesitlerine kıyasla gerek LC gerekse DC rezin simanda en düşük düzeyde dönüşüm derecesi gerçekleşmiştir. Zirkonya içerikli seramiklerin rezin simanların dönüşüm derecesi üzerinde olumsuz etki yaptığı son yıllarda yapılan bir bütüncül derlemede de bildirilmiştir (Tafur-Zelada ve ark 2021). Bu düşüklüğün sebebi, IPS e.max ZirCAD Prime'in içerdiği kristalize yapının ışık yayılımını azaltması olabilir. Bu görüşü destekler nitelikte birçok araştırmacı zirkonya seramiklerde bulunan opak tetragonal fazın ışık yayılımını azalttığı bildirilmiştir (Ilie ve Stawarczyk 2014, Sulaiman ve ark 2015, Capa ve ark 2017, Tribst ve ark 2018, Caprak ve ark 2019, Tafur-Zelada ve ark 2021). Inokoshi ve ark (2016) tarafından yapılan bir çalışmada 0,5 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda hazırlanan farklı türlerdeki monolitik zirkonya örneklerin rezin simanların dönüşüm derecesi üzerine etkileri incelenmiştir. Araştırma sonucunda seramik kalınlığı arttıkça, monolitik zirkonyadan geçen ışık miktarının azaldığını, bu durumun rezin simanın dönüşüm derecesini azalttığını belirtmişlerdir.

Monolitik zirkonya seramik kalınlıklarının rezin simanların dönüşüm derecesine etkilerinin FTIR cihazı ile araştırıldığı diğer bir çalışmada da kalınlık arttıkça dönüşüm derecesinin azaldığı belirlenmiştir (Bayındır ve ark 2016). IPS e.max ZirCAD Prime; 2. nesil zirkonyanın (3Y-TZP) üstün mekanik özelliği ile 3. nesil zirkonyanın (5Y-TZP) estetik özelliklerini birleştiren yeni nesil bir seramiktir. Yeni nesil zirkonyalarda klinik endikasyonlar anterior tek krondan tam çene restorasyonlara kadar geniş olmakla birlikte (Michailova ve ark 2020), opak tetragonal fazın ışık yayılımını azaltması dönüşüm derecesini düşürmektedir (Ilie ve Stawarczyk 2014, Sulaiman ve ark 2015, Capa ve ark 2017, Tribst ve ark 2018, Caprak ve ark 2019, Tafur-Zelada ve ark 2021). Söz konusu dönüşüm derecesindeki azalmada yeni nesil zirkonyanın içeriğinde yüksek oranlarda ZrO_2 ve Y_2O_3 bulunmasından dolayı ışık geçirgenliğinin azalması ile ilişkilendirilmiştir.

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar bağlamında farklı kesit kalınlıklarındaki IPS e.max ZirCAD Prime seramiklerin LC ve DC rezin simanların dönüşüm derecesine etkileri karşılaştırıldığında, DC rezin simanlardaki dönüşüm derecesi LC rezin simanlara göre daha yüksek bulunmuş olması aynı kesit kalınlığındaki IPS e.max ZirCAD Prime seramikte LC rezin siman yerine DC rezin siman kullanımının daha uygun olabileceğini göstermektedir. Bu düşüncüyü destekler nitelikte bazı araştırmacılar kesit kalınlığı 1,5 mm – 2,0 mm'nin üzerinde olduğu durumlarda ya da opasitenin ışık geçirgenliğini engellendiği durumlarda hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin siman kullanılmasını önermektedirler (Hackman ve ark 2002, Koishi ve ark 2002, Schulze ve ark 2003, Tanoue ve ark 2003, Barutçugil ve Büyükkaplan 2020).

Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanlar yeterince ışık alamayan bölgelerde kimyasal reaksiyon oluşturarak polimerizasyon gösterirler, fakat polimerizasyon süresi biraz daha uzun olmaktadır (El-Mowafy ve Rubo 2000).

Bu çalışmalardan farklı olarak Eğilmez ve ark (2017) tarafından farklı CAD/CAM seramiklerin (GC Cerasmart, GC Denal Products; Lava Ultimate, 3M ESPE ve Vita Enamic, Vita Zahnfabrik) hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanın (RelyX Ultimate, 3M ESPE St, Paul, MN, ABD) dönüşüm derecesi üzerine etkilerinin incelendiği bir çalışmada istatistiksel bir farklılığın oluşmadığı belirlenmiştir.

Seramiklerde bulunan kristalin faz polimerizasyon esnasında uygulanan ışığın kırılması ve yayılmasına neden olduğundan dönüşüm derecesini de etkilemektedir (Hoorizad Ganjkar ve ark 2017). Materyalin içinde ışığın yayılması fazlaştıkça ışığın iletimi azalmakta, buna bağlı olarak da dönüşüm derecesi azalmaktadır. Ayrıca daha opak bir restorasyon elde edilmektedir. Bunlara ilaveten indirekt restorasyonların optik özelliklerine, içerik bileşimlerine, bileşimlerindeki inorganik madde içeriklerine, partikül büyüklüklerine ve materyalde işlenme sürecinde meydana gelen porlara bağlı olarak da dönüşüm derecesinde değişkenlik görülebilmektedir (Heffernan ve ark 2002). Por içermeyen seramik materyallerin ışığı kıracak bir arayüz içermemesinden dolayı yüksek ışık geçirgenliğine sahip

olduğu, böyle seramiklerin 3 mm kesit kalınlığında dahi yüksek dönüşüm derecesi gösterdiği bildirilmiştir (Cardash ve ark 1993).

Yapılan bu in vitro çalışmada rezin siman çeşiti ile farklı seramik tiplerinden ve kesit kalınlığından bağımsız olarak ölçülen dönüşüm dereceleri % 36,60 ile % 72,01 arasında bulunmuştur. Atalayın ve ark (2016), genel olarak polimerizasyonun gerçekleşmediği monomer miktarının % 15 ile % 50 arasında olduğunu bildirmişlerdir. Işık kaynağı olarak LED uygulanarak zirkonya (Cercon, Dentsply Ceramco), lityum disilikat (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent) ve feldspatik (Cerec, Sirona) seramik kullanılarak yapılan bir çalışmada ışıkla polimerize olabilen simanın (Variolink II baz-Variolink II katalizör) dönüşüm derecesi sırasıyla % 70,5; 82,5 ve 81,4 olarak bulunmuştur (Yöndem ve ark 2011). Bulunan bu değerler bu çalışmadaki değerlerden yüksektir. Çalışmalarda farklı uzunluk sürelerinde uygulanan LED ışığa bağlı olarak rezin simanların dönüşüm derecesinin % 57,9 ile % 65,5 (Üşümez ve ark 2005), % 56,25 ile % 72,31 (Runnacles ve ark 2014) arasında değiştiği şeklindeki sonuçlar bu çalışma sonuçlarıyla uyum halindedir.

