

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI KALINLIKLARDAKİ CAD / CAM SERAMİKLERİN  
REZİN SİMAN POLİMERİZASYONUNA OLAN ETKİSİ**

**Mustafa Borga DÖNMEZ**

**UZMANLIK TEZİ**

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**Danışman**  
**Prof. Dr. Münir Tolga YÜCEL**

**KONYA-2018**

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI KALINLIKLARDAKİ CAD / CAM  
SERAMİKLERİN REZİN SİMAN POLİMERİZASYONUNA  
OLAN ETKİSİ**

**Mustafa Borga DÖNMEZ**

**UZMANLIK TEZİ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**Danışman  
Prof. Dr. Münir Tolga YÜCEL**

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Koordinatörlüğü tarafından  
17102015 proje numarası ile desteklenmiştir.

**KONYA-2018**



**GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR  
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU**

Toplantı Sayısı : 8

Toplantı Tarihi : 28.08.2018

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalından Prof.Dr.Münir Tolga YÜCEL aynı anabilim dalından Dt. Mustafa Borge DÖNMEZ tarafından sunulan **“Farklı Kalınlıklardaki CAD / CAM Seramiklerin Rezin Siman Polimerizasyonu ve Sertliğine olan Etkisi”** adlı tez başlığının **“Farklı Kalınlıklardaki CAD / CAM Seramiklerin Rezin Siman Polimerizasyonuna olan Etkisi”** olarak değiştirilmesi uygun görülen araştırma projesi 9 üyenin katılımı ile değerlendirildi.

Değerlendirme sonucunda, Projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **“kabulüne”** oybirliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ  
Başkan

Prof.Dr.İsmail YONDEM  
Üye

Doç.Dr.Nevin ÇOBANOĞLU  
Üye

Prof.Dr.Hanife ATAĞÖZ  
Üye

Prof.Dr.Sema S.HAKKI  
İzinli

Prof.Dr.Duygu FİNDİK  
Üye

Prof.Dr.Ender ERDOĞAN  
Üye

Prof.Dr.Hale ARI AYDINBELGE  
Üye

Prof.Dr.Fusun YAŞAR  
İzinli

Prof.Dr.Sibel YILDIRIM  
İzinli

Dr.Öğr.Ü. Z. Müge BAKA  
Üye

Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV  
Üye

Prof.Dr.K.Hakan DOĞAN  
Üye

## ÖNSÖZ

Protetik Diş Tedavisi uzmanlık eğitimim süresince her türlü konuda bana destek olan, zaman ayıran, yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, her alanda kendisini örnek aldığım, benim için kendisini tanımaktan hem gurur hem de mutluluk duyduğum değerli danışmanım ve hocam Prof. Dr. Münir Tolga YÜCEL'e,

Uzmanlık eğitimimde teorik ve pratik olarak bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan S.Ü Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın öğretim üyelerine,

Aynı çalışma ortamını paylaştığımız, desteklerini ve dostluklarını hissettiren araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

FTIR analizinin yapılmasında katkısı olan Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde görev yapan Uzm. Fatih ÖZCAN'a,

İstatistiksel analizlerin yapılmasında ve yorumlamasında emeği geçen Selçuk Üniversitesi Fen Fakültesi İstatistik Bölümü Uygulamalı İstatistik A.B.D.'da görev yapan Arş. Gör. Kadir KARAKAYA'ya,

Tüm yaşantım boyunca her zorlukta yanımda olan, maddi ve manevi olarak hiçbir zaman desteklerini esirgemeyen, başarılarımla gurur duyan ve bugünlere gelmemi sağlayan annem Gülperi DÖNMEZ ve babam Orhan DÖNMEZ'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca uzakta olsa da her zaman yanımda olduğunu hissettiren, bu sürecin her anını benimle birlikte yaşayan, hayatımı paylaşmaktan tarifsiz bir mutluluk ve onur duyduğum eşim Gökçe DÖNMEZ'e

*sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum..*

## İÇİNDEKİLER

<b>SİMGELER VE KISALTMALAR .....</b>	<b>vi</b>
<b>ÖZET.....</b>	<b>viii</b>
<b>SUMMARY .....</b>	<b>ix</b>
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
1.1.    Seramiğin Tanımı .....	3
1.2.    Seramiğin Tarihçesi.....	3
1.3.    Dental Seramik .....	6
1.3.1.    Dental Seramiğin Kimyasal ve Fiziksel Özellikleri.....	6
1.3.2.    Dental Seramiğin Optik Özellikleri .....	8
1.3.3.    Dental Seramiğin Sınıflandırılması.....	9
1.4.    CAD/CAM Sistemleri .....	15
1.4.1.    Procera Sistemi.....	16
1.4.2.    Cicero Sistemi .....	17
1.4.3.    Lava Sistemi.....	17
1.4.4.    Circon Sistemi .....	18
1.4.5.    Cerec Sistemi .....	18
1.4.6.    CAD/CAM ile Kullanılan Materyaller.....	20
1.5.    Rezin Simanlar .....	21
1.6.    Polimerizasyon Derecelerini Ölçmek İçin Kullanılan Yöntemler.....	26
1.6.1.    Diferansiyel Tarama Kalorimetresi.....	26
1.6.2.    Katı Faz Nükleer Manyetik Rezonans Spektroskopisi.....	26
1.6.3.    Kromatografiler.....	27
1.6.4.    Yüksek Performans Likit Kromatografisi (HPLC).....	27
1.6.5.    Fourier Dönüşüm Infrared Spektroskopisi (FTIR) .....	27
1.7.    Dönüşüm Derecesi (DOC) .....	28
<b>2. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>30</b>
2.1.    Seramik Kesitlerin Hazırlanması.....	32
2.2.    Rezin Siman Örneklerin Hazırlanması ve Dönüşüm Derecesi Ölçümleri ..	35
2.3.    İstatistiksel Analiz .....	40
<b>3. BULGULAR .....</b>	<b>41</b>
3.1.    Absorbsiyon Grafikleri.....	41
3.2.    Işık ile Polimerize olan Rezin Simanın Dönüşüm Derecesi Bulguları .....	55
3.3.    Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize olan Rezin Simanın Dönüşüm Derecesi Bulguları.....	59
3.4.    Aynı Seramik Kesitleri Altında Polimerizasyonu Gerçekleştirilen Rezin Simanların Dönüşüm Derecelerinin Karşılaştırılması .....	63
3.5.    Aynı Kalınlıktaki Seramik Kesitlerin Birbirleri ile Karşılaştırılması.....	70

3.5.1. Kalınlığı 0.5 mm olan Kesitler.....	70
3.5.2. Kalınlığı 1 mm olan Kesitler.....	72
3.5.3. Kalınlığı 1.5 mm olan Kesitler.....	74
3.5.4. Kalınlığı 2 mm olan Kesitler.....	75
<b>4. TARTIŞMA .....</b>	<b>77</b>
<b>5. SONUÇ VE ÖNERİLER .....</b>	<b>89</b>
<b>6. KAYNAKLAR.....</b>	<b>90</b>
<b>7. EKLER.....</b>	<b>104</b>
7.1. A.....	104
<b>8. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>105</b>



## SİMGELER VE KISALTMALAR

**Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** Alümina

**ANOVA:** Analysis of variance (Varyans analizi)

**B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** Borik oksit

**Bis-GMA:** Bisfenol A-glisidil metakrilat

**Bis-EMA:** Bisfenol A-etoksilenmiş metakrilat

**°C:** Santigrad derece

**c:** Işık hızı

**C:** Karbon

**CAD/CAM:** Computer aided design/manufacturing (Bilgisayar destekli tasarım/üretim)

**CaO:** Kalsiyum oksit

**CeO<sub>2</sub>:** Seryum oksit

**Cerec:** Ceramic Reconstruction (Seramik rekonstrüksiyon)

**Cicero:** Computer integrated ceramic reconstruction (Bilgisayar entegre seramik rekonstrüksiyon)

**cm:** Santimetre

**DC:** Dual cure (Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan)

**DOC:** Degree of conversion (Dönüşüm derecesi)

**DEGDMA:** Dietilen glikol dimetakrilat

**E:** Radyasyon enerjisi

**FTIR:** Fourier transform infrared spectroscopy (Fourier dönüşüm infrared spektroskopisi)

**GPa:** Gigapascal

**h:** Planck sabiti

**HPLC:** High performance liquid chromatography (Yüksek performans likit kromatografisi)

**HO:** High opacity (Yüksek opasite)

**IR:** Infrared (Kızılötesi)

**K<sub>2</sub>O:** Potas

**λ:** Dalga boyu

**Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub>:** Lityum disilikat

**LC:** Light cure (Işık ile polimerize olan)  
**LT:** Low translucency (Düşük translusensi)  
**μ:** Mikron  
**MgO:** Magnezyum oksit  
**μm:** Mikrometre  
**mm:** Milimetre  
**MO:** Medium opacity (Orta opasite)  
**MPa:** Megapaskal  
**Na<sub>2</sub>O:** Soda  
**nm:** Nanometre  
**NMR:** Nuclear magnetic resonance (Nükleer manyetik rezonans)  
**PICN:** Polymer infiltrated ceramic network (Polimer infiltre seramik ağı)  
**SARC:** Self adhesive resin cement (Kendinden adezivli rezin siman)  
**SiC:** Silikon karbid  
**SiO<sub>2</sub>:** Silika  
**sn:** Saniye  
**SnO<sub>2</sub>:** Kalay oksit  
**T:** Translusens  
**TEGDMA:** Trietilen glikol dimetakrilat  
**TiO<sub>2</sub>:** Titanyum oksit  
**UDMA:** Üretan dimetakrilat  
**UV:** Ultraviyole  
**v:** Frekans  
**v<sup>-</sup>:** Dalga numarası  
**Y:** İtriyum  
**Y-TZP:** Yttria tetragonal zirkonya polikristali  
**YbF<sub>3</sub>:** İterbiyum florid



## ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

### **Farklı Kalınlıklardaki CAD / CAM Seramiklerin Rezin Siman Polimerizasyonuna Olan Etkisi**

**Mustafa Borga Dönmez**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**UZMANLIK TEZİ / KONYA-2018**

Bu çalışmanın amacı, farklı kalınlıklardaki CAD/CAM seramik kesitlerinin iki farklı rezin simanın polimerizasyonuna olan etkisini değerlendirmektir.

Üç farklı CAD/CAM ile işlenebilen tam seramik restorasyon materyali (IPS Empress, Vita Enamic, Vita Suprinity), dört farklı kalınlığa sahip olacak şekilde (0.5, 1, 1.5, 2 mm) düşük hızlı hassas kesme cihazında kesildi. Her seramik kesiti altında gerçekleştirilen polimerizasyon ile ışık ile polimerize olan rezin siman ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simandan toplam 240 örnek hazırlandı ve 24 saat boyunca 37 °C'de ışık almayacak şekilde saklandı. Tüm örnekler, dönüşüm derecelerinin belirlenebilmesi amacıyla FTIR analizi ile test edilerek 1608 ve 1637 cm<sup>-1</sup> dalga boylarındaki absorpsiyon miktarları kaydedildi. Her iki rezin siman türünden 10 örnek polimerizasyon öncesi ve sonrası FTIR analiziyle incelendi ve kontrol grubu olarak görev gördü. Elde edilen veriler yardımıyla rezin siman örneklerin dönüşüm dereceleri (%) hesaplandı. Veriler tek yönlü ANOVA, bağımsız t testi ve Tukey testleri ile analiz edildi (p<0.05).

Her iki rezin siman türünde de en yüksek dönüşüm derecesi değerleri kontrol grubunda görülürken en düşük değerler 2 mm kalınlığındaki Vita Enamic kesiti altındaki örneklerde saptanmıştır (p<0.05). Tüm seramik kesitlerin 0.5 ve 1 mm kalınlıkları altında gerçekleştirilen polimerizasyon diğer kalınlıklara göre istatistiksel olarak daha yüksek değerler ortaya çıkmasını sağlamıştır (p<0.05). Aynı seramik kesitler altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan rezin siman ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm dereceleri karşılaştırıldığında hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanda daha yüksek değerler elde edilmiştir. Işık ile polimerize olan rezin simanın aynı kalınlıktaki seramik kesitlerin altındaki dönüşüm derecesi incelendiğinde 0.5 ve 1 mm kalınlığa sahip IPS Empress kesitler aynı kalınlıktaki diğer seramiklere göre istatistiksel olarak daha yüksek değerler ortaya koymuştur (p<0.05). Aynı kalınlıkların hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine olan etkileri incelendiğinde ise IPS Empress ile Vita Enamic arasında belirgin bir fark gözlemlenmiştir (p<0.05). 1.5 ve 2 mm kalınlığa sahip kesitlerde ise iki rezin siman türünde de seramikler arasında herhangi bir fark bulunmamıştır (p>0.05).

**Anahtar sözcükler:** Dönüşüm derecesi; FTIR; rezin siman; tam seramik.

## **SUMMARY**

REPUBLIC of TURKEY  
SELCUK UNIVERSITY  
FACULTY of DENTISTRY

### **The Effect of CAD / CAM Ceramics of Different Thickness on Resin Cement Polymerization**

**Mustafa Borga Dönmez**

**Department of Prosthodontics**

**SPECIALITY THESIS / KONYA-2018**

The aim of this study was to evaluate the effect of different thicknesses of CAD / CAM ceramic sections on the polymerization of two different resin cements.

Three CAD/CAM all-ceramic restorative materials (IPS Empress, Vita Enamic, Vita Suprinity) were sectioned using a low speed diamond saw with four different thicknesses (0.5, 1, 1.5, 2 mm). A total of 240 resin cement specimens were prepared from light cured and dual cure resin cements by means of polymerization under each ceramic section and were stored for 24 hours at 37 ° C. Absorbance peaks were recorded at 1608 and 1637  $\text{cm}^{-1}$  by testing with FTIR analysis to determine the degree of conversion of all samples. 10 samples of each resin cement type were examined by FTIR analysis before and after polymerization and served as the control group. Data were analyzed using one way ANOVA, independent t and Tukey HSD tests ( $p < 0.05$ ).

For both resin cement types, the control group showed the highest degree of conversion values while samples cured under Vita Enamic section with a thickness of 2 mm presented the lowest values ( $p < 0.05$ ). Polymerization performed under 0.5 and 1 mm thicknesses of all ceramic sections provided statistically higher values than other thicknesses ( $p < 0.05$ ). Dual cure resin cement samples cured under the same ceramic sections showed higher degree of conversion values compared to light cured resin cement samples. When the degree of conversion of light cured resin cement samples cured under the same ceramic thicknesses were examined, IPS Empress sections with 0.5 and 1 mm thickness exhibited statistically higher values than other ceramics of the same thickness ( $p < 0.05$ ). When the effects of the same thicknesses on the degree of conversion of dual cure resin cement samples were examined, a significant difference between IPS Empress and Vita Enamic was observed ( $p < 0.05$ ). There was no difference for both resin cement types for sections of 1.5 and 2 mm ( $p > 0.05$ ).

**Key Words:** All ceramic; degree of conversion; FTIR; resin cement

## 1. GİRİŞ

Seramikler doğal görünümüleri, floresans özellikleri, biyouyumlulukları, dayanıklılıkları, kimyasal stabiliteleri, yüksek basınç dirençleri ve termal genleşmelerinin diş yapısına benzemesi nedeniyle protetik restorasyonlarda sık olarak kullanılmaktadır (Borges ve ark 2008). Tam seramik restorasyonların üretim tekniklerinin hızlı bir şekilde gelişme göstermesi hem anterior hem de posterior dişlerde indirekt protetik restorasyonlarda kullanım olanaklarını arttırmıştır (Scotti ve ark 2016). Restorasyonların kalitesini arttırmak ve üretim tekniklerini basitleştirmek için geliştirilen CAD/CAM (Computer-aided design/computer-aided manufacturing) teknolojisinin son yıllarda popülaritesi önemli derecede artmıştır (Beuer ve ark 2008, Brawek ve ark 2013). Elde edilen restorasyonların yüksek kalitesinin yanı sıra CAD/CAM sistemler feldspatik seramik, alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramik, Y-TZP (yttrium tetragonal zirkonya polikristali), lösit ile güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikat cam seramik ve kompozit blokları gibi çeşitli materyallerin kullanımına olanak sağlamıştır (Elsaka 2014, Lauvahutanon ve ark 2014).

İndirekt bir restorasyonun klinik başarısı, restorasyon ile diş arasında bir bağ oluşturmada kullanılan simantasyon tekniğine bağlıdır. Klinisyenlerin kullanabileceği yapıştırma simanları çinkofosfat simanlar, polikarboksilat simanlar, cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve rezin simanlar olmak üzere beş ana sınıfa ayrılmıştır (Radovic ve ark 2008). Bununla birlikte laminate veneer, inlay-onlay ve kron gibi seramik restorasyonların rezin simanlar ile simante edildiklerinde klinik başarılarının arttığı bilinmektedir (Cho ve ark 2015).

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte rezin simanların kullanımları, düşük çözünürlükleri, iyi estetikleri ve hem diş dokularına hem de restoratif materyallere olan bağlanma kuvvetleri nedeniyle artmıştır (Pisani-Proenca ve ark 2006). Günümüzde kullanılmakta olan rezin simanlar tam pürüzlendirme rezin simanlar, kendinden asitli rezin simanlar ve kendinden adezivli rezin simanlar olmak üzere üç kategoriye ayrılabilir. Kendinden adezivli rezin simanlar hem konvansiyonel (çinkofosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer siman) hem de rezin simanların bazı eksikliklerinin üstesinden gelmek ve farklı siman tiplerinin olumlu özelliklerini bir araya getirmek amacıyla tasarlanmıştır (Radovic ve ark 2008). Kendinden adezivli rezin simanlar, diş yapılarına, metal alaşımlarına veya

seramiklere bağlanmak için ayrı asitler ve primerlere olan ihtiyacı ortadan kaldırmış ve uygulama süresini kısaltmıştır (Sensat ve ark 2002).

Rezin simanları ayrıca polimerizasyon yöntemlerine göre kimyasal, fiziksel veya dual-cure olarak sınıflamakta mümkündür (Rosenstiel ve ark 1998). Polimerizasyon, foto başlatıcının (kamforokinon) 480 nm (görünür spektrumun mavi bölgesi) dalga boylu ışıkla indüklenmesi (Souza-Junior ve ark 2012) ya da kimyasal başlatıcı molekülün (benzoil peroksit) parçalanarak serbest radikalleri meydana getirmesi ile başlamaktadır. Serbest radikaller, karbon-karbon çift bağlarını kırarak monomere bağlanır ve büyümekte olan bir zincire sürekli monomer eklenmesi ile polimerik bir zincir oluşumunu sağlar (De Souza ve ark 2015). Işık ile sertleşen ve dual-cure rezin simanlar, sadece kimyasal olarak sertleşen rezin simanların aksine, optimum polimerizasyon için yeterli ışığa ihtiyaç duymaktadırlar (Rueggeberg ve Caughman 1993, Lee ve Um 2001, Koishi ve ark 2002, Tanoue ve ark 2003) ancak indirekt restorasyonların altında uygulanmaları nedeniyle, çoğu durumda fiziksel aktivasyon (ışık ile polimerizasyon) sınırlı kalmakta (Calgaro ve ark 2013) ve kimyasal aktive edicilere de ihtiyaç duyulmaktadır.

Estetik restorasyonların simantasyonu için kullanılan kendinden adezivli rezin simanların büyük bölümü, kimyasal ve ışıkla sertleşen rezin simanların çalışma süresi, farklı renk seçenekleri ve bir kimyasal katalizör vasıtasıyla polimerizasyonun devamı gibi nitelikleri bir araya getiren dual-cure siman özelliğini taşımaktadır (Khoroushi ve ark 2016) ve restorasyon kalınlığının 1.5-2 mm'nin üzerinde olduğu veya restorasyon opasitesinin ışık iletimini engellediği durumlarda, dual-cure veya kimyasal olarak polimerize rezin simanların kullanılması önerilmektedir (Hackman ve ark 2002, Tanoue ve ark 2003). Geçmiş yıllarda yapılan araştırmalar, ışık ile polimerizasyonun dual-cure rezin simanların yüzey sertliği veya indentasyon modülü gibi fiziko-kimyasal özelliklerini arttırdığını (Flury ve ark 2011, Ilie ve Simon 2012) ve sadece kimyasal olarak polimerize edildikleri durumlara göre daha yüksek dönüşüm derecesine (Vrochari ve ark 2009, Souza ve ark 2013) sahip olduklarını göstermektedir. Resin simanlar için dönüşüm derecesi, alifatik karbon çift bağlarının (C = C) tekli bağlara (C-C) dönüştürülmüş yüzdesini temsil etmektedir (Cho ve ark 2015).

Restorasyonun üretimi için kullanılan seramiğin türü, kalınlığı, ton ve translusensi özellikleriyle birlikte rezin simanın bileşimi, aktivasyon şekli, polimerizasyon için kullanılan ışık cihazının gücü, uygulanma süre ve mesafesi, rezin siman polimerizasyonunu etkileyen faktörlerdir (Cardash ve ark 1993, Heffernan ve ark 2002, Tanoue ve ark 2003). Yetersiz polimerizasyon, karbon çift bağ sayısı yüksek, monomerlerin polimere dönüşüm oranının düşük olduğu, fiziksel olarak zayıf, su emilimi ve çözünürlüğü fazla olan bir rezin siman açığa çıkmasına sebep olmaktadır (Jung ve ark 2001).

Rezin esaslı materyallerin polimerizasyonlarını değerlendirmede direkt ve indirekt metotlar kullanılmaktadır. Direkt yöntemler infrared spektroskopi, lazer analizi ve raman spektroskopisi gibi kimyasal yöntemleri içerirken indirekt yöntemler ise kazıma, görsel değerlendirme ve yüzey sertlikleri analizlerini içeririr (Alpoz ve ark 2008, Albino ve ark 2011). Polimerizasyonu değerlendirmede kullanılan direkt yöntemlerden FTIR (Fourier Transform Infrared Spectroscopy) olarak da bilinen infrared spektroskopi ile dönüşüm derecesi incelenmektedir (Rueggeberg ve ark 1990, Kim ve ark 2013, Souza ve ark 2013).

### **1.1. Seramiğin Tanımı**

"Seramik" terimi, Yunancada topraktan yapılan anlamına gelen "keramikos" kelimesinden kaynaklanmaktadır. Seramikler ilk geliştirildikleri zamandan itibaren çömlek ve vitray pencere gibi günlük uygulamalarda sıkça kullanılmaktadırlar. Seramik terimi, arzulanan özelliklerin elde edilebilmesi adına yüksek bir sıcaklıkta işlenen ametal inorganik bir malzemeden yapılmış herhangi bir ürünü ifade eder. Daha kısıtlayıcı bir terim olan porselen ise kaolin (hidratlı alüminosilikat), kuartz (silis) ve feldsparın (potasyum ve sodyum alüminosilikatlar) yüksek sıcaklıkta pişirilerek hazırlanmasıyla elde edilen spesifik bir seramik malzemedir. Metal seramik restorasyonlarda kullanılan seramiklerde bu bileşime sahiptir ve dental porselen olarak isimlendirilirler (Sakaguchi ve Powers 2012).

### **1.2. Seramiğin Tarihçesi**

Seramiğin geçmişten günümüze kadar sayısız kullanım şekli bulunmaktadır. Seramiğin ilk olarak ne zaman başarılı bir şekilde kullanıldığını bilmek imkansız olsa da, Çinlilerin 9. yüzyılın başlarında seramik ile çalışmaya başladığı düşünülmektedir.

1700'lü yıllarda öncelikle Fransa ve daha sonra İngiltere'de, yemek tabakları ve çeşitli sanatsal nesnelerin üretimi için rafine edilmiş porselenlerin kullanıldığı görülmektedir (Leinfelder 2000).

Diş hekimliği adına tarihte önemli bir yeri bulunan Pierre Fauchard'ın 1728 yılında yazdığı 'Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents' (Diş Hekimi ve Diş Tedavisi) isimli kitapta, porselenin diş hekimliği alanında kullanılabileceğini bildirilmiş ve porselenin hem mine hem de dişeti rengini taklit edebileceğini ifade edilmiştir (Maloney ve Maloney 2009). Diş hekimliği alanında porselen ilk olarak Parisli bir eczacı olan Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant tarafından 18. yüzyılda yapay dişlerin üretimi için kullanılmıştır (Kelly ve ark 1996). Porselenin sabit protezlerde kullanımı, 1886 yılında platin yaprak üstüne feldspatik porseleni işleme ile Dr. Charles Land tarafından gerçekleştirilmiştir. Land, inlay ve kronları geliştirdikten sonra 1889 yılında jaket kron patentini almıştır (Sproull 1978, Jones 1985).

1950'lerde porselen formülasyonuna lösit eklenmesi ile dikkate değer bir gelişme meydana gelmiştir. Bu sayede porselenin termal ekspansiyon katsayısı yükselmiş ve hem kron hem de köprülerde kullanılan altın alaşımları ile kaynaşması sağlanmıştır (Freese 1959, Kelly ve ark 1996). Estetik üstünlüklerine rağmen tam porselen kronlar dental porselenlere takviye edici bir faz olarak alümina eklenmesine kadar yaygın bir popülerlik kazanamamıştır (McLean ve Hughes 1965, McLean 1967).

1976 yılında McLean ve Sced, porselen jaket kronun güçlenmesini sağlayan çift folyo tekniğini geliştirmişlerdir. 'Twin Foil' adını verdikleri bu teknikte alçı model üzerine iki kat platin yaprak adapte edilmekte ve üstteki yaprak kalay ile kaplanmaktadır. İç yüzeyde kalan platin yaprağın görevi oluşabilecek çatlakların ilerlemesini durdurarak porselenin güçlenmesini sağlamaktır (McLean 2001). Bununla birlikte kron iç yüzeyinde renklenmeye sebep olması ve laboratuvar işlemlerinin zorluğu bu tekniğin başlıca dezavantajlarını oluşturmaktadır (Shillingburg ve Sather 2012).

1980'li yıllarda büzülme göstermeyen seramik kronlar (Cerestore, Coors Biomedical, Lakewood, Cola.) (Sozio ve Riley 1983) ve tekrasilisik flormika içerikli cam seramik kronların (Dicor, Dentsply/York Division, York, Penn.) (Malament ve

Grossman 1987) piyasaya sürülmesi ile estetik sonuçların elde edilmesi tam seramik kronlara olan ilginin artmasını sağlamıştır (Kelly ve ark 1996).

1993 yılında Anderson ve Oden yüksek yoğunlukta sinterize edilmiş aluminadan tam seramik kron üretimini gerçekleştirmiştir (Nixon 1990). Sinterlenmiş aluminanın fırınlama koşullarına bağlı olarak renk değiştirebilir ve ayrıca manipülasyonu geleneksel dental porselen veya aluminöz porselen ile kıyaslandığında daha zor olmaktadır (Gürel 2003). Wohlwend, Zürih Üniversitesi Diş Hekimliği Enstitüsü'nde, porselen yapının bağlanması için lōsit kristallerinin dağılımı prensibini temel alan bir materyal geliştirip piyasaya sunmuştur (Garber 1993). Empress isimindeki bu materyalin özelliği sadece birkaç mikron boyutundaki lōsit kristallerinden oluşması ve çekirdek oluşturuca ajanlar içeren özel bir cam içerisinde kontrollü kristalizasyon ile üretilmesidir (Gürel 2003).

Hollywood yıldızlarının kullanmaları amacıyla geçici estetik restorasyonlar şeklinde ilk olarak 1938 yılında Dr. Charles Pincus tarafından uygulanan porselen laminate veneerler, o dönemde bu restorasyonu daimi olarak simante etmeye yarayacak herhangi bir adeziv sistem bulunmaması sebebiyle kısa süreli olarak kullanılabilmişlerdir (Pincus 1938). 1955 yılında Buonocore tarafından asit ile pürüzlendirilen mine yüzeyine uygulanan kompozitin arasındaki adezyonu kanıtlamasının ardından Dr. Pincus tarafından geliştirilen teknik terk edilmiştir (Van Meerbeek ve ark 1996). 1980'li yıllarda yapılan çalışmalarda da asit ile pürüzlendirme tekniği ile uygulanan laminate veneerlerin uzun süreli retansiyon gösterdiği bildirilmiştir (Calamia 1983, Horn 1983, Simonsen ve Calamia 1983). Günümüzde kullanılabilecek olan laminate veneer ilk olarak 1983 yılında platin folyo yöntemi ile Horn tarafından uygulanmış, 1985 yılında ise Grossman, Hobb ve Iwata tarafından dökülebilir apatitten laminate veneer üretilmiştir (Wei ve Tang 1989).

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) terimi, bilgisayar kontrolü ile çalışan ve üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu olarak tasarlandığı, daha çok makine teknolojisinde kullanılan bir kelimedir (Tinschert ve ark 2004). Endüstride kullanılan bu teknolojinin, diş hekimliğine transfer edilebileceği fikrinden yola çıkılarak ilk olarak 1971 tarihinde Francois

Duret tarafından tanıtılmış ve ilerleyen yıllarda dental restoratif işlemlerde de kullanılabilirliği üzerine çalışmalar yoğunlaşmıştır. Optik okuyucular ile intraoral dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi Bruce Altschuler tarafından 1977 yılında sağlanmıştır. 1979 yılında Heitlinger ve Rodder daha sonra da 1980 yılında Mörmann ve Brandestini CAD/CAM sistemleri ile ilgili çalışmalar yapmışlardır. 1983 yılında Fransa'da Granciere konferansında ilk dental CAD/CAM prototipi tanıtılmıştır. 1985 yılında ise herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilip ağız içerisine yerleştirilen ilk kron elde edilmiştir (Duret ve ark 1988). Üretim maliyeti ve uygulanabilirliği ile ilk dental CAD/CAM uygulamasını 1988 yılında Cerec sistem ile Werner Mörmann ile Marco Brandestini gerçekleştirmişlerdir (Liu 2005).

### **1.3. Dental Seramik**

Seramik, metalik olmayan ve metalik atomlar arasında iyonik ve kovalent bağlar yardımıyla gerçekleşen çeşitli oranlarda kristal ve amorf fazların görüldüğü tepkime ürünü olarak tanımlanmaktadır. Seramik malzemeler cam matriks ve kristallerden oluşur. Cam, optik kaliteden sorumlu iken seramiğin dayanıklılığı kristaller tarafından sağlanmaktadır. Cam matriks içeriği ne kadar büyük olursa saydamlık o kadar artarken daha fazla sayıda kristal, seramiği daha güçlü ve daha opak hale getirmektedir. Seramiklerin özellikleri, kristallerin ve cam içeriğinin oranına, bağlanma türüne, kristal boyutuna ve işleme tekniğine bağlı olarak değişir (Reiss ve Walther 2000, Giordano ve McLaren 2010). Bununla birlikte, cam faz, çatlak yayılımından ve restorasyon başarısızlığından sorumlu olan zayıf kısımdır (McLaren ve Terry 2002).

#### **1.3.1. Dental Seramiğin Kimyasal ve Fiziksel Özellikleri**

Diş hekimliğinde kullanılan dental seramik % 12-22 kuartz (silika,  $\text{SiO}_2$ ), % 3-5 kaolin ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-}2\text{SiO}_2\text{-}2\text{H}_2\text{O}$ ), % 75-85 feldspardan ( $\text{K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_6\text{-SiO}_2$ ) meydana gelir (Sakaguchi ve Powers 2012). Feldspar, camsı matriksin oluşmasından sorumludur ve fırınlama esnasında düşük erime sıcaklığı nedeniyle ilk olarak eriyen kısımdır. Potasyum alümina silikat ( $\text{K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-}6\text{SiO}_2$ ) ve albite olarak bilinen sodyum alümina silikatın ( $\text{Na}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-}6\text{SiO}_2$ ) bir karışımıdır. Günümüzde kullanılan porselenlerin büyük bir bölümü pişmiş porselene translusensi özelliğini kazandıran potasyum alumina silikat içermektedir. Kuartz porselenin fırınlanması işlemi



sırasında bir alt yapı görevi görmekte ve pişmiş porselene dayanıklılık sağlamaktadır. Kaolin ise kuartz ve feldspar için bağlayıcı ajan olarak kullanılmakla beraber porselene opaklığını da vermektedir (Babu ve ark 2015). Bununla birlikte seramiğe renk vermesi için metal ve metal oksit (titanyum, demir, kobalt, krom, nikel, çinko, kalay) pigmentlerinin yanı sıra akışkanlık kazandırıcı sodyum ve potasyum karbonatlar, boraks, cam ve bazen kurşun oksit katılmaktadır (Shillingburg ve Sather 2012).

Feldspatik seramikler, kırılman ve gerilim altında zayıf olmasına rağmen üzerine gelen basınçlar altında güçlü bir yapıya sahiptir. Seramiğe bu özelliklerini atomları arasındaki çeşitli bağ türleri kazandırmaktadır (Giordano ve McLaren 2010). Baskı dayanımı yaklaşık 330 MPa, çekme dayanımı 34 MPa ve makaslama dayanımı 110 MPa'dır (Babu ve ark 2015). Seramiğin üstün estetik özellikleri, baskı streslerine karşı dayanımı, aşınma direnci, sertlik ve biyolojik uyum gibi özelliklerine rağmen, düşük gerilme direnci ve kırılmanlık gibi olumsuz özellikleri, yapısının güçlendirilmesini gerektirmektedir (Anusavice 2003).

Bu güçlendirme yöntemleri arasında alt yapı materyali ile veneerleme porseleni arasındaki termal genişleme katsayısı farkından yararlanarak baskı stresleri oluşturması (Anusavice 2003), seramik ile alt yapı materyali arasındaki termal genişleme katsayısı farkını artırarak seramikte erken ya da geç dönem kırık oluşumuna yol açabilecek olan fırınlama sayısının azaltılması (Fairhurst ve ark 1980), kron restorasyonlarda uygun kalınlıktaki dayanıklı alt yapı materyali kullanılması (White ve ark 1995, Zeng ve ark 1996), köprü restorasyonlarında ise bağlayıcı bölgelerinin, dişeti sağlığını bozmayacak şekilde ve kalınlıkta tasarlanması ile çekme streslerini azaltması (McLaren 1998), kullanılan dental seramiğin termal genişleme katsayısının potasyum nitrat tuz banyosu sayesinde azaltılması (Anusavice ve ark 1992), camsı yapıya lösit, lityum disilikat, alumina, magnezya-alumina spinel ve zirkonya kristallerinin eklenmesi (McLean ve Hughes 1965), çatlak oluşumu ve ilerlemesinin önüne geçen kontrollü kristalizasyon yapılması (DeHoff ve Anusavice 1992) ve ayrıca zirkonya esaslı seramiklerin tetragonal-monoklinik faz dönüşümü (Garvie ve ark 1990) sayılabilir.

### 1.3.2. Dental Seramiğin Optik Özellikleri

Doğal dişleri restore ederken restorasyon ile hasta ağızında kalan diğer dişlerin renk uyumunu yakalamak kritik olduğu kadar zor bir süreçtir. Bunun temel sebebi, çoğunlukla amorf yapıda olan porselenin kristalize yapıdaki minenin optik özelliklerine tam anlamıyla sahip olamamasıdır. Sonuç olarak, ultraviyole (UV) ve görünür ışık ışınları dentin mine kompleksi ile porselen karşılaştırıldığında farklı şekillerde yansıtılır ve absorbe edilir. Bu durum farklı açılardan incelenen restorasyonun farklı şekillerde görülmesine sebep olabilir (Sakaguchi ve Powers 2012).

Ticari olarak önceden karıştırılmış dental porselen tozlarının tonları sarı ile sarı-kırmızı aralığındadır. Doğal dişlerin ton aralığı ise önceden karıştırılmış porselenlerden çok daha geniştir. Önceden karıştırılmış dental porselen kitinin içerisinde gerekli ayarlamaların yapılarak bu geniş ton aralığının restorasyona yansıtılabilmesi için değiştirici porselenler de yer alır. Bu değiştiriciler, genellikle mavi, sarı, pembe, turuncu, kahverengi ve gri renkte sunulan pigmentli porselenlerdir. Dental teknisyen restorasyon yapımı esnasında modifiye edici porseleni opak porselene veya dentin porselenine ekleyebilir. Seramik bir restorasyonun görünümünü değiştirmenin bir başka yolu dış yüzey boyamasıdır. Yüzey boyamasının temel dezavantajları, çözünürlüğün bir sonucu olarak dayanıklılığın düşmesi ve translusensinin azalmasıdır (Sakaguchi ve Powers 2012).

Translusensi, dental porselenlerin bir başka kritik özelliğidir. Opak, dentin ve mine porselenlerinin translusensi özellikleri birbirinden farklıdır. Opak porselenler, metal altyapı yüzeylerini maskeleyen izin veren çok düşük translusensiye sahiptir. Kalay oksit ( $\text{SnO}_2$ ) ve titanyum oksit ( $\text{TiO}_2$ ) dental seramiklerde opaklığı arttırmak için kullanılan oksitlerdir. Mine porseleni % 45 ile % 50 arasında değişen translusensi değerine sahiptir (Brodbelt ve ark 1980). Tam seramik restorasyonların translusensi özelliği içine eklenen kristal fazın niteliğine göre değişiklik gösterir. Alümina ve zirkonya bazlı sistemler daha opak iken lösit ile güçlendirilmiş sistemler daha translusenttir. Son zamanlarda, translusent zirkon sistemleri de mevcut hale gelmiştir (Sakaguchi ve Powers 2012).