Calgaro ve ark (2013) kesit kalınlıkları 1,5 mm ve 2,0 mm olan feldspatik porselen (IPS InLine, Ivoclar Vivadent), lityum disilikat cam seramik (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent düşük, orta ve yüksek translusensli), cam infiltreli alümina kompozit (In-Ceram Alümina, Vita Zahnfabrik) ve polikristalin zirkonya seramik (Ceramill Zi, AmannGirrbach) tiplerinin ışıkla polimerize olabilen (Relyx Veneer, 3M ESPE) ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen (Variolink II, Ivoclar Vivadent) rezin simanların dönüşüm derecesi üzerine etkilerini araştırmışlardır. Araştırma sonucunda ışıkla polimerize olabilen rezin simanlarda dönüşüm derecesinin % 54,9 ile % 66,9 arasında, hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanlarda ise % 51,3 ile % 67,4 arasında değiştiğini tespit etmişlerdir. Tespit edilen bu değerler yine bu çalışma sonuçlarıyla uyum halindedir. Aynı araştırmada seramik tiplerinin ve kesit kalınlıklarının gerek ışıkla polimerize olabilen gerekse hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm derecesi üzerinde istatistiksel bir farklılık oluşturmadığını belirlemişlerdir. Seramik tipleri kendi içinde değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı olmak üzere, en yüksek dönüşüm derecesi 1,5 mm ve 2 mm kesit kalınlığında, LC ve DC rezin simanda, feldspatik porselen ile lityum disilikat esaslı

cam seramiklerde; en düşük dönüşüm derecesi ise cam infiltreli alümina kompozit ve monolitik zirkonya seramiklerde tespit edilmiştir. Araştırmacılar elde ettikleri sonuçlardan hareketle dönüşüm derecesi üzerinde kesit kalınlığından ziyade opasitenin daha etkili olduğu yorumunu yapmışlardır. Adı geçen araştırmacılar tarafından dönüşüm derecesine yönelik olarak tespit edilen sonuçlar yapılan bu çalışma sonuçlarıyla uyum halindedir. Benzer şekilde Runnacles ve ark (2014) seramik materyalin mikroyapısının ve özellikle materyalin kristal fazının ışığı farklı iletmesi ve yaymasından dolayı rezin simanların polimerizasyonunu etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Ebeid ve ark (2021) tarafından yapılan bir çalışmada da seramik tipinin hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm derecesi üzerinde doğrudan etkili olduğu bildirilmiştir.

Bu çalışmada bazı limitasyonlar bulunmaktadır. Literatürde seramik rengi ve translusensisinin dönüşüm derecesi üzerinde olumlu ya da olumsuz yönde etkilerinin olduğu bildirilmektedir. Bu çalışmada kullanılan seramik tipleri tek bir renk ve translusenside seçilmiştir. Bu sebeple çalışma konusuna seramik rengi ve translusensi dâhil edilmemiştir. Elde edilen seramik kesitlerin kalınlıkları her yerinde eşit ve yüzeyleri düzdür. Ancak klinik şartlar altında restorasyonun farklı bölgelerindeki restorasyon kalınlıkları farklılık göstermektedir. Tam kontur restorasyonların farklı bölgelerinde kalınlıklar değişebilmektedir. Doğal dişlerde fissür, fossa, tüberküller ve anatomik varyasyonlar, translusensi farklılıkları bulunabilmektedir. Bu sebeple örneklerin kron şekli yerine geometrik şekilde hazırlanması ağız içini tam olarak yansıtmamakta ve sınırlayıcı bir etken oluşturmaktadır.

Rezin siman olarak ışıkla polimerize olabilen ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanlar seçilmiş, kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simana yer verilmemiştir. Dolayısıyla kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm derecesi üzerine etkisi ölçülmediğinden, ışıkla polimerize olabilen ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanlar ile mukayesesi yapılamamıştır. Ek olarak bu çalışmada kullanılan monolitik zirkonya seramik 3Y-TZP, 5Y-TZP ve geçiş zonundan oluştuğu için, zirkonyanın farklı bölgeleri altındaki rezin simanın polimerizasyon derecesinin farklı olabileceği de göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu çalışma in vitro şartlarda yapıldığı için oral şartlar çalışmaya tam olarak yansıtılamamıştır. Ağız ortamındaki tükürük, mikroorganizma varlığı ve termal yaşlanmanın etkisi bu çalışmada yok kabul edilmiştir. Yapılan bu çalışma, klinik çalışmalarla desteklenmelidir. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik ve monolitik zirkonya seramiklerin farklı kalınlıklarının dönüşüm derecesi üzerine etkilerini incelemek amacıyla farklı seramik renginin, translusens derecelerinin, rezin siman renginin, kullanılan ışık cihazının, süresinin ve polimerizasyon modunun da çalışma kapsamına dahil edildiği çalışmalara ihtiyaç vardır.



5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmada, CAD/CAM teknolojisiyle işlenebilen bileşimleri lösit ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress CAD), lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD) ve 3Y-TZP ve 5Y-TZP esaslı monolitik zirkonya seramiğin (IPS e.max ZirCAD Prime) 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm kesit kalınlığı altında ışıkla polimerize olabilen ve hem ışıık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm derecesine etkisi Fourier Dönüşüm İnfrared Spektroskopisi yöntemi ile incelenmiştir. Bu çalışmanın sınırlamaları dâhilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Tüm kalınlıklarda seramik örnekler altında polimerize edilen rezin simanların dönüşüm derecesi kontrol gruplarından istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur.
2. Tüm seramik tiplerinde kesit kalınlığının artması her iki rezin simanın dönüşüm derecesinde azalmaya sebep olmuştur.
3. Çalışmada kullanılan IPS Empress CAD seramiğin kullanılan tüm kalınlıkları altında ve IPS e.max CAD seramiğin 1 mm kalınlığı altında polimerize edilen ışııkla polimerize olabilen ve hem ışııkla hem de kimyasal polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm derecesi kabul edilebilir düzeydedir.
4. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya seramikte tüm kalınlıkları altında polimerize edilen ışııkla polimerize olabilen ve hem ışııkla hem de kimyasal polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm derecesi kabul edilebilir düzeyin altında bulunmuştur.
5. Her iki rezin simanda da kontrol grupları dışında, en yüksek dönüşüm derecesi IPS Empress CAD seramiğin 1,0 mm kesit kalınlığı altında polimerize edilen örneklerde bulunmuştur.
6. Her iki rezin simanda en düşük dönüşüm derecesi IPS e.max ZirCAD Prime seramiğin 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm kesit kalınlıkları altında polimerize edilen örneklerde bulunmuştur.

7. Işıkla polimerize olabilen ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm dereceleri, seramik tipine ve kesit kalınlığına bağlı olarak farklılık gösterebilmektedir.

8. IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD seramiklerin 1,0 mm ve 1,5 mm kesit kalınlıkları altında polimerize edilen her iki rezin simanın dönüşüm dereceleri çoğunlukla birbirine benzer bulunmuştur. IPS e.max ZirCAD Prime seramiğin 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm kesit kalınlıkları altında polimerize edilen örneklerde her iki rezin simanın da dönüşüm derecesi yetersiz bulunmuş olup, bu materyalin simantasyonunda ışıkla polimerize olabilen ve hem ışıkla hem de kimyasal polimerize olabilen rezin simanların kullanımı başarısızlığa sebep olabilir.

9. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar, kullanılan CAD/CAM seramik tipi ve kesit kalınlıklarının ışıkla polimerize olabilen ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin simanların dönüşüm derecesi üzerinde önemli etki oluşturduğunu göstermiştir. Konu ile ilgili olarak dönüşüm derecesi üzerine farklı ışık kaynağı, uygulama süresi, seramik tipi, renk ve translusensi derecelerini de kapsayan detaylı in vitro ve in vivo araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

6. KAYNAKLAR

- Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, Gagliani M, Ferrari M, Gherlone E, Cerutti A, 2009. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis. *J Dent*, 37(8), 610-15.
- Ağaccioğlu M, Aytaç F, 2019. Kompozit rezinlerin polimerizasyon özellikleriyle ilgili analiz yöntemleri. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*, 25(2), 201-12.
- Akarca EM, Şahin D, Cana RŞ, 2022. Resin-matriks seramikler-derleme. *Curr Res Dent Sci*, 32(1), 114-8.
- Akın E, 1999. Diş Hekimliğinde Seramik. Üçüncü Baskı, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul.
- Akın HY, Yüzüğüllü B, 2013. Resin simanlara güncel bakış. *ADO Klinik Bil Derg*, 6(4), 1307-17.
- Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC, 2015. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the degree of conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dent Mater*, 31(10), 1207-13.
- Al-Amleh B, Lyons K, Swain M, 2010. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 37(8), 641-52.
- Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G, 2007. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 23(7), 829-39.
- Alnasser M, Finkelman M, Papathanasiou A, Suzuki M, Ghaffari R, Ali A, 2019. Effect of acidic pH on surface roughness of esthetic dental materials. *J Prosthet Dent*, 122, 6, 567. e1-e8.
- Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC, 2016. Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage stress in dental resin-composites. *Dent Mater*, 32(8), 998-1006.
- Amer R, Kürklü D, Johnston W, 2015. Effect of simulated mastication on the surface roughness of three ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 114(2), 260-5.
- Anusavice KJ, 2003. *Phillips' Science of Dental Materials*. p 450-451, St. Louis: W.B. Saunders Co, Inc.; USA.
- Anusavice KJ, 2004. *Phillips Science of Dental Materials*. Amsterdam: Elsevier, USA.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, 2012. *Phillips' Science of Dental Materials*. p 418-424, Elsevier Health Sciences; USA.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls RH, 2013. *Mechanical Properties of Dental Materials. Phillips' Science of Dental Materials*. 12th ed. p 48-68, Missouri: Saunders; USA.

- Archegas LR, de Menezes Caldas DB, Rached N, Soares P, Souza EM, 2012. Effect of ceramic veneer opacity and exposure time on the polymerization efficiency of resin cements. *Oper Dent*, 37(3), 281-9.
- Atalayın Ç, Tezel H, Ergücü Z, 2016. An overview to the cytotoxicity of resin based dental materials. *EÜ Diş Hek Fak Derg*, 37(2), 47-53.
- Azer SS, Ayash GM, Johnston WM, Khalil MF, Rosenstiel SF, 2006. Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 96(6), 397-401.
- Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A, 2015. Dental Ceramics: Part I - An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Engin Tech*, 3(1), 13-8.
- Baek JH, Na J, Lee BH, Choi E, Son WS, 2009. Optical approach to the periodontal ligament under orthodontic tooth movement: a preliminary study with optical coherence tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135(2), 252-9.
- Begazo CC, de Boer HD, Kleverlaan CJ, Van Waas MA, Feilzer AJ, 2004. Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxide-reinforced glass ceramic core material. *Dent Mater*, 20(10), 901-7.
- Bagheri R, Burrow MF, Tyas M, 2005. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent*, 33(5), 389-98.
- Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A, 2018. Contemporary dental ceramic materials, A review: Chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Maced J Med Sci*, 6(9), 1742-55.
- Bala O, Uctasli MB, Tuz MA, 2005. Barcoll hardness of different resin-based composites cured by halogen or light emitting diode (LED). *Oper Dent*, 30(1), 69-74.
- Bansal R, Taneja S, Kumari M, 2016. Effect of ceramic type, thickness, and time of irradiation on degree of polymerization of dual-cue resin cement. *J Conser Dent*, 19, 414-18.
- Baroudi K, Ibraheem SN, 2015. Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health*, 7, 96-104.
- Barutçigil C, Ahmetoğlu F, Turgut H, Dayı B, Yalcın M, 2014. Degree of conversion of novel lowshrinkage composites and methacrylatebased resin composite. *Atatürk Üniv, Diş Hek Fak Derg*, 24(1), 39-43.
- Barutçigil K, Büyükkaplan UŞ, 2020. The effect of thickness and translucency of polymer-infiltrated ceramic-network material on degree of conversion of resin cements. *J Adv Prosthodont*, 12, 61-6.

- Bayındır BÇ, Nemli SK, Bayarı SH, Bal BT, 2016. The effect of monolithic zirconia thickness on the degree of conversion of dental resin cements: ATR-FTIR spectroscopic analysis. *Vibrational Spectroscopy*, 86, 212-7.
- Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B, 2004. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*, 91(4), 356-62.
- Borges GA, Agarwal P, Miranzi BA, Platt JA, Valentino TA, dos Santos PH, 2008. Influence of different ceramics on resin cement Knoop hardness number. *Oper Dent*, 33, 622-8.
- Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL, 2005. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dent Mater*, 10, 962-70.
- Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, 2010. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent*, 22(6), 412-9.
- Büyükdere AK, Yenice N, 2020. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tam seramik bloklar ve endikasyonları. *Dent Med J*, 2(1), 1-15.
- Calamia JR, 1983. Etched porcelain facial veneers: A new treatment modality based on scientific and clinical evidence. *The New York Journal of Dentistry*, 53(6), 255-9.
- Calgaro PA, Furuse AY, Correr GM, Ornaghi BP, Gonzaga CC, 2013. Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements. *Braz Oral Res*, 27(5), 403-9.
- Campbell SD, Sozio RB, 1998. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent*, 59, 301-6.
- Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, Chevalier J, 2018. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater*, 34(6), 879-90.
- Capa N, Celebi C, Casur A, Tuncel I, Usumez A, 2017. The translucency effect of different colored resin cements used with zirconia core and titanium abutments. *Nigerian J Clin Prac*, 20:1517-21.
- Caprak YO, Turkoglu P, Akgungor G, 2019. Does the translucency of novel monolithic CAD/CAM materials affect resin cement polymerization with different curing modes? *Journal of Prosthodont American College of Prosthodontists* 28:e572-e579.
- Cardash HS, Baharav H, Pilo R, Ben-Amar A, 1993. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent*, 69(6), 620-3.

- Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegarora LF, Silva NR, Pashley DH, 2004. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise selfetching primers to dentin. *J Dent*, 32, 55-65.
- Carville R, Quinn F, 2008. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *J Irish Dent Assoc*, 54(5), 218-22.
- Chan KC, Boyer DB, 1989. Curing light-activated composite cement through porcelain. *J Dent Res*, 68(3), 476-80.
- Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G, 2009. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 30(29), 5279-82.
- Cho SH, Lopez A, Berzins DW, Prasad S, Ahn KW, 2015. Effect of different thicknesses of pressable ceramic veneers on polymerization of light-cured and dual-cured resin cements. *J Contem Dent Prac*, 16(5), 347-52.
- Christensen GJ, 2001. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc* (1939), 132(9), 1301-03.
- Christensen GJ, 2007. Should resin cements be used for every cementation? *J Am Dent Assoc* (1939), 138(6), 817-19.
- Coldea A, Swain MV, Thiel N, 2013. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*, 29(4), 419-26.
- Colombo M, Poggio C, Lasagna A, Chiesa M, Scribante A, 2019. Vickers micro-hardness of new restorative CAD/CAM dental materials: evaluation and comparison after exposure to acidic drink. *Materials*, 12(8), 1246.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ, 2007. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 98(5), 389-404.
- Coşkun A, Yaluğ S, 2002. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*, 5, 97-102.
- Çetindemir AB, Şermet B, Öngül D, 2018. The effect of light sources and CAD/CAM monolithic blocks on degree of conversion of cement. *J Advan Prosthodont*, 10(4), 291-9.
- Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF, 2005. Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res*, 84(7), 663-67.
- David-Pérez M, Ramírez-Suárez JP, Latorre-Correa F, Agudelo-Suárez AA, 2022. Degree of conversion of resin-cements (light-cured/dual-cured) under different thicknesses of vitreous ceramics: systematic review. *J Prosthodont Res*, 66(3), 385-94.
- Davidson CL, 2006. Operatif Diş Hekimliğinde Gelişmeler: Geleceğe Meydan Okumak, Quintessence Yayıncılık, 2, 161-72.