İnsan minesinin optik özelliklerini taklit etmek için, translusensi kadar opalesenste gereken bir özelliktir. Opalesens bir saçılma biçimidir ve ışığın dalga boyu kristal boyutuna eşit veya daha büyük olduğunda ortaya çıkar (Kelly ve ark

1996). Minenin bir başka özelliği ise floresanstır. Bu özellik, dental porselenlere seryum oksit ( $CeO_2$ ) gibi nadir toprak oksitleri ilave edilerek elde edilir. Seramik bir restarosyanun dış tabakaları translusent olduğu için görünen renk iç opak porselen veya çekirdek seramikten gelen yansılardan etkilenir (Sakaguchi ve Powers 2012).

Simantasyon aşaması özellikle tam seramik restorasyonların son görünümünde önemli bir yer teşkil eder. Sahip oldukları opaklık nedeniyle, alüminöz tam seramik restorasyonlar geniş bir yapıştırıcı siman yelpazesi ile simante edilebilirken, lōsit içerikli, ısıyla preslenmiş veya makine ile işlenen inlay, onlay, kron ve köprü gibi daha saydam tam seramik restorasyonlar genellikle farklı tonlarda bulunan translusent rezin esaslı simanların kullanımını gerektirmektedir (Sakaguchi ve Powers 2012).

Seramik restorasyonlar doğal diş yapısına benzer bir şekilde ışığın iletilmesine izin verdiği için, bu şekilde üretilen restorasyonların büyük bir bölümü üstün estetik potansiyel sunmaktadır. Materyalin translusensi özelliği laminate veneer restorasyonları istenilen estetik sonuçların elde edilmesi noktasında ön plana taşımaktadır. Bununla birlikte restore edilen dişin de ışık geçirgenliği ve translusensi derinliğinde artış meydana gelmektedir (Berman 1973). Porselen laminate veneerler, ışığın komşu dokularda istenmeyen koyulaşmalara neden olmadan dişe ulaşmasına izin verir. Kullanılan porselenin rengi simantasyon için translusent bir siman kullanımına izin verdiği zaman etkileyici sonuçlar elde edilebilir (Stein ve Kuwata 1977).

### **1.3.3. Dental Seramiğin Sınıflandırılması**

Dental seramikler uygulama yöntemleri, üretim metotları ve kristal içeriklerine göre sınıflandırılabilirler (Sakaguchi ve Powers 2012).

### **Üretim tekniklerine göre seramiklerin sınıflandırılması**

#### **A. Metal destekli seramikler**

1965 yılında McLean ve Hughes, platin folyo yaprağın dikkatlice day üzerine yerleştirilmesi ve üzerine geleneksel dental porselen yığılması ile folyo üzerinde alümina taneciklerinin dağılmasıyla güçlendirilmiş bir altyapı porseleni kullanarak tam seramik kronların dayanıklılığını arttırmışlardır (Qualtrough ve Piddock 1997).

Günümüzde ise metal destekli seramik restorasyonlar döküm ile elde edilen bir metal altyapı üzerine mekanik ve kimyasal olarak bağlanan, opak, dentin ve mine olmak üzere üç farklı tabakada uygulandıktan sonra glaze işlemi ile birlikte doğal parlaklığına ulaşan seramik üst yapıyı ifade etmektedir (Rosenstiel ve Johnston 1988, Shillingburg ve Sather 2012).

## **B. Tam Seramikler**

Gelişen estetik beklentiler, seramik restorasyonların popülerliğinin artmasını ve yaygın olarak kullanılmasını sağlamıştır (Sakaguchi ve Powers 2012). Seramik materyallerin avantajları arasında doğal görünüm, flüoresans özellik, biyolojik uyum, dayanıklılık, kimyasal stabilite, yüksek basınç direnci ve diş yapısına benzeyen termal genişmesi sayılabilir (Borges ve ark 2008). Hastaların ve hekimlerin artan taleplerini karşılamak adına estetik, fonksiyonel, biyouyumlu ve uzun süreli restorasyonların üretimi için çeşitli seramik sistemleri geliştirilmiştir (Denry ve Holloway 2010).

Tam seramik sistemleri üretim tekniklerine ve alt yapı materyallerine göre sınıflamak mümkündür. Tam seramikler alt yapı materyallerine göre 3 ana grupta toplanabilir (Conrad ve ark 2007).

### **a) Cam Seramikler**

#### **Feldspatik seramikler**

Geleneksel feldspatik seramikler, restorasyonlara gerekli estetiği sağlamasına rağmen düşük dayanıklılığa sahip silika esaslı bir seramik türüdür. İçeriğinde % 69 silika ( $\text{SiO}_2$ ), % 8 alümina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), genişmeyi kontrol eden % 8-10 arasında potas ( $\text{K}_2\text{O}$ ) ve soda ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) ile birlikte % 1 borik oksit ( $\text{B}_2\text{O}_3$ ) ve % 0.8 kalsiyum oksit ( $\text{CaO}$ ) bulunmaktadır. Veneer restorasyonlar için en yaygın olarak kullanılan seramik çeşidi olan feldspatik seramikler metal destekli seramik restorasyonların üretimi ve pek çok farklı dental seramiklerin hazırlanmasında kullanılabilirler (Zaimoğlu ve Can 2004).

Vitablocs Mark I (Vita, Bad Säckingen, Almanya), yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri bakımından metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselene benzeyen ve bükülme direnci yaklaşık olarak 93 MPa olan feldspatik bir seramiktir. Vitablocs Mark II 1991 yılında Cerec 1 (Sirona, Bensheim, Almanya)

sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiş, frezelenen feldspatik bir porselendir. Vitablocs Mark I'e kıyasla dayanıklılığı artırılmış ve tanecik boyutu 4 µm boyutuna düşürülmüştür. % 60-64 SiO<sub>2</sub> ve % 20-23 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içerir. Hidroflorik asit ile gerçekleştirilen pürüzlendirme sayesinde mikromekanik retansiyonu sağlanır ve adeziv simantasyonu gerçekleştirilir (Fasbinder 2002). Temel dezavantajı monokromatik olmasıdır. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak ve estetiği arttırmak için renk seçeneği daha fazla olan Vita Triluxe Block (Vita, Bad Säckingen, Almanya) üretilmiştir. Vita Triluxe Block 3 tabakadan meydana gelmektedir; 1.tabaka opak alt yapı, 2.tabaka nötral zone bölgesi, 3. tabaka ise translüsent tabakadır (Kurbad ve Reichel 2006). Feldspatik porselenlerin işlenmesinde kullanılan diğer bir sistem ise kopya freze tekniği ile üretim yapan Celay (Vita, Bad Säckingen, Almanya) sistemidir.

### **Lösit ile güçlendirilmiş seramikler**

IPS Empress (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) cam matris içerisinde kontrollü kristalizasyon yoluyla oluşturulan mikrolösit içeren bir seramiktir ve ingot formunda bulunmaktadır (Abu Alhaija ve ark 2010). Lösit kristalleri seramiğin translüsensi özelliğini fazla düşürmeden dayanımının artmasını sağlamaktadır (Kelly ve ark 1996). Lösit kristalleri ile camsı yapı arasındaki ısıl genişleme katsayısı arasındaki farklılık nedeniyle soğuma işlemi esnasında kristaller arasında baskı stresleri oluşmakta, bu stresler çatlak oluşumunu önlerken, mekanik performansı da arttırmaktadır (Guazzato ve ark 2004). Materyalin bükülme dayanımı 120-180 MPa arasında iken termal ekspansiyon katsayısı da  $15-18,5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$ 'dir (Guess ve ark 2011) Empress sistemi ile tek kron, inlay, onlay ve laminate veneer restorasyonların üretimi mümkündür (Albakry ve ark 2003). Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler CAD/CAM sistemleri ile restorasyon üretiminde de kullanılmaktadır (IPS Empress CAD). Çoklu renklerden oluşan bloklar doğal dişin değişik seviyelerdeki ışık geçirgenliğini taklit edebilmek için renk geçişleri ve gölgeleme bakımından modifiye edilmesi ile IPS ProCAD geliştirilmiştir (Holand ve ark 2008). IPS ProCAD IPS Empress'e benzer; ancak daha küçük partikül boyutuna sahiptir (Fasbinder 2002). Mekanik özellikleri daha yüksek olan lityum disilikat cam seramiklerin geliştirilmesiyle lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin kullanımı önemli derecede sınırlanmıştır (Ritzberger ve ark 2010).

## Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler

1998 yılında piyasaya sürülen IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), kayıp mum ve ısı ile presleme teknikleri ile kullanılan lityum disilikat ( $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ ) esaslı bir cam seramiktir. Isısal genleşme katsayısı da  $10.5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$ 'dir. Arzu edilen renkteki seramik ingot,  $920^\circ \text{C}$ 'ye ulaştıktan sonra vakum ve basınç altında restorasyon şeklindeki kalıba preslenir. IPS Empress 2'nin bükülme dayanımı IPS Empress'e göre 3 kat artmıştır. Bu sayede anterior bölgede üç üyeli köprü restorasyonlar ve ikinci premolara kadar olan restorasyonlar için kullanılabilir (Holand ve ark 2000, Oh ve ark 2000, Nakamura ve ark 2002). Yapılan bir çalışmada ikinci premolar dişe kadar uzanan ve maksimum bir premolar genişliğinde gövdeye sahip olan posterior köprülerin başarı oranı 2 yıl sonunda % 93 olarak bulunmuştur (Esquivel-Upshaw ve ark 2008).

IPS Empress 2 sistemi (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kimyasal olarak iki yapıdan oluşmaktadır. Lityum disilikat ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) dayanıklılığı artırırken üst yapı seramiği restorasyonun translusensliğini arttıran florapatit kristalleri içerir ve doğal bir görünüm sağlar. Hacimce % 60 kristal içeren IPS Empress 2 yapı olarak cam matrisine benzer reaktif indekse sahip kristallerin kontrollü kristalizasyonu sayesinde translusenside kayıp yaşamaz. Diğer tam seramik sistemleriyle aynı endikasyonu taşımasının yanında 2. premolar diş en distaldeki destek diş olmak koşuluyla üç üyeli köprü restorasyon endikasyonu mevcuttur (Holand ve ark 2000).

2005 yılında piyasaya sürülen IPS e.max (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) seramiklerin kimyasal yapısı IPS Empress 2 ile aynı olmasına rağmen fiziksel özellikleri (bükülme dayanımı  $440 \text{ MPa}$ 'dır), fırınlama işlemi ve yapısındaki değişikliklerden (Ek olarak  $\text{MgO}$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ve  $\text{ZrO}_2$  içermektedir) dolayı farklılık göstermektedir. IPS Empress 2'ye göre mekanik özellikleri ve ışık geçirgenliği büyük ölçüde geliştirilmiş (Esquivel-Upshaw ve ark 2006) olan e.max seramikler anterior ve posterior tek diş restorasyonlar, laminate veneerler ve köprüler için kor yapı olarak kullanılmaktadır. Hem ısı ile presleme hem de CAD/CAM teknolojisi yardımıyla restorasyon üretimi mümkündür. IPS e.max Press ingotları 2 farklı boyut ve 3 farklı opasitede piyasaya sunulmuştur. A-B-C-D olmak üzere 9 farklı renk seçeneğinin yanı sıra BL1'den BL4'e kadar alternatif renk seçenekleri de bulunmaktadır. İngotlar orta (MO) ile yüksek (HO) opasite ve düşük translusensiye (LT) sahip şekilde üretilmiştir. LT ingotlar tam kontur olarak veya üzerine IPS e.max

Ceram veneer seramiği uygulanarak kullanılabilir. MO ingotlar ise renklenmiş dişlerde opasitesinin fazla olması nedeniyle dişin kendi renginin yansımalarını engellediği için tercih edilmektedir. MO ingotları 5 renk ve 2 boyut seçeneğine sahiptir. HO ingotlar ise aşırı derecede renklenmiş devital dişler için tasarlanmıştır. Bu ingotların metal alt yapılı restorasyonlar kadar opaklık sağladığı bilinmektedir (IPS e.max Concept Brochure).

CAD/CAM teknolojisi ile kullanılan IPS e.max CAD frezeleme sonrası 2 aşamalı kristalizasyon işlemine maruz bırakılmaktadır. İlk aşamada lityum metasilikat kristallerinin okelmesi sağlanır. Cam seramikte boyutları 0.2 ile 1.0  $\mu\text{m}$  arasında değişen hacmen yaklaşık olarak % 40'lık lityum metasilikat kristalleri bulunmaktadır. Bu prekristalize aşamada, CAD/CAM blokları yaklaşık 130-150 MPa bükülme dayanımına sahiptir. Son kristalizasyon esnasında metasilikat kristal fazı tam olarak çözünür ve lityum disilikat kristalize olur. Fırınlama işlemi toplam yarım saat sürmektedir (Chaiyabutr ve ark 2011, Lin ve ark 2012). Bu işlem sonunda mavi tonlu presinterize blok seçilen renge çevrilmiş olur. Cam seramik 1.5  $\mu\text{m}$ 'lik gren kalınlığına ulaşır ve kristal yapının hacmen % 70 kadarı cam matris yapıya dahil olur. Kristalin ara fazındaki mavi renk farkı sayesinde freze işlemleri ve manuel adaptasyon daha hızlı yürütölmesi sağlanır (Holand ve ark 2008). Bloklar opasiteleri açısından orta derecede opasiteye sahip (MO) ve düşük derecede translusensiye sahip (LT) olmak üzere iki farklı formda bulunmakadır. LT bloklar tam anatomik kronlar ve cut-back tekniğinde kullanılırken MO bloklar tabakalama tekniği için daha uygundur. IPS e.maxPress'te olduğu gibi A-B-C-D renklerine ek olarak BL1'den BL4'e kadar 4 farklı renk seçeneği mevcuttur. IPS e.maxCAD yaklaşık 360 MPa'lık bükülme dayanımına sahiptir. Kırılma sertliği 2.25 MPa, elastiklik modölü 95 GPa, Vickers sertliği ise 5800 MPa'dır. Üretici firma, materyalin kullanım alanını anterior ve posterior kronlar, implant üstü kronlar, inlayler, onlayler ve laminate veneerler olarak ifade etmiştir. Tek kronlar üzerine yapılan çalışmalarda 2 yıl sonrasında % 100 başarı oranları ortaya konmuş ve bu sonuçların umut verici olduğundan bahsedilmiştir (Fasbinder ve ark 2010).

## **b) Alümina Esaslı Seramikler**

İlk olarak 1989 yılında piyasaya sürölen In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya), yüksek oranda sinterlenmiş alumina alt yapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lantanyum cam infiltre edilerek elde edilmiştir. Alt yapılar

slip-cast ya da CAD/CAM tekniği ile üretilebilmektedir. Bükülme direnci 236-600 MPa (Giordano ve ark 1995) ve kırılma dayanımı  $3.1-4.61 \text{ MPa m}^{1/2}$ 'dir (Seghi ve ark 1995, Wagner ve Chu 1996). Endikasyonları arasında anterior, posterior kronlar ve üç üyeli anterior köprüler yer almaktadır (McLaren 1998, Sorensen ve ark 1998). Konnektör çapının okluzogingival olarak minimum 4 mm., bukkolingual olarak ise minimum 3 mm. olacak şekilde hazırlanması gerekmektedir (McLaren 1998). Yarı opak görünümü sebebiyle ışığın tam transmisyonuna izin vermez ve sınırlı estetik sağlar (Heffernan ve ark 2002).

1994 yılında opak alt yapıya sahip In-Ceram Alumina'ya alternatif olarak üretilen In-Ceram Spinell'in üretim teknikleri klasik In-Ceram Alumina ile aynıdır. In-Ceram tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine, magnezyum alüminyum oksit ( $\text{MgAl}_2\text{O}_4$ ) kullanılır. Sinterleme işleminden sonra 'spinell' adı verilen gözenekli bir yapı oluşur. Bu yapıya daha sonra cam infiltre edilerek ışık geçirgenliği sağlanır. Bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan yaklaşık % 25 daha düşük ve 283-377 MPa arasında olduğu bildirilmiştir (Magne ve Belser 1997, McLaren 1998). Translülentliği ise 2 kat daha fazladır. Işık geçirgenliğinin iyi olması sayesinde estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında kullanılabilir (Fradeani ve Redemagni 2002).

In-Ceram Alumina'nın bir modifikasyonu olan In-Ceram Zirconia, % 65 cam infiltre alumina ve % 35 sinterlenmemiş zirkonya içerir. Bükülme direnci 421- 800 MPa, kırılma dayanımı  $6-8 \text{ MPa m}^{1/2}$  'dir (Chong ve ark 2002, Guazzato ve ark 2002). Alt yapı fabrikasyonu slip casting tekniği ya da sinterlenmemiş prefabrike bloklardan frezeleme ile yapılır. Alt yapının yüksek opasitesi nedeniyle endikasyonu sadece posterior köprülerle sınırlıdır (Heffernan ve ark 2002). Konnektör çapı okluzogingival olarak minimum 4-5 mm. bukkolingual olarak minimum 3-4 mm. olacak şekilde hazırlanmalıdır (McLaren ve White 1999).

1993'te yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta % 99.9 oranında alüminyum oksit içeren seramik alt yapılar, Procera AllCeram adıyla üretilmeye başlanmıştır. Procera AllCeram, alumina esaslı materyaller arasında en yüksek dayanıklılığa sahip olanıdır ve dayanıklılığı sadece zirkonyadan daha düşüktür (Oden ve ark 1998, Fradeani ve ark 2005). Bükülme dayanımı yaklaşık olarak 687 MPa'dır (Wagner ve Chu 1996).

CICERO (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) teknolojisiyle üretilen, cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı alüminyum oksit seramik olan



Synthoceram'ın alt yapıları lazerle tarama, bilgisayar destekli frezeleme ve sinterleme ile üretilmektedir. Prepare edilmiş olan diş, komşu ve karşıt dişler lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak dijital ortama aktarılır. Bilgisayarda tasarlanan alt yapılar alüminyum oksit bloklardan frezelenir ve sinterlenir (Denissen ve ark 1999). Daha sonra lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Hollanda) ile veneerlenir (Denissen ve ark 2000).

### c) Zirkonya Seramikler

Zirkonyum metali ilk kez 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı değerli taşların ısıtılmasından sonra oluşan reaksiyon ürünlerinden elde edilmiştir. Zirkonya polimorfiktir ve zirkonya kristalleri monoklinik (m), tetragonal (t), ve kübik (k) olmak üzere 3 fazda bulunmaktadır. Zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve stabil değildir. Oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar bu fazda kalabilmektedir. Bu sıcaklığın (1170°C) üzerinde tetragonal faza geçmektedir. 2370°C'nin zerinde ise kübik faza geçmektedir, 2680°C'de olan ergime noktasına kadar bu fazda kalabilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi için saf zirkonyaya kalsiyum (Ca), magnezyum (Mg), alüminyum (Al), itriyum (Y) ve seryum (Ce) gibi metal oksitler ilave edilir (Kelly ve Denry 2008).

CAD/CAM sistemleri ile frezelenerek kullanılan zirkonya blokların yarı sinterlenmiş veya tam sinterlenmiş halleri bulunmaktadır (Piwowarczyk ve ark 2005). Restorasyonlar, presinterize blokların frezelenmesini takiben yüksek sıcaklıkta gerçekleştirilen sinterizasyon veya sinterize blokların sert frezelemesi sonucu elde edilir (Denry 2013).

### 1.4. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, üretilecek restorasyonun doğal anatomi, fonksiyon ve preparasyona göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, hasta başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak ve daha iyi bir estetik sağlamaktır (Christensen 2001). Günümüzde CAD/CAM sistemi, preparasyon alanı ya da elde edilen model ölçüsünün bilgisayara aktarılarak verilerin kaydedilmesi, elde edilen dijital veri üzerinde tasarımların gerçekleştirilmesi ve restorasyonun bu

sistem için özel olarak elde edilen seramik, kompozit veya metal bloklardan aşındırma yaparak üretim yapmasından oluşur (Heffernan ve ark 2002).

CAD/CAM sistemleri veri toplama ünitesi (CAI), tasarım ünitesi (CAD) ve üretim ünitesinden (CAM) oluşmaktadır. Veri toplama ünitesi, yüzey tarayıcıları kullanılarak restorasyon yapılacak dişin yüzeyinin veya bu dişe ait modelin yüzeyinin bilgisayara çok hassas bir şekilde ve üç boyutlu olarak aktarılmasından meydana gelir. Optik yüzey tarayıcıları yüzey topografisini sayısal olarak tanımlar. Kameralar aracılığıyla alınan bu noktalar matematiksel olarak bilgisayara aktarılır ve noktaların birleşmesi ile ekranda sanal model oluşur (Zaimoğlu ve Can 2011). Verilerin dijital kaydedilmesi aşaması değişik CAD/CAM sistemlerine göre farklılıklar göstermektedir.

CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde kullanım alanları arasında inlay, onlay, laminate veneer, bölümlü kron, tam kron ve köprü restorasyonlar (Raigrodski 2004, Sjogren ve ark 2004, Strub ve ark 2006) hareketli bölümlü protez iskeletleri (Williams ve ark 2004), implant cerrahisinde kullanılan stentler (Marchack 2007) bulunmaktadır. Bu sistemler ayrıca maksillofasial protezlerin hazırlanmasında (Williams ve ark 2006, Yuzugullu ve Avcı 2008) ve implant destekli protezlerde dayanak, kron-köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretiminde (Drago ve Peterson 2007) de kullanılmaktadır.

1984 yılından günümüze kadar olan süreçte Cerec, Procera, Cercon, Cicero ve Lava gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiş ve dental CAD/CAM sistemlerin özellikle son 20 yılda kullanımları ve popülariteleri önemli ölçüde artmıştır (Griggs 2007). Bilgisayar teknolojisi, estetik restorasyonların ve seramik alt yapıların hazırlanmasında diş hekimliğine önemli bir zenginlik getirmiştir (Karaalioğlu ve Yeşil Duymuş 2008).

#### **1.4.1. Procera Sistemi**

Kron ve köprü restorasyonlarına titanyum alt yapılar üretmek amacıyla 1986 yılında geliştirilen Procera sisteminin (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç) çıkış noktası titanyumun dökümünün çok zor olması nedeniyle, titanyum alt yapı üretimi için döküm dışında bir yöntemin araştırılmasıdır (Russell ve ark 1995). Procera sisteminde Procera AllTitan (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) ve Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) blokları işlenebilmektedir. Sistem, ilk yıllarında anterior ve posterior

bölgelerdeki tek diş restorasyonları için kullanılırken günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları içinde kullanılmaktadır. Bu sistemde, laboratuvarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı (Procera Software) vardır (Becker ve Kaldahl 2005). CAM ünitesinin biri ABD’de, diğeri İsveç’tedir ve alt yapılar bu iki merkez laboratuvarından birinde üretilir (Boening ve ark 2000). Üretim bölümünde % 20 oranında genişletilmiş model elde edilir. Bu geniş modelin üzerine yüksek saflıktaki alumina tozları mekanik olarak sıkıştırılır, 1550°C’de sinterlenir ve gerçek boyutlardaki alt yapılar elde edilir (May ve ark 1998). Merkez laboratuvarından gelen alt yapı üzerine, alüminanın ısıl genişleme katsayısına uygun bir düşük ısı üst yapı seramiği kullanılarak restorasyon bitirilir (Fradeani ve ark 2005).

#### **1.4.2. Cicero Sistemi**

Denissen ve arkadaşları tarafından ilk olarak tarif edilen Cicero ya da “Computer integrated ceramic reconstruction” tek renkli monolitik blokların yeterli dayanıklılıklarının olmasına rağmen yeterli estetiği yakalayamamaları nedeniyle geliştirilmiştir (Denissen ve ark 1999). Bu sistemde preparasyon sonrası alınan ölçü üzerinde öncelikle prepare edilen diş sonrasında da tüm ölçü taraması gerçekleştirilir. Daha sonra kapanış modeliyle birlikte tekrardan bir tarama yapılır ve hazır olarak sistemde bulunan kronlardan en uygunu maksimum proksimal kontak ve sentrik okluziyona uygun olarak hazırlanır (van der Zel ve ark 2001). Restorasyonlar hem statik hem de dinamik okluziyonda oluşturulabilmekte ve CAD yazılımı sayesinde ideal artikülasyon diğere sistemlere göre daha uygun bir şekilde elde edilebilmektedir (Olthoff ve ark 2000).

#### **1.4.3. Lava Sistemi**

2002 yılında piyasaya sürülen Lava sisteminde (3M ESPE Dental Products, St. Paul MN) yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılmaktadır. Sistemde Lava Scan optik tarayıcı, Lava Form frezeleme makinesi ve Lava Therm sinterleme fırını bulunur. Laboratuvarında model elde edildikten sonra optik tarayıcı modeli tarar. Daha sonra özel olarak geliştirilmiş yazılım programı (Lava CAD) kullanılarak restorasyon ekranda tasarlanır. Bu bilgiler Lava Form frezeleme makinesine aktarılır. Zirkonya bloklarının son sinterizasyonda göstereceği % 20’lik lineer polimerizasyon büzülmesini kompanse etmek için restorasyonlar daha geniş frezelenir. Daha sonra

alt yapılar zirkonyanın termal ekspansiyon katsayısı ile uyumlu olan veneer seramiği (Lava Ceram) ile kaplanıp bitirilmektedir (Piwowarczyk ve ark 2005).

#### **1.4.4. Cercon Sistemi**

1999 yılında geliştirilen Cercon sisteminin dizayn aşaması diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayarda gerçekleştirilmez. Y-TZP alt yapının dizaynı konvansiyonel mum modelaj ile hazırlanır, gümüş tozlarıyla kaplanır ve sonra Cercon Brain ünitesindeki lazer tarayıcı ile taranır (Raigrodski 2004). Alt yapı, değişik uzunluklara sahip sinterlenmemiş homojen zirkonia bloklardan, özel tungsten karbid frezlerle hacimli bir şekilde frezlenir. Frezleme işlemi sonrası gerekiyorsa manuel olarak final düzeltmeler tamamlanır. Büyütülmüş alt yapılar % 25-30' luk sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde 6-8 saat 1350 °C' de Cercon Heat fırınında sinterlenir ve istenilen final boyutlar elde edilir. Sinterlenmemiş blokların frezlenmesi işlemi hem hızlıdır hem de bu sistemlerde kullanılan aletler, tam sinterlenmiş blokların kullanıldığı aletlere göre daha az aşınma ve yıpranma göstermektedir (Besimo ve ark 2001, Filser ve ark 2001, Suttor ve ark 2001).

#### **1.4.5. Cerec Sistemi**

Brains AG tarafından tasarlanan ve Siemens tarafından geliştirilen Cerec ya da "CEramic REConstruction" sistemi klinikte kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir (Heymann ve ark 1996, Otto ve De Nisco 2002). Mörmann ve Brandestini tarafından seramik inlay yapmak üzere 1985 yılında geliştirilmiş olan Cerec 1 sisteminin sadece birkaç inlay ve onlayde başarılı olduğu ileri sürülmüş, ayrıca yüksek maliyeti ve kullanımının karmaşıklığı nedeniyle diş hekimliğinde fazla ilgi görmemiştir (Christensen 2001).

Marjinal uyum, adaptasyon ve okluzal morfolojinin daha başarılı olarak elde edilebildiği ikinci jenerasyon Cerec 1988 yılında geliştirilmiştir. 1992 yılında piyasaya sürülen 3. jenerasyon Cerec ünitesinde freze işlemlerinde kullanılan disklerin ömrü ve makine gücünün artmasının yanı sıra daha küçük elmas grenli frezelerin kullanımıyla kenar bütünlüğü daha da iyileştirilmiştir (Mehl ve Hickel 1999). 1994 yılında 6 eksenli freze işlemi yapabilen Cerec 2 sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde inlay, onlay ve kron restorasyonların üretimi mümkün hale gelmiştir (Christensen 2001). 1997'de geliştirilen kron yazılımı sayesinde de Cerec 2 sistemiyle posterior kron alt yapıları tasarlanabilir hale gelmiştir. Cerec 2 sistemi restorasyonların kenar

uyumu, adaptasyon ve oklüzal yüzeyin anatomik tasarımında daha başarılı olmasına rağmen zamanla sistem yetersiz kalmış ve 2000 yılında Cerec 3 sistemi geliştirilerek piyasaya sürülmüştür (Mormann ve Bindl 2002). Cerec 3 sistemi Windows NT platformlu yazılım ile kullanılmakta, bu sayede daha iyi uyum ve uygulama kolaylığı sağlanmaktadır. Kron ve çok üyeli köprü resorasyonların yüksek dirençli CAD/CAM materyallerinden üretilmesi adına Cerec sistemine “InLab” yazılımı da ilave edilmiştir. Yenilikçi kullanıcı arayüzü ve tasarım araçları sayesinde sanal artikülör, gülüş tasarımı, köprü protezlerde gövde ve konnektör tasarımı, model üretimi dahil pek çok tasarım fonksiyonu sunmaktadır. Cerec InLab sisteminde seramik, polimer, zirkonyum oksit ve metal gibi yaygın bir CAD/CAM materyal yelpazesi kullanılabilmekte ve çok üyeli köprüler için yüksek dirençli tam seramik restorasyonlar üretilmektedir (Fasbinder ve ark 2005).

CEREC 3 sisteminde (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) intraoral olarak dijital üç boyutlu optik tarayıcı kullanılmaktadır (Strub ve ark 2006). İlk olarak piyasaya sürülen Cerec Bluecam kullanım esnasında zaman alan bir uygulama olan tarama tozu gerektirmektedir. Daha sonra dental markette yerini alan Cerec Omnicam ile tarama işlemi basitleştirilip kısaltılmıştır (Mehl ve ark 2013, Ting-Shu ve Jian 2015). Bilgisayar ortamına aktarılan veriler daha sonra bilgisayar yazılımı sayesinde noktacıklardan oluşan sanal modele dönüştürülmektedir. Sonra bu sanal model üzerinde restorasyon tasarımı tamamlanmaktadır. Planlanan restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra CAD yazılımı, sanal modeli CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirmektedir (Strub ve ark 2006). Yapılacak restorasyonun boyutuna göre seçilen prefabrik bloklar CAM ünitesine yerleştirilir ve frezeleme işlemi gerçekleştirilir.

Cerec CAD/CAM sisteminin avantajları, intraoral tarama sistemlerinin tanıtımıyla birlikte dijital tekniklerin, konvansiyonel ölçü ve laboratuvar aşamalarının yerini alması (Bhambhani ve ark 2013, Mehl ve ark 2013), üretim basamakları ve üretim hatalarının azalması ile restorasyonların daha kaliteli hale gelmesi (Syrek ve ark 2010, Brawek ve ark 2013, Batson ve ark 2014), restorasyon boyutlarına ait parametrelerin kontrol edilebilmesinin yanı sıra karşıt arka olan ilişkinin kayıt altına alınıp restorasyonların tipi, oklüzal ve proksimal kontakları net olarak ayarlanabilmesi (Fritzsche 2013), üç boyutlu arayüzey ve dijital tasarım sayesinde klinisyenin preparasyon hatalarını görebilmesi (Zaruba ve ark 2014), restorasyonların protetik fonksiyonlandırmalarını sağlayan gnatolojik verilerin, sanal

artikülâtör imkanı sunan yazılımlar sayesinde taklit edilebilmesi (Kollmuss ve ark 2013), biyo kopyalama tasarımı sayesinde preparasyon öncesi dişlerin anatomisi kaydedilerek aynı anatomiye sahip restorasyonlar üretmenin mümkün olması (Sannino ve ark 2014), gülüş tasarımı ile hastanın fotoğrafının çekilerek yüz şekli ve oranlarına göre daha estetik restorasyonların üretilebilmesi (Kurbad ve Kurbad 2013) ve genel anlamda hem ölçü hem de restorasyonun tamamlanması için gerekli sürenin kısalmış olmasıdır (Yuzbasioglu ve ark 2014). Tüm bu avantajlarına rağmen subgingival marjnlere sahip preparasyonlarda optik tarayıcının sadece görünür kısımları algılaması nedeniyle üretilen restorasyonlarda marjnal uyumsuzluk yaşanabilmesi bu bölgelerde daha dikkatli çalışmayı gerektirmektedir (Mahl ve ark 2014).

#### **1.4.6. CAD/CAM ile Kullanılan Materyaller**

CAD/CAM sistemleri, içinde alumina veya cam seramikler, zirkonya, metal alaşımlar ve çeşitli kompozit içerikli rezin matriks seramiklerinin de yer aldığı geniş bir restoratif materyal yelpazesi ile restorasyon üretimine olanak sağlamaktadır. (Raigrodski 2004, Strub ve ark 2006).

#### **Hibrit Seramikler**

Son yıllarda yapılan çalışmalar CAD/CAM sistemleriyle kullanılan materyallerin avantajlarını bir araya getirmeyi amaçlamakta ve hibrit materyallerin kliniklerde daha yaygın olarak kullanılmasını sağlamaktadır. Bu hibrit materyallerden ön plana çıkanlardan ilki (Enamic, Vita Zahnfabrik, Almanya) içinde kütlece % 86 seramik ve %14 akrilat polimer ağı (UDMA ve TEGDMA) bulundurmakta ve polimer infiltre seramik ağı (PICN) olarak adlandırılmaktadır (Coldea ve ark 2013, Barutçigil ve ark 2016, Ustun ve ark 2016). Geleneksel restoratif malzemeler olan seramik ve kompozitlerin özelliklerini bir araya getirirken mekanik özelliklerin de ön plana çıkması amacı ile üretilen bu yeni materyalin azalmış kırılma dayanımı, sertlik ve rijidite, gelişmiş esneklik, seramiklerden daha iyi işlenebilirlik ve daha yüksek kırılma dayanımı gibi birçok avantaja sahip olması beklenmektedir (Coldea ve ark 2013). Seramik materyalinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu polimer ağ yapısı sayesinde azaltılmıştır (Raigrodski 2004). Bu bloklar freze edildikten sonra fırınlanmazlar. Yüzey parlatma işlemleri mekanik olarak yapılır ve bükülme dayanımları 150-220 MPa'dır. Adeziv rezin simanlar ile

diş dokularına bağlanımları son derece yüksektir (Bonfante ve Gracis 2014). Endikasyonları arasında inlay, onlay, laminate veneer, tek üye anterior ve posterior kron, implant üstü tek üye anterior ve posterior restorasyonlar bulunurken, brüksizme sahip olan hastalarda ve çok üyeli sabit bölümlü protezlerde kontrendikedir (Dirxen ve ark 2013).

### **Lityum Silikat Ve Zirkonya Partikülleri İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

Cam seramiğin optik özellikleri ve zirkonyanın olumlu mekanik özelliklerini bir araya getiren ve kütlece % 10 oranında zirkonya içeren lityum silikat cam seramiğin (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) zirkon takviyeli cam seramik matriks sayesinde yüksek güvenilirlik, lityum disilikata kıyasla daha yüksek kenar uyumu, yüksek sıcaklık stabilitesi ve iyi polisajlanma özellikleri sayesinde daha kolay işlenebilmesi ve iç içe geçmiş translusensi, floresans ve opalescence sayesinde elde edilen üstün estetiği gibi özellikleri mevcuttur (Elsaka ve Elnaghy 2016). Frezelemeden sonra kırılma direnci yaklaşık 210 MPa iken kristalleşme sonrası kırılma direnci 420 MPa'ya ulaşır (Guth ve ark 2013). Vita Suprinity blokları 0M1, A1, A2, A3, A3.5, B2, C2 ve D2 gibi on iki ayrı renk seçeneği ve Translusens (T) ile High Translusens (HT) olmak üzere iki ayrı translusensi özelliği ile piyasaya sürülmüştür. Endikasyonları arasında anterior ve posterior kronlar, implant üstü kronlar ve laminate veneerler bulunmaktadır (Vita Suprinity ve Restorative).

### **1.5. Rezin Simanlar**

Rezin simanlar doldurucu dağılımı ve başlatıcı içeriği sayesinde ince bir film kalınlığı, yeterli çalışma ve uygulama sürelerine izin verecek şekilde ayarlanmış olan düşük viskoziteli kompozit malzemelerdir. Rezin simanların inlay, onlay restorasyonlar, prefabrike postlar ve ortodontik apeareyler gibi çeşitli tedavi şekillerini kapsayan geniş bir yelpazesi bulunmaktadır. Düşük dayanıklılığa sahip seramik ve laboratuvarda işlenmiş kompozit restorasyonların simantasyonu için zorunlu olmakla beraber ekstra retansiyonun gerekli olduğu durumlarda da kullanılabilirler. Restoratif diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlere benzer bileşime sahip resin simanların organik matriksi dimetakrilat monomerleri ve oligomerler içermektedir. Bis-GMA, UDMA ve Bis-EMA gibi yüksek molekül ağırlıklı moleküller genellikle etilen glikol dimetakrillerinden türetilen daha küçük moleküller (DEGDMA ve

TEGDMA) ile birleştirilerek yüksek bir dönüşüm derecesi ve düşük hacimsel büzülme elde edilmiştir. Doldurucu oranı, hacimce % 30 ile % 66 arasında değişmektedir. Ortalama doldurucu boyutu 0.5 µm ile 8 µm arasında değişirken, mikro dolduruculu rezin simanlarda ortalama doldurucu boyutu 40 nm'dir (Sakaguchi ve Powers 2012).