- Della Bona A, Borba M, Benetti P, Cecchetti D, 2007. Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Braz Oral Res*, 21(1), 10-15.
- Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y, 2014. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*, 30:564-9.
- de Jesus RH, Quirino AS, Salgado V, Cavalcante LM, Palin WM, Schneider LF, 2020. Does ceramic translucency affect the degree of conversion of luting agents? *Applied Adhesion Science*, 8, 1, 1-10.
- De Melo Monteiro GQ, Montes MA, Rolim TV, de Oliveira Mota CC, de Barros Correia Kyotoku B, Gomes AS, et al. 2011. Alternative methods for determining shrinkage in restorative resin composites. *Dent Mater*, 27(8): e176-85.
- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B, 2005. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and Results. *J Dent Res*, 84, 118-32.
- De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC, 2015. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: A literature review. *J Appl Oral Sci*, 23(4), 358-68.
- Deniz D, Aktaş G, Güncü B, Canay RŞ, 2019. CAD/CAM yüksek dayanımlı cam seramikler CAD/CAM high strength glass ceramics. *Yeditepe J Dent*, 15(2), 224-30.
- Denry I, Kelly JR, 2008. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24, 299-307.
- Denry I, Holloway JA, 2010. Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, 3(1), 351-68.
- Denry I, Kelly JR, 2014. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*, 93(12), 1235-42.
- Dewaele M, Truffer-Boutry D, Devaux J, Leloup G, 2006. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater*, 22, 359-65.
- Dirxen C, Blunck U, Preissner S, 2013. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The Open Dentistry Journal*, 7, 118-22.
- Dlugokinski MD, Caughman WF, Rueggeberg FA, 1998. Assessing the effect of extraneous light on photoactivated resin composites. *J Am Dent Assoc (1939)*, 129(8), 1103-09.
- Dönmez MB, 2018. Farklı Kalınlıklardaki CAD/CAM seramiklerin rezin siman polimerizasyonlarına etkisi. Uzmanlık Tezi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Konya.

- Dönmez MB, Yucel MT, 2019. Effect of monolithic CAD-CAM ceramic thickness on resin cement polymerization: An in-vitro study. *Am J Dent*, 32(32), 240-44.
- Duncan DB, 1955. Multiple range and multiple F tests. *Biometrics* 11, 1-42.
- Durkan R, Deste G, Şimşek H, 2018. Monolitik Zirkonya Seramik Sisteminin Üretim Tipleri İle Aşınma, Optik ve Estetik Özellikleri Atatürk Üniv, Diş Hek Fak Derg, 28(2), 263-70.
- Ebeid K, Sabet A, Rafla N, Husain NA, Özcan M, 2021. Effect of photopolymerization mode on the degree of conversion of resin cement under different ceramic materials. *Minerve Dent Oral Sci*, 70(4), 147-54.
- Eğilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LV, 2017. Light transmission of novel CAD/CAM materials and their influence on the degree of conversion of a dual-curing resin cement. *J Adhes Dent*, 19(1), 39-48.
- El-Badrawy WA, el-Mowafy OM, 1995. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent*, 73(6), 515-24.
- El-Meliegy E, van Noort R, 2012. Formulation of medical glasses. In: *Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications*. Eds: Springer, p. 57-78.
- El-Mowafy OM, Rubo MH, 2000. Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dualcured resin cements. *J Can Dent Assoc*, 66(3), 147a-147d.
- El-Mowafy O, Brochu JF, 2002. Longevity and clinical performance of IPS Empress ceramic restorations: A literature review, *J Can Dent Assoc*, 68, 233-37.
- Elsaka SE, Elnaghy AM, 2016. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glassceramic. *Dent Mater*, 32(7), 908-14.
- Erdemir U, Sancaklı HS, Yıldız E, Ozel S, 2011. Effects of different light curing units on surface hardness of nanocomposites. *On Dokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*, 12(1), 1-7.
- Fabianelli A, Goracci C, Bertelli E, Davidson CL, Ferrari M, 2006. A clinical trial of Empress II porcelain inlays luted to vital teeth with a dual-curing adhesive system and a self-curing resin cement. *Int J Prosthodont*, 8(6), 427-31.
- Fasbinder DJ, 2010. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31(9), 702-4.
- Fasbinder DJ, 2012. Chairside CAD/CAM: An overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg NJ 1995)* 33(1), 50-2.
- Ferracane JL, 1994. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil*, 21, 441-52.
- Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ, 2011. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil*, 38(4), 295-314.

- Ferraris M, Verne E, Appendino P, Moisescu C, Krajewski A, Ravaglioli A, Piancastelli A, 2000. Coatings on zirconia for medical applications. *Biomaterials*, 21, 8, 765-73.
- Fradeani M, Redemagni M, 2002. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* (1985, Berlin, Germany), 33(7), 503-10.
- Franz A, Konig F, Anglmayer M, Rausch-Fan X, Gille G, Rausch WD, Lucas T, Sperr W, Schedle A, 2003. Cytotoxic effects of packable and nonpackable dental composites. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 19(5), 382-92.
- Freese AS, 1959. Porcelain fused to iridio-platinum crowns. *J Prosthet Dent*, 9(5), 847-50.
- Furuse AY, Glir DH, Rizzante FAP, Prochnow R, Borges AFS, Gonzaga CC, 2015. Degree of conversion of a flowable composite light-activated through ceramics of different shades and thicknesses. *Braz J Oral Sci*, 14(3), 230-33.
- Garvie RC, Hannink R, Pascoe R, 1990. Ceramic steel? In: *Sintering Key Papers*. Ed: Springer, p 253-7.
- Giordano R, Cima M, Pober R, 1995. Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 8(4), 311-19.
- Gliatsatos AA, Bergou D, 2008. Six-year clinical evaluation of ceramic inlays and onlays. *Quintessence Int*, 39(5), 407-12.
- Gonçalves F, Azevedo CL, Ferracane JL, Braga RR, 2011. BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dent Mater*, 27(6), 520-26.
- Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA, 2015. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 28(3), 227-35.
- Green DJ, Hannink RH, Swain MV, 2018. *Transformation toughening of ceramics*, CRC press, p
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV, 2004. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of allceramic materials. Part II. Zirconia based dental ceramics. *Dent Mater*, 20, 449-56.
- Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR, 2008. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater*, 24(11), 1556-67.
- Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR, 2011. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*, 55(2), 333-52.

- Gürdal P, Akdeniz BG, Hakan Sen B, 2002. The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil*, 29(9), 895-901.
- Hackman ST, Pohjola RM, Rueggeberg FA, 2002. Depths of cure and effect of shade using pulsedelay and continuous exposure photo-curing techniques. *Oper Dent*, 27(6), 593-9.
- Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, Stawarczyk B, Özcan M, Hämmerle CH, 2012. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 100, 2, 447-56.
- Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL, 2002. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 18(6), 463-69.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA, 2002. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core and Veneer Materials. *J Prosthet Dent*, 88, 10-5.
- Hill EE, Lott J, 2011. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dental J*, 56(Suppl 1), 67-76.
- Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B, 2001. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil*, 28(11), 1022-28.
- Hondrum SO, 1992. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 67(6), 859-65.
- Hoorizad Ganjkar M, Heshmat H, Hassan Ahangari R, 2017. 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, Iran)*, 18(1), 30-6.
- Horn HR, 1983. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Den Clin North Am*, 27(4), 671-84.
- Horvath SD, 2016. Key Parameters of hybrid materials for CAD/CAM-based restorative dentistry. *Conpend Cont Edu Dent*, 37(9), 638-43.
- Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C, Höland, M, Dommann A, Obrecht M, Mauth C, Graf-Hausner U, 2006. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *J Mat Sci: Materials in Medicine*, 17(11), 1037-42.
- Hummel M, Kern M, 2004. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dent Mater*, 20(5), 498-508.
- Ilie N, Stawarczyk B, 2014. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing condidions. *J Dent*, 42, 684-90.

- Imizato S, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S, 2001. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dent Mater*, 17, 178-83.
- Inokoshi M, Pongprueksa P, De Munck J, Zhang F, Vanmeensel K, Minakuchi S, Vleugels J, Naert I, Van Meerbeek B, 2016. Influence of light irradiation through zirconia on the degree of conversion of composite cements. *J Adhes Dent*, 18(2), 161-71.
- Ishikirama SK, Valeretto TM, Franco EB, Mondelli RF, 2012. The influence of “C-factor” and light activation technique on polymerization contraction forces of resin composite. *J Appl Oral Sci*, 20(6), 603-6.
- İşisağ Ö, Şahin O, Köroğlu A, 2016. Diş hekimliğinde tam seramik sistemler. *J Int Dent Sci*, 1, 19-25.
- Jin M, Zhao J, Zheng Y, 2022. Effects of grinding and polishing on surface characteristics of monolithic zirconia fabricated by different manufacturing processes: Wet deposition and Dry milling. *J Prosthet Dent*, 31(8), 714-21.
- Jones DW, 1985. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 29(4), 621-44.
- Jongsma LA, de Jager N, Kleverlaan CJ, Pallav P, Feilzer AJ, 2012. Shear bond strength of three dual-cured resin cements to dentin analyzed by finite element analysis. *Dent Mater*, 28(10), 1080-8.
- Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A, Schmalz G, 2001. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Inves*, 5(3), 156-61.
- Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schmalz G, 2006. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent*, 31(1), 68-77.
- Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA, 1996. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int*, 27(10), 701-6.
- Kara İ, 2022. Farklı ağız gargaralarının rezin matris seramiklerin yüzey özellikleri ve renk stabilitesine etkilerinin in vitro olarak incelenmesi. Uzmanlık Tezi. Selçuk Üniversitesi, Konya.
- Kelly JR, 1990. Dispersion strengthened composite. US Patent 4978640 Issued Dec 18th 1990.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD, 1996. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75(1), 18-32.
- Kelly JR, Benetti P, 2011. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, 56(Suppl. 1), 84-96.
- Kesrak P, Leevailoj C, 2012. Surface hardness of resin cement polymerized under different ceramic materials. *Int J Dent*, 7, 317509.

- Kılıçarslan MA, Zaimoğlu A, 2008. Shear bond strength of porcelain laminate veneers which bonded resin cements on enamel and dentine. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Science*, 5(2), 99-105.
- Kilinc E, Antonson S, Hardigan PC, Kesercioglu A, 2011. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light-and dual-cure resin cements. *Oper Dent*, 36(6), 661-9.
- Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V, 2007. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res*, 86(2), 142-6.
- Kim SH, Watts DC, 2008. Degree of conversion of bis-acrylic based provisional crown and fixed partial denture materials. *J Korean Acad Prosthodont*, 46, 639-43.
- Kim MJ, Kim KH, Kim YK, Kwon TY, 2013. Degree of conversion of two dual-cured resin cements light-irradiated through zirconia ceramic disks. *J Advan Prosthodont*, 5(4), 464-70.
- Koh R, Neiva G, Dennison J, Yaman P, 2008. Finishing systems on the final surface roughness of composites. *Contemp Dent Pract*, 9(2), 138-45.
- Koishi Y, Tanoue N, Atsuta M, Matsumura H, 2002. Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites. *J Oral Rehabil*, 29(4), 387-93.
- Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H, 2015. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dent Mater*, 34(6), 881-7.
- Köroğlu A, Ekren O, Kurtuluş C, 2012. Conventional and adhesive dental luting agents: a literature review. *Atatürk Üniv, Diş Hek Fak Derg*, 22, 205-16.
- Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS, 2001. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 17(4), 309-15.
- Kwon Y, Ferracane J, Lee IB, 2012. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater*, 28(7), 801-9.
- Lafuente JD, Chaves A, Carmiol R, 2000. Bond strength of dual-cured resin cements to human teeth. *J Esthetic Dentist*, 12(2), 105-10.
- Lagocka R, Jakubowska K, Chlubek D, Buczkowska-Radlińska J, 2015. Elution study of unreacted TEGDMA from bulk-fill composite (SDRTM Dentsply) using HPLC. *Advan Med Sci*, 60(2), 191-8.
- Lambert H, Durand J-C, Jacquot B, Fages M, 2017. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont*, 9(6), 486-95.

- Land CH, 1904. Porcelain dental art, p
- Lau A, Li J, Heo YC, Fok A, 2015. A study of polymerization shrinkage kinetics using digital image correlation. *Dent Mater*, 31(4), 391-98.
- Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M, 2014. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*, 33(5), 705-10.
- Lawn BR, Deng Y, Thompson VP, 2001. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent*, 86(5), 495-510.
- Lee SY, Huang HM, Lin CY, Shih YH, 1998. Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths. *J Oral Rehabil*, 25(8), 575-88.
- Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM, 2005. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *J Oral Rehabil*, 32(4), 304-14.
- Lee IB, An W, Chang J, Um CM, 2008. Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 24(8), 1141-47.
- Lee JW, Cha HS, Lee JH, 2011. Curing efficiency of various resin-based materials polymerized through different ceramic thicknesses and curing time. *J Adv Prosthodont*, 3(3), 126-31.
- Lee JH, 2018. Fabricating a custom zirconia post-and-core without a post-and-core pattern or a scan post. *J Prosthet Dent*, 120(2), 186-9.
- Leinfelder KF, 2000. Porcelain esthetics for the 21st century. *J Am Dent Assoc* (1939), 131(Suppl), 47s-51s.
- Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP, 2014. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res*, 58, 208-16.
- Lin MT, Munoz J, Munoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP, 1998. The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *Int J Prosthodont*, 11, 580-90.
- Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Vieira L, Baratieri LN, Van Meerbeek B, 2017. Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging. *Oper Dent*, 42,73-81.
- Lohmann CH, Dean DD, Koster G, Casasola D, Buchhorn GH, Fink U, Schwartz Z, Boyan BD, 2002. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. *Biomaterials*, 23(8), 1855-63.

- Lopes CC, Rodrigues RB, Silva AL, Simamoto Junior PC, Soares CJ, Novais VR, 2015. Degree of conversion and mechanical properties of resin cements cured through different allceramic systems. *Braz Dent J*, 26(5), 484-9.
- Lovell L, Berchtold K, Elliott J, Lu H, Bowman C, 2001. Understanding the kinetics and network formation of dimethacrylate dental resins. *Polym Adv Technol*. 12(6), 335-45.
- Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM, 2005. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J Prosthet Dent*, 94, 549-54.
- Lughi V, Sergo V, 2010. Low temperature degradation –aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater*, 26(8), 807-20.
- Magne P, Paranhos MPG, Burnett Jr LH, Magne M, Belser UCJCoir, 2011. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clin Oral Implants Res*, 22(2), 195-200.
- Mainjot A, Dupont N, Oudkerk J, Dewael T, Sadoun MJJodr, 2016. From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *J Dent Res*, 95(5), 487-95.
- Malament KA, Grossman DG, 1987. The cast glass-ceramic restoration. *J Prosthet Dent*, 57(6), 674-83.
- Maloney WJ, Maloney MP, 2009. Pierre Fauchard: The father of modern dentistry. *J Mass Dent Soc*, 58(2), 28-9.
- Mansour YF, AL-Omiri MK, Khader YS, Al-Wahadni AM, 2008. Clinical performance of IPS-Empress 2 ceramic crowns inserted by general dental practitioners. *J Contemp Dent Prac*, 9(4), 9-16.
- Mao L, Kaizer M, Zhao M, Guo B, Song Y, Zhang Y, 2018. Graded ultra-translucent zirconia (5YPSZ) for strength and functionalities. *J Dent Res*, 97(11), 1222-8.
- Marquardt P, Strub JR, 2006. Survival rates of IPS Empress 2 all ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5 year prospective clinical study. *Quintessence Int*, 37, 253-59.
- Martin MP, 2012. Material and clinical considerations for full-coverage indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 33, 2-5.
- Martins FV, Vasques WF, Fonseca EM, 2019. How the variations of the thickness in ceramic restorations of lithium disilicate and the use of different photopolymerizers influence the degree of conversion of the resin cements: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont*, 28(1):e395-e403.
- McLaren EA, Cao PT, 2009. Ceramics in dentistry-Part I: Classes of Materials, 5(9) 94-104.