Bir polimerizasyon reaksiyonunda monomerlerin polimere dönüşüm derecesi, tükenen karbon çift bağlarının yüzdesiyle tanımlanır. Klinik koşullar altında polimerizasyon nadiren tam olarak tamamlanır. Altıntaş ve Üşümez yaptıkları çalışmada ışıkla polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecelerinin % 50-80 arasında olduğu bildirilmişlerdir (Altintas ve Usumez 2008). Polimerizasyon derecesi ayrıca polimerizasyon için gerekli, yeterli serbest radikal oluşumuna da bağlıdır. Işıkla polimerize olan materyaller için bu materyale yeterli ışık ulaşmasıyla gerçekleştirilen kimyasal olarak polimerize olan materyallerde serbest radikal oluşumu doğru aktivatör ve inhibitör oranına bağlıdır. Resin simanları polimerizasyon yöntemleri ve adeziv sistemlerine göre sınıflamak mümkündür (Burgess ve ark 2010).

Resin simanlar polimerizasyon yöntemlerine göre kimyasal olarak polimerize olan, ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan simanlar olmak üzere üç gruba ayrılırlar (Anusavice 2003).

### **Kimyasal olarak Polimerize olan Resin Simanlar**

Baz ve katalizör olmak üzere iki pat halinde veya toz-likit şeklinde üretilmişlerdir. Katalizör patında polimerizasyonu başlatan benzol peroksit, baz patında ise polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunmaktadır. Toz-likit sisteminde, toz iyi dövülmüş borosilikat veya silika cam ile polimer toz ve organik peroksit başlatıcıdan, likit ise amin hızlandırıcı içeren Bis-GMA ve/veya diğer metakrilat monomerlerden oluşmaktadır. Kimyasal polimerizasyonun gerçekleşmesi için peroksit başlatıcılar ve amin hızlandırıcıların bir arada bulunması gerekir ve reaksiyonları oda ısısında serbest radikallerin oluşumunu sağlar. Bu simanların dezavantajları sınırlı çalışma zamanı ve uzun sertleşme süresi, baz ile katalizörün karıştırılması esnasında simanın içerisine hava kabarcığı kalma olasılığının bulunması ve uygulama sonrası içerdiği tersiyer aromatik aminlerin ağızda kimyasal değişikliğe uğraması nedeniyle amin renklenmesi kaynaklı düşük renk stabilitesidir



(el-Badrawy ve el-Mowafy 1995, Anusavice 2003, Sakaguchi ve Powers 2012). Işık geçişinin mümkün olmadığı tam metal ya da metal seramik restorasyon ve kalınlığı 2.5 mm' yi aşan tam seramik restorasyon ve intraradiküler post simantasyonunda endikedirler (Anusavice 2003, Sakaguchi ve Powers 2012, De Souza ve ark 2015).

### **Işık ile Polimerize olan Rezin Simanlar**

Işıkla polimerize olan rezin simanlar, tek pat şeklinde üretilmişlerdir. Tek pat sistemlerinde, ışıkla polimerizasyon 470 nm dalga boyundaki görünür ışık uygulaması ile gerçekleşir. Fotoaktivatör olarak kamferokinonun kullanıldığı rezin materyallerde ise en uygun dalga boyunun 468 nm olduğu ifade edilmiştir (Hofmann ve ark 2001). Polimerizasyon için gerekli olan serbest radikaller başlatıcı moleküller olan diketonların uyarılması sonucu gerçekleşir (Dunn ve Bush 2002, Guiraldo ve ark 2008) ve tam polimerizasyon için 24 saat geçmesi gerekmektedir (Rueggeberg ve Caughman 1993, Gurdal ve ark 2002). Bu materyallerin avantajları daha uzun süre manipüle edilebilir olmaları ve daha kısa sürede sertleşmeleri, artık simanların temizlenmesinin daha kolay olması ve kimyasal olarak polimerize olan rezin simalardaki peroksit başlatıcılar ve aromatik tersiyer aminleri içermedikleri için renklerinin daha stabil olmasıdır. Bununla birlikte restorasyon içine yerleştirilmesi esnasında hava boşluğu ve hava kabarcığı oluşma olasılığı çok düşüktür (Rosenstiel ve ark 1998, Anusavice 2003, Pegoraro ve ark 2007). Polimerizasyonun rezin simanın maruz kaldığı ışık kalitesi ve miktarına bağlı olması nedeniyle ışık gücündeki azalma, yeterli süre ışık uygulanmaması, ışık kaynağının simana olan mesafesinin artması gibi durumlarda yeterli polimerizasyon sağlanamadığı için simanın fiziksel, mekanik ve kimyasal özellikleri olumsuz yönde etkilenmektedir (Jung ve ark 2001). Işıkla polimerize olan rezin simanlar görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1.5–2 mm den az olan translusent yapıdaki seramik laminate veenerler, seramik braketler ve tam porselen restorasyonların simantasyonunda kullanılır (el-Badrawy ve el-Mowafy 1995, Lafuente ve ark 2000).

### **Hem Kimyasal Hem Işıkla Polimerize olan Rezin Simanlar**

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan bu sistemler iki pat veya toz-likit şeklinde bulunmaktadır. Baz kısmında diketon, kamferokinon gibi ışıkla aktive olan polimerizasyon sistemi, katalizör kısmında ise amin/peroksit kimyasal

polimerizasyon sistemi mevcuttur (Anusavice 2003). Restorasyon üzerinden uygulanan ışık enerjisinin artan opasite ve kalınlık nedeniyle simana yeteri kadar ulaşamayacağı durumlarda endikedir (Koishi ve ark 2002, Usumez ve ark 2004). Işıkla polimerizasyon sonrası, kimyasal polimerizasyon yavaş bir şekilde devam eder ve maksimum sertleşme 24 saat içinde tamamlanır. Bu şekilde gerçekleşen polimerizasyon, kimyasal olarak gerçekleşen polimerizasyondaki çalışma süresi kısıtlılığı ile ışıkla gerçekleşen polimerizasyondaki ışığın yeterli derinliğe penetre olamaması sorunlarını ortadan kaldırmaktadır (Christensen 1997). Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanlar içerdikleri aromatik amin hızlandırıcılar nedeniyle uzun dönem renk değişikliğine uğramaktadır. Bunun yanı sıra sadece kimyasal olarak polimerize edildiklerinde gözle görülür ölçüde renk değiştirdikleri bildirilmiştir (Nathanson ve Banasr 2002, Tezvergil-Mutluay ve ark 2007).

Geçmiş yıllarda üretici firmalar tarafından çinko fosfat veya polikarboksilat simanların kullanıldığı geleneksel simantasyon yöntemleri tavsiye edilmiş olmasına rağmen (Rosenstiel ve ark 1998) günümüzde rezin esaslı simanlar ile yapılan simantasyonların, restorasyonların dayanıklılığını arttırdığı (Blatz ve ark 2003) ayrıca marjinal uyumu ve diş ile olan bağlantısını güçlendirdiği bilinmektedir (Burke ve ark 2002). Geleneksel rezin simanlarda, bağlantıyı sağlamak için yüzey işlemlerinin birbirinden bağımsız olarak gerçekleştirilmesi gerekmektedir (Lee ve ark 2015); ancak bu işlemler esnasında neme karşı dayanıklılık ya da dentinin ıslanabilme özelliği uygun şekilde muhafaza edilmezse, bağ kuvvetleri zayıflayabilir (Mak ve ark 2002). Resin siman uygulaması için gereken işlemleri basitleştirmek ve dentindeki kollajen liflerinin kollabe olmasını engellemek için kendinden asitli resin simanlar geliştirilmiştir (Lee ve ark 2015). Bu sistemlerde ise sertleşme geciktirildiğinde nemin adezivler aracılığı ile nüfuz etmesi, bağ kuvvetinin bozulmasına neden olabilir (Knobloch ve ark 2007). Bu sorunun üstesinden gelmek için adezivleri ve simanları birleştiren kendinden adezivli resin simanlar (SARC) geliştirilmiştir (Lee ve ark 2015). Kendinden adezivli resin simanlar “all-in-one” resin siman veya evrensel resin siman olarakta isimlendirilmektedir (Simon ve Darnell 2012).

Rezin simanlar adeziv sistemlerine göre üç gruba ayrılmaktadır.

### **Tam Pürüzlendirme Sistemleri**

Tam pürüzlendirme rezin simanlarının uygulanması esnasında dentin ve mineyi pürüzlendirmek için konsantrasyonu % 30 ile % 40 arasında değişen fosforik asit kullanılmaktadır. Bu pürüzlendirme işlemi preparasyon sonrası oluşan smear tabakasını kaldırır ve dentin tübülleri açılır (Ferracane ve ark 2011). Pürüzlendirme işleminden sonra, simanın diş yüzeyine bağlanması için diş yüzeyine adeziv uygulanır. Bu simanlar ve kullanılan adezivler ışıkla veya hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize edilebilirler. Total etch rezin simanların kullanımı ile artmış bağlanma dayanımı ve önemli düzeyde azalmış mikrosızıntı elde edilmiştir (Swift ve Bayne 1997). Bu tür rezin simanlar, en kuvvetli siman diş bağlantısına sahiptir olmalarına rağmen simantasyon adına en çok aşamayı içermektedir. Bu çok aşamalı uygulama karmaşık olmakla birlikte her basamakta kontaminasyon riski olmasından dolayı bağlantı riske girmektedir (Burgess ve ark 2010).

### **Kendinden Asitli Sistemler**

Kendinden asitli rezin simanlar diş yüzeyini pürüzlendirmek için kullanılan asitin primer solüsyonu ile birleştirilerek kullanılması temeline dayanmaktadır. Bu tür rezin simanların kolay kullanımı popülaritelerinin artmasına sebep olmuştur; ancak bağlanma dayanımı tam pürüzlendirme sistemlere göre daha düşüktür (Christensen 2007). Bu sistemde polimerizasyonun gecikmesi nemin adezivler aracılığı ile nüfuz etmesine ve bağ kuvvetinin bozulmasına neden olabilir (Knobloch ve ark 2007).

### **Kendinden Adezivli Sistemler**

İlk olarak 2002 yılında piyasaya sürülen kendinden adezivli rezin simanlar konvansiyonel yapıştırma simanlarının uygulama kolaylığı ile rezin simanların üstün mekanik özellikleri, adezyon ve estetik kalitelerini birleştirmeyi amaçlamıştır (Radovic ve ark 2008). Kendinden adezivli rezin simanlar, pürüzlendirme, primer veya bonding ajanı gibi bir yüzey işlemi uygulanmamış diş yüzeyine bağlanabilme kapasitesine sahiptir. Tam pürüzlendirme sistemlerinde ayrı ayrı gerçekleştirilen bu basamakların eliminasyonu sayesinde tek aşamada simantasyon tamamlanabilir. Bu simanlar rezine gömülü halde fosforik asit içermektedir. Simanın karıştırma işlemi

başladıktan sonra fosforik asit doldurucu partiküller ve dentin ile su varlığında etkileşime girer ve bağlanma meydana gelir. Rezin bu işlem sonucunda çapraz bağlı bir polimer haline gelir (Simon ve de Rijk 2006). 2010 yılında gerçekleştirilen bir çalışmada kendinden adezivli rezin simanların dentine mineye oranla daha iyi bağlandığını göstermiştir (Burgess ve ark 2010). Mineye olan bağlantıyı güçlendirmek adına ek olarak pürüzlendirme işlemi veya bonding ajanı uygulanabilir (De Munck ve ark 2004). Mine, dentin veya restorasyon yüzeyinin bağlanma dayanımını arttırmak adına ek olarak pürüzlendirilmesi işlemi selektif pürüzlendirme olarak isimlendirilir ve rezin siman öncesi bir asit solüsyonu ya da kendinden asitli bir primerin uygulanması esasına dayanır. Bununla birlikte dentin yüzeyine ön pürüzlendirme işlemi olmaksızın uygulanan kendinden adezivli rezin simanların bağlantısının yeterli olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur (Yang ve ark 2006, Al-Assaf ve ark 2007, Burgess ve ark 2010).

## **1.6. Polimerizasyon Derecelerini Ölçmek İçin Kullanılan Yöntemler**

### **1.6.1. Diferansiyel Tarama Kalorimetresi**

Diferansiyel tarama kalorimetresi, bir örneğin ve referansın sıcaklığını arttırmak için gerekli olan ısı miktarındaki farkın sıcaklığın bir fonksiyonu olarak ölçülmesiyle elde edilen termo analitik bir tekniktir. Örnek ve referans arasındaki ısı akışındaki farkı gözlemleyerek, faz değişimleri gibi fiziksel dönüşüm esnasında emilen veya salınan ısıyı ölçebilir. Bu teknik ayrıca amorf materyallerin ısı artışıyla birlikte camsı halden daha visköz bir hale gelmelerini ifade eden camsı dönüşümün incelenmesinde de kullanılmaktadır (Skoog ve ark 1998).

### **1.6.2. Katı Faz Nükleer Manyetik Rezonans Spektroskopisi**

Nükleer manyetik rezonans spektroskopisi, yaygın bilinen adıyla NMR spektroskopisi, atom çekirdeğinin belirli manyetik özelliklerini kullanan bir araştırma tekniğidir. Katı faz nükleer manyetik rezonans spektroskopisi ise anizotropik etkileşimlerin hakim olduğu bir spektroskopi çeşididir. Katı faz NMR spektroskopisinin öne çıkan iki özelliği örneğin yönlendirilmesi ile olası moleküler oryantasyonun sınırlandırılabilmesi ve örneğin döndürülebilmesi sayesinde anizotropik nükleer manyetik etkileşimlerin azaltılmasıdır. Katı faz NMR

spektroskopisi sıklıkla protein yapılarının, protein iplikçiklerinin, tüm polimer yapıların ve hücre metabolizmasının incelenmesi için kullanılmaktadır (Bugay 1993).

### **1.6.3. Kromatografiler**

Kromatografi, bir karışımda bulunan bileşenlerin birbirinden ayrılmasını gerçekleştirerek kalitatif ve kantitatif ölçümlerin yapılabilmesini sağlayan yöntemlerin genel adıdır. Bu yöntemde sabit ve hareketli faz olmak üzere iki bileşen bulunmaktadır. Hareketli fazın içinde yer alan bileşenler sabit faz içinde 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).

### **1.6.4. Yüksek Performans Likit Kromatografisi (HPLC)**

Yüksek performans likit kromatografisi, dental rezin materyallerinden salınan artık monomerlerin miktarının tayininde kullanılmaktadır (Sideridou ve Achilias 2005). Bis-GMA ve UDMA gibi ağır monomerler gaz kromatografisinde bozulmakta ve bozulma ürünleri ölçülmektedir (Lee ve ark 1998, Spahl ve ark 1998). Bu nedenle büyük monomerlerin tayininde tercih edilmektedir.

### **1.6.5. Fourier Dönüşüm Infrared Spektroskopisi (FTIR)**

Elektromanyetik radyasyon ile maddeyi meydana getiren atomlar arasındaki kimyasal bağların doğal titreşimleri arasındaki etkileşime dayanan FTIR spektroskopisi, gaz, sıvı ve katı fazdaki malzemeleri araştırmak için yaygın olarak kullanılan bir tekniktir. Bir molekül içindeki olası tüm titreşimler, kızılötesi (IR) bölgede emilim bandı oluşturmaz. Bir materyalin kızılötesi bölgedeki radyasyonu absorbe edebilmesi için kızılötesi ışınım frekansı ve moleküler titreşim arasında çakışma (rezonans) olması ve titreşim sırasında doğal vibrasyonun dipol momentinde değişiklik meydana gelmesi gerekmektedir (Moraes ve ark 2008).

Bir kimyasal bağın titreşim frekansı, bu bağın sertliği ve bağın her ucundaki atomların kütlelerine bağlıdır. İki tür moleküler titreşim vardır: bunlardan ilki bağ uzunluğunu değiştirirken ikincisi bağ açısını değiştirir. Absorpsiyon bantlarının spektrumdaki konumu, dalga boyu ( $\lambda$ ) ile ifade edilmektedir. Kızılötesi bölgede yaygın olarak kullanılan birim ise aşağıdaki denkleme göre radyasyonun enerjisi (E)

ve frekansı ( $\nu$ ) ile doğru orantılı olduğu için  $\text{cm}^{-1}$  cinsinden ifade edilen dalga numarasıdır ( $\bar{\nu}$ ). Formülde kullanılan  $h$  Planck sabiti  $c$  ise vakumdaki ışık hızıdır:

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

Çağdaş bir spektrometrenin ana bileşenleri IR kaynağı, Michelson interferometresi ve IR dedektörüdür. Michelson interferometresi temel olarak bir sabit diğeri ise hareketli iki adet dikey aynadan ve bir ışın ayırıcıdan oluşur. Bir interferometrenin işlevi, bir ışın demetini iki ışın haline bölerek aynalar üzerine yansıtmasıdır. Aynalardan yansıyan ışınlar ayırıcıya ulaştığında orjinal ışının bir kısmı örnek üzerine yönlendirilir ve örneğin arkasında bulunan dedektör tarafından algılanır. Hareketli aynanın pozisyonu değiştirilerek tekrarlanan ölçümler sonucu dedektör verileri bir interferogram sinyaline dönüştürür. Fourier dönüşümü, interferogramın bir bilgisayar tarafından IR spektrumu haline dönüştürülmesidir (Moraes ve ark 2008).

Fourier dönüşüm infrared spektroskopisinin avantajları arasında, küçük bir örnekten analiz yapılabilmesi, mobil bir laboratuvar ya da örnek gönderme işlemi gerektirmemesi, kısa sürede sonuçların elde edilmesi, çoklu bileşiklerin aynı anda yıkıcı olmayan analizini gerçekleştirebilmesi, birçok karmaşık matriksin analiz edilebilmesi, etkili sonuç elde edilmesi, zaman ve ekonomik tasarruf sağlaması gösterilmektedir (Türker ve ark 2005).

### 1.7. Dönüşüm Derecesi (DOC)

Rezin esaslı materyallerde polimerizasyon derecesi, monomerik C = C bağlarının polimerik C - C bağlarına dönüşüm derecesi ile ifade edilmektedir (Ruyter ve Svendsen 1978, Daronch ve ark 2005). Polimerizasyonun miktarı materyalin hem fiziksel hem de mekanik özelliklerini etkilemektedir (Ferracane 1985, Rueggeberg ve Craig 1988). Dönüşüm arttıkça daha yüksek yüzey sertliği, esneme dayanımı, kırılma dayanımı, gerilme direnci ve aşınma direnci açığa çıkar (Lovell ve ark 2001). Öte yandan dönüşüm derecesinin düşük olması artık monomer miktarının yapıda daha fazla bulunmasına sebep olmaktadır (Daronch ve ark 2005). Bu artık monomerler pulpa üzerinde toksik etkilere neden olmakla birlikte restorasyon-diş arası bağlantıda defektlerin oluşumu, kenar sızıntısı, postoperatif hassasiyet, renklenme, aşınma ve

sekonder çürüğe yol açabilir (Kim ve Watts 2008). Dönüşüm derecesi, toplam ışık enerjisine (Rueggeberg ve ark 2000, Rastelli ve ark 2008), ışınlama sürelerine, ışık kaynağının dalga boyuna (Halvorson ve ark 2002, Rastelli ve ark 2008) ve polimerize edilen materyalin bileşimine (Dlugokinski ve ark 1998, Vandewalle ve ark 2004) bağlı olarak değişir.

Dönüşüm derecesi, örneklerin polimerizasyon öncesi ve sonrası gerçekleştirilen IR analizi sonucu belirli dalga numaralarından elde edilen absorpsiyon değerlerinin formülize edilmesi yoluyla bulunur (Witzel ve ark 2005). Dönüşüm derecesinin belirlenmesinde aşağıdaki formül kullanılır (Rueggeberg ve Craig 1988, Rueggeberg ve ark 1990, Stansbury ve Dickens 2001, Ozturk ve ark 2012, Souza ve ark 2013, Runnacles ve ark 2014, Cho ve ark 2015, Lopes Cde ve ark 2015):

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

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

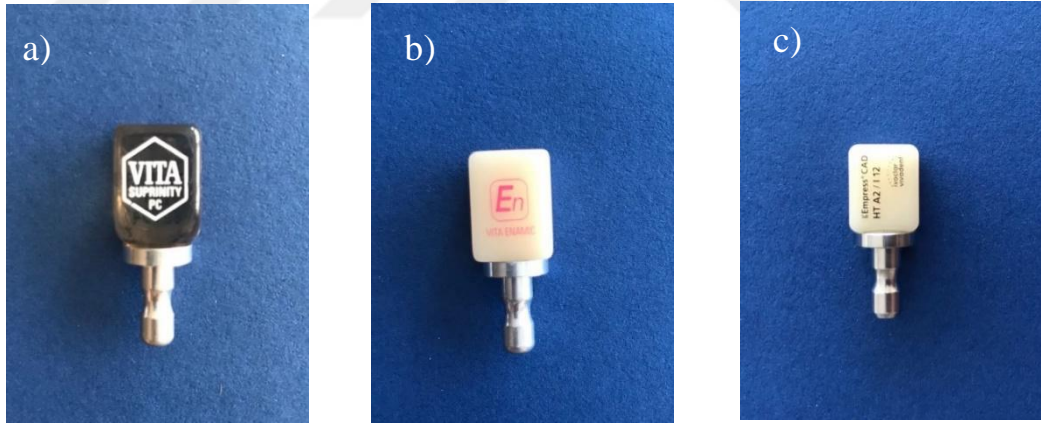
Bu çalışmanın amacı, 3 farklı CAD/CAM ile işlenebilen tam seramik bloktan elde edilen dört farklı kalınlıktaki (0.5, 1, 1.5, 2 mm) kesitin ışık ile polimerize olan rezin siman ile hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine olan etkisini FTIR analiz yöntemi ile incelenmesidir. Çalışmanın sıfır hipotezi farklı kalınlıklardaki seramik kesitler altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi arasında fark olmayacağı yönündedir.

## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 06.04.2017 tarihinde yapılan 2017/09 sayılı toplantısında projenin, bilimsel etik açıdan uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.

Bu in-vitro çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi, Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada, CAD/CAM ile işlenebilir seramik blok olarak Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Almanya), Vita Enamic (VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Almanya) ve IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Şekil 2.1), rezin siman olarak ise Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Variolink Esthetic DC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılmıştır (Şekil 2.2). Kullanılan materyallerin üretici firmaları, lot numaraları ve içerikleri Çizelge 2.1'de yer almaktadır.



**Şekil 2.1.** Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklar: **a)** Vita Suprinity

**b)** Vita Enamic **c)** IPS Empress CAD



**Çizelge 2.1.** Kullanılan materyallerin üretici firmaları, lot numaraları ve içerikleri.

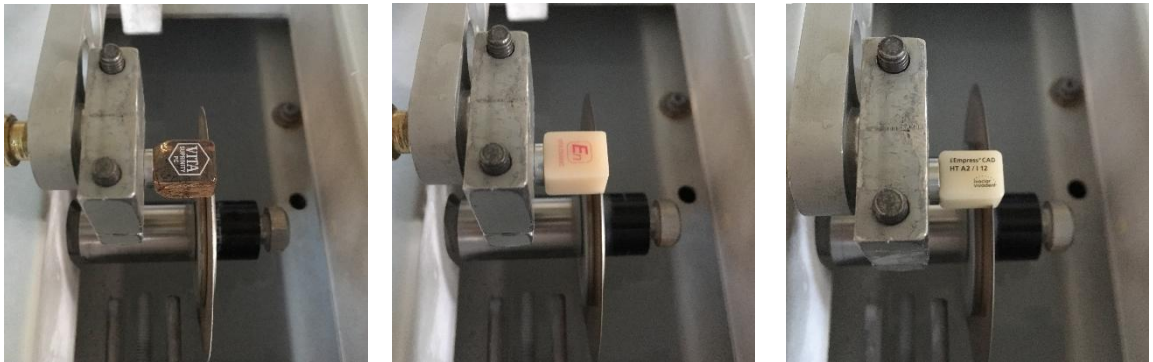
Materyal	Üretici Firma	Lot Numarası	İçerik
Vita Suprinity	VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Almanya	62394	SiO <sub>2</sub> : % 56-64 Li <sub>2</sub> O: % 15-21 ZrO <sub>2</sub> : % 8-12 P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> : % 3-8 K <sub>2</sub> O: % 1-4 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> : % 1-4 CeO <sub>2</sub> : % 0-4 Pigmentler: % 0-4
Vita Enamic	VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Almanya	63460	SiO <sub>2</sub> : % 58-63 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> : % 20-23 Na <sub>2</sub> O: % 6-11 K <sub>2</sub> O: % 4-6 B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> : % 0.5-2 ZrO <sub>2</sub> : < % 1 K <sub>2</sub> O: < % 1 UDMA- TEGDMA: % 14
IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	W32604	SiO <sub>2</sub> : % 60-65 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> : % 16-20 K <sub>2</sub> O: % 10-14 Na <sub>2</sub> O: % 3.5-6.5 Diğer oksitler: % 0.5-7 Pigmentler: % 0.2-1
Variolink Esthetic LC	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	V29934	YbF <sub>3</sub> : % 10-25 UDMA: % 3-10 1,10-Dekanediol dimetakrilat: % 3-10
Variolink Esthetic DC	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	W43153	YbF <sub>3</sub> : % 10-25 UDMA: % 3-10 1,10-Dekanediol dimetakrilat: % 3-10 Asetil-2-tiyoure: % 0.3-1 $\alpha,\alpha$ -dimetilbenzil hidroperoksit: % 1- 2.5
Ultradent Diamond Polish Mint	Ultradent, South Jordan, Utah, ABD	BDK64	Elmas tozu: % 2-5 Sukraloz: %0.5-2



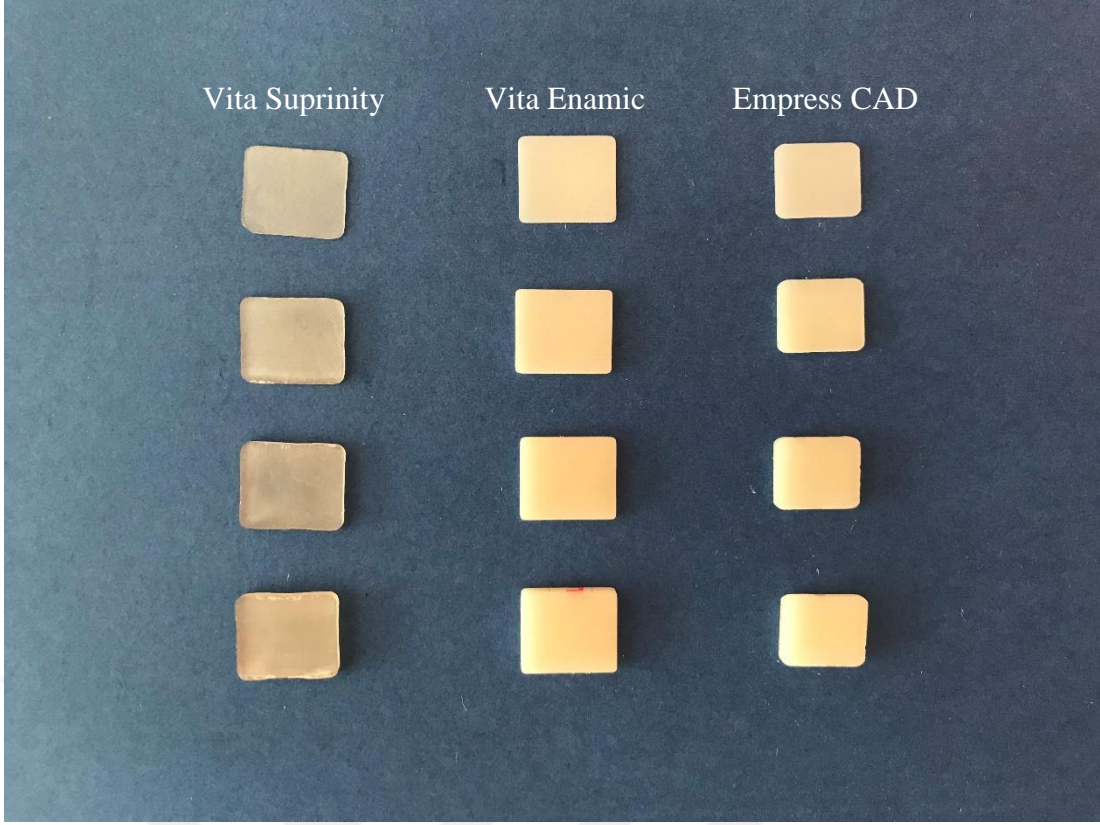
Şekil 2.2. Variolink Esthetic LC ve Variolink Esthetic DC

### 2.1. Seramik Kesitlerin Hazırlanması

Seramik bloklardan, hassas kesme cihazına (Isomet 1000 Low Speed Saw, Buehler Ltd, Lake luff, IL, USA) bağlanan özel elmas separe (Diamond Wafering Blade Series 15 HC Diamond No. 11-4244, Buehler, IL, USA) yardımıyla düşük hızda ve su soğutması altında kesilerek toplam 12 kesit (Şekil 2.3, 2.4) dört farklı kalınlıkta (0.5, 1, 1.5, 2 mm) olacak şekilde elde edilmiştir (Şekil 2.5-2.7). Kesitler ölçümlerin gerçekleştirileceği kalınlıklardan 0.1 mm daha kalın hazırlanmış ve bu fazlalık yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi esnasında kaldırılacak materyal olarak hesaplanmıştır.



Şekil 2.3. Hassas kesme cihazında blokların kesilmesi

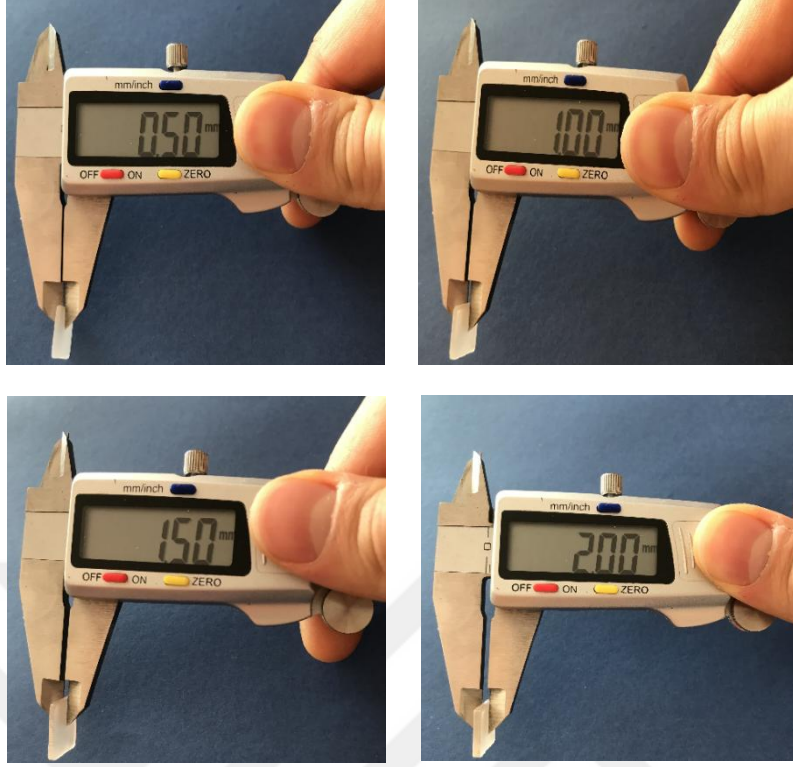


**Şekil 2.4.** Dört farklı kalınlıkta kesilerek hazırlanan örnekler

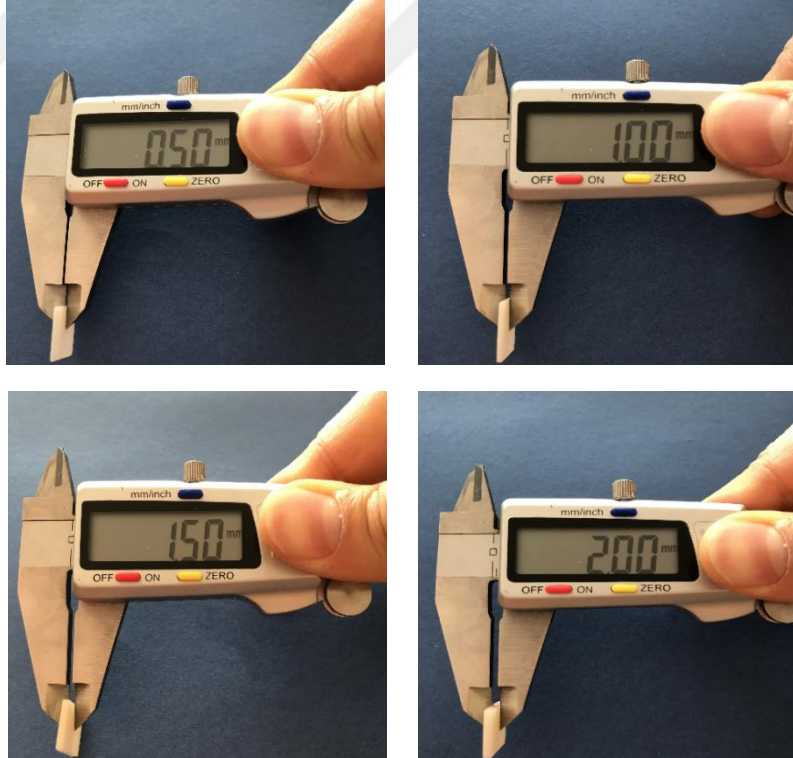
Vita Suprinity kesitlerin kristalizasyon işlemi üretici firmanın çizelge 2.2’de görülen talimatları doğrultusunda gerçekleştirilmiştir. Kesitlerin yüzeyleri sırasıyla 600, 1000 ve 1200 grenli silikon karbid (SiC) aşındırıcı kağıtlar (English Abrasives&Chemicals Ltd, Stafford, USA) ile akan su altında düzeltilmiş ve son kalınlık değerleri dijital kumpas (TorQ 150 x 0.01 mm Digital Caliper, Çin) ile kontrol edilmiştir. Örnekler final boyutlarına ulaştıktan sonra ağız ortamında kullanılan restorasyonların tam anlamı ile çalışmaya yansıtılabilmesi için polisaj patı (Diamond Polish Mint, Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ve pamuk fırça kullanılarak polisajlanmıştır (Şekil 2.8).