- McLaren EA, Giordane R, 2010. Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*, 31, 682-4.
- McLean JW, 1988. Dental ceramics in clinical dentistry. *Br Dent J*, 19(6), 187-94.
- McLean JW, 2001. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85(1), 61-6.
- McLean JW, 2019. *The Science and Art of Dental Ceramics-Volume I: The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use*, Quintessenz Verlag, p.
- McMurry J, 2011. *Organic Chemistry with Biological Applications*, Brooks/Cole Cengage Learning.
- Mendonça LM, Ramalho IS, Lima L, Pires LA, Pegoraro TA, Pegoraro LF, 2019. Influence of the composition and shades of ceramics on light transmission and degree of conversion of dual-cured resin cements. *J Appl Oral Sci*, 27:e20180351.
- Meng X, Yoshida K, Atsuta M, 2006. Hardness development of dual-cured resin cements through different thicknesses of ceramics. *Dent Mater J*, 25(1), 132-7.
- Meng K, Wang L, Wang J, Yan Z, Zhao B, Li B, 2022. Effect of optical properties of lithium disilicate glass ceramics and light-curing protocols on the curing performance of resin cement. *Coatings*, 12, 6, 1-10.
- Michailova M, Elsayed A, Fabel G, Edelhoff D, Zylla M, Stawarczyk B, 2020. Comparison between novel strength-gradient and color-gradient multilayered zirconia using conventional and high-speed sintering. *J Mech Behav Biomed Mater*, 111, 103977.
- Mills RW, 1995. Blue light emitting diodes--another method of light curing? *Br Dent J*, 178(5), 169-73
- Moraes LG, Rocha RS, Menegazzo LM, de Araujo EB, Yukimito K, Moraes JC, 2008a. Infrared spectroscopy: A tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci*, 16(2), 145-9.
- Moraes RR, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Puppim Rontani RM, Ogliari FA, Piva E, 2008b. Light-activation of resin cement through ceramic: relationship between irradiance intensity and bond strength to dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 85, 160-5.
- Morgan DR, Kalachandra S, Shobha HK, Gunduz N, Stejskal EO, 2000. Analysis of a dimethacrylate copolymer (bis-GMA and TEGDMA) network by DSC and ¹³C solution and solid-state NMR spectroscopy. *Biomaterials*, 21(18), 1897-903.
- Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA, 1994. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont*, 3, 149-57.

- Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S, 2002. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil*, 29(10), 951-5.
- Nguyen J, Ruse D, Phan A, Sadoun MJ, 2014. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res*, 93, 1, 62-7.
- Niizuma Y, Kobayashi M, Toyama T, Manabe A, 2020. Effect of etching with low concentration hydrofluoric acid on the bond strength of CAD/CAM resin block. *Dent Mater*, 39(6), 1000-8.
- Novais VR, Raposo LHA, Miranda RRD, Lopes CA, Simamoto PC, Soares CJ, 2017. Degree of conversion and bond strength of resin-cements to feldspathic ceramic using different curing modes. *J Appl Oral Sci*, 25, 61-8.
- O'Brien WJ, 2002. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd Edition. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc. USA.
- O'Brien WJ, 2008. *Dental Materials and Their Selection*. 4rd Edition. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc. USA.
- Oh S, Shin SM, Kim HJ, Paek J, Kim SJ, Yoon TH, Kim SY, 2018. Influence of glass-based dental ceramic type and thickness with identical shade on the light transmittance and the degree of conversion of resin cement. *Int J Oral Sci*, 10(5), 1-6.
- Olçay EO, Turksayar AAD, Demirel M, Donmez MB, Şahmalı SM, 2022. Effect of partially stabilized zirconia thickness on the translucency and microhardness of resin cement. *J Prosthet Dent*. In Press. doi: 10.1016/j.prosdent.2022.01.030.
- Önal B, 2000. Farklı simanlar ile yapıştırılmış kompozit inleylerin kavite adaptasyonunun tarama mikroskobu ile incelenmesi. *EÜ Diş Hek Fak Derg*, 21, 32-7.
- Önoral Ö, Günal-Abduljalil B, Ongun S, 2021. Effect of color of the cement and the composite resin foundation on the resultant color of resin-matrix ceramics. *J Prosthet Dent*, 125(2), 351.e1-e7.
- Öztürk N, Üşümez A, Üşümez S, 2005. Degree of conversion and surface hardness of resin cement cured with different curing units. *Quintessence Int* 36, 10.
- Özyeşil AG, Uşumez A, Gunduz B, 2004. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prosthet Dent*, 91(2), 151-7.
- Parlar Öz Ö, Seçilmiş A, Aydın C, 2013. Adezyon ve rezin simanlar. *ADO Klinik Bilimleri Dergisi*, 7(1), 1441-47.
- Passos SP, Kimpara ET, Bottino MA, Santos GC, Jr., Rizkalla AS, 2013. Effect of ceramic shade on the degree of conversion of a dual-cure resin cement analyzed by FTIR. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 29(3), 317-23.

- Passos SP, Kimpara ET, Bottino MA, Rizkalla AS, Santos GC, Jr., 2014. Effect of ceramic thickness and shade on mechanical properties of a resin luting agent. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 23(6), 462-66.
- Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM, 2007. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am*, 51(2), 453-71.
- Pereira SG, Fulgêncio R, Nunes TG, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM, 2010. Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements. *Dent Mater*, 26(7), 710-8.
- Pereira G, Silvestri T, Amaral M, Rippe M, Kleverlaan C, Valandro L, 2016. Fatigue limit of polycrystalline zirconium oxide ceramics: Effect of grinding and low-temperature aging. *J Mech Behav Biomed Mater* 61, 45-54.
- Piconi C, Maccauro G, 1999. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- Piwowarczyk A, Lauer H-C, 2003. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent*, 28(5), 535-42.
- Piwowarczyk A, Lauer H, Sorensen JA, 2005. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*, 30(3), 382-88.
- Powers JM, Sakaguchi RL, 2006. *Craig's Restorative Dental Materials*. 12th ed. p 479-511, Philadelphia, PA: Elsevier Publishing, USA.
- Powers J, Wataha J, 2017. *Dental Materials: Foundations and Applications*. Mosby. Puri, S.
- Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P, 1997. *In vitro* evaluation of a glass ceramic restorative material. *J Oral Rehabil*, 24, 636-45.
- Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M, 2008. Self-adhesive resin cements: A literature review. *J Adv Dent*, 10(4), 251-58.
- Raigrodski AJ, 2004. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92(6), 557-62.
- Raigrodski AJ, Chiche GJ, 2001. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 86(5), 520-5.
- Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H, 2006. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodont Restorat Dent*, 26(1), 31-41.
- Rasetto FH, Driscoll CF, von Fraunhofer JA, 2001. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 10(3), 133-9.

- Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, von Fraunhofer JA, 2004. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *J Prosthet Dent*, 91(5), 441-6.
- Rastelli ANS, Jacomassi DP, Bagnato VS, 2008. Degree of conversion and temperature increase of a composite resin light cured with an argon laser and blue LED. *Laser Physics*, 18(12), 1570-5.
- Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P, 2002. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17(6), 793-8.
- Rizzante FAP, Locatelli PM, Porto TS, Borges AFS, Mondelli RFL, Ishikiriama SK, 2018. Physico-mechanical properties of resin cement light cured through different ceramic spacers. *Mech Behav Biomed Mater*, 85, 170-4.
- Rosenblum MA, Schulman A, 1997. A review of all ceramic restorations, *J Am Dent Assoc* (1939), 128, 297-307.
- Roberson TM, Heyman H, Swift EJ, Sturdevant CM, 2006. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 5th ed. St. Louis: Mosby Inc, USA.
- Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ, 1998. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*, 80, 280-301.
- Roualdes O, Duclos ME, Gutknecht D, Frappart L, Chevalier J, Hartmann DJ, 2010. In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty application. *Biomaterials*, 31, 2043-54.
- Roulet JF, 1987. *Degradation of Dental Polymers*, Karger Publications, Basel; New York, USA.
- Rueggeberg FA, Craig RG, 1988. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res*, 67(6), 932-37.
- Rueggeberg FA, Hashinger DT, Fairhurst CW, 1990. Calibration of FTIR conversion analysis of contemporary dental resin composites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 6(4), 241-9.
- Rueggeberg FA, Caughman WF, 1993. The influence of light exposure on polymerization of dualcure resin cements. *Oper Dent*, 18(2), 48-55.
- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr., Davis HC, 1994. A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. *Int J Prosthodont*, 7(2), 159-66.
- Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenberg DJ, 2000. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Restor Dent*, 12(6) 340-9.

- Runnacles P, Correr GM, Baratto Filho F, Gonzaga CC, Furuse AY, 2014. Degree of conversion of a resin cement light-cured through ceramic veneers of different thicknesses and types. *Braz Dent J*, 25(1), 38-42.
- Ruse N, Sadoun MJ, 2014. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res*, 93(12), 1232-4.
- Ruyter IE, Svendsen SA, 1978. Remaining methacrylate groups in composite restorative materials. *Acta Odontol Scand*, 36(2) 75-82.
- Ryou H, Amin N, Ross A, Eidelman N, Wang D, Romberg E, Arola D, 2011. Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *J Mater Sci*, 22(5), 1127-35.
- Sakaguchi R, 2012. Fundamentals of Materials Science. In: Sakaguchi RL, Powers JM, eds. *Craig's Restorative Dental Materials*. P 33-81, 13th ed. Philadelphia: Mosby; USA.
- Sakaguchi RL, Powers JM, 2012. Ceramics. In: *Craig's Restorative Dental Materials*. p 253-75, Eds: Powers JM, 13th Ed. Saint Louis: Mosby, USA.
- Santander SA, Vargas AP, Escobar JS, Monteiro FJ, Tamayo LFR, 2010. Ceramics for dental restorations - An introduction, *Dyna*, 77(163), 26-36.
- Sasany R, Yilmaz B, 2022. Effect of stain brand and shade on color stability of stains applied on a CAD-CAM feldspathic ceramic. *Odontology*, 110: 452–59.
- Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC, 1996. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J Prosthodont*, 9(6) 580-5.
- Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB, 2008. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*, 24(8), 1107-13.
- Schönhoff LM, Lümke N, Buser R, Hampe R, Stawarczyk B, 2021. Fatigue resistance of monolithic strength-gradient zirconia materials. *J Mech Behav Biomed Mat*, 119, 104504.
- Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW, 2003. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 19(7), 612-9.
- Scotti N, Comba A, Cadenaro M, Fontanive L, Breschi L, Monaco C, Scotti R, 2016. Effect of lithium disilicate veneers of different thickness on the degree of conversion and microhardness of a light-curing and a dual-curing cement. *Int J Prosthodont*, 29(4), 384-8.
- Scougall-Vilchis RJ, Hotta Y, Hotta M, Idono T, Yamamoto K, 2009. Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dent Mater J*, 28(1), 102-12.

- Seth S, Lee CJ, Ayer CD, 2012. Effect of instruction on dental students' ability to light-cure a simulated restoration. *J Can Dent Assoc*, 78:c123.
- Sevmez H, Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H, 2019. Rezin matriks seramikler. *Türkiye Klin Diş Hek Bil Derg*, 25(3), 351-9.
- Shenoy A, Shenoy N, 2010. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*, 13(4), 195-203.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S, 2012. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, Chicago, Quintessence Publication, USA.
- Shin WS, Li XF, Schwartz B, Wunder SL, Baran GR, 1993. Determination of the degree of cure of dental resins using Raman and FT-Raman spectroscopy. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 9(5), 317-24.
- Sideridou ID, Achilias DS, 2005. Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and BisEMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 74(1), 617-626.
- Silva E, Souza MH, Carneiro KG, Lobato MF, Silva Souza pA, De Goes MF, 2010. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci*, 18, 207-14.
- Silva EM, Noronha-Filho JD, Amaral CM, Poskus LT, Guimarães JG, 2013. Long-term degradation of resin-based cements in substances present in the oral environment: influence of activation mode. *J Appl Oral Sci*, 21, 271-7.
- Simon JF, de Rijk WG, 2006. Dental cements. *Inside Dentistry*, 2(2), 42-7.
- Simon JF, Darnell LA, 2012. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*, Jamesburg NJ (1995), 33(1), 28-36.
- Simonsen RJ, Calamia JR, 1983. Tensile bond strength of etched porcelain. *J Dent Res*, 62, 297-304.
- Smith DS, Vandewalle KS, Whisler G, 2011. Color stability of composite resin cements. *Gen Dent*, 59(5), 390-4.
- Soares CJ, da Silva NR, Fonseca RB, 2006. Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Oper Dent*, 31, 384-9.
- Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G, 2017. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di Stomatologia* 2017;VIII (1), 1-17.
- Sozio RB, Riley EJ, 1983. The shrink-free ceramic crown. *J Prosthet Dent*, 49(2), 182-7.

- Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W, 1998. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent*, 26(2), 137-45.
- Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J, 2014. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater*, 33(1), 79-85.
- Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Özcan M, Hämmerle CHF, 2012. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glassceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater*, 31(3), 377- 83.
- Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF, 2015. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater*, 55, 1-11.
- Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N, 2017a. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int. Restorative Dentistry*, 48(5), 369-80.
- Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N, 2017b. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence Int. Restorative Dentistry*, 48(6), 441-50.
- Sukumaran VG, Bharadwaj N, 2006. Ceramics in dental applications. *Trends Biomater Artif Organs*, 20, 7-11.
- Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Narhi TO, Lassila LV, 2015. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thickness. *Dent Mater*, 31, 1180-7.
- Summit JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, 2006. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. 3rd ed. p.280-288C, hicago: Quintessence Publishing Co, Inc.; USA.
- Sundaram RK, Varghese B, 2020. All ceramic materials in dentistry: Past, present and future: A review. *Int J Contemp Med Res*, 7(2), B8-B11.
- Supornpun N, Oster M, Phasuk K³, Chu TMG, 2021. Effects of shade and thickness on the translucency parameter of anatomic-contour zirconia, transmitted light intensity, and degree of conversion of the resin cement. *J Prosthet Dent*, 8;S0022-3913(21) 00251-1.
- Sustercic D, Cevc P, Funduk N, Pintar MM, 1997. Determination of curing time in visible-light-cured composite resins of different thickness by electron paramagnetic resonance. *J Mater Sci, Materials in Medicine*, 8(8), 507-10.
- Swift EJ, Jr Bayne SC, 1997. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *Am J Dent*, 10(4), 184-8.
- Şen N, Tuncelli B, 2017. CAD/CAM Restorasyonlarının Üretimi İçin Kullanılan Materyaller, Türkiye Klinikleri *J Dent Sci*, 23(2), 109-15.