**Çizelge 2.2.** Vita Suprinity kristalizasyon parametreleri

B [°C]	S [min.]	t1 [°C min.]	T1 [°C]	H1 [min.]	Vac. 1 [°C]/ Vac. 2 [°C]	L [°C]	tL*
400	4.00	55	840	8.00	410 / 840	680	0

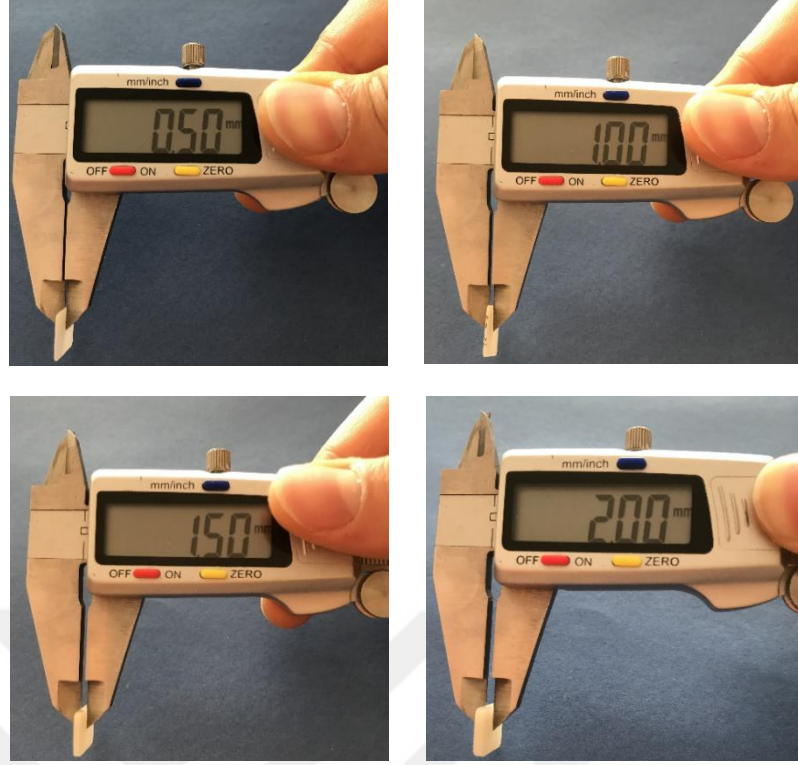


Şekil 2.5. IPS Empress CAD kesitlerin final kalınlıkları



Şekil 2.6. Vita Enamic kesitlerin final kalınlıkları





Şekil 2.7. Empress CAD kesitlerin final kalınlıkları

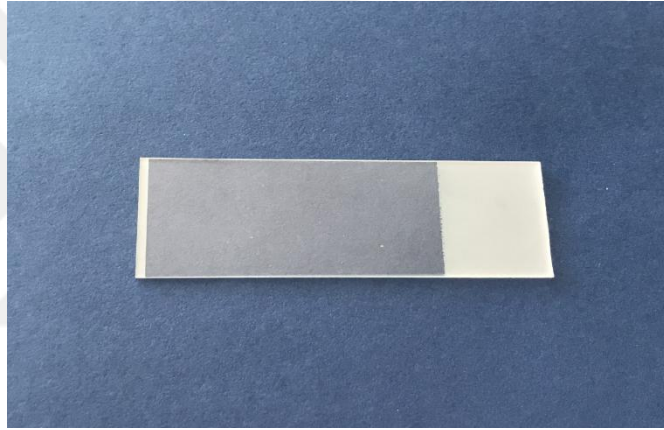


Şekil 2.8. Seramik örneklerin polisajı için kullanılan polisaj patı

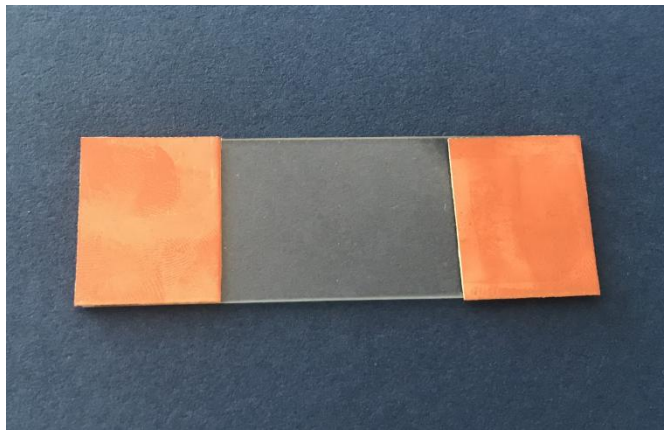
## 2.2. Rezin Siman Örneklerin Hazırlanması ve Dönüşüm Derecesi Ölçümleri

Bu çalışmada ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan iki farklı rezin siman kullanılmıştır. Rezin siman örneklerin standart kalınlığa sahip olması için ölçüleri 25x75 mm olan lam (Şekil 2.9) yüzeylerinin ilk 25 mm'lik kısımlarına 170 µ kalınlığında (Pereira ve ark 2010, Ozturk ve ark 2015, Scotti ve ark 2016) epoksi katmanlar yerleştirilmiştir (Şekil 2.10). Rezin simanların polimerizasyonu esnasında dış ortamdan gelebilecek ışığın engellenebilmesi için lamaların içine yerleşebileceği bir karanlık ortam tasarlanmıştır (Şekil 2.11). Rezin

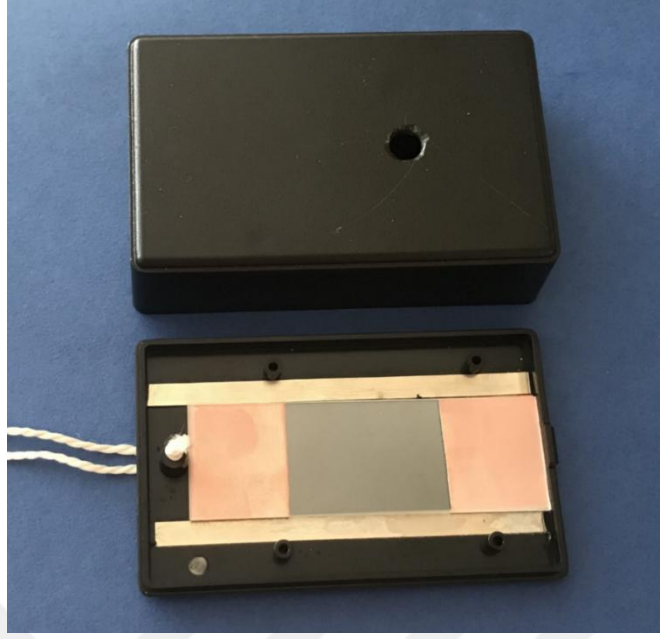
siman üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde karıştırıldıktan sonra hazırlanan lam üzerine hem alt hem de üst yüzeylerine şeffaf bant konulduktan sonra uygulanmıştır. Bu bantlar düz bir yüzey elde edilmesinin yanı sıra seramikler ile rezin siman örnekler arasında bir bariyer görevi görmüş ve oksijenin polimerizasyonu inhibe edici etkisini ortadan kaldırmıştır. Daha sonra farklı kalınlıklardaki CAD/CAM seramikleri lamlar üzerine yerleştirilmiş ve karanlık ortam içerisinde LED ışık cihazı yardımıyla (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Şekil 2.12) 20 sn. polimerizasyon gerçekleştirilerek (Şekil 2.13) her bir seramik kesiti için 10'ar adet olmak üzere toplamda 240 adet örnek oluşturulmuştur. Elde edilen örnekler 37 °C'de 24 saat boyunca ışık almayacak şekilde muhafaza edilmiştir (Lopes Cde ve ark 2015, Bansal ve ark 2016).



**Şekil 2.9.** 25x75 mm boyutlarındaki lam



**Şekil 2.10.** 170 mikron kalınlığındaki epoksi katmanların lam üzerine konumlandırılması



**Şekil 2.11.** Rezin siman örneklerin hazırlanması için oluşturulan karanlık ortam



**Şekil 2.12.** Rezin siman örneklerin polimerizasyonu için kullanılan LED ışık cihazı



**Şekil 2.13.** Örneklerin LED ışık cihazı ile 20 sn polimerizasyonu

Her iki rezin simandan 10'ar örneğin, polimerize edilmeden önceki karbon bağ absorpsiyon değerlerinin belirlenebilmesi amacıyla Selçuk Üniversitesi İleri Teknik Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan Fourier Dönüşüm Infrared Spektroskopisi cihazı (Vertex 70, Billerica, Massachusetts, ABD) (Şekil 2.14) yardımıyla taramaları gerçekleştirilmiştir. Lamlar ve epoksi katmanlar yardımıyla standardize edilen örnekler, FTIR cihazının elmas desteğinin altına yerleştirilmiş (Şekil 2.15) ve 4000 ile 400  $\text{cm}^{-1}$  dalga boyları arasında 4  $\text{cm}^{-1}$  çözünürlükte her dalga boyundan 32 defa tarama yapılarak ölçümler gerçekleştirilmiştir (Lopes Cde ve ark 2015). Ölçümlerin ardından bu 20 örnek üzerlerinde herhangi bir seramik katmanı olmadan karanlık oda içinde polimerize edilmiş ve diğer örneklerle benzer şekilde muhafaza edilmiştir. Ardından aynı parametreler ile tüm örnekler için tekrardan ölçümler yapılmıştır.





Şekil 2.14. FTIR cihazı



Şekil 2.15. Örneklerin FTIR cihazı üzerindeki görüntüsü

Örneklerin dönüşüm dereceleri, 1637 cm<sup>-1</sup> dalga boyundaki alifatik C=C bağlarının pik absorpsiyon değerleri ile 1608 cm<sup>-1</sup> dalga boyundaki aromatik C=C bağlarının pik absorpsiyon değerleri kaydedilmesinin ardından aşağıdaki formül yardımıyla hesaplanmıştır (2012, Calgario ve ark 2013, Passos ve ark 2013, Runnacles ve ark 2014, Cho ve ark 2015, Lopes Cde ve ark 2015, Palta ve ark 2016, Scotti ve ark 2016, Egilmez ve ark 2017, Hoorizad Ganjkar ve ark 2017, Lise ve ark 2018, Oh ve ark 2018):

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

### 2.3. İstatistiksel Analiz

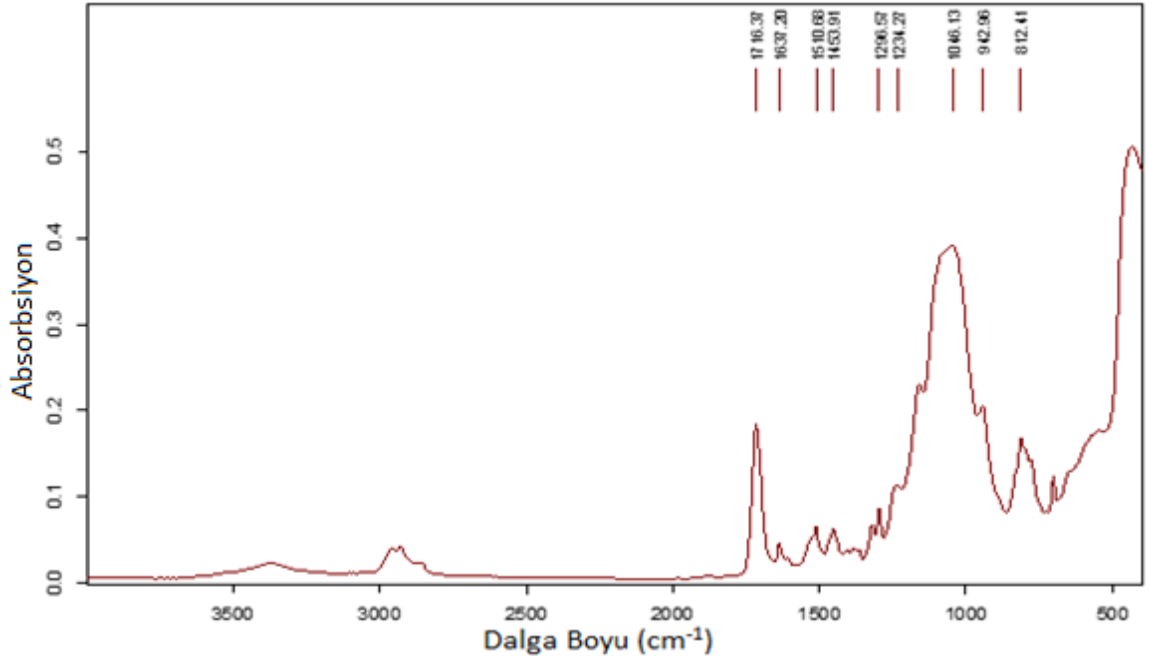
Verilerin istatistiksel değerlendirmeleri için SPSS istatistik paket programı (SPSS/PC Version 21.0; SPSS Inc., Chicago, IL, USA) kullanılmıştır. Uygulanacak olan testin parametrik test veya parametrik olmayan test olduğunu saptayabilmek adına; verilerin normal dağılıma uygunluğunun incelenmesi amacıyla Kolmogorov-Smirnov normallik testi uygulanmıştır. Değişkenler normallik varsayımını sağladığı için parametrik testlerden tek yönlü varyans analizi (one-way ANOVA) kullanılmıştır. Bu analizin sonucunda istatistiksel olarak önemli derecede farklılık gösteren gruplara Tukey HSD testi uygulanmış ve sonuçlar p<0.05 düzeyinde anlamlı kabul edilmiştir. Aynı seramik kesitleri altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm dereceleri bağımsız örneklem t testi, aynı kalınlıktaki seramik kesitlerin birbirleri ile karşılaştırılması ise tek yönlü ANOVA ile gerçekleştirilmiş ve sonuçlar p<0.05 düzeyinde anlamlı kabul edilmiştir.

### 3. BULGULAR

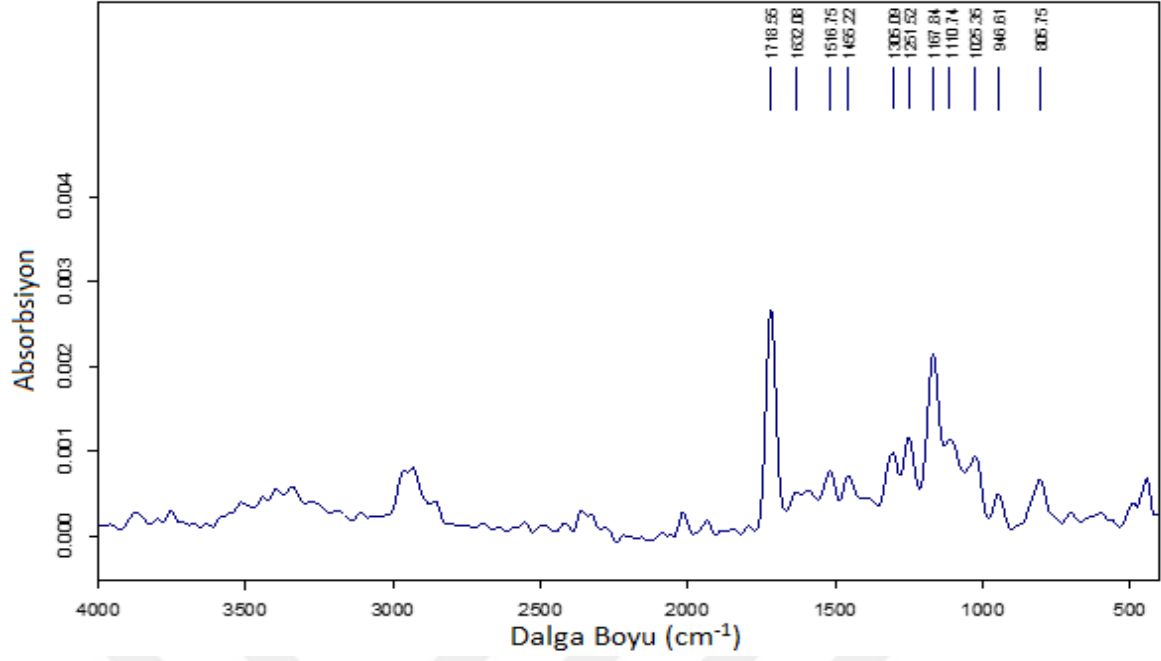
Üç farklı CAD/CAM seramik bloktan farklı kalınlıklarda hazırlanan örnekler yardımıyla gerçekleştirilen polimerizasyon sonucu, ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan iki rezin simanın dönüşüm derecesi ölçülmüştür.

#### 3.1. Absorbsiyon Grafikleri

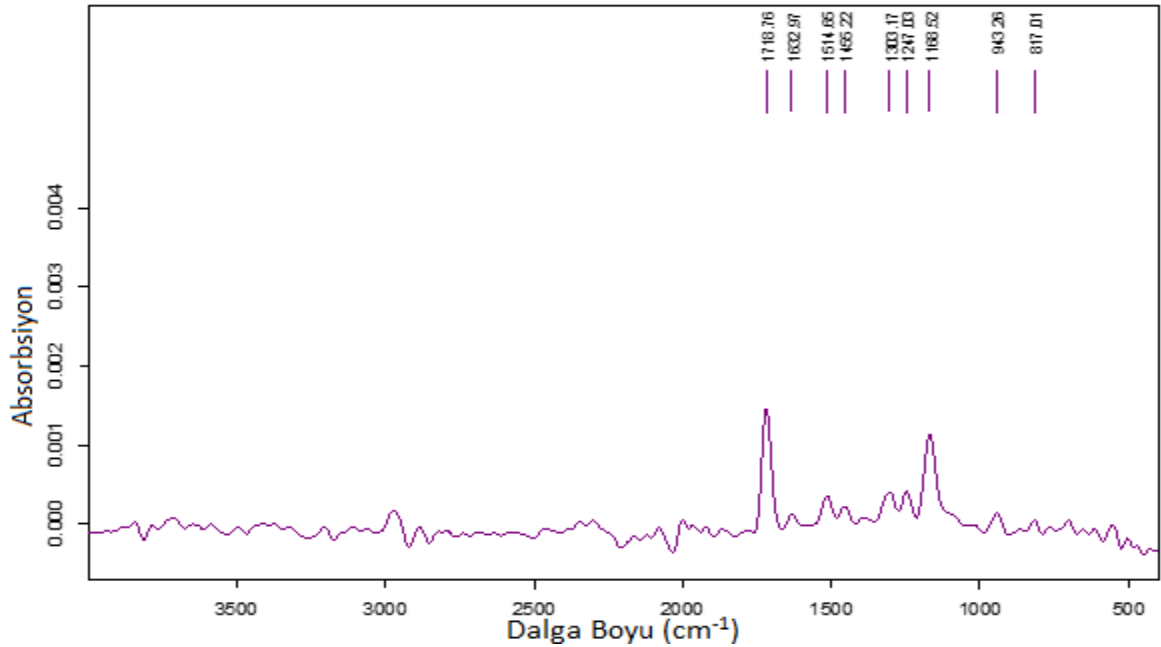
FTIR analizi sonucunda rezin siman örneklerin 1637 ve 1608  $\text{cm}^{-1}$  dalga boylarındaki C=C bağlarının ışık absorpsiyonu değerleri elde edilmiştir (Şekil 3.1-3.28).



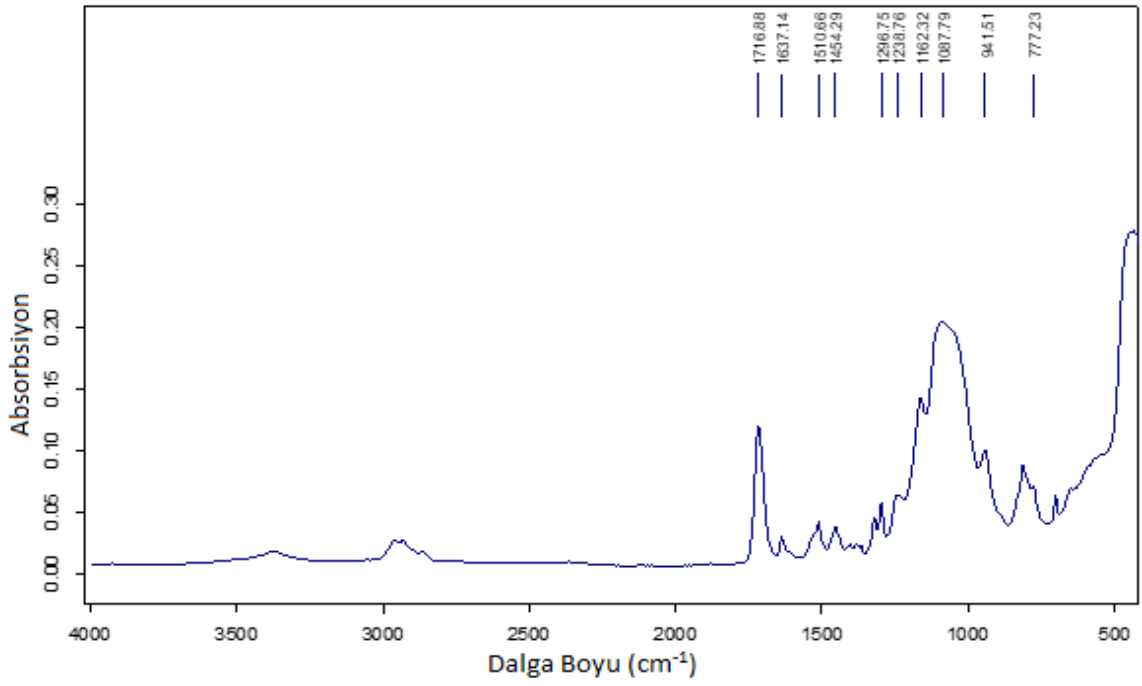
**Şekil 3.1.** Kalınlığı 0.5 mm olan IPS Empress kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



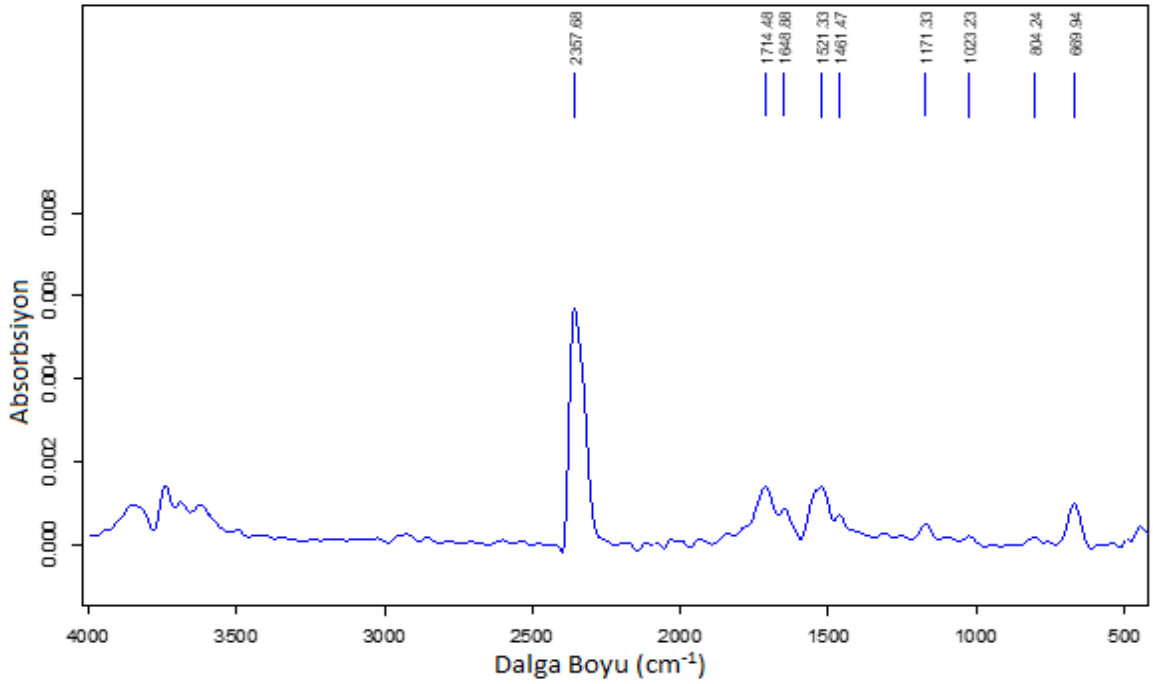
**Şekil 3.2.** Kalınlığı 1 mm olan IPS Empress kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



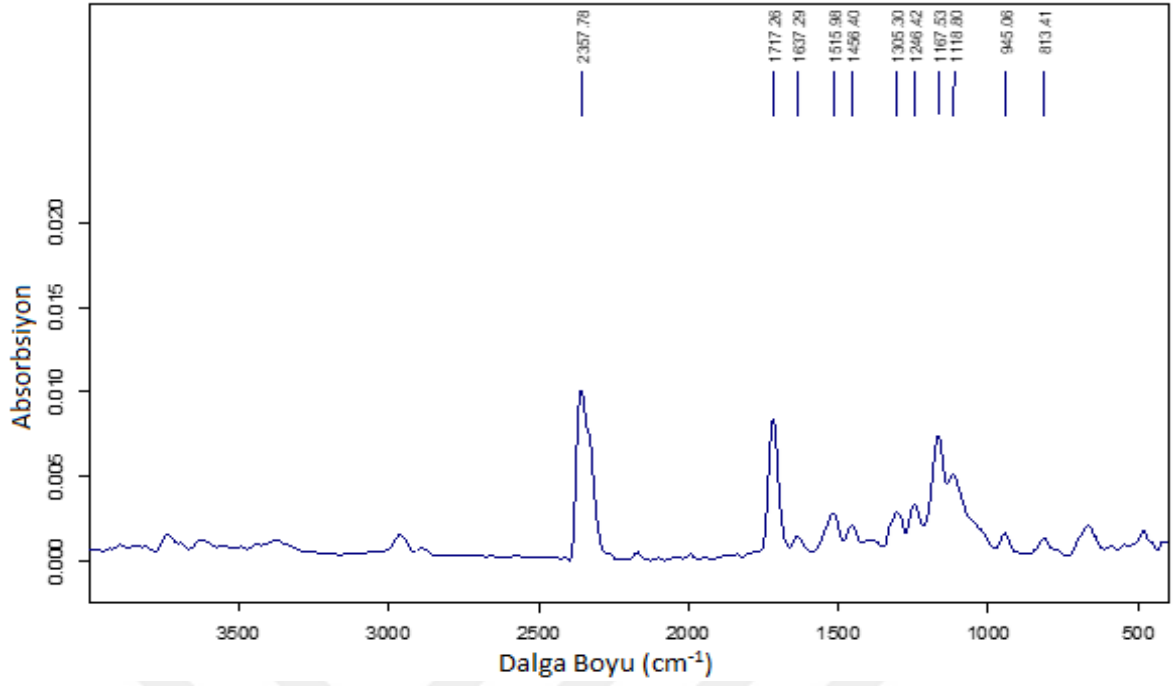
**Şekil 3.3.** Kalınlığı 1.5 mm olan IPS Empress kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



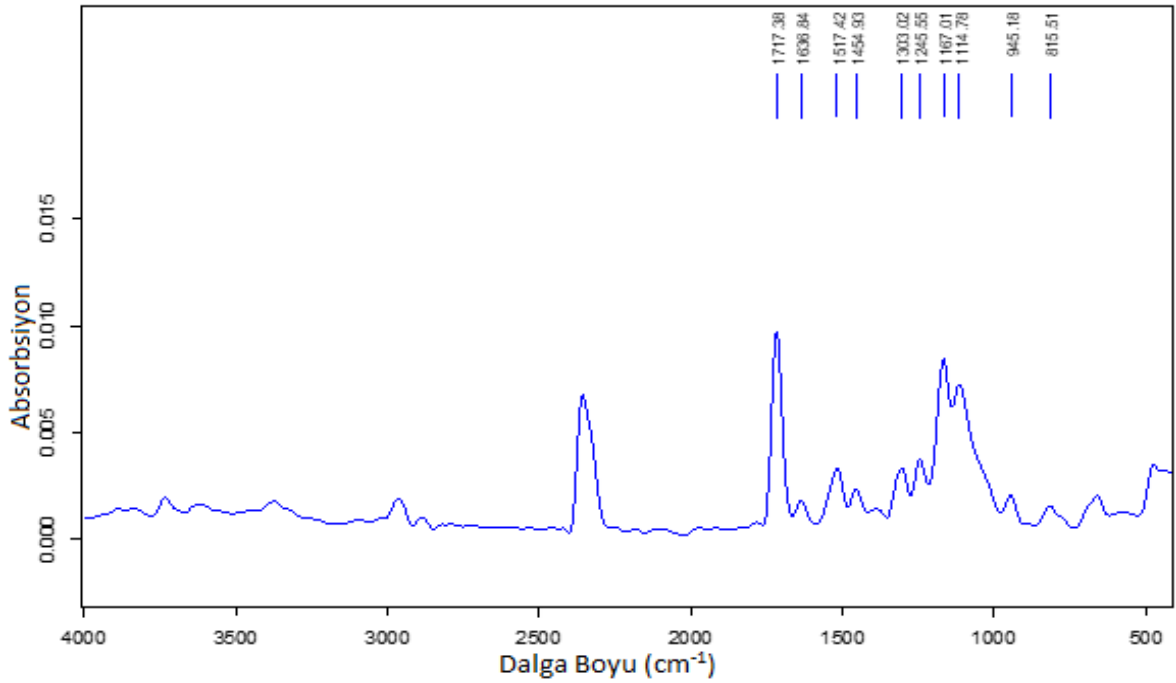
**Şekil 3.4.** Kalınlığı 2 mm olan IPS Empress kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



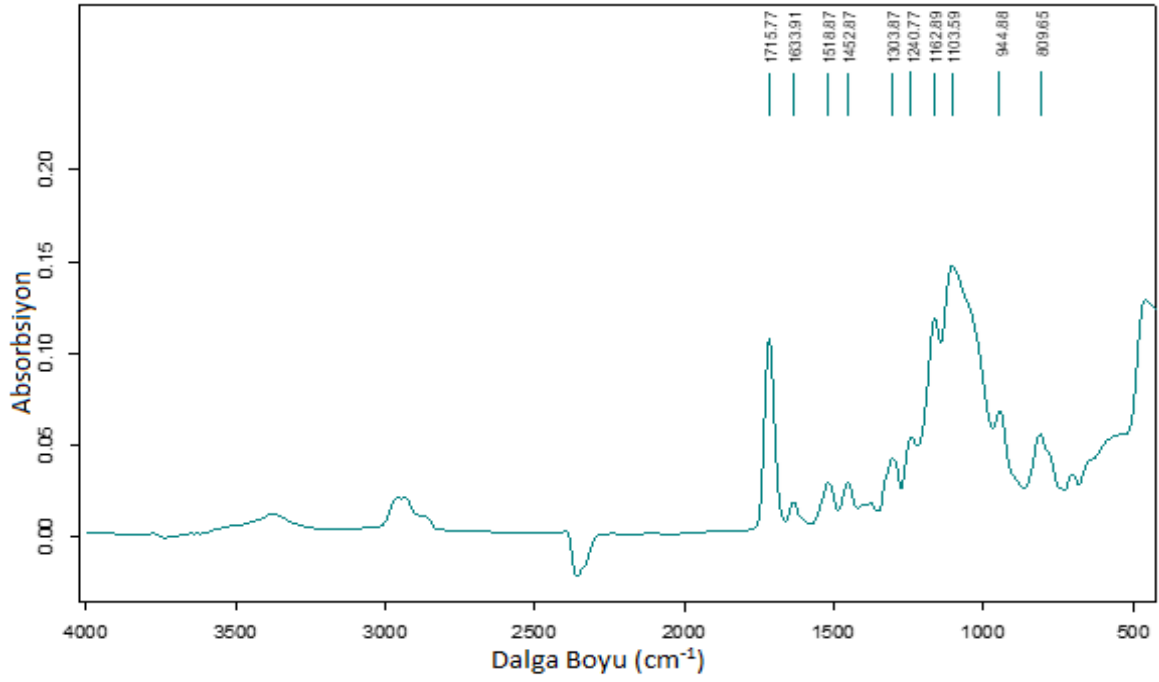
**Şekil 3.5.** Kalınlığı 0.5 mm olan Vita Enamic kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



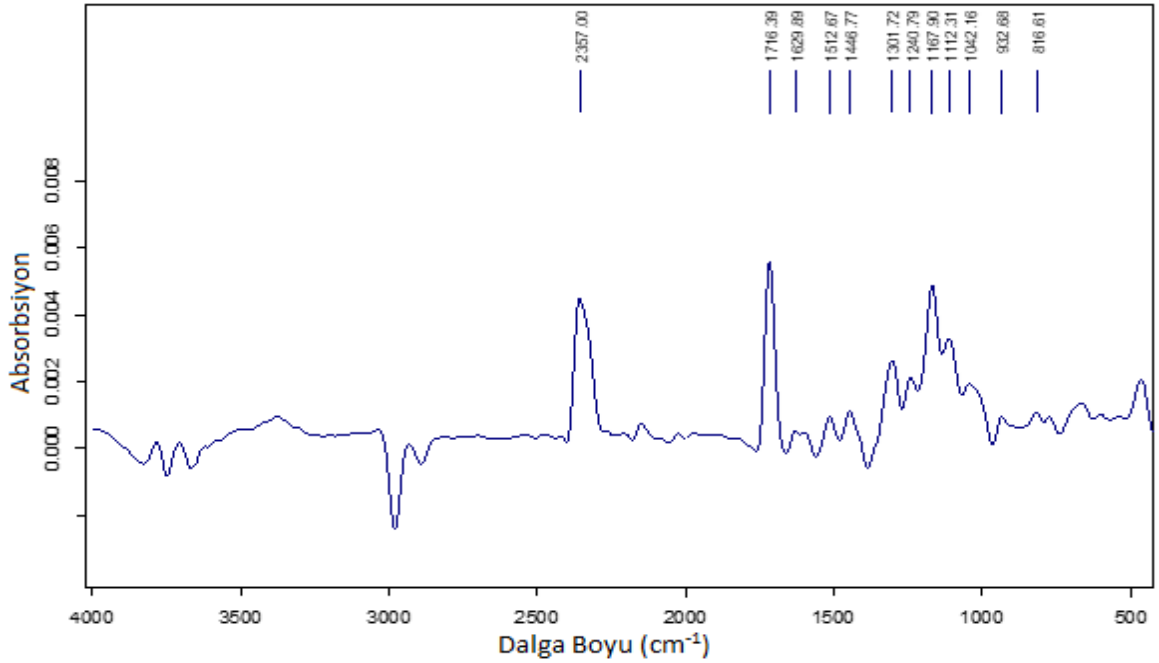
**Şekil 3.6.** Kalınlığı 1 mm olan Vita Enamic kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



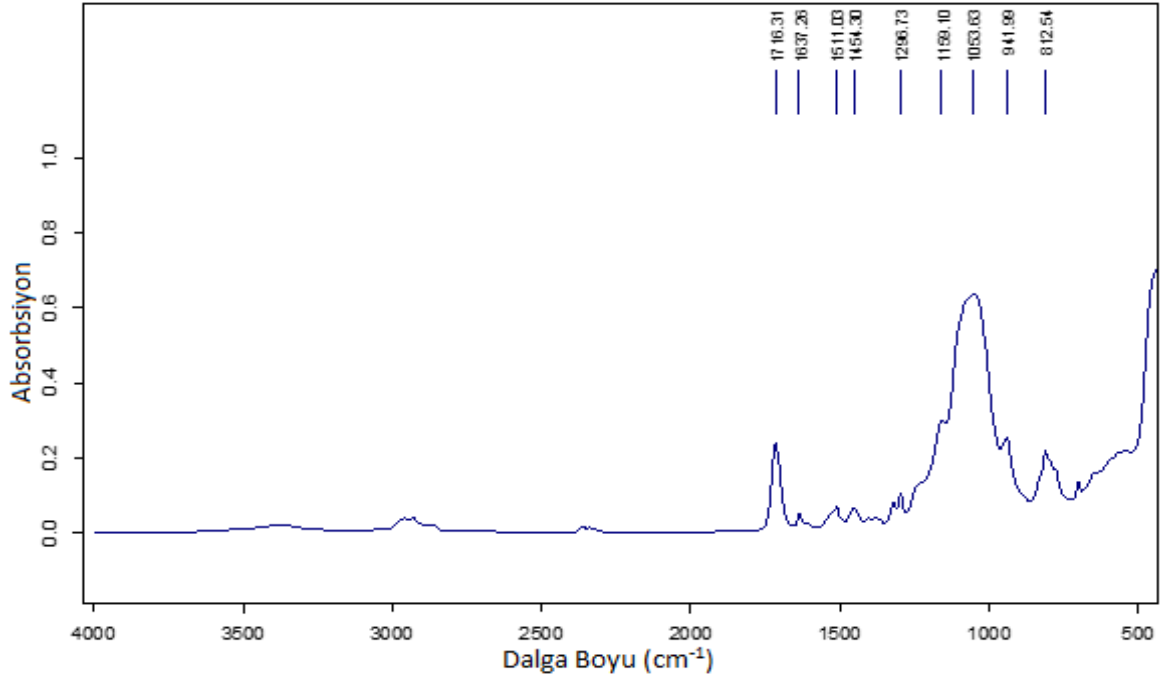
**Şekil 3.7.** Kalınlığı 1.5 mm olan Vita Enamic kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



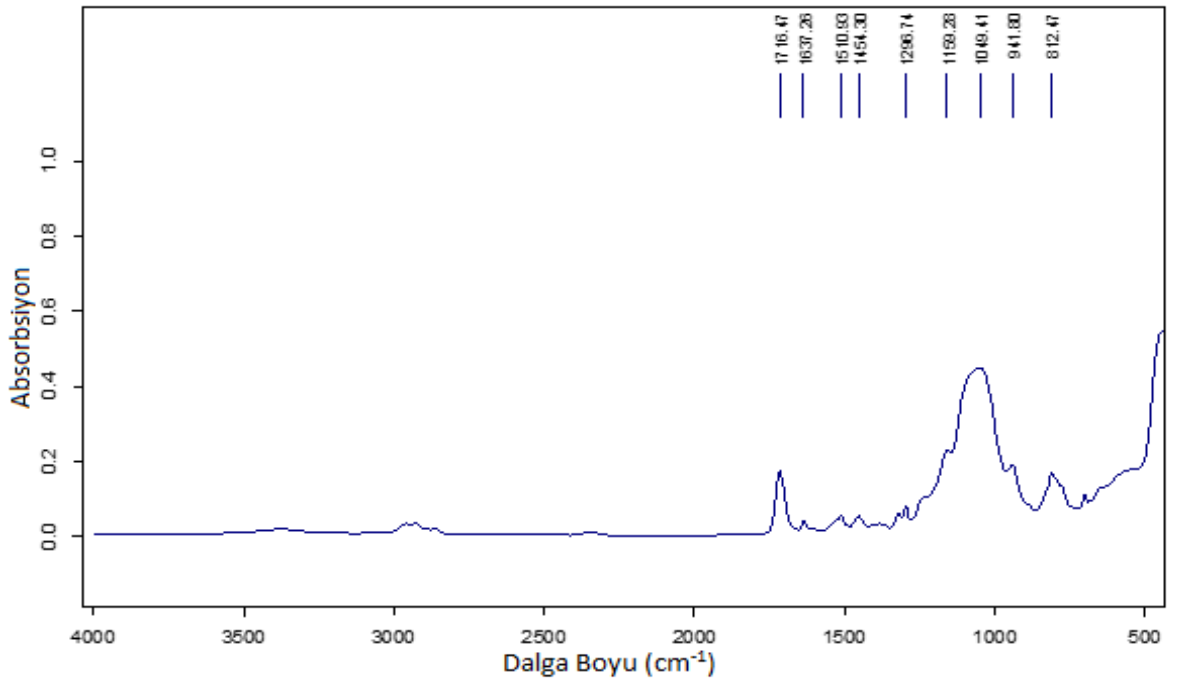
**Şekil 3.8.** Kalınlığı 2 mm olan Vita Enamic kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan resin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



**Şekil 3.9.** Kalınlığı 0.5 mm olan Vita Suprinity kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan resin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği

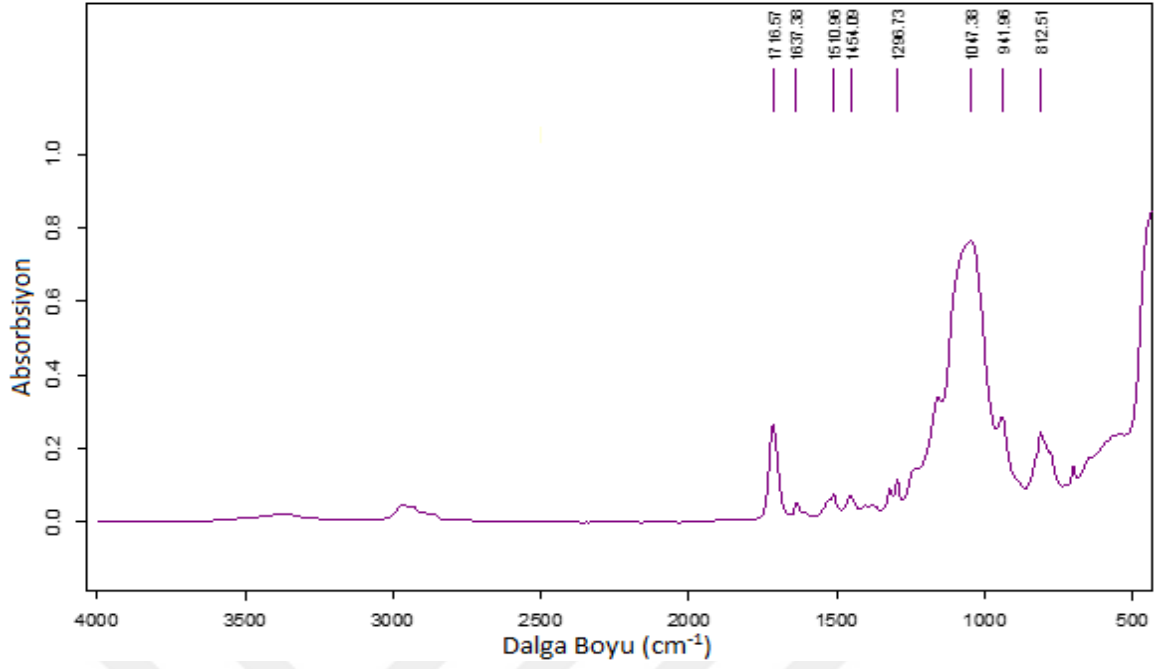


**Şekil 3.10.** Kalınlığı 1 mm olan Vita Suprinity kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği

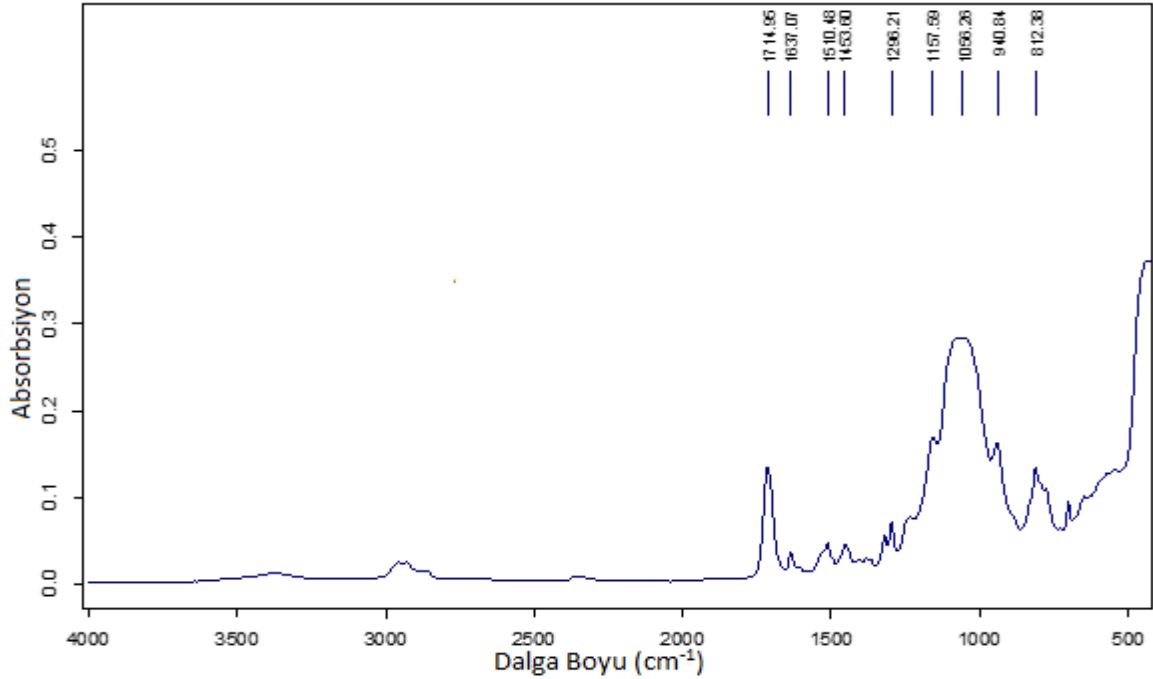


**Şekil 3.11** Kalınlığı 1.5 mm olan Vita Suprinity kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği

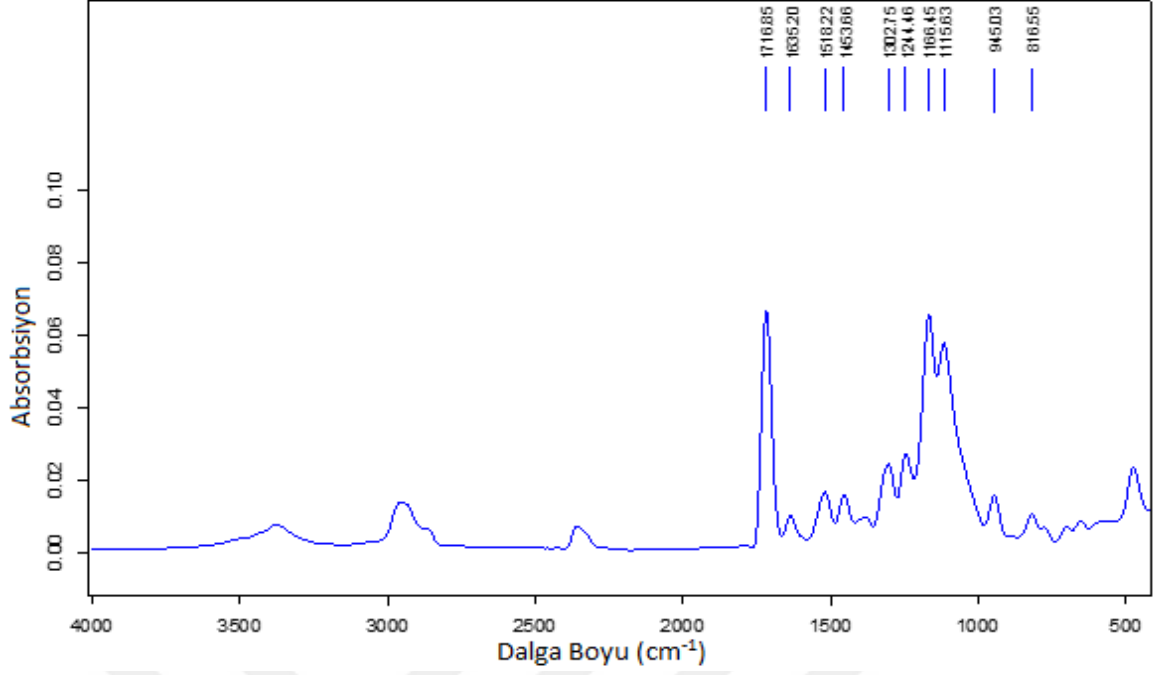




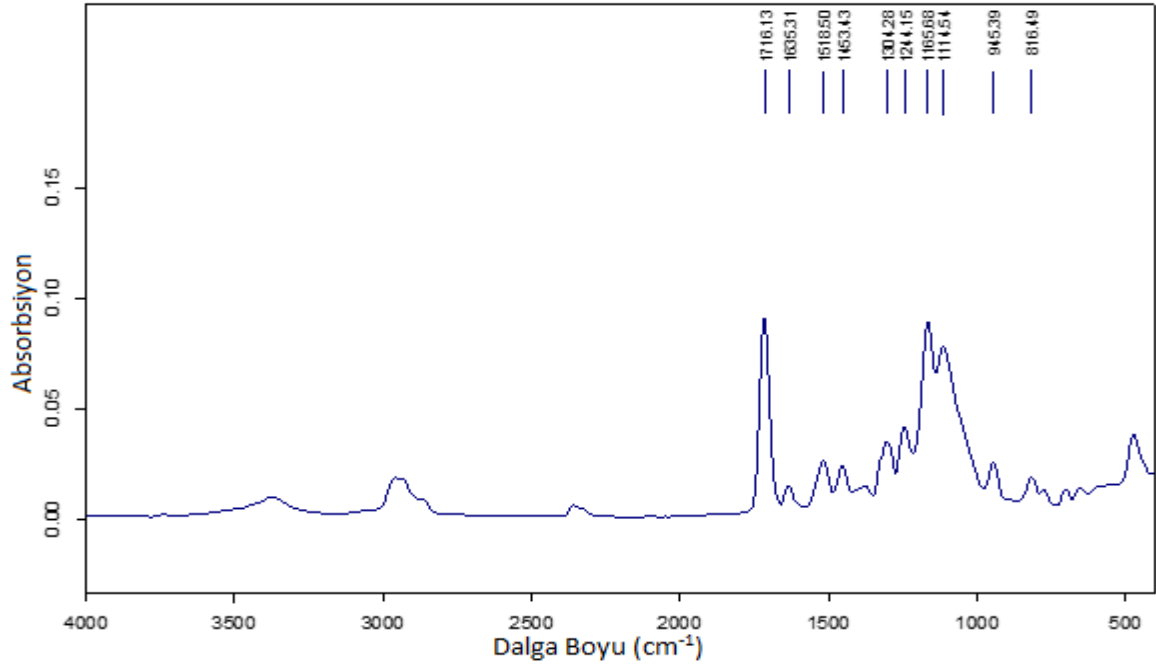
**Şekil 3.12.** Kalınlığı 2 mm olan Vita Suprinity kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



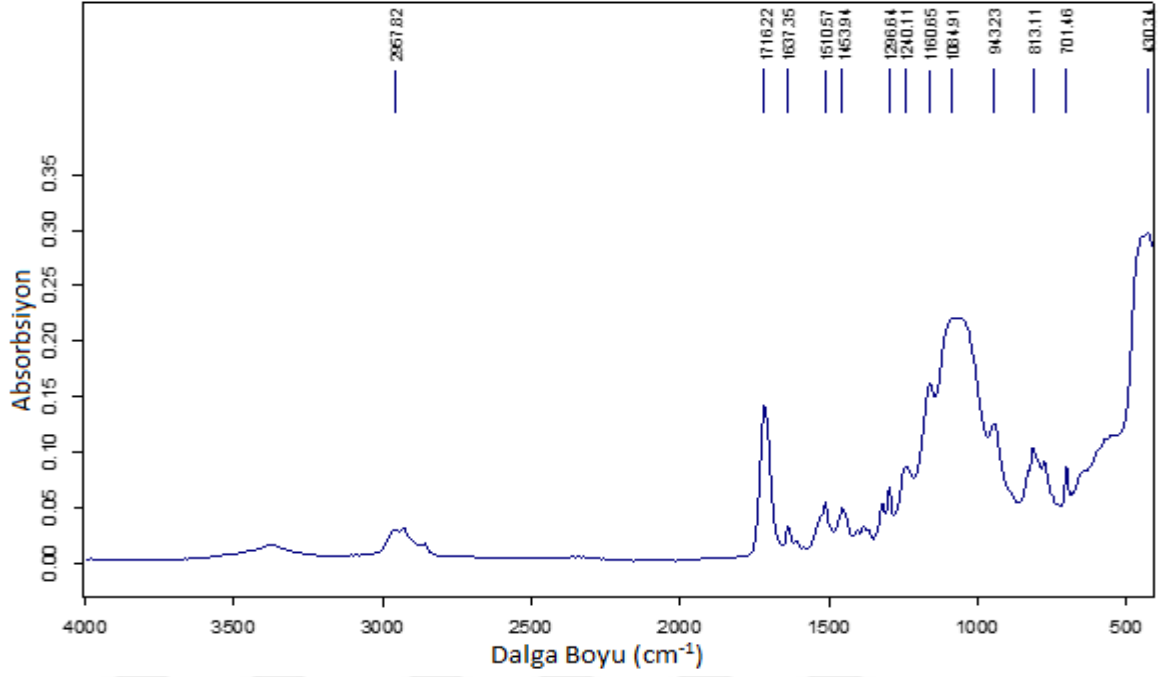
**Şekil 3.13.** Kalınlığı 0.5 mm olan IPS Empress kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



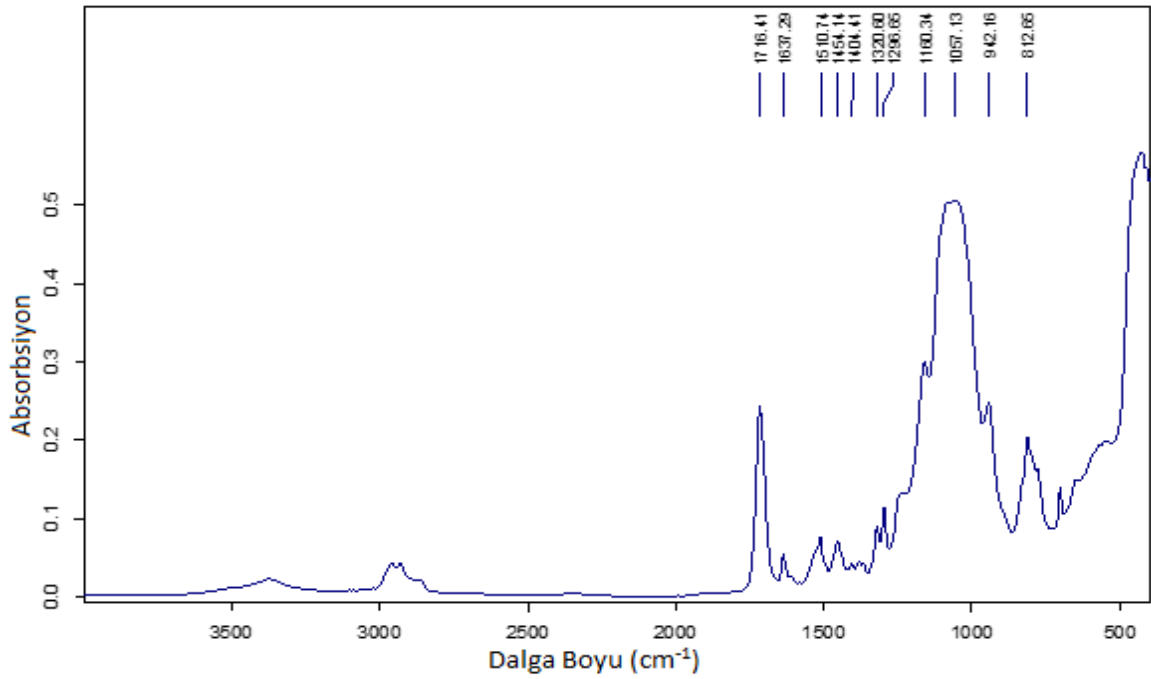
**Şekil 3.14.** Kalınlığı 1 mm olan IPS Empress kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



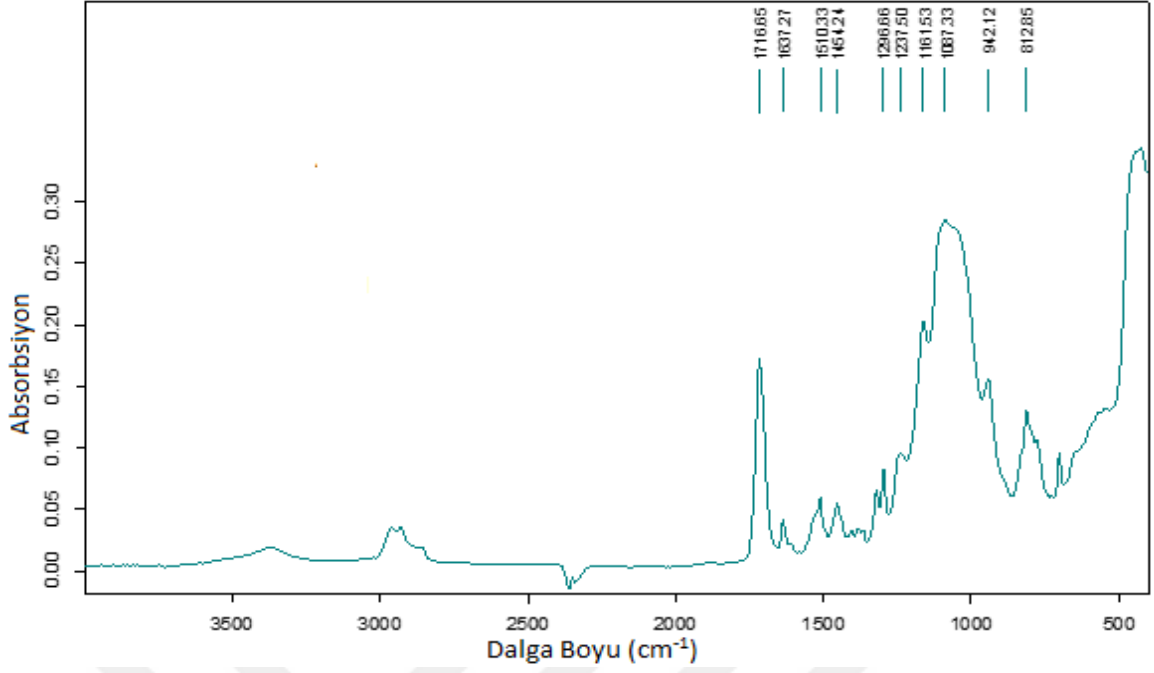
**Şekil 3.15.** Kalınlığı 1.5 mm olan IPS Empress kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



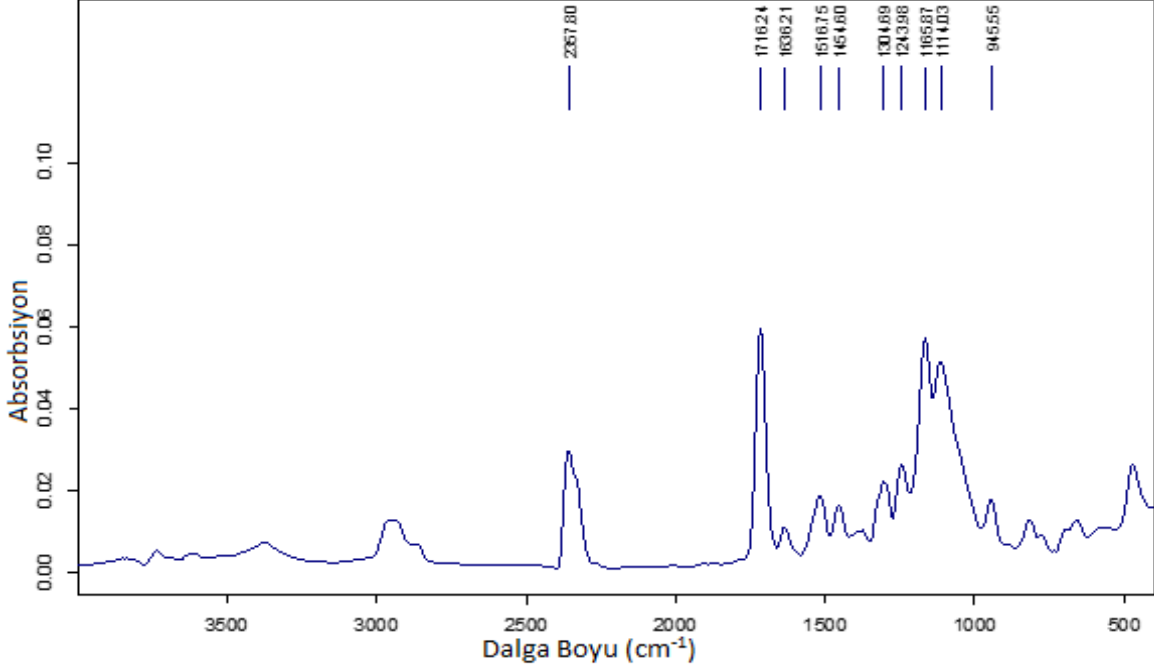
**Şekil 3.16.** Kalınlığı 2 mm olan IPS Empress kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan resin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



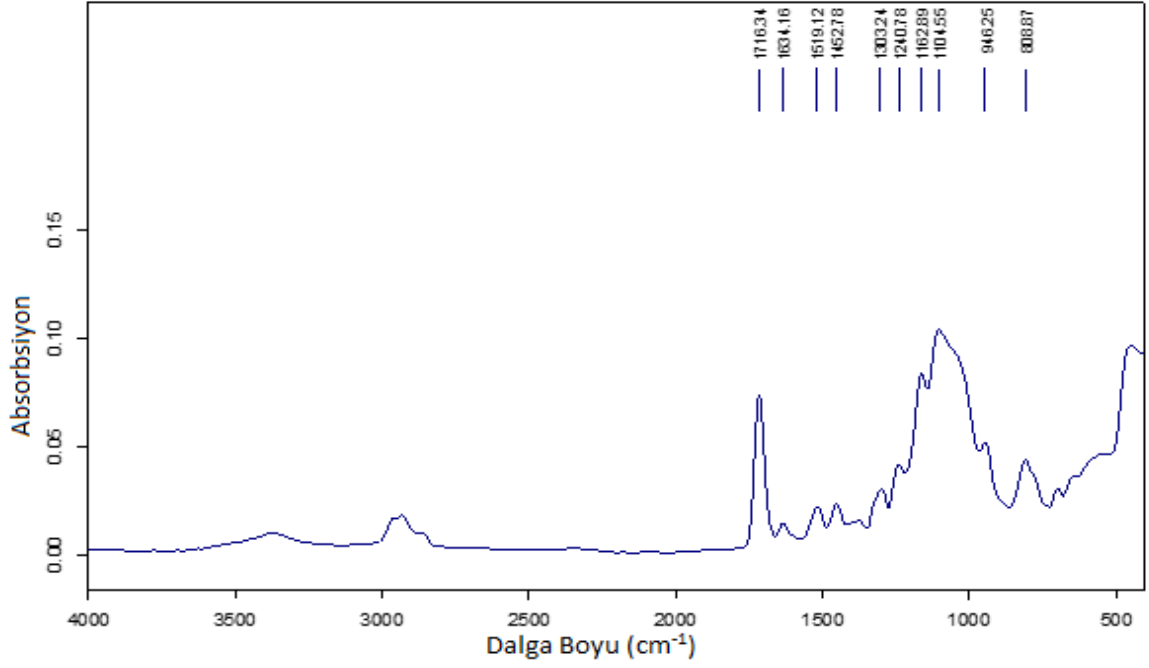
**Şekil 3.17.** Kalınlığı 0.5 mm olan Vita Enamic kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan resin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



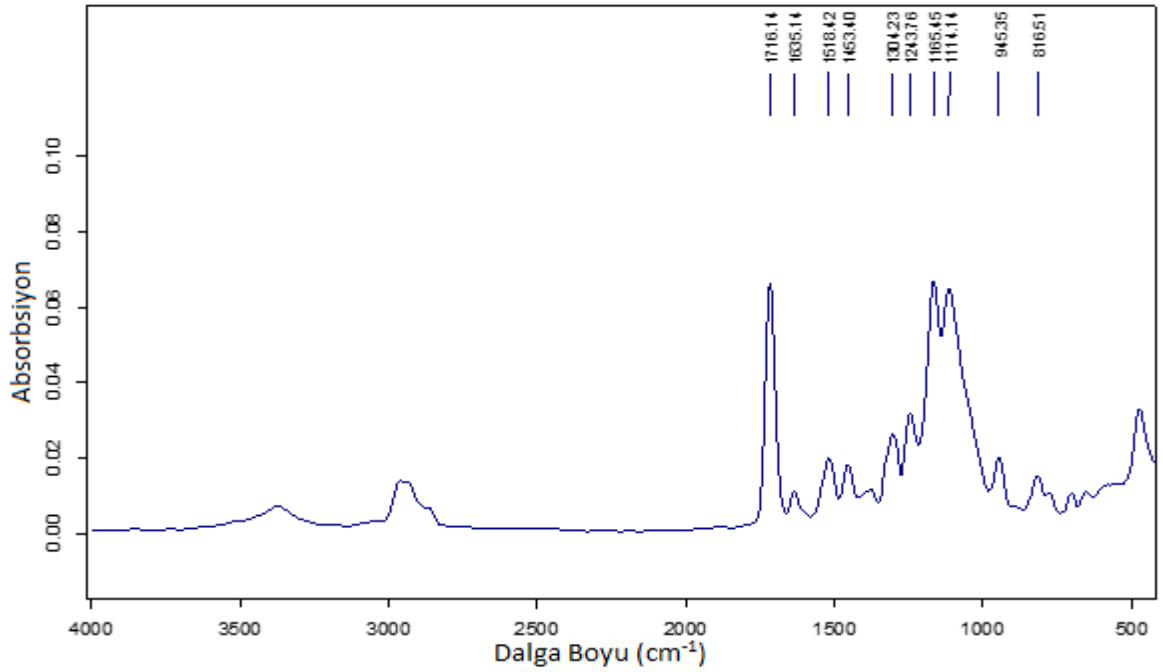
**Şekil 3.18.** Kalınlığı 1 mm olan Vita Enamic kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



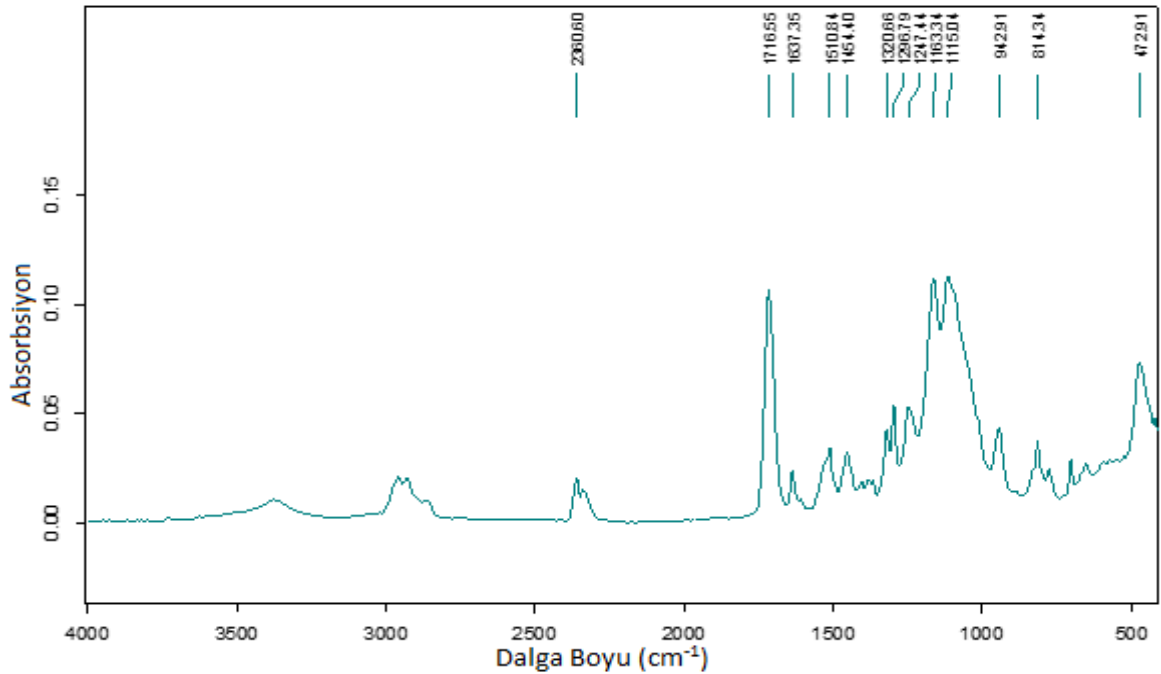
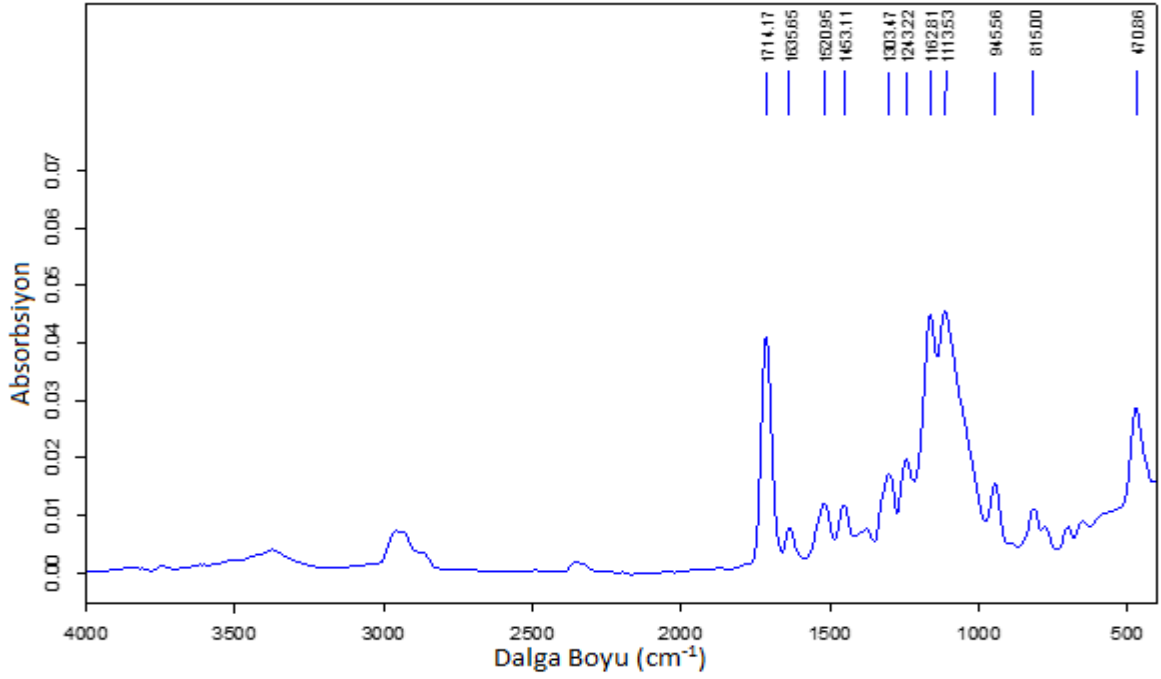
**Şekil 3.19.** Kalınlığı 1.5 mm olan Vita Enamic kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği

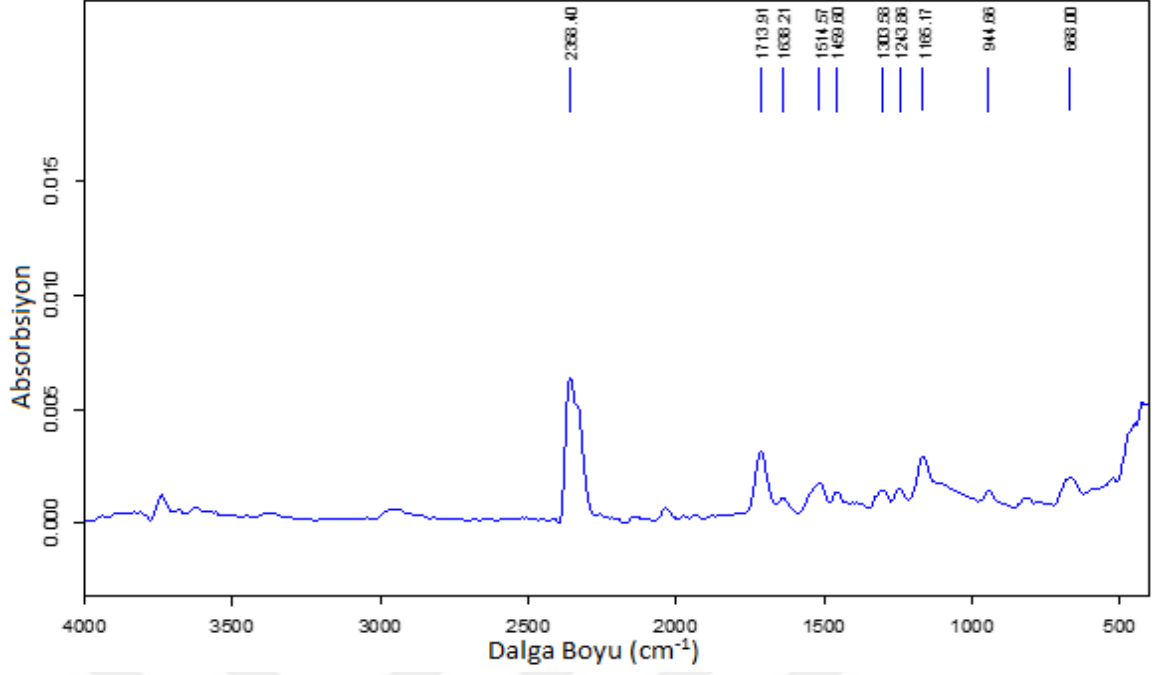


**Şekil 3.20.** Kalınlığı 2 mm olan Vita Enamic kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği

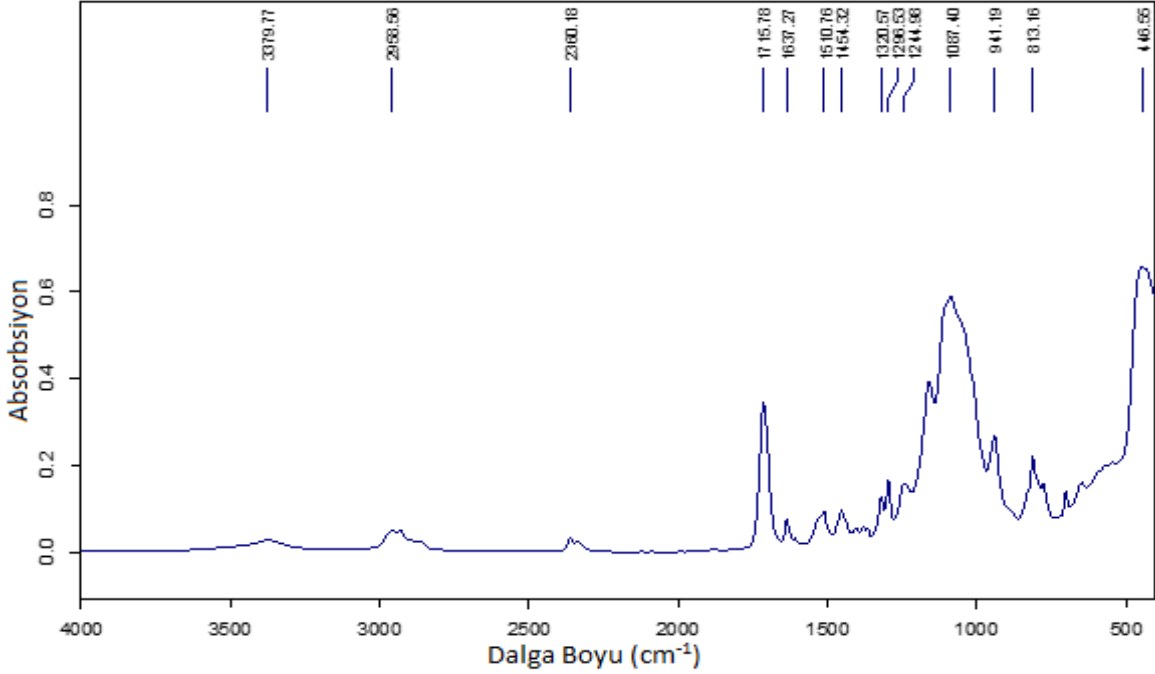


**Şekil 3.21.** Kalınlığı 0.5 mm olan Vita Suprinity altında polimerizasyonu gerçekleştirilen hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği

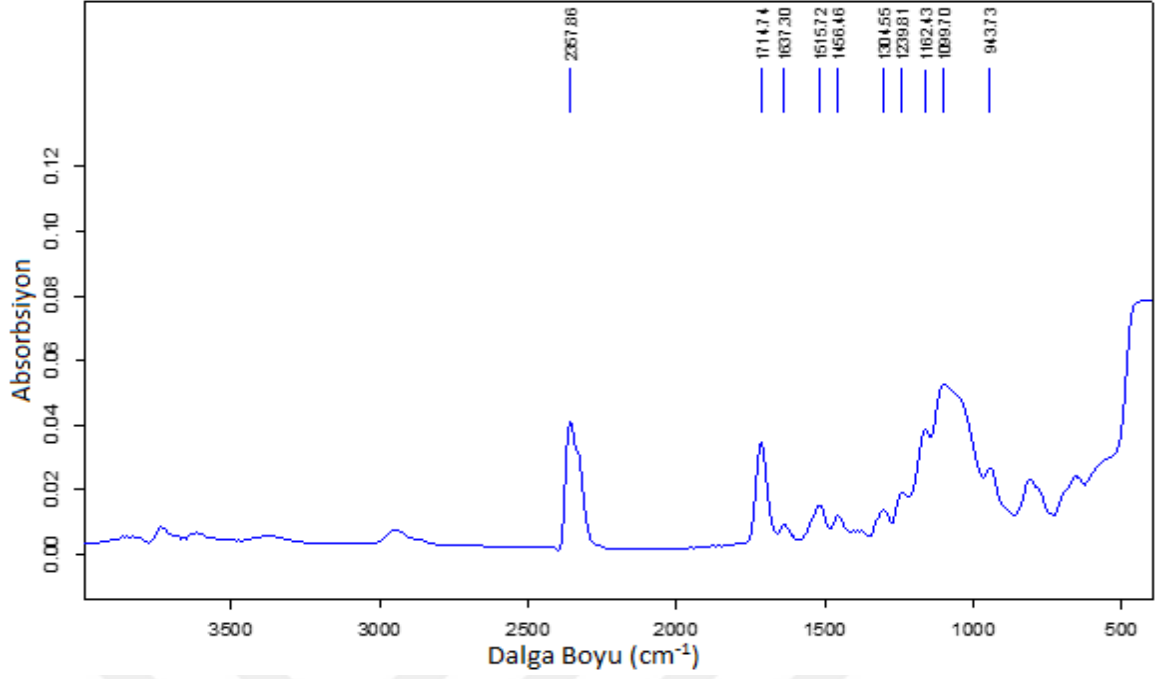




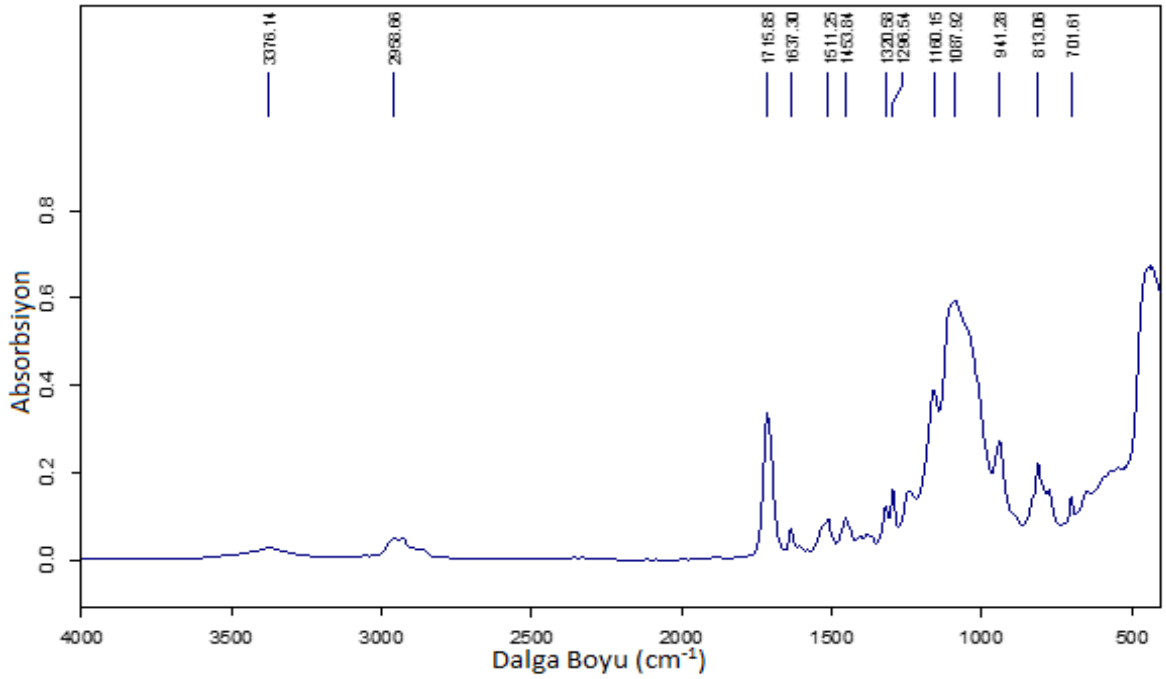
**Şekil 3.24.** Kalınlığı 2 mm olan Vita Suprinity altında polimerizasyonu gerçekleştirilen hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



**Şekil 3.25.** Polimerizasyonu gerçekleştirilmemiş, ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği

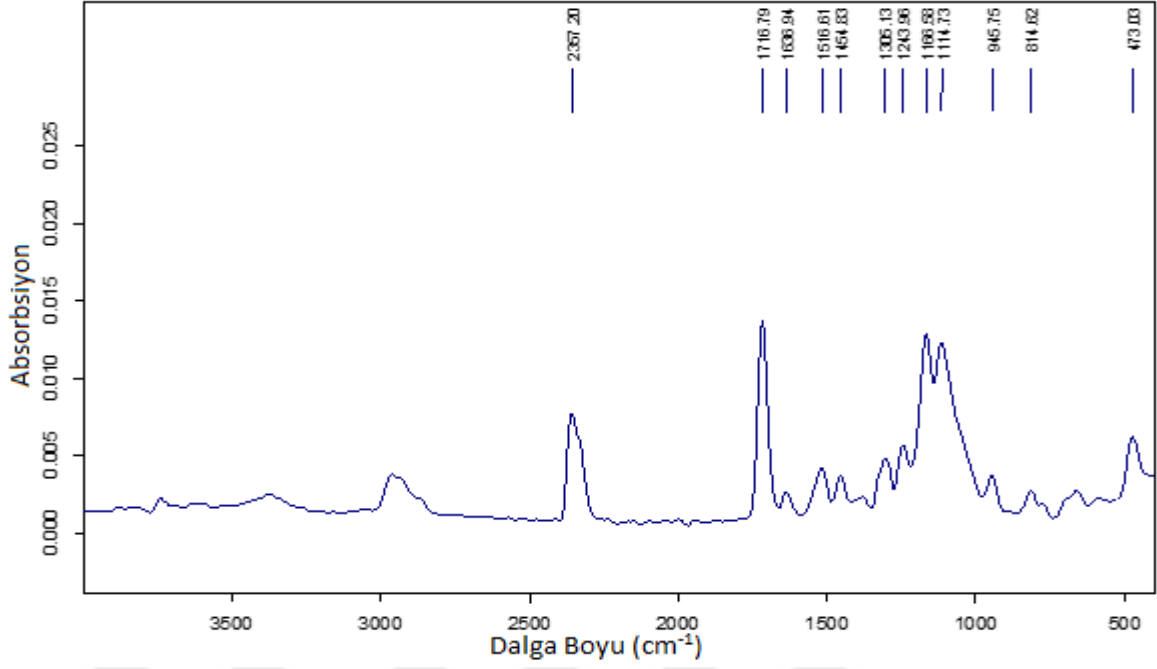


**Şekil 3.26.** Polimerizasyonu gerçekleştirilmiş, ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği



**Şekil 3.27.** Polimerizasyonu gerçekleştirilmemiş, hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği

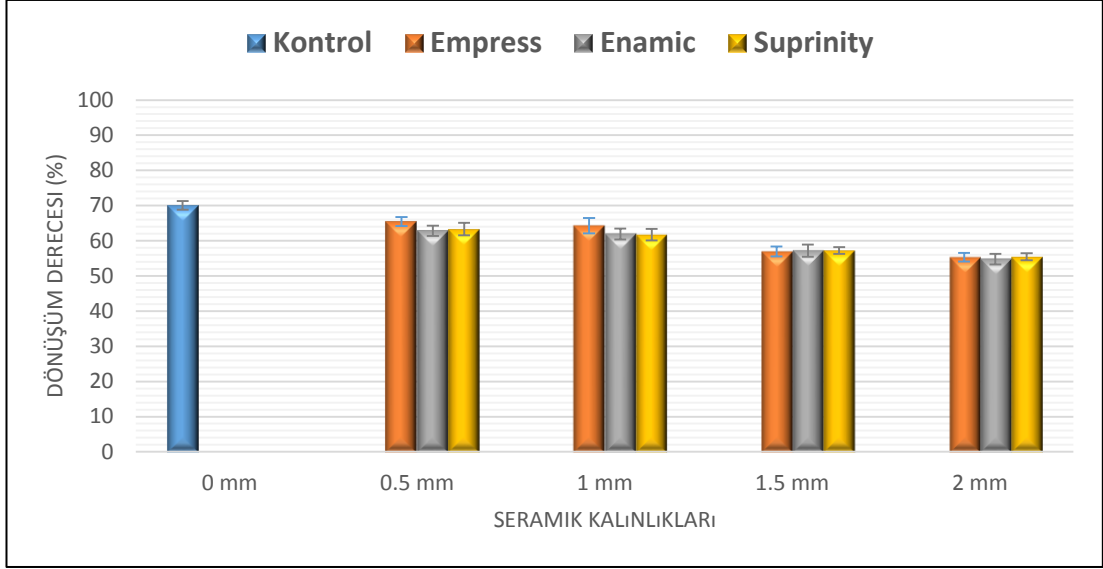




**Şekil 3.28.** Polimerizasyonu gerçekleştirilmiş, hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği

### 3.2. Işık ile Polimerize olan Resin Simanın Dönüşüm Derecesi Bulguları

FTIR ile gerçekleştirilen analizlerle ışık ile polimerize olan resin simanın 3 farklı CAD/CAM seramiğinin farklı kalınlıklarda hazırlanan örnekleri altında gerçekleştirilen polimerizasyonu sonucunda gerekli olan absorpsiyon değerleri elde edilmiş ve formülize edilerek dönüşüm derecesi (%) hesaplanmıştır. Dönüşüm derecesi verilerine ait ortalama ve standart sapma değerleri şekil 3.29’da verilmiştir.



**Şekil 3.29.** Işık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesi (%) değerleri ve standart sapmaları

Dönüşüm derecesi değerleri incelendiğinde en yüksek değer kontrol grubunda (% 70.03±1.16), en düşük değer ise 2 mm'lik Vita Enamic grubunda (% 54.8±1.43) bulunmuştur. Dönüşüm derecesi verilerinin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile incelenmiştir. Çalışmada elde edilen dönüşüm derecesi verilerinin istatistiksel analizi parametrik bir test olan tek yönlü ANOVA testi ile yapılmıştır (Çizelge 3.1-3.3).

Tek yönlü ANOVA testinin sonucuna göre bütün seramik kalınlıklarında en az bir grubun dönüşüm derecesi diğerlerinden farklı bulunmuştur ( $p < 0.05$ ). Farkın hangi gruplardan kaynaklandığını belirlemek için post-hoc çoklu karşılaştırma testlerinden olan Tukey-HSD testi uygulanmıştır.

**Çizelge 3.1.** IPS Empress seramiğin ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisi için ANOVA varyans analizi testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p-değeri
Gruplar Arası	1448.382	4	362.096	155.21	0.000
Gruplar İçi	100.316	43	2.333		
Toplam	1548.699	47			

**Çizelge 3.2.** Vita Enamic seramiğin ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisi için ANOVA varyans analizi testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p-değeri
Gruplar Arası	1337.711	4	334.428	147.23	0.000
Gruplar İçi	99.945	44	2.271		
Toplam	1437.656	48			

**Çizelge 3.3.** Vita Suprinity seramiğin ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisi için ANOVA varyans analizi testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p-değeri
Gruplar Arası	1310.648	4	327.662	178.89	0.000
Gruplar İçi	82.422	45	1.832		
Toplam	1393.070	49			

### IPS Empress kesitlere ait dönüşüm derecesi bulguları

IPS Empress materyalinin test gruplarına ait dönüşüm derecesi ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ve Tukey HSD testi ile belirlenen farklar çizelge 3.4'te verilmiştir.

**Çizelge 3.4.** IPS Empress materyaline ait test gruplarının dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

Kalınlık	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
0	70.03	1.22	68.13	69.93	72.96	A
0.5	65.45	1.3	63.38	65.52	67.12	B
1	64.28	2.21	60.39	64.29	68.62	B
1.5	56.93	1.41	55.39	56.52	59.36	C
2	55.32	1.23	53.31	55.31	57.23	C

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ( $p>0.05$ ).

0.5 ve 1 mm kalınlığa sahip IPS Empress örnekleri altında gerçekleşen polimerizasyon diğer seramik kalınlıklarına göre daha yüksek dönüşüm derecesi

değerleri göstermiştir. Kontrol grubu (% 70.03±1.16) ile karşılaştırıldığında ise bütün seramik kalınlıkları anlamlı ölçüde düşük dönüşüm dereceleri ortaya çıkmasına sebep olmuştur.

### **Vita Enamic kesitlere ait dönüşüm derecesi bulguları**

Vita Enamic materyalinin test gruplarına ait dönüşüm derecesi ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ve Tukey HSD testi ile belirlenen farklar çizelge 3.5’de verilmiştir.

**Çizelge 3.5.** Vita Enamic materyaline ait test gruplarının dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

Kalınlık	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
0	70.03	1.22	68.13	69.93	72.96	A
0.5	62.81	1.44	60.79	63.04	65.38	B
1	61.91	1.58	59.96	61.82	64.91	B
1.5	57.18	1.73	54.71	57.36	59.55	C
2	54.8	1.52	53.06	54.24	57.58	D

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ( $p>0.05$ ).

Tukey HSD testinin sonuçlarına göre, Vita Enamic materyalinin 0.5 ve 1 mm kalınlıktaki örnekleri yardımıyla gerçekleştirilmiş olan polimerizasyon diğer seramik kalınlıkları altında gerçekleştirilen polimerizasyon ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde yüksek değerler elde edilmesini sağlamıştır. 2 mm kalınlığına sahip örnekler ise istatistiksel olarak en düşük dönüşüm derecesi değerlerini vermiştir.

### **Vita Suprinity kesitlere ait dönüşüm derecesi bulguları**

Vita Suprinity materyalinin test gruplarına ait dönüşüm derecesi ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ve Tukey HSD testi ile belirlenen farklar çizelge 3.6’da verilmiştir.

**Çizelge 3.6.** Vita Suprinity materyaline ait test gruplarının dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

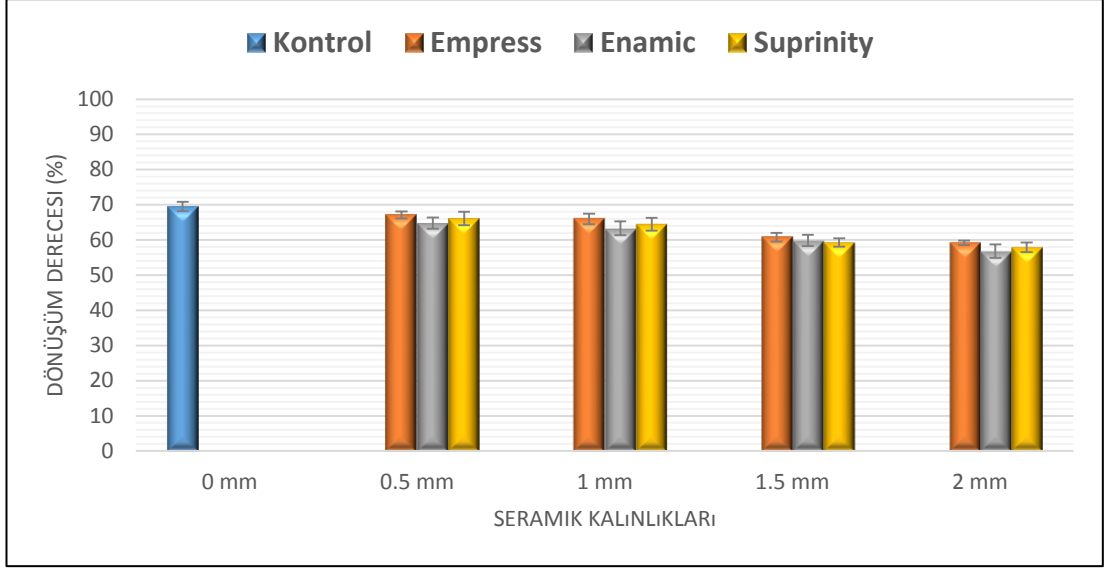
Kalınlık	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
0	70.03	1.22	68.13	69.93	72.96	A
0.5	63.32	1.74	58.9	63.62	65.01	B
1	61.73	1.65	59.72	61.24	64.1	B
1.5	57.24	0.94	55.59	57.23	59.04	C
2	55.43	1.01	53.79	55.77	56.64	D

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ( $p>0.05$ ).

Tukey HSD testi, 2 mm kalınlığa sahip Vita Suprinity materyalinin altında gerçekleştirilen polimerizasyonun diğer seramik kalınlıklarına göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük, 0.5 ve 1 mm kalınlığa sahip materyalin altında gerçekleştirilen polimerizasyonun ise en yüksek dönüşüm derecesi değerlerini ortaya koyduğunu göstermiştir. Kontrol grubunda (% 70.03±1.16) ise tüm seramik kalınlıklarından anlamlı derecede yüksek dönüşüm derecesi değerleri görülmüştür.

### **3.3. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize olan Rezin Simanın Dönüşüm Derecesi Bulguları**

FTIR ile gerçekleştirilen analizler sonucunda hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın 3 farklı CAD/CAM seramiğinin farklı kalınlıklarda hazırlanan örnekleri altında gerçekleştirilen polimerizasyonu sonucunda gerekli olan absorpsiyon değerleri elde edilmiş ve formülize edilerek dönüşüm derecesi (%) hesaplanmıştır. Dönüşüm derecesi verilerine ait ortalama ve standart sapma değerleri şekil 3.30'da verilmiştir.



**Şekil 3.30.** Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan resin simanın dönüşüm derecesi (%) değerleri ve standart sapmaları

Dönüşüm derecesi değerleri incelendiğinde en yüksek değer kontrol grubunda (% 69.51±1.27), en düşük değer ise 2 mm'lik Vita Enamic grubunda (% 56.82±1.81) bulunmuştur. Dönüşüm derecesi verilerinin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile incelenmiştir. Çalışmada elde edilen dönüşüm derecesi verilerinin istatistiksel analizi parametrik bir test olan tek yönlü ANOVA testi ile yapılmıştır (Çizelge 3.7-3.9).

Tek yönlü ANOVA testinin sonucuna göre bütün seramik kalınlıklarında en az bir grubun dönüşüm derecesi diğerlerinden farklı bulunmuştur ( $p < 0.05$ ). Farkın hangi gruplardan kaynaklandığını belirlemek için post-hoc çoklu karşılaştırma testlerinden olan Tukey-HSD testi uygulanmıştır.

**Çizelge 3.7.** IPS Empress seramiğin hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan resin simanın dönüşüm derecesine etkisi için ANOVA varyans analizi testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p-değeri
Gruplar Arası	759.118	4	189.780	133.38	0.000
Gruplar İçi	64.027	45	1.423		
Toplam	823.145	49			

**Çizelge 3.8.** Vita Enamic seramiğin hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisi için ANOVA varyans analizi testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p-değeri
Gruplar Arası	937.422	4	234.355	82.47	0.000
Gruplar İçi	127.880	45	2.842		
Toplam	1065.302	49			

**Çizelge 3.9.** Vita Suprinity seramiğin hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisi için ANOVA varyans analizi testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p-değeri
Gruplar Arası	879.058	4	219.764	90.41	0.000
Gruplar İçi	104.520	43	2.431		
Toplam	983.577	47			

### IPS Empress kesitlere ait dönüşüm derecesi bulguları

IPS Empress materyalinin test gruplarına ait dönüşüm derecesi ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ve Tukey HSD testi ile belirlenen farklar çizelge 3.10'da verilmiştir.

**Çizelge 3.10.** IPS Empress materyaline ait test gruplarının dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

Kalınlık	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
0	69.51	1.34	67.49	69.47	71.6	A
0.5	67.09	1.02	65.55	67.13	68.36	B
1	65.97	1.54	64.11	65.77	68.91	B
1.5	60.8	1.22	59.54	60.46	62.64	C
2	59.19	0.65	58.16	59.32	60.1	D

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ( $p>0.05$ ).

0.5 ve 1 mm kalınlığa sahip IPS Empress örneklerin altında gerçekleşen polimerizasyon diğer gruplara göre istatistiksel olarak daha yüksek dönüşüm derecesi değerleri ortaya koyarken, 2 mm kalınlığa sahip materyal altında gerçekleştirilen polimerizasyon en düşük dönüşüm derecesi değerlerini vermiştir. Kontrol grubu (% 69.51±1.27) ile karşılaştırıldığında ise tüm gruplar istatistiksel olarak daha düşük dönüşüm derecesi değerleri göstermiştir.

### **Vita Enamic kesitlere ait dönüşüm derecesi bulguları**

Vita Enamic materyalinin test gruplarına ait dönüşüm derecesi ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ve Tukey HSD testi ile belirlenen farklar çizelge 3.11’de verilmiştir.

**Çizelge 3.11.** Vita Enamic materyaline ait test gruplarının dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

Kalınlık	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
0	69.51	1.34	67.49	69.47	71.6	A
0.5	64.8	1.57	62.9	64.55	67.45	B
1	63.31	1.95	60.06	63.7	65.9	B
1.5	59.86	1.59	57.64	59.28	62.86	C
2	56.82	1.9	54.01	56.63	60.19	D

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ( $p>0.05$ ).

Tukey HSD testinin sonuçlarına göre 2 mm’lik Vita Enamic materyali altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örnekler en düşük dönüşüm derecesi değerlerine sahipken, 0.5 ve 1 mm’lik materyal altında polimerize edilen örnekler en yüksek dönüşüm derecesi değerlerini göstermiştir. Kontrol grubunda (% 69.51±1.27) ise tüm gruplara kıyasla anlamlı olarak daha yüksek değerler elde edilmiştir.

### **Vita Suprinity kesitlere ait dönüşüm derecesi bulguları**

Vita Suprinity materyalinin test gruplarına ait dönüşüm derecesi ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ve Tukey HSD testi ile belirlenen farklar çizelge 3.12’de verilmiştir.



**Çizelge 3.12.** Vita Suprinity materyaline ait test gruplarının dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

Kalınlık	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
0	69.51	1.34	67.49	69.47	71.6	A
0.5	66.13	1.91	62.36	66.09	68.89	B
1	64.48	1.81	62.01	64.85	66.96	B
1.5	59.31	1.17	57.38	59.13	61.06	C
2	57.9	1.37	55.7	58.13	59.6	C

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ( $p>0.05$ ).

0.5 ve 1 mm kalınlığa sahip Vita Suprinity örnekleri altında gerçekleşen polimerizasyon diğer seramik kalınlıklarına göre daha yüksek dönüşüm derecesi değerleri göstermiştir. Diğer gruplar arasında ise anlamlı bir fark bulunmamıştır. Kontrol grubu (%  $69.51\pm 1.27$ ) ile karşılaştırıldığında ise bütün seramik kalınlıkları anlamlı ölçüde düşük dönüşüm derecesi göstermiştir.

#### **3.4. Aynı Seramik Kesitleri Altında Polimerizasyonu Gerçekleştirilen Rezin Simanların Dönüşüm Derecelerinin Karşılaştırılması**

Aynı seramik kesitleri altında gerçekleştirilen polimerizasyon sonucu ışıkla polimerize olan rezin siman ile hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesi arasında herhangi bir fark olup olmadığını belirlemek için bağımsız t testi kullanılmıştır.

#### **0.5 mm kalınlığındaki IPS Empress**

**Çizelge 3.13.** Kalınlığı 0.5 mm olan IPS Empress kesitinin ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan bağımsız t testinin sonucu

	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Test istatistiği	p-değeri
Empress 0.5 LC	65.45	1.3	0.41	-3.145	0.006
Empress 0.5 DC	67.09	1.02	0.32		

0.5 mm kalınlığındaki IPS Empress seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark incelenirken bağımsız iki örneklem t testi uygulanmış ve yapılan test sonucunda iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p-değeri=0.006<0.05).

### 1 mm kalınlığındaki IPS Empress

**Çizelge 3.14.** Kalınlığı 1 mm olan IPS Empress kesitinin ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan bağımsız t testinin sonucu

	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Test istatistiği	p-değeri
Empress 1 LC	64.28	2.21	0.7	-1.982	0.063
Empress 1 DC	65.97	1.54	0.49		

1 mm kalınlığındaki IPS Empress seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark incelenirken bağımsız iki örneklem t testi uygulanmış ve yapılan test sonucunda iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (p-değeri=0.063>0.05).

### 1.5 mm kalınlığındaki IPS Empress

**Çizelge 3.15.** Kalınlığı 1.5 mm olan IPS Empress kesitinin ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan bağımsız t testinin sonucu

	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Test istatistiği	p-değeri
Empress 1.5 LC	56.93	1.41	0.5	-6.24	0.000
Empress 1.5 DC	60.8	1.22	0.38		

1.5 mm kalınlığındaki IPS Empress seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark incelenirken bağımsız iki örneklem t testi uygulanmış ve yapılan test sonucunda iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p-değeri=0.000<0.05).

## 2 mm kalınlığındaki IPS Empress

**Çizelge 3.16.** Kalınlığı 2 mm olan IPS Empress kesitinin ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan bağımsız t testinin sonucu

	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Test istatistiği	p-değeri
Empress 2 LC	55.32	1.23	0.39	-8.79	0.000
Empress 2 DC	59.19	0.65	0.2		

2 mm kalınlığındaki IPS Empress seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark incelenirken bağımsız iki örneklem t testi uygulanmış ve yapılan test sonucunda iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p-değeri=0.000<0.05).

## 0.5 mm kalınlığındaki Vita Enamic

**Çizelge 3.17.** Kalınlığı 0.5 mm olan Vita Enamic kesitinin ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan bağımsız t testinin sonucu

	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Test istatistiği	p-değeri
Enamic 0.5 LC	62.81	1.44	0.46	-2.95	0.009
Enamic 0.5 DC	64.8	1.57	0.5		

0.5 mm kalınlığındaki Vita Enamic seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark incelenirken bağımsız iki örneklem t testi uygulanmış ve yapılan test sonucunda iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p-değeri=0.009<0.05).

### 1 mm kalınlığındaki Vita Enamic

**Çizelge 3.18.** Kalınlığı 1 mm olan Vita Enamic kesitinin ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan bağımsız t testinin sonucu

	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Test istatistiği	p-değeri
Enamic 1 LC	61.91	1.58	0.5	-1.769	0.094
Enamic 1 DC	63.14	1.95	0.62		

1 mm kalınlığındaki Vita Enamic seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark incelenirken bağımsız iki örneklem t testi uygulanmış ve yapılan test sonucunda iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir bulunmamıştır (p-değeri=0.094<0.05).

### 1.5 mm kalınlığındaki Vita Enamic

**Çizelge 3.19.** Kalınlığı 1.5 mm olan Vita Enamic kesitinin ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan bağımsız t testinin sonucu

	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Test istatistiği	p-değeri
Enamic 1.5 LC	57.18	1.73	0.55	-3.618	0.002
Enamic 1.5 DC	59.86	1.59	0.5		

1.5 mm kalınlığındaki Vita Enamic seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark incelenirken bağımsız iki örneklem t testi uygulanmış ve yapılan test sonucunda iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p-değeri=0.02<0.05).

## 2 mm kalınlığındaki Vita Enamic

**Çizelge 3.20.** Kalınlığı 2 mm olan Vita Enamic kesitinin ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan bağımsız t testinin sonucu

	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Test istatistiği	p-değeri
Enamic 2 LC	54.8	1.52	0.51	-2.529	0.022
Enamic 2 DC	56.82	1.9	0.6		

2 mm kalınlığındaki Vita Enamic seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark incelenirken bağımsız iki örneklem t testi uygulanmış ve yapılan test sonucunda iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p-değeri=0.022<0.05).

## 0.5 mm kalınlığındaki Vita Suprinity

**Çizelge 3.21.** Kalınlığı 0.5 mm olan Vita Suprinity kesitinin ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan bağımsız t testinin sonucu

	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Test istatistiği	p-değeri
Suprinity 0.5 LC	63.32	1.74	0.55	-3.425	0.003
Suprinity 0.5 DC	66.13	1.91	0.61		

0.5 mm kalınlığındaki Vita Suprinity seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark incelenirken bağımsız iki örneklem t testi uygulanmış ve yapılan test sonucunda iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p-değeri=0.003<0.05).

### 1 mm kalınlığındaki Vita Suprinity

**Çizelge 3.22.** Kalınlığı 1 mm olan Vita Suprinity kesitinin ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan bağımsız t testinin sonucu

	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Test istatistiği	p-değeri
Suprinity 1 LC	61.73	1.65	0.52	-3.556	0.002
Suprinity 1 DC	64.48	1.81	0.57		

1 mm kalınlığındaki Vita Suprinity seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark incelenirken bağımsız iki örneklem t testi uygulanmış ve yapılan test sonucunda iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p-değeri=0.002<0.05).

### 1.5 mm kalınlığındaki Vita Suprinity

**Çizelge 3.23.** Kalınlığı 1.5 mm olan Vita Suprinity kesitinin ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan bağımsız t testinin sonucu

	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Test istatistiği	p-değeri
Suprinity 1.5 LC	57.24	0.94	0.3	-4.257	0.001
Suprinity 1.5 DC	59.31	1.17	0.39		

1.5 mm kalınlığındaki Vita Suprinity seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark incelenirken bağımsız iki örneklem t testi uygulanmış ve yapılan test sonucunda iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p-değeri=0.001<0.05).

## 2 mm kalınlığındaki Vita Suprinity

**Çizelge 3.24.** Kalınlığı 2 mm olan Vita Suprinity kesitinin ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan bağımsız t testinin sonucu

	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Test istatistiği	p-değeri
Suprinity 2 LC	55.43	1.01	0.32	-4.499	0.000
Suprinity 2 DC	57.9	1.37	0.46		

2 mm kalınlığındaki Vita Suprinity seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark incelenirken bağımsız iki örneklem t testi uygulanmış ve yapılan test sonucunda iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p-değeri=0.000<0.05).

## Kontrol grupları

**Çizelge 3.25.** Herhangi bir seramik kesiti olmadan polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesini karşılaştırmak için yapılan bağımsız t testinin sonucu

	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Test istatistiği	p-değeri
Kontrol LC	70.03	1.22	0.39	0.908	0.376
Kontrol DC	69.51	1.34	0.42		

Herhangi bir seramik kesiti olmadan polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark incelenirken bağımsız iki örneklem t testi uygulanmış ve yapılan test sonucunda iki grup arasında istatistiksel olarak bir fark bulunamamıştır (p-değeri=0.376<0.05).

### 3.5. Aynı Kalınlıktaki Seramik Kesitlerin Birbirleri ile Karşılaştırılması

Aynı kalınlıktaki seramik kesitleri altında gerçekleştirilen polimerizasyon sonucu ışıkla polimerize olan rezin siman ile hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesi arasında herhangi bir fark olup olmadığını belirlemek için ANOVA testi uygulanmıştır. ANOVA testi sonucunda 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p<0.05). Bu farklılığın hangi seramik türünden kaynaklandığını belirlemek amacıyla Tukey-HSD testi uygulanmıştır.

#### 3.5.1. Kalınlığı 0.5 mm olan Kesitler

##### A. Işık ile Polimerize olan Rezin Siman

**Çizelge 3.26.** Kalınlığı 0.5 mm olan seramik kesitlerin ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan ANOVA testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p-değeri
Gruplar Arası	39.264	2	19.632	8.654	0.001
Gruplar İçi	61.254	27	2.269		
Toplam	100.518	29			

**Çizelge 3.27.** Kalınlığı 0.5 mm olan seramik kesitlerin ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

Seramik	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
Empress	65.45	1.3	63.38	65.52	67.12	A
Enamic	62.81	1.44	60.79	63.04	65.38	B
Suprinity	63.32	1.74	58.9	63.62	65.01	B

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur (p>0.05).



IPS Empress seramik kesiti diğer seramik kesitlerine göre istatistiksel olarak daha yüksek bir dönüşüm derecesi değeri ortaya koyarken, Vita Enamic ve Suprinity kesitler arasında herhangi bir fark bulunmamaktadır.

## B. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize olan Rezin Siman

**Çizelge 3.28.** Kalınlığı 0.5 mm olan seramik kesitlerin ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan ANOVA testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p- değeri
Gruplar Arası	26.605	2	13.303	5.568	0.009
Gruplar İçi	64.504	27	2.389		
Toplam	91.109	29			

**Çizelge 3.29.** Kalınlığı 0.5 mm olan seramik kesitlerin hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

Seramik	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
Empress	67.09	1.02	65.55	67.13	68.36	A
Enamic	64.8	1.57	62.9	64.55	67.45	B
Suprinity	66.13	1.91	62.36	66.09	68.89	AB

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ( $p > 0.05$ ).

IPS Empress seramik kesiti Vita Enamic seramik kesitine göre istatistiksel olarak daha yüksek bir dönüşüm derecesi değeri göstermiştir.

### 3.5.2. Kalınlığı 1 mm olan Kesitler

#### A. Işık ile Polimerize olan Rezin Siman

**Çizelge 3.30.** Kalınlığı 1 mm olan seramik kesitlerin ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan ANOVA testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p-değeri
Gruplar Arası	40.570	2	20.285	6.007	0.007
Gruplar İçi	91.173	27	3.377		
Toplam	131.743	29			

**Çizelge 3.31.** Kalınlığı 1 mm olan seramik kesitlerin ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

Seramik	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
Empress	64.28	2.21	60.39	64.29	68.62	A
Enamic	61.91	1.58	59.96	61.82	64.91	B
Suprinity	61.73	1.65	59.72	61.24	64.1	B

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ( $p>0.05$ ).

0.5 mm'lik kesitlerdeki sonuçlara benzer şekilde, IPS Empress seramik kesiti diğer seramik kesitlerine göre istatistiksel olarak daha yüksek bir dönüşüm derecesi değeri gösterirken, Vita Enamic ve Suprinity kesitler arasında herhangi bir fark bulunmamıştır.

## B. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize olan Rezin Siman

**Çizelge 3.32.** Kalınlığı 1 mm olan seramik kesitlerin hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan ANOVA testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p-değeri
Gruplar Arası	35.524	2	17.762	5.638	0.009
Gruplar İçi	85.063	27	3.150		
Toplam	120.588	29			

**Çizelge 3.33.** Kalınlığı 1 mm olan seramik kesitlerin hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

Seramik	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
Empress	65.97	1.54	64.11	65.77	68.91	A
Enamic	63.31	1.95	60.06	63.7	65.9	B
Suprinity	64.48	1.81	62.01	64.85	66.96	AB

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ( $p>0.05$ ).

0.5 mm'lik kesitlerdeki sonuçlara benzer şekilde IPS Empress seramik kesiti Vita Enamic seramik kesitine göre istatistiksel olarak daha yüksek bir dönüşüm derecesi değeri göstermiştir. Vita Suprinity ile IPS Empress arasında ise herhangi bir istatistiksel fark bulunmamaktadır.

### 3.5.3. Kalınlığı 1.5 mm olan Kesitler

#### A. Işık ile Polimerize olan Rezin Siman

**Çizelge 3.34.** Kalınlığı 1.5 mm olan seramik kesitlerin ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan ANOVA testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p- değeri.
Gruplar Arası	0.461	2	0.230	0.118	0.889
Gruplar İçi	48.822	25	1.953		
Toplam	49.283	27			

**Çizelge 3.35.** Kalınlığı 1.5 mm olan seramik kesitlerin ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

Seramik	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
Empress	56.93	1.41	55.39	56.52	59.36	A
Enamic	57.18	1.73	54.71	57.36	59.55	A
Suprinity	57.24	0.94	55.59	57.23	59.04	A

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ( $p>0.05$ ).

1.5 mm kalınlığa sahip seramik kesitler altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize rezin siman örnekler arasında herhangi bir istatistiksel fark bulunmamaktadır.

#### B. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize olan Rezin Siman

**Çizelge 3.36.** Kalınlığı 1.5 mm olan seramik kesitlerin hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan ANOVA testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p- değeri.
Gruplar Arası	10.875	2	5.437	3.011	0.067
Gruplar İçi	46.949	26	1.806		
Toplam	57.824	28			

**Çizelge 3.37.** Kalınlığı 1.5 mm olan seramik kesitlerin hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

Seramik	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
Empress	60.8	1.22	59.54	60.46	62.64	A
Enamic	59.86	1.59	57.64	59.28	62.86	A
Suprinity	59.31	1.17	57.38	59.13	61.06	A

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ( $p>0.05$ ).

Işık ile polimerize olan rezin siman örnekler benzer şekilde 1.5 mm kalınlığa sahip seramik kesitler altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize rezin siman örnekler arasında herhangi bir istatistiksel fark bulunmamaktadır.

#### 3.5.4. Kalınlığı 2 mm olan Kesitler

##### A. Işık ile Polimerize olan Resin Siman

**Çizelge 3.38.** Kalınlığı 2 mm olan seramik kesitlerin ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan ANOVA testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p-değeri
Gruplar Arası	2.142	2	1.071	0.674	0.518
Gruplar İçi	41.289	26	1.588		
Toplam	43.431	28			

**Çizelge 3.39.** Kalınlığı 2 mm olan seramik kesitlerin ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

Seramik	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
Empress	55.32	1.23	53.31	55.31	57.23	A
Enamic	54.8	1.52	53.06	54.24	57.58	A
Suprinity	55.43	1.01	53.79	55.77	56.64	A

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ( $p>0.05$ ).

2 mm kalınlığındaki seramik kesitler yardımıyla polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasında herhangi bir istatistiksel fark bulunmamaktadır.

## B. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize olan Rezin Siman

**Çizelge 3.40.** Kalınlığı 2 mm olan seramik kesitlerin hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırmak için yapılan ANOVA testinin sonucu

ANOVA					
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p-değeri
Gruplar Arası	28.241	2	14.120	7.135	0.053
Gruplar İçi	51.454	26	1.979		
Toplam	79.694	28			

**Çizelge 3.41.** Kalınlığı 2 mm olan seramik kesitlerin hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesi değerlerinin (%) karşılaştırılması

Seramik	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Tukey HSD*
Empress	59.19	0.65	58.16	59.32	60.1	A
Enamic	56.82	1.9	54.01	56.63	60.19	A
Suprinity	57.9	1.37	55.7	58.13	59.6	A

\* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ( $p>0.05$ ).

Işık ile polimerize olan rezin siman örneklerdeki sonuçlara benzer şekilde 2 mm kalınlığındaki seramik kesitler yardımıyla polimerizasyonu gerçekleştirilen hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasında herhangi bir istatistiksel fark bulunmamaktadır.

#### 4. TARTIŞMA

Ön ve arka dişlerin restorasyonundaki yüksek estetik beklentiler son yıllarda popülaritesi önemli ölçüde artan seramiğe olan ilgiyi her geçen gün artmaktadır (Awliya ve ark 1998, Yucel ve ark 2012). Seramikler, doğal dentisyonun görünüşünü en iyi şekilde restore edebilecek optimum estetik özelliklere sahip materyaller olarak değerlendirilmekle (Borges ve ark 2003, Nagai ve ark 2005) beraber korozyona, aşınmaya ve asitlere direncinin birçok materyale göre daha üstün olması (Hondrum 1992), yüksek baskı dayanımı, diş yapısına benzer ısıl genleşme katsayısına sahip olması ve biyouyumluluğu araştırmaların bu materyal üzerine yoğunlaşmasında önemli rol oynamaktadır (Borges ve ark 2003, Pagniano ve ark 2005). Bu materyallerin değerlendirilmesi noktasında estetiğin yanı sıra mekanik performans, maliyet ve kullanım kolaylığı gibi faktörlerde ön plandadır; ancak mekanik kuvvetlere karşı yüksek dayanıklılık gösteren bir materyal genellikle doğal dişlerin renk ve translüensi özelliklerini yansıtmakta yetersiz kalmaktadır (Quinn ve ark 2003).

Metal destekli seramik restorasyonlar ağız içi kuvvetlere karşı dirençli sistemler olmaları sebebiyle protetik rehabilitasyon için uzun yıllardır kullanılmaktadır (Hondrum 1992). Buna rağmen metal alt yapının istenmeyen ışık yansımalarına sebep olması nedeniyle doğal dişe benzer bir görünüm oluşturmaktan uzaktırlar. Tam seramik restorasyonlar opak metal alt yapıya sahip olmadıkları için metal destekli seramik restorasyonlara kıyasla üstün estetik özelliklere sahiptir (Raptis ve ark 2006). Tam seramik sistemlerde, alt yapının da seramik olması sayesinde, ışık optik olarak yansıtıldığı için belirli bir translüentlik derinliği meydana gelmekte ve doğal dişe çok daha yakın estetik sonuçlar alınabilmektedir (Seghi ve ark 1995, Haselton ve ark 2000).

Bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelere paralel olarak ilerleyen modern diş hekimliği uygulamaları bilgisayar destekli üretimlerin yaygınlaşmasını sağlamıştır (Fasbinder 2012). CAD/CAM sistemlerinin yüksek duyarlılığı, laboratuvar işlemlerinin ortadan kaldırılması, restorasyonun klinikte kolay bir şekilde hazırlanarak aynı gün içinde tek seansta bitirilebilmesi gibi avantajları da beraberinde getirmiş ve bu sistemlerin kullanım oranını arttırmıştır (Lorenzoni ve ark 2010, Bhambhani ve ark 2013). Sahip olduğu bu avantajlarla birlikte restorasyonun dijital ortamda tasarlandıktan sonra aşındırma ünitesinde frezeleme ile hazırlanıyor

olması üst yapı seramiğinin fırınlanma sıcaklığı, soğuma hızı, seramiğin işlenmesi sırasında oluşabilecek poröziteler, teknisyenin deneyimi, fırınlama sırasında oluşabilecek büzülme ve artık stresler gibi alt yapı ile üst yapı arasında bağlantı dayanıklılığının azalmasına neden olabilecek etkenleri ortadan kaldırarak daha uzun ömürlü ve başarılı restorasyonların üretimini mümkün kılmaktadır (Sundh ve ark 2005).

CAD/CAM teknolojilerinin yaygınlaşması, kullanılan materyallerin geliştirilmesine de olanak sağlamış ve bu sayede yüksek dayanıklılığa sahip birçok seramik materyali piyasaya sürülmüştür (Bhambhani ve ark 2013, Li ve ark 2014). Bu materyaller geleneksel seramiklerin estetik özelliklerini üstün fiziksel özellikler ile birleştirdikleri için çeşitli endikasyonlarda kullanılabilirler. Çalışmamızda kullanılan CAD/CAM seramik blokları inlay, onlay, laminate veneer ve kron gibi çeşitli endikasyonlarda yaygın olarak tercih edilmekte ve birbirlerinden materyal içeriği olarak ayrılmaktadırlar.

Restorasyonların uzun dönem başarısı, restorasyon ile diş dokusu arasında yeterli ölçüde bağlantı sağlayacak olan bir yapıştırma ajanının seçilmesine bağlıdır (Hoorizad Ganjkar ve ark 2017). Rezin simanlar, geleneksel simanlara kıyasla daha yüksek dayanım özelliklerine sahip olmaları, indirekt seramik restorasyonların kırılma dayanımları ve retansiyon özelliklerini arttırmaları nedeniyle yaygın olarak tercih edilmektedir (Blatz ve ark 2004, Piwowarczyk ve ark 2005, Lee ve ark 2008). İndirekt restorasyonların klinik performansını en üst seviyeye taşımak için kullanılan rezin simanın polimerizasyonu, restoratif materyalin optik özellikleri (Cardash ve ark 1993, Rasetto ve ark 2004, Soares ve ark 2006), rezin simanın polimerizasyon yöntemi (el-Badrawy ve el-Mowafy 1995, Hofmann ve ark 2001, Braga ve ark 2002) ve fotoaktivasyon için kullanılan ışık cihazının özellikleri (Ozyesil ve ark 2004, Jung ve ark 2006) gibi faktörlerden etkilenmektedir.

LED ışık cihazları ışık ile polimerizasyonun başlatıcısı olarak görev gören kamforokinonun aktivasyonu için optimum absorpsiyon dalga boyu olan 470 nm civarında bir pik ile çok etkili ve dar bir spektral aralığa sahiptir. Bu sebeple polimerizasyon adına yüksek etkinlikte kabul edilmekte (Mills 1995, Mills ve ark 1999, Jandt ve ark 2000, Kurachi ve ark 2001, Dunn ve Bush 2002, Teshima ve ark 2003, Nomoto ve ark 2004, Bala ve ark 2005) ve çalışmamızdaki ışık kaynağı olarak yer almaktadır.



Tek bir pat halinde kullanılan ışık ile polimerize olan rezin simanlar özellikle ince ve translusensi özelliği yüksek restorasyonların simantasyonunda tercih edilir (Kilinc ve ark 2011, De Souza ve ark 2015). Yapılan çalışmalar ışık ile polimerize olan simanların renk stabilitesi, daha uzun çalışma zamanı ve polimerizasyon öncesi simanın kolaylıkla temizlenebilmesi gibi avantajlarını ortaya koymuştur (Archegas ve ark 2011, Calgaro ve ark 2013, Runnacles ve ark 2014).

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanlar, otopolimerizan ve ışık ile polimerize olan rezin simanların arzu edilen özelliklerini bir araya getirmekte ve çeşitli restoratif materyallerin simantasyonunda kullanılabilir (Sulaiman ve ark 2015). Bu tür simanlarda başlangıçta yeterince ışık alamayan bölgeler kimyasal reaksiyon sayesinde geç polimerizasyon gösterirler (El-Mowafy ve Rubo 2000). Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan simanlarda polimerizasyonun başlayabilmesi için yeterli ışık iletiminin olması gerekmektedir (Tarle ve ark 2006, Kilinc ve ark 2011). Uygun şekilde ışık ile polimerize edilmeyen bu tür simanlar düşük dönüşüm derecesi değerleri göstermektedir (Meng ve ark 2008, Moraes ve ark 2009, Vrochari ve ark 2009).

Bu simanların baz ve katalizör patlarının elde karıştırılması polimerizasyonu oksijen varlığı nedeniyle inhibe edebilecek olan hava kabarcıklarının oluşmasına sebep olmakla beraber rezin simanda çatlak oluşumunda yol açtığı gösterilmiştir (Pegoraro ve ark 2007, Yan ve ark 2010). Elle karıştırmanın istenmeyen sonuçlarını azaltmak adına firmalar şırıngalı sistemleri piyasaya sürmüştür (De Souza ve ark 2015). Çalışmamızda kullanılan hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman Variolink Esthetic DC örnekler hava kabarcıklarının oluşmaması için otomatik karıştırma ucu kullanılarak hazırlanmıştır.

Ozyesil ve ark (Ozyesil ve ark 2004), 2 mm kalınlığındaki IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seramik kesitleri altında polimerizasyonunu gerçekleştirdikleri hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) rezin siman örneklerin polimerizasyondan hemen sonra ve 24 saat sonraki dönüşüm derecelerini FTIR kullanarak değerlendirmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, 24 saat sonraki dönüşüm derecesi değerleri daha yüksektir. Bu bulgular gözönüne alınarak, çalışmamızdaki rezin simanlar dönüşüm derecesi ölçümü öncesi 24 saat 37 °C'de ışık almayan kaplar içerisinde bekletilmiştir.

Restorasyon kalınlığı 1.5-2 mm'nin üstünde olduğunda veya opasitesi ışık geçişini engellediği durumlarda hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanların kullanılmasının gerektiği bazı çalışmalarda bildirilmiştir (Hackman ve ark 2002, Koishi ve ark 2002, Barghi ve McAlister 2003, Schulze ve ark 2003, Tanoue ve ark 2003). Bu sebeple çalışmamızda 2 mm kalınlığın üstünde herhangi bir seramik kesiti kullanılmamıştır.

İdeal şartlar altında gerçekleştirilen polimerizasyon sonucu ışık ile polimerize olan rezin simanlar kimyasal olarak sertleşen rezin simanlara göre marka isminden bağımsız olarak daha yüksek dönüşüm derecesi değerleri göstermektedir (Moraes ve ark 2009, Pick ve ark 2010, De Souza ve ark 2015). Öte yandan hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanlarda dönüşüm derecesi materyal bağımlı, diğer bir deyişle markadan etkilenen bir parametredir ve bazı sistemler polimerizasyon için ışığa daha çok ihtiyaç duyar (Cardash ve ark 1993, Braga ve ark 2000, Caughman ve ark 2001, Braga ve ark 2002, Tezvergil-Mutluay ve ark 2007, Acquaviva ve ark 2009, Yan ve ark 2010, Frassetto ve ark 2012, Oliveira ve ark 2012, De Souza ve ark 2015).

Rezin simanların uygun ve yeterli polimerizasyonu, gerekli fiziksel özelliklerin elde edilmesi ve porselen ile diş yapısı arasında ideal bir bağlantı sağlanması etkilidir (Chan ve Boyer 1989). Yetersiz polimerizasyon, monomer polimer dönüşüm oranı düşük, aşınma direnci zayıf, retansiyonu ve elastisite modülü düşük, renk stabilitesi zayıf, mikrosızıntı ve sitotoksitesi artmış, restorasyon marjinlerinde bozulma görülen ve genel olarak optimal performansı düşük bir simanın ortaya çıkmasına sebep olmaktadır (de Gee ve ark 1984, Fan ve ark 1987, Pearson ve Longman 1989, Shortall ve Harrington 1996, Ferracane ve ark 1997, Vargas ve ark 1998, Harris ve ark 1999, Sobrinho ve ark 2000, Jung ve ark 2001, Knezevic ve ark 2001, St-Georges ve ark 2002, Caldas ve ark 2003, de Souza Costa ve ark 2003, Franz ve ark 2003, Bala ve ark 2005). Yapılan alışmalar yetersiz polimerizasyonun post-operatif hassasiyete de sebep olduğunu göstermiştir (El-Mowafy ve Rubo 2000, Rasetto ve ark 2001, Meng ve ark 2008, Radovic ve ark 2008). Ek olarak, polimerize olmamış monomer molekülleri, materyalden ayrılıp dokularda inflamasyona neden olabilir. Bu nedenle rezin simanlardan yüksek klinik performans ve fiziksel özellik elde edilebilmesi adına polimerizasyonun optimum düzeyde gerçekleştirilmesi gerekmektedir (Passos ve ark 2013).

Rezin simanların polimerizasyonu; kullanılan seramiğin türü, kalınlığı, yüzey defektleri, ton ve translusensi özellikleriyle birlikte rezin simanın bileşimi, aktivasyon şekli, polimerizasyon için kullanılan ışık cihazının gücü, uygulanma süre ve mesafesi gibi faktörlerden etkilenmektedir (Cardash ve ark 1993, Heffernan ve ark 2002, Tanoue ve ark 2003, Soares ve ark 2006, Lee ve ark 2008, Kilinc ve ark 2011).

Rezin siman film kalınlığının, tam seramik restorasyonların klinik başarısı üzerinde önemli bir faktör olduğu farklı çalışmalarda ortaya konmuştur (Carter ve Wilson 1997, Haddad ve ark 2011, Bahr ve ark 2013, Passos ve ark 2013). Siman film kalınlığı açısından araştırmacılar arasında fikir ayrılıkları mevcuttur. Bazı yazarlar siman film kalınlığının 10-20 µm arasında olması gerektiğini belirtirken, bu değer 300-700 µm arasında olmasının yeterli olduğunu bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (Turp ve ark 2011, Bahr ve ark 2013). Scotti ve ark (Scotti ve ark 2016), farklı kalınlıklardaki lityum disilikat laminate veneerlerin ışıkla polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecesine olan etkisini FTIR ile inceledikleri çalışmalarında örnekleri 170 µm kalınlığında hazırlamışlardır. Benzer şekilde Pereira ve ark (Pereira ve ark 2010) ile Öztürk ve ark (Ozturk ve ark 2015)'da rezin siman polimerizasyonunu konu aldıkları çalışmalarında rezin siman örneklerini 170 µm kalınlığında hazırlamışlardır. Bizim çalışmamızda da literatürde yer alan çalışmalara uygun olarak rezin siman kalınlıkları 170 µm olarak hazırlanmıştır.

Monomer polimer dönüşümünün ifadesi olan dönüşüm derecesi materyalin polimerizasyon esnasında maruz kaldığı enerji miktarı ile ilişkilidir (Passos ve ark 2013) ve polimerize olmuş rezin esaslı materyal içinde var olan çift karbon bağlarının polimerize olmamış materyal içindeki total çift karbon bağlarına oranı ile ifade edilir (Moraes ve ark 2008). Rezin simanlar için bu enerji miktarı, ışık yoğunluğu ve ışınlama süresinden direkt olarak etkilenir (Rueggeberg ve ark 1994, Silikas ve ark 2000, Halvorson ve ark 2002). Usumez ve ark (Usumez ve ark 2005), rezin esaslı materyallerin dönüşüm derecesini % 55-80 aralığında değiştiğini belirtirken, Atalayın ve ark. (Atalayın ve ark 2016) polimerize olmayan monomer miktarının % 15-50 aralığında olduğunu rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda ışık ile polimerize olan rezin siman için dönüşüm derecesi değerleri % 54.8-70.03 arasında değişirken hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman için % 56.82-69.51 arasında değişmektedir.

Archegas ve ark (Archegas ve ark 2012), opak bir seramikten 40 sn. boyunca gerçekleştirilen polimerizasyonun, aynı sürede translusent bir seramikten gerçekleştirilen polimerizasyona göre daha düşük dönüşüm derecesine sebep olduğunu; ancak polimerizasyon süresi 120 sn'e çıktığında benzer sonuçların elde edildiğini rapor etmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan rezin simanlar üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 20 sn boyunca polimerize edilmişlerdir. Bununla birlikte dönüşüm derecesinin kullanılan restoratif materyalin türü ve materyalin kalınlığından etkilendiği de gösterilmiştir (Rueggeberg ve ark 1994, el-Badrawy ve el-Mowafy 1995, Vieno ve ark 2009, Lee ve ark 2011).

Seramiklerin sahip olduğu kristalin faz ışığın kırılması ve saçılmasına sebep olduğu için dönüşüm derecesini etkilemektedir (Hoorizad Ganjkar ve ark 2017). Işığın materyal içindeki saçılması arttıkça iletimi, dolayısıyla da dönüşüm derecesi azalmakta ve daha opak görüntüye sahip bir restorasyon elde edilmektedir. İndirekt restorasyonların optik özellikleri inorganik içeriklerine, matriks bileşimlerine, partikül büyüklüklerine ve materyalin işlenmesi esnasında oluşan porlardan etkilenmektedir (Heffernan ve ark 2002). Cardash ve ark (Cardash ve ark 1993) hiçbir şekilde por içermeyen bir seramik materyalinin ışığın kırılacağı herhangi bir arayüz içermemesi sebebi ile yüksek translusensi göstereceğini ve bu materyalin 3 mm kalınlığa sahip kesitlerinin altında bile gerçekleştirilen polimerizasyon yüksek dönüşüm derecesi değerlerine ulaşılmasını sağlayacağını bildirmişlerdir.

Lösit ile güçlendirilmiş ve lityum disilikat esaslı seramiklerin translusensileri karşılaştırıldığında, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklerin kristal yapısı sebebiyle daha opak bir görüntüye sahip olduğu ve lösit ile güçlendirilmiş seramiklere göre daha düşük dönüşüm derecesi değerlerine sebep olduğu gözlemlenmiştir (Ilie ve Hickel 2008, De Souza ve ark 2015). Bu görüş Bansal ve ark (Bansal ve ark 2016)'nın, lösit ile güçlendirilmiş seramik, lityum disilikat esaslı cam seramik ve monolitik zirkonyumun ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine olan etkisini inceledikleri çalışmaları ile de desteklenmiştir. Aynı şekilde Oh ve ark (Oh ve ark 2018)'da lösit içerikli seramiklerin aynı kalınlıktaki lityum disilikat esaslı seramiklere göre daha yüksek dönüşüm derecesi değerleri oluşturduğunu göstermiştir. Çalışmamızda bu nedenle güncel CAD/CAM seramikleri ile karşılaştırma yapabilmek adına lösit ile güçlendirilmiş cam seramik materyali olan IPS Empress CAD tercih edilmiştir.

Dönüşüm derecesinin belirlenmesi adına çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (Peutzfeldt ve Asmussen 2000). Fourier dönüşüm infrared spektroskopisi (FTIR) (Chung ve Greener 1988, Silikas ve ark 2000, Stansbury ve Dickens 2001), RAMAN spektroskopisi (Shin ve ark 1993, Gauthier ve ark 2005), elektron paramanyetik rezonans (EPR) (Sustercic ve ark 1997), nükleer manyetik rezonans (NMR) (Morgan ve ark 2000), diferansiyel tarama kalorimetresi (DSC) (Antonucci ve Toth 1983) ve diferansiyel termal analiz (DTA) (McCabe 1985, Imazato ve ark 2001) gibi yöntemler dönüşüm derecesi değerlendirmede tercih edilen direkt metotlardır. Bununla birlikte bu teknikler pahalı ve karmaşık tekniklerdir (Pianelli ve ark 1999). Bu yöntemler arasında Fourier dönüşüm infrared spektroskopisi dönüşüm derecesinin belirlenmesi için en yaygın olarak kullanılan yöntemdir (Moraes ve ark 2008); ancak FTIR analizi için hazırlanan örneklerin test öncesi ne kadar süre bekletilmesi gerektiği ile ilgili yeterli bilgi bulunmamaktadır (Obici ve ark 2004). DeWald ve Ferracane (DeWald ve Ferracane 1987) FTIR analizinin C=C bağlarının dönüşümü hakkında bilgi vermesi sebebiyle polimerizasyon tayininde kullanılmasının daha güvenilir olduğunu bildirmişlerdir.

Seramik kalınlığı arttıkça ışıkla veya hem kimyasal hem de ışık ile olarak polimerize olan simanların dönüşüm derecesi azaldığı rapor edilmiştir (Prinsloo ve ark 1997, Meng ve ark 2006, Tango ve ark 2007, Yoshida ve ark 2007, Ilie ve Hickel 2008). Öte yandan materyal kalınlığının dönüşüm derecesi üzerinde herhangi bir etkisi olmadığını gösteren çalışmalarda bulunmaktadır (Moraes ve ark 2008, Passos ve ark 2014).

Zhang ve Wang (Zhang ve Wang 2011) polimerizasyon kalitesinin direkt olarak seramik kalınlığından etkilendiğini rapor etmiştir. Başka çalışmalarda ise 2 mm ve üzerindeki seramik kalınlıklarının rezin simanların dönüşüm derecesini anlamlı ölçüde düşürdüğü bildirilmiştir (Rasetto ve ark 2001, Lee ve ark 2008, Acquaviva ve ark 2009).

Bu çalışmada standardizasyonun sağlanabilmesi ve seramik kalınlıklarının rezin simanların polimerizasyonuna olan etkisini incelemek adına CAD/CAM bloklarının hepsi aynı renk ve translusensiden seçilmiş olup tek tip ışık kaynağı aynı programda ve aynı sürede olacak şekilde tek uygulayıcı tarafından kullanılmıştır.

Myers ve ark (Myers ve ark 1994), restoratif materyallerin içerikleri, renkleri ve kalınlıklarının ışık ile polimerize olan rezin simanın polimerizasyon derecesine olan etkisini incelemişlerdir. Materyal rengi ve kalınlığının, materyal içeriğine

kıyasla rezin siman polimerizasyonuna daha büyük bir etkisi olduğunu gözlemlemişler ve 1 mm'den daha kalın restorasyonların hem kimyasal hem de ışık ile veya kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların kullanılmasını gerektiğini bildirmişlerdir.

Calgaro ve ark (Calgaro ve ark 2013), 1.5 ve 2 mm kalınlığa sahip feldspatik porselen, farklı translusensilerde (HT, LT, MO) lityum disilikat esaslı cam seramik, cam infiltre alumina kompozit ve zirkonyanın farklı polimerizasyon özelliklerine sahip rezin simanların dönüşüm derecesi olan etkisini incelemişlerdir. Dönüşüm dereceleri karşılaştırıldığında 1.5 mm ve 2 mm'lik seramik örneklerin altında gerçekleştirilen polimerizasyon sonucu rezin simanlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Işık ile polimerize olan rezin siman hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simana göre istatistiksel olarak daha yüksek bir dönüşüm derecesi göstermiştir. Bununla birlikte materyal içeriğinin de dönüşüm derecesi üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir. Daha yüksek camsı matriks oranına sahip olan feldspatik ve lityum disilikat esaslı cam seramikler daha yüksek dönüşüm derecesi elde edilmesini sağlamıştır.

Runnacles ve ark (Runnacles ve ark 2014), yapmış oldukları çalışmada farklı kalınlıklardaki A1 rengindeki IPS InLine, IPS Empress Esthetic, IPS e.max LT ve IPS e.max HT seramiklerin ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine olan etkilerini FTIR ile incelemiş ve hem 0.5 hem de 1 mm kalınlığa sahip tüm seramiklerin altından gerçekleştirilen polimerizasyon sonucu elde edilen rezin siman örneklerin kontrol grubu ile benzer dönüşüm derecesi değerlerine sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızda ise kontrol grubu örneklerinin dönüşüm dereceleri diğer tüm örneklerden daha yüksek bulunmuştur. Bu fark çalışmamızda A2 rengine sahip seramiklerin kullanılmasının bir sonucu olabilir.

Cho ve ark (Cho ve ark 2015) dört farklı kalınlıktaki (0.3, 0.6, 0.9 ve 1.2 mm) lityum disilikat esaslı cam seramik (e.max Press; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kesitlerin ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman örneklerin polimerizasyonuna etkisini inceledikleri çalışmalarında, ışık ile polimerize olan rezin siman örneklerde kalınlık değişiklikleri dönüşüm derecesi üzerinde herhangi bir fark oluşturmamıştır. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan örneklerde ise 1.2 mm'lik seramik kesiti altında polimerize edilen örnekler diğer örneklere göre istatistiksel olarak daha düşük dönüşüm derecesi değerleri göstermiştir ve bu sonuçlar bizim çalışmamız ile uyumludur. İki rezin

siman grubunun birbirleri ile karşılaştırılmasında ise 1.2 mm'lik seramik altında polimerize edilen hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman örnekler istatistiksel olarak daha düşük dönüşüm derecesi değerleri ortaya koymuştur.

Scotti ve ark (Scotti ve ark 2016) farklı kalınlıklara sahip lityum disilikat seramik kesitlerinin, ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman dönüşüm derecesine etkisini araştırmışlardır. Çalışmalarında 1.5 mm'ye kadar olan kalınlıkların altında gerçekleştirilen polimerizasyonun kabul edilebilir dönüşüm derecesi değerleri gösterdiğini rapor etmişlerdir. Rezin simanların birbirleriyle olan karşılaştırmasında ise ışık ile polimerize olan rezin siman daha yüksek dönüşüm derecesi sonuçları göstermiştir. Bizim çalışmamızda tüm seramik kalınlıkları için hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman daha yüksek dönüşüm derecesi değerleri göstermiştir. İki çalışma arasındaki bu farkın sebebi kullanılan rezin siman ve seramik türünün, ışıklama cihazı ve ışıklama süresinin farklı oluşu ile bizim çalışmamızda örneklerin dönüşüm derecesi ölçümlerinin gerçekleştirilmesi öncesinde 24 saat beklenmiş olması olabilir.

Aynı kalınlıktaki seramik kesitlerin birbirleri ile olan karşılaştırmasında, IPS Empress ve Vita Enamic bloklardan elde edilen 1 mm kalınlığındaki kesitler altında gerçekleştirilen polimerizasyon sonucu hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman daha yüksek dönüşüm derecesi değerleri gösterse de rezin siman örnekler arasında herhangi bir istatistiksel fark bulunmamıştır. Bununla birlikte bu kesitler için yapılan bağımsız t testinin p değeri 0.05'e çok yakındır.

Herhangi bir seramik kesiti olmadan polimerizasyonu gerçekleştirilen örnekler karşılaştırıldığında ışık ile polimerize olan rezin siman ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman arasında istatistiksel olarak herhangi bir fark bulunmamıştır. Bu durum, örneklerin yüzeyine ulaşan ışık miktarının azalmasına neden olan seramik kesitlerin olmamasından dolayı, ışık ile polimerize olan simanın hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simana göre ışıktan daha çok etkilenmesi ile açıklanabilir.

Hoorizad Ganjkar ve ark (Hoorizad Ganjkar ve ark 2017) A2 rengindeki IPS Empress seramiğin üç farklı kalınlığının (0.5, 1, 1.5 mm) ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan simanın dönüşüm derecesine olan etkisini inceledikleri çalışmalarında dönüşüm derecesi değerlerini sırasıyla  $69.6 \pm 2.12$ ,  $69.64 \pm 1.63$  ve  $69.24 \pm 2.12$  olarak bildirmiştir. Bu sonuçlara göre 1.5 mm'ye

kadar olan kalınlıklarda rezin simanların dönüşüm derecesinin etkilenmediği rapor edilmiştir. Yapmış olduğumuz bu çalışmada, 0.5 ve 1 mm kalınlığa sahip IPS Empress seramiklerinin altında polimerize olan örnekler diğer kalınlıklara göre istatistiksel olarak yüksek dönüşüm derecesi değerlerine sahip olmalarına rağmen kontrol grubuna göre daha düşük değerler ortaya çıkmıştır. Bu iki çalışma arasındaki fark rezin siman polimerizasyonu esnasında kullandığımız karanlık ortam tasarımı ve rezin simanlar arasındaki fark sebebiyle olabilir.

Eğilmez ve ark (Egilmez ve ark 2017), çalışmalarında farklı kalınlıklarda ve renklerdeki GC Cerasmart, Lava Ultimate ve Vita Enamic örneklerinin hem kimyasal hem de ışık ile sertleşen rezin simanın dönüşüm derecesi üzerine olan etkisini araştırmışlardır. Kullanılan CAD/CAM restoratif materyalinin türü ve rengi ışık geçirgenliği üzerinde etkili olsa da dönüşüm derecesi üzerinde anlamlı bir fark oluşturmazken, materyal kalınlığı hem ışık geçirgenliği hem de dönüşüm derecesi üzerine etkili olmuştur. Materyal kalınlığı 1.5 mm'nin üzerine çıktığında dönüşüm derecesinde belirgin bir azalma gözlemlenmiştir. Bu sonuç bizim çalışmamızın bulguları ile uyumludur. Kılınç ve ark (Kilinc ve ark 2011) ile Palta ve ark (Palta ve ark 2016) seramik kalınlığının ışık geçirgenliği ve rezin siman polimerizasyon üzerinde seramik rengine göre daha etkili olduğunu rapor etmişlerdir.

Lise ve ark (Lise ve ark 2018), iki hibrit CAD/CAM seramiğinin (GC Cerasmart ve Vita Enamic) 1, 3 ve 5 mm kalınlıkta hazırlanan kesitlerinin üç farklı rezin esaslı materyalin dönüşüm derecesine olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında, CAD/CAM bloğu ve ışık cihazının özelliklerine bağlı olarak 1.5 ile 2.7 mm arasında kalınlığa sahip materyallerin ışık ile polimerize olan rezin simanlar ile kullanılabileceği sonucuna varmışlardır. GC Cerasmart ve Vita Enamic dönüşüm derecesi açısından birbirleri ile karşılaştırıldığında ise GC Cerasmart ile daha yüksek değerler elde edilmiş ve bu iki materyalin partikül boyutları arasındaki farka bağlanmıştır. Daha büyük partikül boyutuna sahip olan Enamic ışığın daha fazla zayıflamasına sebep olmuştur. Bu görüş, Stawarczyk ve ark (Stawarczyk ve ark 2015) ve Eğilmez ve ark (Egilmez ve ark 2017)'nin çalışmalarıyla desteklenmiştir. CAD/CAM blokların doldurucu partikülleri ve polimerik matriksleri arasındaki kırıcılık indeksi farkı translusensi özelliklerinin de farklı olmasına sebep olmaktadır (Shortall ve ark 2008). Bizim çalışmamızda 2 mm kalınlığındaki Vita Enamic materyali her iki rezin siman grubunda da en düşük dönüşüm derecesi değerlerine



sebepe olmuştur. Bu durum partikül büyüklüğü ve kullanılan rezin simanın farklı olmasının bir sonucu olabilir.

Oh ve ark (Oh ve ark 2018) dört farklı kalınlıkta (0.5, 1, 2, 4 mm) A2 rengindeki IPS Empress CAD HT ve LT, IPS e.max CAD HT ve LT ile Vita Mark II kesitlerin rezin siman (Variolink N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) dönüşüm derecesine olan etkilerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda IPS Empress HT seramik kesitlerinde kalınlık arttıkça dönüşüm derecesi değerleri istatistiksel olarak azalma göstermiştir. Bu çalışmada 0.5 mm kalınlığındaki IPS Empress HT kesitler %  $53.33 \pm 2.63$ , 1 mm kalınlığındaki IPS Empress HT kesitler ise %  $48.91 \pm 3.11$ 'lik dönüşüm derecesi değerlerini vermiştir. Bizim çalışmamızda ise 0.5 (%  $65.45 \pm 1.3$ ) ve 1 (%  $64.28 \pm 2.21$ ) mm kalınlığındaki IPS Empress kesitler altında gerçekleştirilen polimerizasyon istatistiksel olarak benzer dönüşüm derecesi değerleri ortaya koymuştur. İki çalışma arasındaki bu fark çalışmamızda farklı rezin simanların kullanılmasının bir sonucu olabilir.

Rezin simanların içerdiği inorganik partikül miktarı polimerizasyon büzülmesiyle birlikte dönüşüm derecesini de etkilemektedir. Doldurucu oranının artması ile rezin simanların daha az polimerizasyon büzülmesi ve daha yüksek oranda dönüşüm derecesi gösterdiğini bildiren çalışmalar mevcuttur (Aw ve Nicholls 2001, Jedrychowski ve ark 2001, Meng ve ark 2006). Atmadja ve Bryant (Atmadja ve Bryant 1990) rezin simanların bileşimlerinin, doldurucu boyutlarının, ağırlıklarının, hacimlerinin ve doldurucu matris oranlarının, dönüşüm derecesi üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu bildirmiştir. Bu sonuçlar farklı in vitro çalışmalarla da desteklenmiştir (Barron ve ark 1992, Scougall-Vilchis ve ark 2009, Czasch ve Ilie 2013).

Çalışmamızda 0.5 ve 1 mm kalınlığa sahip seramik kesitler altında polimerizasyonu gerçekleştirilen ışık ile polimerize olan rezin simanların dönüşüm dereceleri karşılaştırıldığında, IPS Empress altında polimerize olan örneklerin istatistiksel olarak daha yüksek değerler ortaya koyduğu görülmüştür. Bu durum IPS Empress seramiğin diğer seramik kesitlere göre translusensi ve mikroyapı özelliklerinin farklı olması ile açıklanabilir.

Sen ve Us (Sen ve Us 2018) monolitik CAD/CAM seramiklerin translusensi özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında Vita Suprinity örneklerin Vita Enamic örneklere göre anlamlı ölçüde yüksek translusensi gösterdiğini bildirmişlerdir. 0.5 ve 1 mm kalınlığındaki kesitlerin hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin

simanın dönüşüm derecesine olan etkisini karşılaştırdığımızda ise Vita Suprinity ile IPS Empress arasında herhangi bir istatistiksel fark bulunmazken Vita Enamic daha düşük değerler göstermiştir. Işık ile polimerize olan rezin siman örneklerine göre farklı olan bu sonuç Vita Suprinity'nin Vita Enamic'e göre daha yüksek translusensi göstermesi ile birlikte hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın genel anlamda daha yüksek dönüşüm derecesi değerleri göstermesi ile ilişkili olabilir.

1.5 ve 2 mm kalınlığa sahip seramik kesitleri incelendiğinde ise rezin siman ayırt etmeksizin dönüşüm dereceleri arasında herhangi bir istatistiksel fark bulunmamıştır. Bu sonuç, 1.5 mm'yi aşan seramik kalınlıklarının rezin siman polimerizasyonu üzerinde seramik türüne göre daha etkili olması ile açıklanabilir; ancak literatürde çalışmamızda kullanılan seramik türlerini kullanan herhangi bir benzer çalışma bulunmamaktadır ve bu sonuç ileride yapılacak benzer çalışmalar ile desteklenmelidir.

Bu çalışmada elde edilen sonuçlara göre, 3 farklı CAD/CAM ile işlenebilen tam seramik bloktan elde edilen dört farklı kalınlıktaki (0.5, 1, 1.5, 2 mm) kesitin ışık ile polimerize olan rezin siman ile hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine üzerinde herhangi bir etkisinin olmayacağı yönünde kurulan sıfır hipotezi reddedilmiştir. Tüm seramik türleri ve kalınlıklarının rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi üzerinde anlamlı ölçüde etkiye sahip olduğu görülmüştür.

Bu çalışmada ışıkla polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanlar kullanılmıştır. Elde edilen dönüşüm derecesi değerlerinin farklı doldurucu oranına sahip rezin simanlarla karşılaştırılamaması çalışmamızın limitasyonları arasındadır. Bununla birlikte farklı CAD/CAM seramiklerin sadece kalınlık özelliklerinin dönüşüm derecesi üzerine olan etkilerinin incelenmiş olması da çalışmamızın limitasyonları arasında yer almaktadır.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda üç farklı CAD/CAM ile işlenebilir tam seramik materyalinin, dört farklı kalınlıktaki (0.5, 1, 1.5 ve 2 mm) kesitlerinin ışık ile polimerize olan rezin siman ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman örneklerin dönüşüm derecesine olan etkisi Fourier dönüşüm infrared spektroskopisi ile incelenmiştir. Bu in-vitro çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1) Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, tüm seramik kesitler iki rezin siman grubunda da istatistiksel olarak daha düşük dönüşüm derecesi değerleri açığa çıkmasına neden olmuştur.

2) Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman kullanımı daha yüksek dönüşüm derecesi değerleri elde edilmesini sağlamıştır.

3) Her iki rezin siman grubunda da en düşük dönüşüm derecesi değerleri, 2 mm kalınlığındaki Vita Enamic altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerinde saptanmıştır.

4) Daha yüksek klinik başarı elde etmek amacıyla 1 mm kalınlığın üzerinde hazırlanacak restorasyonlarda hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin siman kullanımı önerilebilir.

5) 1 mm kalınlığa kadar hazırlanan yüksek translusensideki IPS Empress, Vita Enamic ve Vita Suprinity restorasyonların simantasyonunda ışıkla polimerize veya hem kimyasal hem de ışık ile polimerize rezin siman seçimi hekim tercihinine bırakılabilir.