- Şener ID, Türker ŞB, 2009. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. Atatürk Üniv, Diş Hek Fak Derg, 19(1), 61-7.
- Tafur-Zelada CM, Carvalho O, Silva FS, Henriques B, Özcan M, Souza JCM, 2021. The influence of zirconia veneer thickness on the degree of conversion of resin-matrix cements: an integrative review. Clin Oral Invest, 25, 3395-3408.
- Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H, 2003. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. J Oral Rehabil, 30(10), 1015-21.
- Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y, 2003. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. Biomaterials, 24(12), 2097-103.
- Tiba A, Charlton DG, Vandewalle KS, Ragain JC Jr, 2005. Comparison of two video-imaging instruments for measuring volumetric shrinkage of dental resin composites. J Dent, 33(9), 757-63.
- Tonetto MR, Pinto SC, Rastelli Ade N, Borges AH, Saad JR, Pedro FL, Andrade MF, Bandeca MC, 2013. Degree of conversion of polymer-matrix composite assessed by FTIR analysis. J Contemp Dent Prac, 14(1), 76-9.
- Tosun T, 2007. Kupon ve köprü protezlerinde zirkonyum. Dentalife, 22, 18-26.
- Traini T, Sinjari B, Pascetta R, Serafini N, Perfetti G, Trisi P, Caputi SJD, 2016. The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. Dent Mater, 35(5), 748-55.
- Tribst JPM, Piva AMOD, Penteado MM, Borges ALS, Bottino MA, 2018. Influence of ceramic material, thickness of restoration and cement layer on stress distribution of occlusal veneers. Bras Oral Res, 29, 32:e118.
- Turp V, Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Goller G, 2011. Influence of zirconia base and shade difference on polymerization efficiency of dual-cure resin cement. J Prosthodont, 20, 361-5.
- Turp V, Turkoglu P, Sen D, 2018. Influence of monolithic lithium disilicate and zirconia thickness on polymerization efficiency of dual-cure resin cements. J Esthet Restor Dent., 30(4), 360-8.
- Türk AG, Ulusoy M, Önal B, 2014. İndirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin simanlar. EÜ Diş Hek Fak Derg, 35(2), 1-8.
- Uludamar A, Aygün Ş, Kulak Özkan Y, 2011. Tam seramik restorasyonların simantasyonu. Atatürk Üniv, Diş Hek Fak Derg, 21(2), 150-62.
- Üşümez A, Öztürk AN, Üşümez S, Öztürk B, 2004. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. J Oral Rehabil, 31(2), 160-5.

- Üşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman AI, Gündüz B, 2005. Degree of conversion of two lingual retainer adhesives cured with different light sources. *Europ J Orthodont*, 27(2), 173-9.
- Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Leite FP, Bottino MA, 2006. Microtensile bond strength of a resin cement to silica-coated and silanized In-Ceram Zirconia before and after aging. *Int J Prosthodont*, 20(1), 70-2.
- Vandewalle KS, Ferracane JL, Hilton TJ, Erickson RL, Sakaguchi RL, 2004. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. *Dent Mater*, 20(1), 96-106.
- Van Dijken JW, 1999. All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, (Jamesburg NJ 1995), 20(12), 1115-20.
- Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, 2007. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesive. *Biomaterials*, 28, 3757-85.
- Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, 2005. Technique sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater*, 24, 1-13.
- Van Noort R, Barbour M, 2014. *Introduction to Dental Materials-E-Books*, Elsevier Health Sciences, p.
- Venturini AB, Prochnow C, Pereira GK, Segala RD, Kleverlaan CJ, Valandro LF, 2019. Fatigue performance of adhesively cemented glass-, hybrid-and resin-ceramic materials for CAD/CAM monolithic restorations. *Dent Mater*, 35(4), 534-42.
- Vieno S, Madini L, Barabanti N, Alessandri I, Gagliani M, Cerutti A, 2009. Indirect resin composite restorations: evaluation of polymerization of luting agents by means of micro-Raman spectrophotometry. *Minerva Stomatologica*, 58(1-2), 1-8.
- Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF, 2009. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent*, 102, 306-12.
- Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT, 2009. Curing efficiency of four self-etching, selfadhesive resin cements. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 25(9), 1104-08.
- Wang Z, Landis FA, Giuseppetti AA, Lin-Gibson S, Chiang MY, 2014. Simultaneous measurement of polymerization stress and curing kinetics for photo-polymerized composites with high filler contents. *Dent Mater*, 30(12), 1316-24.
- Warreth A, Elkareimi Y, 2020. All-ceramic restorations: A review of the literature. *Saudi Dent J*, 32, 365-72.
- Wei SH, Tang E, 1989. Laminate veneers for the aesthetic restoration of anterior teeth. *Ann R Australas Coll Dent Surg*, 10, 148-59.

- Weig KM, Magalhaes Filho TR, Costa Neto CA, Costa MF, 2015. Evaluation of polymerization shrinkage of dental composites by an optical method. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 47, 70-6.
- Winter A, Schuring A, Odenthal AL, Schmitter M, 2022. Impact of different layers within a blank on mechanical properties of multi-layered zirconia ceramics before and after thermal aging. *Dent Mater*, 38(5), e147-e154.
- Witzel MF, Calheiros FC, Goncalves F, Kawano Y, Braga RR, 2005. Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials. *J Dent*, 33(9), 773-9.
- Weiser F, Behr M, 2015. Self-Adhesive Resin Cements: A Clinical Review, *J Prosthodont* 24, 100-8.
- White SN, Furuichi R, Kyomen SM, 1995. Microleakage through dentin after crown cementation. *J Endodont*, 21, 9-12.
- Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M, 2006. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 22(1), 45-56.
- Yalım BB, Türker ŞB, 2012. Klinikte tam seramik sistemler. *Atatürk Üniv, Diş Hek Fak Derg*, 5, 76-90.
- Yamamoto T, 1985. *Metal-ceramics: Principle and Methods of Makoto Yamamoto*, Quintessence Publishing Company, p.
- Yamamoto T, Kubota Y, Momoi Y, Ferracane JL, 2012. Polymerization stresses in low-shrinkage dental resin composites measured by crack analysis. *Dent Mater*, 28(9), e143-9.
- Yan Y, Zhang H, Yang J, Chen C, 2021. Evaluating the bonding performance of a novel dualcuring composite cement to zirconia. *J Adhes Dent*, 23(6), 569-78.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E, 2005. Tam seramik sistemleri I, *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 22, 41-8.
- Yeşilyurt C, Bulucu B, 2006. Bond strength of totaletch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: A microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Prac*, 7, 26-36.
- Yöndem İ, Üşümez A, Gündüz B, İnan O, 2011. Efficiency of different light sources to polymerise composite material. *Mat Res Innov*, 15(2), 87-90.
- Yuh CS, Kim JH, Kim SJ, Lee YK, Shim JS, 2009. Comparison of the degree of conversion of light-cured resin cement in regard to porcelain laminate thickness, light source and curing time using FTIR. *J Korean Acad Prosthodont*, 47(4), 416-23.
- Zaimoğlu A, Can G, 2004. *Sabit Protezler*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.

- Zesewitz TF, Knauber AW, Nothdurft FP, 2014. Fracture resistance of a selection of full-contour allceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont*, 27(3), 264-6.
- Zhang X, Wang F, 2011. Hardness of resin cement cured under different thickness of lithium disilicate-based ceramic. *Chinese Medical Journal (English)*, 124, 3762-7.
- Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR, 2013. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*, 29(12), 1201-8.
- Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B, Naert I, Vleugels J, 2015. Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta Biomaterialia*, 16, 215-22.
- Zidan O, Ferguson GC, 2003. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent*, 89(6), 565-71.
- Zimmermann M, Mehl A, Reich S, 2013. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comput Dent*, 16, 173-81.

FARKLI KALINLIKLARDAKİ CAD/CAM SERAMİKLERİN DUAL- CURE VE LIGHT-CURE REZİN SİMANLARIN POLİMERİZASYONLARINA ETKİSİ

Yazar Burhan Arslan

Gönderim Tarihi: 14-Nis-2023 02:57PM (UTC+0300)

Gönderim Numarası: 2064342826

Dosya adı: kaynak_z_burhan_tez.docx (2.28M)

Kelime sayısı: 25563

Karakter sayısı: 166643

FARKLI KALINLIKLARDAKİ CAD/CAM SERAMİKLERİN DUAL-CURE VE LIGHT-CURE REZİN SİMANLARIN POLİMERİZASYONLARINA ETKİSİ

ORJİNALLİK RAPORU

% **16**
BENZERLİK ENDEKSİ

% **15**
İNTERNET KAYNAKLARI

% **6**
YAYINLAR

%
ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 8
2	acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
3	d-nb.info İnternet Kaynağı	% 1
4	earsiv.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
5	onerdisdeposu.com İnternet Kaynağı	<% 1
6	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<% 1
7	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1
8	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1

www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080