6) CAD/CAM seramiklerin farklı kalınlıklarının rezin simanların dönüşüm derecesine olan etkisi inceleyen, ışık cihazlarının, uygulama sürelerinin, seramik tür, renk ve translusensi derecelerinin değişkenlik gösterdiği daha fazla sayıda çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

## 6. KAYNAKLAR

- Abu Alhaija ES, Abu AlReesh IA, AlWahadni AM, 2010. Factors affecting the shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded to different ceramic surfaces. *European journal of orthodontics*, 32, 3, 274-80.
- 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. *Journal of dentistry*, 37, 8, 610-5.
- 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.
- Albakry M, Guazzato M, Swain MV, 2003. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 89, 4, 374-80.
- Albino LG, Rodrigues JA, Kawano Y, Cassoni A, 2011. Knoop microhardness and FT-Raman evaluation of composite resins: influence of opacity and photoactivation source. *Brazilian oral research*, 25, 3, 267-73.
- Alpoz AR, Ertugrul F, Cogulu D, Ak AT, Tanoglu M, Kaya E, 2008. Effects of light curing method and exposure time on mechanical properties of resin based dental materials. *European journal of dentistry*, 2, 1, 37-42.
- Altintas SH, Usumez A, 2008. Evaluation of monomer leaching from a dual cured resin cement. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 86, 2, 523-9.
- Antonucci JM, Toth EE, 1983. Extent of polymerization of dental resins by differential scanning calorimetry. *Journal of dental research*, 62, 2, 121-5.
- Anusavice KJ, 2003. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Advances in dental research*, 17, 43-8.
- Anusavice KJ, 2003. *Phillips' Science of Dental Materials*, Saint Louis, Saunders, p. 655-719.
- Anusavice KJ, Shen C, Vermost B, Chow B, 1992. Strengthening of porcelain by ion exchange subsequent to thermal tempering. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 8, 3, 149-52.
- Archegas LR, de Menezes Caldas DB, Rached r N, Soares P, Souza EM, 2012. Effect of ceramic veneer opacity and exposure time on the polymerization efficiency of resin cements. *Operative dentistry*, 37, 3, 281-9.
- Archegas LR, Freire A, Vieira S, Caldas DB, Souza EM, 2011. Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. *Journal of dentistry*, 39, 11, 804-10.
- Atalayın Ç, Tezel H, Ergücü Z, 2016. An Overview to the Cytotoxicity of Resin Based Dental Materials. *EÜ Dİphek Fak Derg*, 37, 2, 47-53.
- Atmadja G, Bryant RW, 1990. Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. *Australian dental journal*, 35, 3, 213-8.
- Aw TC, Nicholls JI, 2001. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. *Operative dentistry*, 26, 5, 498-504.
- Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N, 2015. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*, 113, 6, 534-40.
- Awliya W, Oden A, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, 1998. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand*, 56, 1, 9-13.
- Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A, 2015. Dental Ceramics: Part I - An Overview of Composition, Structure and Properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology*, 3, 1, 13-8.
- Bahr N, Keul C, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B, 2013. Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dental materials journal*, 32, 3, 492-501.
- Bala O, Uctasli MB, Tuz MA, 2005. Barcoll hardness of different resin-based composites cured by halogen or light emitting diode (LED). *Operative dentistry*, 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 - cure resin cement. *Journal of conservative dentistry : JCD*, 19, 5, 414-8.

- Barghi N, McAlister EH, 2003. LED and halogen lights: effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 24, 7, 497-500, 2, 4 passim; quiz 8.
- Barron DJ, Rueggeberg FA, Schuster GS, 1992. A comparison of monomer conversion and inorganic filler content in visible light-cured denture resins. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 8, 4, 274-7.
- Barutcigil K, Barutcigil C, Kul E, Ozarslan MM, Buyukkaplan US, 2016. Effect of Different Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to a CAD/CAM Restorative Material. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*.
- Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G, 2014. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*, 112, 4, 770-7.
- Becker CM, Kaldahl WB, 2005. Current theories of crown contour, margin placement, and pontic design. *J Prosthet Dent*, 93, 2, 107-15.
- Berman MH, 1973. The complete-coverage restoration and the gingival sulcus. *J Prosthet Dent*, 29, 3, 301-9.
- Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP, 2001. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *International journal of computerized dentistry*, 4, 4, 243-62.
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D, 2008. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204, 9, 505-11.
- Bhambhani R, Bhattacharya J, Sen SK, 2013. Digitization and its futuristic approach in prosthodontics. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13, 3, 165-74.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M, 2003. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89, 3, 268-74.
- 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.
- Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH, 2000. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 84, 4, 419-24.
- Bonfante EA, Gracis S, 2014. Individual ceramic crowns for teeth. In: *High-strength Ceramics: Interdisciplinary Perspectives*. Eds: Ferencz JL, Silva NRFA, Navarro JM: Quintessence Publishing Co Inc., p. 63-98.
- Borges GA, Agarwal P, Miranzi BA, Platt JA, Valentino TA, dos Santos PH, 2008. Influence of different ceramics on resin cement Knoop Hardness Number. *Operative dentistry*, 33, 6, 622-8.
- Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC, 2003. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 89, 5, 479-88.
- Braga RR, Ballester RY, Daronch M, 2000. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16, 4, 303-10.
- Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC, 2002. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *Journal of oral rehabilitation*, 29, 3, 257-62.
- Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S, 2013. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems. *Clin Oral Investig*, 17, 9, 2119-25.
- Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL, 1980. Translucency of dental porcelains. *Journal of dental research*, 59, 1, 70-5.
- Bugay DE, 1993. Solid-State Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy: Theory and Pharmaceutical Applications. *Pharmaceutical Research*, 10, 3, 317-27.
- Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, 2010. Self-adhesive resin cements. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 22, 6, 412-9.
- Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM, 2002. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent*, 4, 1, 7-22.
- 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.
- Caldas DB, de Almeida JB, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Consani S, 2003. Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. *Operative dentistry*, 28, 3, 315-20.

- 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. *Brazilian oral research*, 27, 5, 403-9.
- 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.
- Carter SM, Wilson PR, 1997. The effects of die-spacing on post-cementation crown elevation and retention. *Australian dental journal*, 42, 3, 192-8.
- Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA, 2001. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent*, 86, 1, 101-6.
- Chaiyabutr Y, Kois JC, Lebeau D, Nunokawa G, 2011. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent*, 105, 2, 83-90.
- Chan KC, Boyer DB, 1989. Curing light-activated composite cement through porcelain. *Journal of dental research*, 68, 3, 476-80.
- 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. *The journal of contemporary dental practice*, 16, 5, 347-52.
- Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W, 2002. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*, 15, 2, 183-8.
- Christensen GJ, 1997. Buonocore Memorial Lecture. Tooth-colored posterior restorations, 1997. *Operative dentistry*, 22, 4, 146-8.
- Christensen GJ, 2001. Computerized restorative dentistry. State of the art. *Journal of the American Dental Association* (1939), 132, 9, 1301-3.
- Christensen GJ, 2007. Should resin cements be used for every cementation? *Journal of the American Dental Association* (1939), 138, 6, 817-9.
- Chung K, Greener EH, 1988. Degree of conversion of seven visible light-cured posterior composites. *Journal of oral rehabilitation*, 15, 6, 555-60.
- Coldea A, Swain MV, Thiel N, 2013. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 29, 4, 419-26.
- 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.
- Czasch P, Ilie N, 2013. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig*, 17, 1, 227-35.
- Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF, 2005. Monomer conversion of pre-heated composite. *Journal of dental research*, 84, 7, 663-7.
- de Gee AJ, ten Harkel-Hagenaar E, Davidson CL, 1984. Color dye for identification of incompletely cured composite resins. *J Prosthet Dent*, 52, 5, 626-31.
- De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B, 2004. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 20, 10, 963-71.
- de Souza Costa CA, Hebling J, Hanks CT, 2003. Effects of light-curing time on the cytotoxicity of a restorative resin composite applied to an immortalized odontoblast-cell line. *Operative dentistry*, 28, 4, 365-70.
- 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.
- DeHoff PH, Anusavice KJ, 1992. Analysis of tempering stresses in bilayered porcelain discs. *Journal of dental research*, 71, 5, 1139-44.
- Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M, 2000. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, 84, 5, 506-13.
- Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA, 1999. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*, 12, 5, 395-400.
- Denry I, 2013. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 29, 1, 85-96.
- Denry I, Holloway JA, 2010. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials*, 3, 1, 351-68.
- DeWald JP, Ferracane JL, 1987. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *Journal of dental research*, 66, 3, 727-30.
- 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 EXTRANEIOUS LIGHT ON PHOTOACTIVATED RESIN COMPOSITES. *The Journal of the American Dental Association*, 129, 8, 1103-9.
- Drago CJ, Peterson T, 2007. Treatment of an edentulous patient with CAD/CAM technology: a clinical report. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 16, 3, 200-8.
- Dunn WJ, Bush AC, 2002. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 133, 3, 335-41.
- Duret F, Blouin JL, Duret B, 1988. CAD-CAM in dentistry. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 117, 6, 715-20.
- Egilmez 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-Mowafy OM, Rubo MH, 2000. Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *Journal (Canadian Dental Association)*, 66, 3, 147.
- Elsaka SE, 2014. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent*, 16, 6, 531-40.
- Elsaka SE, Elnaghy AM, 2016. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 32, 7, 908-14.
- Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ, 2006. In vivo wear of enamel by a lithia disilicate-based core ceramic used for posterior fixed partial dentures: first-year results. *Int J Prosthodont*, 19, 4, 391-6.
- Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ, 2008. Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*, 21, 2, 155-60.
- Fairhurst CW, Anusavice KJ, Hashinger DT, Ringle RD, Twiggs SW, 1980. Thermal expansion of dental alloys and porcelains. *Journal of biomedical materials research*, 14, 4, 435-46.
- Fan PL, Wozniak WT, Reyes WD, Stanford JW, 1987. Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 115, 3, 442-5.
- Fasbinder D, 2012. Using digital technology to enhance restorative dentistry. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 33, 9, 666-8, 70, 72 passim.
- Fasbinder DJ, 2002. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 23, 10, 911-6, 8, 20 passim; quiz 24.
- Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G, 2010. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 141 Suppl 2, 10s-4s.
- Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K, 2005. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 136, 12, 1714-23.
- Ferracane JL, 1985. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 1, 1, 11-4.
- Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R, 1997. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of dental research*, 76, 8, 1508-16.
- Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ, 2011. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of oral rehabilitation*, 38, 4, 295-314.
- Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ, 2001. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International journal of computerized dentistry*, 4, 2, 89-106.
- Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A, 2011. The effect of polymerization procedure on Vickers hardness of dual-curing resin cements. *American journal of dentistry*, 24, 4, 226-32.
- Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M, 2005. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 36, 2, 105-13.
- Fradeani M, Redemagni M, 2002. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 33, 7, 503-10.

- Franz A, König 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.
- Frassetto A, Navarra CO, Marchesi G, Turco G, Di Lenarda R, Breschi L, Ferracane JL, Cadenaro M, 2012. Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 28, 9, 1032-9.
- Freese AS, 1959. Porcelain fused to iridio-platinum crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 9, 5, 847-50.
- Fritzsche G, 2013. Cerec omnica and the virtual articulator--a case report. *International journal of computerized dentistry*, 16, 1, 59-67.
- Garber D, 1993. Porcelain laminate veneers: ten years later. Part I: Tooth preparation. *Journal of esthetic dentistry*, 5, 2, 56-62.
- Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT, 1990. Ceramic Steel? In: *Sintering Key Papers*. Eds: Sōmiya S, Moriyoshi Y. Dordrecht: Springer Netherlands, p. 253-7.
- Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH, Zhu XX, 2005. A new method for quantifying the intensity of the C=C band of dimethacrylate dental monomers in their FTIR and Raman spectra. *Biomaterials*, 26, 33, 6440-8.
- 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, 311-9.
- Giordano R, McLaren EA, 2010. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 31, 9, 682-4, 6, 8 passim; quiz 98, 700.
- Griggs JA, 2007. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental clinics of North America*, 51, 3, 713-27, viii.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV, 2004. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 20, 5, 441-8.
- Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J, 2002. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 15, 4, 339-46.
- Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR, 2011. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics of North America*, 55, 2, 333-52, ix.
- Guiraldo RD, Consani S, Mastrofrancesco S, Consani RL, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, 2008. Influence of light curing unit and ceramic thickness on temperature rise during resin cement photo-activation. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 49, 4, 173-8.
- Gurdal P, Akdeniz BG, Hakan Sen B, 2002. The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials. *Journal of oral rehabilitation*, 29, 9, 895-901.
- Guth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D, 2013. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental materials journal*, 32, 6, 865-71.
- Gürel G, 2003. Esthetic Dentistry. In: *The Science and Art of Porcelain Laminate Veneers*. Eds, 1st Ed.: Quintessence, p. 19-59.
- Hackman ST, Pohjola RM, Rueggeberg FA, 2002. Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques. *Operative dentistry*, 27, 6, 593-9.
- Haddad MF, Rocha EP, Assuncao WG, 2011. Cementation of prosthetic restorations: from conventional cementation to dental bonding concept. *The Journal of craniofacial surgery*, 22, 3, 952-8.
- Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL, 2002. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dental Materials*, 18, 6, 463-9.
- 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, 463-9.
- Harris JS, Jacobsen PH, O'Doherty DM, 1999. The effect of curing light intensity and test temperature on the dynamic mechanical properties of two polymer composites. *Journal of oral rehabilitation*, 26, 8, 635-9.
- Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL, 2000. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 83, 4, 396-401.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA, 2002. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 88, 1, 10-5.



- Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM, 1996. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *Journal of the American Dental Association* (1939), 127, 8, 1171-81.
- 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. *Journal of oral rehabilitation*, 28, 11, 1022-8.
- Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V, 2000. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of biomedical materials research*, 53, 4, 297-303.
- Holand W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H, 2008. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert review of medical devices*, 5, 6, 729-45.
- 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. *Journal of dentistry (Shiraz, Iran)*, 18, 1, 30-6.
- Horn HR, 1983. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dental clinics of North America*, 27, 4, 671-84.
- Ilie N, Hickel R, 2008. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24, 7, 908-14.
- Ilie N, Simon A, 2012. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. *Clin Oral Investig*, 16, 2, 505-12.
- Imazato S, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S, 2001. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 17, 2, 178-83.
- IPS e.max Press Concept Brochure.
- Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH, 2000. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16, 1, 41-7.
- Jedrychowski JR, Bleier RG, Caputo AA, 2001. Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques in conservative Class II restorations. *ASDC journal of dentistry for children*, 68, 3, 161-7, 50.
- Jones DW, 1985. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental clinics of North America*, 29, 4, 621-44.
- Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schmalz G, 2006. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Operative dentistry*, 31, 1, 68-77.
- Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A, Schmalz G, 2001. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Investig*, 5, 3, 156-61.
- Karaalioglu OF, Yeşil Duymuş Z, 2008. Dış Hekimliğinde Uygulanan CAD/CAM Sistemler. *Atatürk Üniversitesi Dii Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 18, 1, 25-32.
- Kelly JR, Denry I, 2008. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24, 3, 289-98.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD, 1996. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75, 1, 18-32.
- Khoroushi M, Ghasemi M, Abedinzadeh R, Samimi P, 2016. Comparison of immediate and delayed light-curing on nano-indentation creep and contraction stress of dual-cured resin cements. *J Mech Behav Biomed Mater*, 64, 272-80.
- Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A, 2011. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Operative dentistry*, 36, 6, 661-9.
- Kim MJ, Kim KH, Kim YK, Kwon TY, 2013. Degree of conversion of two dual-cured resin cements light-irradiated through zirconia ceramic disks. *The journal of advanced prosthodontics*, 5, 4, 464-70.
- 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.
- Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M, 2001. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *Journal of oral rehabilitation*, 28, 6, 586-91.
- Knobloch LA, Gailey D, Azer S, Johnston WM, Clelland N, Kerby RE, 2007. Bond strengths of one- and two-step self-etch adhesive systems. *J Prosthet Dent*, 97, 4, 216-22.

- Koishi Y, Tanoue N, Atsuta M, Matsumura H, 2002. Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites. *Journal of oral rehabilitation*, 29, 4, 387-93.
- Kollmuss M, Jakob FM, Kirchner HG, Ilie N, Hickel R, Huth KC, 2013. Comparison of biogenically reconstructed and waxed-up complete occlusal surfaces with respect to the original tooth morphology. *Clin Oral Investig*, 17, 3, 851-7.
- 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.
- Kurbad A, Kurbad S, 2013. Cerec Smile Design--a software tool for the enhancement of restorations in the esthetic zone. *International journal of computerized dentistry*, 16, 3, 255-69.
- Kurbad A, Reichel K, 2006. Multicolored ceramic blocks as an esthetic solution for anterior restorations. *International journal of computerized dentistry*, 9, 1, 69-82.
- Lafuente JD, Chaves A, Carmiol R, 2000. Bond strength of dual-cured resin cements to human teeth. *Journal of esthetic dentistry*, 12, 2, 105-10.
- 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. *Dental materials journal*, 33, 5, 705-10.
- 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, 1141-7.
- Lee IB, Um CM, 2001. Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. *Journal of oral rehabilitation*, 28, 2, 186-97.
- Lee JW, Cha HS, Lee JH, 2011. Curing efficiency of various resin-based materials polymerized through different ceramic thicknesses and curing time. *The journal of advanced prosthodontics*, 3, 3, 126-31.
- Lee S-E, Bae J-H, Choi J-W, Jeon Y-C, Jeong C-M, Yoon M-J, Huh J-B, 2015. Comparative Shear-Bond Strength of Six Dental Self-Adhesive Resin Cements to Zirconia. *Materials*, 8, 6, 3306-15.
- Lee SY, Huang HM, Lin CY, Shih YH, 1998. Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths. *Journal of oral rehabilitation*, 25, 8, 575-88.
- Leinfelder KF, 2000. Porcelain esthetics for the 21st century. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 131 Suppl, 47s-51s.
- Li RW, Chow TW, Matinlinna JP, 2014. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research*, 58, 4, 208-16.
- Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D, 2012. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 21, 5, 353-62.
- Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Yoshihara K, Nagaoka N, Cardoso Vieira LC, Van Meerbeek B, 2018. Light irradiance through novel CAD-CAM block materials and degree of conversion of composite cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 34, 2, 296-305.
- Liu PR, 2005. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 26, 7, 507-8, 10, 12 passim; quiz 17, 27.
- Lopes Cde C, Rodrigues RB, Silva AL, Simamoto Junior PC, Soares CJ, Novais VR, 2015. Degree of Conversion and Mechanical Properties of Resin Cements Cured Through Different All-Ceramic Systems. *Braz Dent J*, 26, 5, 484-9.
- Lorenzoni FC, Martins LM, Silva NR, Coelho PG, Guess PC, Bonfante EA, Thompson VP, Bonfante G, 2010. Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *Journal of dentistry*, 38, 8, 626-34.
- 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.
- Magne P, Belser U, 1997. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*, 10, 5, 459-66.
- Mahl D, Glenz F, Marinello CP, 2014. [Digital implant impression taking - an overview]. *Swiss dental journal*, 124, 2, 165-86.
- Mak YF, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH, 2002. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 18, 8, 609-21.

- 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. *Journal of the Massachusetts Dental Society*, 58, 2, 28-9.
- Marchack CB, 2007. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent*, 97, 6, 389-94.
- May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR, 1998. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*, 80, 4, 394-404.
- McCabe JF, 1985. Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis (DTA). *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 1, 6, 231-4.
- McLaren EA, 1998. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 19, 3, 307-8, 10, 12 passim; quiz 26.
- McLaren EA, Terry DA, 2002. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 23, 7, 637-41, 44, 46 passim; quiz 54.
- McLaren EA, White SN, 1999. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Practical periodontics and aesthetic dentistry : PPAD*, 11, 8, 985-94; quiz 96.
- McLean JW, 1967. The alumina reinforced porcelain jacket crown. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 75, 3, 621-8.
- McLean JW, 2001. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85, 1, 61-6.
- McLean JW, Hughes TH, 1965. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British dental journal*, 119, 6, 251-67.
- McMurry J, 2011. *Organic Chemistry with Biological Applications*, Brooks/Cole Cengage Learning, p.
- Mehl A, Hickel R, 1999. A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. *International journal of computerized dentistry*, 2, 2, 129-36.
- Mehl C, Harder S, Byrne A, Kern M, 2013. Prosthodontics in digital times: a case report. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 44, 1, 29-36.
- Meng X, Yoshida K, Atsuta M, 2006. Hardness development of dual-cured resin cements through different thicknesses of ceramics. *Dental materials journal*, 25, 1, 132-7.
- Meng X, Yoshida K, Atsuta M, 2008. Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24, 5, 594-9.
- Mills RW, 1995. Blue light emitting diodes--another method of light curing? *British dental journal*, 178, 5, 169.
- Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH, 1999. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British dental journal*, 186, 8, 388-91.
- Moraes LG, Rocha RS, Menegazzo LM, de Araujo EB, Yukimito K, Moraes JC, 2008. Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci*, 16, 2, 145-9.
- Moraes RR, Brandt WC, Naves LZ, Correr-Sobrinho L, Piva E, 2008. Light- and time-dependent polymerization of dual-cured resin luting agent beneath ceramic. *Acta Odontol Scand*, 66, 5, 257-61.
- Moraes RR, Faria-e-Silva AL, Ogliari FA, Correr-Sobrinho L, Demarco FF, Piva E, 2009. Impact of immediate and delayed light activation on self-polymerization of dual-cured dental resin luting agents. *Acta biomaterialia*, 5, 6, 2095-100.
- Morgan DR, Kalachandra S, Shobha HK, Gunduz N, Stejskal EO, 2000. Analysis of a dimethacrylate copolymer (bis-GMA and TEGDMA) network by DSC and <sup>13</sup>C solution and solid-state NMR spectroscopy. *Biomaterials*, 21, 18, 1897-903.
- Mormann WH, Bindl A, 2002. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental clinics of North America*, 46, 2, 405-26, viii.
- Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA, 1994. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 3, 3, 149-57.
- Nagai T, Kawamoto Y, Takehashi Y, Matsumura H, 2005. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *Journal of oral rehabilitation*, 32, 8, 598-605.
- Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S, 2002. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *Journal of oral rehabilitation*, 29, 10, 951-5.

- Nathanson D, Banasr F, 2002. Color stability of resin cements--an in vitro study. *Practical procedures & aesthetic dentistry* : PPAD, 14, 6, 449-55; quiz 56.
- Nixon RL, 1990. Porcelain Veneers: An Esthetic Therapeutic Alternative. In: *Fundamentals of Esthetics*. Eds: Rufenacht CR. Chicago: Quintessence Pub. Co., p. 329-68.
- Nomoto R, McCabe JF, Hirano S, 2004. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Operative dentistry*, 29, 3, 287-94.
- Obici AC, Sinhoreti MAC, Frollini E, Correr Sobrinho L, Consani S, 2004. Degree of conversion of Z250 composite determined by fourier transform infrared spectroscopy: comparison of techniques, storage periods and photo-activation methods. *Materials Research*, 7, 605-10.
- Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D, 1998. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 80, 4, 450-6.
- 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. *International journal of oral science*, 10, 1, 5.
- Oh SC, Dong JK, Luthy H, Schärer P, 2000. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*, 13, 6, 468-72.
- Oliveira M, Cesar PF, Giannini M, Rueggeberg FA, Rodrigues J, Arrais CA, 2012. Effect of temperature on the degree of conversion and working time of dual-cured resin cements exposed to different curing conditions. *Operative dentistry*, 37, 4, 370-9.
- Olthoff LW, Van Der Zel JM, De Ruiter WJ, Vlaar ST, Bosman F, 2000. Computer modeling of occlusal surfaces of posterior teeth with the CICERO CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*, 84, 2, 154-62.
- Otto T, De Nisco S, 2002. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*, 15, 2, 122-8.
- Ozturk E, Bolay S, Hickel R, Ilie N, 2015. Effects of ceramic shade and thickness on the micro-mechanical properties of a light-cured resin cement in different shades. *Acta Odontol Scand*, 73, 7, 503-7.
- Ozturk E, Hickel R, Bolay S, Ilie N, 2012. Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. *Clin Oral Investig*, 16, 1, 139-46.
- Ozyesil AG, Usumez 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.
- Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N, 2005. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 93, 5, 459-66.
- Palta N, Secilmis A, Yazicioglu H, 2016. Effect of monolithic zirconia on the degree of conversion of two resin cements analyzed by FT-IR/ATR spectroscopy. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 30, 9, 972-82.
- 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, 462-6.
- 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.
- Pearson GJ, Longman CM, 1989. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *Journal of oral rehabilitation*, 16, 1, 57-61.
- Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM, 2007. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental clinics of North America*, 51, 2, 453-71, x.
- Pereira SG, Fulgencio R, Nunes TG, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM, 2010. Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 26, 7, 710-8.
- Peutzfeldt A, Asmussen E, 2000. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *Journal of dentistry*, 28, 6, 447-52.
- Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G, 1999. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *Journal of biomedical materials research*, 48, 5, 675-81.
- Pick B, Gonzaga CC, Junior WS, Kawano Y, Braga RR, Cardoso PE, 2010. Influence of curing light attenuation caused by aesthetic indirect restorative materials on resin cement polymerization. *European journal of dentistry*, 4, 3, 314-23.
- Piconi C, Maccauro G, 1999. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1, 1-25.

- Pincus CR, 1938. Building mouth personality. *J South Calif Dent Assoc*, 14, 125-9.
- Pisani-Proenca J, Erhardt MC, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, Bottino MA, 2006. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent*, 96, 6, 412-7.
- Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA, 2005. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Operative dentistry*, 30, 3, 382-8.
- Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T, 2005. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 14, 1, 39-45.
- Prinsloo LC, van der Vyver PJ, Ferreira MR, Heyns AM, 1997. Percentage cure of cement cured through various thicknesses of Cerec porcelain. *The Journal of the Dental Association of South Africa = Die Tydskrif van die Tandheelkundige Vereniging van Suid-Afrika*, 52, 5, 283-6.
- Qualtrough AJ, Piddock V, 1997. Ceramics update. *Journal of dentistry*, 25, 2, 91-5.
- Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK, 2003. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 19, 7, 603-11.
- Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M, 2008. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*, 10, 4, 251-8.
- Rairodski AJ, 2004. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92, 6, 557-62.
- Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H, 2006. Optical behavior of current ceramic systems. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 26, 1, 31-41.
- 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.
- 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.
- 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.
- Rastelli ANS, Jacomassi DP, Bagnato VS, 2008. Effect of power densities and irradiation times on the degree of conversion and temperature increase of a microhybrid dental composite resin. *Laser Physics*, 18, 9, 1074-9.
- Reiss B, Walther W, 2000. Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations. *International journal of computerized dentistry*, 3, 1, 9-23.
- Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM, 2010. Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies. *Materials*, 3, 6, 3700-13.
- Rosenstiel SF, Johnston WM, 1988. The effects of manipulative variables on the color of ceramic metal restorations. *J Prosthet Dent*, 60, 3, 297-303.
- Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ, 1998. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*, 80, 3, 280-301.
- Rueggeberg FA, Caughman WF, 1993. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Operative dentistry*, 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, Craig RG, 1988. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *Journal of dental research*, 67, 6, 932-7.
- Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenberg DJ, 2000. Polymerization Depths of Contemporary Light-Curing Units Using Microhardness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12, 6, 340-9.
- 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.
- 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.
- 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. *Brazilian Dental Journal*, 25, 1, 38-42.

- Russell MM, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR, 1995. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985), 26, 11, 757-63.
- Ruyter IE, Svendsen SA, 1978. Remaining methacrylate groups in composite restorative materials. *Acta Odontol Scand*, 36, 2, 75-82.
- Sakaguchi RL, Powers JM, 2012. Ceramics. In: *Craig's Restorative Dental Materials*. Eds: Powers JM, 13th Ed. Saint Louis: Mosby, p. 253-75.
- Sakaguchi RL, Powers JM, 2012. Materials for Adhesion and Luting In: *Craig's Restorative Dental Materials* Eds: Powers JM, 13th Ed. Saint Louis: Mosby, p. 327-47.
- Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A, 2014. CEREC CAD/CAM Chairsides System. *ORAL & implantology*, 7, 3, 57-70.
- 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. *Dental materials journal*, 28, 1, 102-12.
- Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF, 1995. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 74, 2, 145-50.
- Sen N, Us YO, 2018. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, 119, 4, 593-9.
- Sensat ML, Brackett WW, Meinberg TA, Beatty MW, 2002. Clinical evaluation of two adhesive composite cements for the suppression of dentinal cold sensitivity. *J Prosthet Dent*, 88, 1, 50-3.
- Shillingburg HT, Sather DA, 2012. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, Chicago, Quintessence Pub., p.
- 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.
- Shortall A, Harrington E, 1996. Guidelines for the selection, use, and maintenance of visible light activation units. *British dental journal*, 181, 10, 383-7.
- Shortall AC, Palin WM, Burtscher P, 2008. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *Journal of dental research*, 87, 1, 84-8.
- Sideridou ID, Achilias DS, 2005. Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 74, 1, 617-26.
- Siervo S, Bandettini B, Siervo P, Falleni A, Siervo R, 1994. The CELAY system: a comparison of the fit of direct and indirect fabrication techniques. *Int J Prosthodont*, 7, 5, 434-39.
- Silikas N, Eliades G, Watts DC, 2000. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16, 4, 292-6.
- Simon JF, Darnell LA, 2012. Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, N.J. : 1995), 33, 1, 28-30, 2, 4-5; quiz 6, 8.
- Simon JF, de Rijk WG, 2006. Dental cements. *Inside Dentistry*, 2, 2, 42-7.
- Simonsen RJ, Calamia JR, 1983. Tensile bond strength of etched porcelain. *Journal of dental research*, 62, 297.
- Sjogren G, Molin M, van Dijken JW, 2004. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont*, 17, 2, 241-6.
- Skoog DA, Holler FJ, Nieman TA, 1998. *Principles of Instrumental Analysis*, New York, Saunders College Pub., p. 805-809.
- Soares CJ, da Silva NR, Fonseca RB, 2006. Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Operative dentistry*, 31, 3, 384-9.
- Sobrinho LC, Goes MF, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC, 2000. Correlation between light intensity and exposure time on the hardness of composite resin. *Journal of materials science. Materials in medicine*, 11, 6, 361-4.
- Sorensen JA, Kang SK, Torres TJ, Knode H, 1998. In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *Journal of the California Dental Association*, 26, 3, 207-14.

- Souza-Junior EJ, Prieto LT, Soares GP, Dias CT, Aguiar FH, Paulillo LA, 2012. The effect of curing light and chemical catalyst on the degree of conversion of two dual cured resin luting cements. *Lasers in medical science*, 27, 1, 145-51.
- Souza EJ, Jr., Borges BC, Oliveira DC, Brandt WC, Hirata R, Silva EJ, Sinhoreti MA, 2013. Influence of the curing mode on the degree of conversion of a dual-cured self-adhesive resin luting cement beneath ceramic. *Acta Odontol Scand*, 71, 3-4, 444-8.
- 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. *Journal of dentistry*, 26, 2, 137-45.
- Sproull RC, 1978. A history of porcelain in dentistry. *Bulletin of the history of dentistry*, 26, 1, 3-10.
- St-Georges AJ, Swift EJ, Jr., Thompson JY, Heymann HO, 2002. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Operative dentistry*, 27, 4, 410-7.
- Stansbury JW, Dickens SH, 2001. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 17, 1, 71-9.
- Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Guth JF, 2015. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater*, 55, 1-11.
- Stein RS, Kuwata M, 1977. A dentist and a dental technologist analyze current ceramo-metal procedures. *Dental clinics of North America*, 21, 4, 729-49.
- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S, 2006. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 137, 9, 1289-96.
- Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Lassila LV, Vallittu PK, Narhi TO, 2015. Degree of conversion of dual-polymerizing cements light polymerized through monolithic zirconia of different thicknesses and types. *J Prosthet Dent*, 114, 1, 103-8.
- Sundh A, Molin M, Sjogren G, 2005. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 21, 5, 476-82.
- 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. *Journal of materials science. Materials in medicine*, 8, 8, 507-10.
- Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G, 2001. LAVA--the system for all-ceramic ZrO2 crown and bridge frameworks. *International journal of computerized dentistry*, 4, 3, 195-206.
- Swift EJ, Jr., Bayne SC, 1997. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *American journal of dentistry*, 10, 4, 184-8.
- Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J, 2010. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *Journal of dentistry*, 38, 7, 553-9.
- Şener D, Türker B, 2009. Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 19, 1, 61-7.
- Tango RN, Sinhoreti MA, Correr AB, Correr-Sobrinho L, Henriques GE, 2007. Effect of light-curing method and cement activation mode on resin cement knoop hardness. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 16, 6, 480-4.
- Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H, 2003. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *Journal of oral rehabilitation*, 30, 10, 1015-21.
- Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutaloa J, Unterbrink G, Ristic M, Pichler G, 2006. Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Operative dentistry*, 31, 2, 219-26.
- 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.
- Tezvergil-Mutluay A, Lassila LV, Vallittu PK, 2007. Degree of conversion of dual-cure luting resins light-polymerized through various materials. *Acta Odontol Scand*, 65, 4, 201-5.
- Ting-Shu S, Jian S, 2015. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 24, 4, 313-21.

- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H, 2004. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International journal of computerized dentistry*, 7, 1, 25-45.
- 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. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 20, 5, 361-5.
- Türker AR, Hasdemir E, Yıldırım Y, 2005. *Enstrümental Analiz Laboratuvarı*, Ankara, G.Ü. Basın Yayın Yüksekokulu Basımevi, p. 163-175.
- Ustun O, Buyukhatipoglu IK, Secilmis A, 2016. Shear Bond Strength of Repair Systems to New CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*.
- Usumez A, Ozturk AN, Usumez S, Ozturk B, 2004. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. *Journal of oral rehabilitation*, 31, 2, 160-5.
- Usumez S, Buyukyilmaz T, Karaman AI, Gunduz B, 2005. Degree of conversion of two lingual retainer adhesives cured with different light sources. *European journal of orthodontics*, 27, 2, 173-9.
- van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C, 2001. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 85, 3, 261-7.
- Van Meerbeek B, Peumans M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G, 1996. Three-year clinical effectiveness of four total-etch dentinal adhesive systems in cervical lesions. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 27, 11, 775-84.
- 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. *Dental Materials*, 20, 1, 96-106.
- Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL, 1998. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Operative dentistry*, 23, 2, 87-93.
- 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.
- Vita Suprinity C, Restorative C, Vita Suprinity Brochure.
- Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT, 2009. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 25, 9, 1104-8.
- Wagner WC, Chu TM, 1996. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76, 2, 140-4.
- Wei SH, Tang E, 1989. Laminate veneers for the aesthetic restoration of anterior teeth. *Annals of the Royal Australasian College of Dental Surgeons*, 10, 148-59.
- White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC, 1995. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont*, 8, 5, 413-20.
- Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J, 2006. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent*, 96, 2, 96-9.
- Williams RJ, Bibb R, Rafik T, 2004. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent*, 91, 1, 85-8.
- 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. *Journal of dentistry*, 33, 9, 773-9.
- Yan YL, Kim YK, Kim KH, Kwon TY, 2010. Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cements. *Operative dentistry*, 35, 2, 203-10.
- 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.
- Yoshida K, Tsuo Y, Meng X, Atsuta M, 2007. Mechanical properties of dual-cured resin luting agents for ceramic restoration. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 16, 5, 370-6.
- Yucel MT, Aykent F, Akman S, Yondem I, 2012. Effect of surface treatment methods on the shear bond strength between resin cement and all-ceramic core materials. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 358, 5, 925-30.
- Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H, 2014. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC oral health*, 14, 10.



- Yuzugullu B, Avci M, 2008. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clinical implant dentistry and related research*, 10, 2, 113-21.
- Zaimoğlu A, Can G, 2004. Sabit Protezler, Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, p.
- Zaimoğlu A, Can G, 2011. Sabit Protezler, Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, p.
- Zaruba M, Ender A, Mehl A, 2014. New applications for three-dimensional follow-up and quality control using optical impression systems and OraCheck. *International journal of computerized dentistry*, 17, 1, 53-64.
- Zeng K, Oden A, Rowcliffe D, 1996. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 9, 5, 434-9.
- Zhang X, Wang F, 2011. Hardness of resin cement cured under different thickness of lithium disilicate-based ceramic. *Chinese medical journal*, 124, 22, 3762-7.



## 7. EKLER

### 7.1. A.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'na

Mustafa Borga DÖNMEZ tarafından savunulan bu çalışma, jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak oy birliği ile kabul edilmiştir.

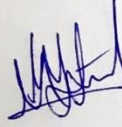
Üye: Prof.Dr.Özgür İNAN  
Selçuk Üniversitesi

İmza



Üye: Prof.Dr.Münir Tolga YÜCEL  
Selçuk Üniversitesi

İmza



Üye: Dr.Öğr.Üyesi. Yener OKUTAN  
Adnan Menderes Üniversitesi

İmza



## 8. ÖZGEÇMİŞ

1993 yılında Ankara’da doğdu. İlkokulu Evrensel Koleji’nde, ortaokul ve liseyi ODTÜ GVO Özel Ankara Okulları’nda tamamladı. 2010 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde lisans öğrenimine başladı ve 2015 yılında mezun oldu. 2016 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimine başladı. Halen bu bölümde uzmanlık eğitimine devam etmektedir. Yabancı dili İngilizcedir.

