

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**HİBRİT SERAMİKLERİN KALINLIK VE
TRANSLÜSENTLİĞİNİN REZİN SİMANLARIN
KONVERSİYON DERESESİ VE MİKROSERTLİĞİNE
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Kubilay BARUTCİGİL

DOKTORA TEZİ

2018-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**HİBRİT SERAMİKLERİN KALINLIK VE
TRANSLÜSENTLİĞİNİN REZİN SİMANLARIN
KONVERSİYON DERECESİ VE MİKROSERTLİĞİNE
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Kubilay BARUTCİGİL

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından TDK-2017-2005 proje numarası ile desteklenmiştir.

“Kaynakça gösterilerek tezimden yararlanılabilir”

2018-ANTALYA

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Öğrenci

Kubilay BARUTCİGİL

İmza

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

İmza

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam ve doktora eğitimim boyunca bana rehberlik eden, bilgisini, yardımlarını ve sabrını esirgemeyen doktora danışman hocam Sayın Doç. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN'a,

Doktora eğitimim boyunca hem klinik hem de teorik çalışmalarımda yol gösterip, bilgilerini asla esirgemeyen hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Mehmet Mustafa ÖZARSLAN'a,

Bu mesleğe adımımı atmaya öncü olan ve doktora eğitimim boyunca yardımlarını, desteğini hiç eksik etmeyen hocam, abim Sayın Doç. Dr. Çağatay BARUTCİGİL'e,

Tez jürimde yer alarak katkı ve desteklerinden dolayı değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ, Sayın Prof. Dr. Gülay VARLI UZUN, Sayın Prof. Dr. Kürşat ER, Sayın Doç. Dr. Erdal EROĞLU'na

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini paylaşan Sayın Doç. Dr. Ömer Kırmalı'ya

Çalışma sürecinde FTIR ve mikrosertlik testlerini uygulamada yardımcı olan Akdeniz Üniversitesi Kimya Bölümü öğretim üyeleri ve Arş. Gör. Emre YAVUZ'a

Sağlık Bilimleri Enstitüsü öğretim üyelerine ve başta Sayın Turhan TAT olmak üzere tüm çalışanlarına,

Tanıştığımız günden itibaren yanımda olup beni destekleyen, bana her zaman sevgi ve anlayış gösteren, maddi ve manevi yardımlarını benden hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli eşim Gülden BARUTCİGİL'e, hayat ışıklarım Melek Duru ve Deniz'e ayrıca anne ve babama sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Amaç: Bu araştırmanın amacı, tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılan, ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların translusent ve yüksek translusent Polimer İnflitre Seramik Ağ (PICN) materyalin farklı kalınlıkları altındaki konversiyon derecesinin belirlenmesi ve mikrosertliğinin değerlendirilmesidir.

Yöntem: Translusent (T) ve yüksek translusent (HT) bloklardan 0.5, 1, 1.5, 2 mm kalınlıkta örnekler hazırlandı ($n=80$). FTIR analizde kullanılacak rezin siman örnekleri 6 mm çapında ve 100 μ m kalınlıkta hazırlandı ve ışıkla polimerize olan siman 30 sn hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman 20 sn polimerize edildi ($n=180$). 24 saat oda sıcaklığında ışık almayan kaplarda bekletilen örneklerin FTIR ile konversiyon dereceleri ölçüldü. Mikrosertlik testi için 2 mm kalınlığında ve 6 mm çapında teflon kalıp hazırlandı ($n=180$). Polimerizasyon protokolü FTIR analizi için hazırlanan örnekler ile aynı olacak şekilde yapıldı. Mikrosertlik ölçümleri, Vickers mikrosertlik cihazı kullanılarak yapıldı. Elde edilen veriler SPSS 18 yazılım paketinde istatistik analizi edildi.

Bulgular: FTIR analizi sonucunda, 1.5 ve 2 mm kalınlığında hazırlanan T ve HT seramikler altında ışıkla polimerize olan rezin simanların konversiyon dereceleri kontrol grubuna göre düşük değerler gösterdiği bulgulanmıştır. Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan siman grubunda, kontrol grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı gözlenmiştir. Mikrosertlik değerleri incelendiğinde, ışıkla polimerize olan rezin simanın 1.5, 2 mm kalınlıklarda hazırlanan T ve HT seramik grupları ile hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın 1.5 ve 2 mm T ve HT seramiklerin kalınlığındaki grupları istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük mikrosertlik değerleri göstermiştir.

Sonuç: T ve HT hibrit seramik kullanılarak 1 mm ve üzerinde kalınlıklarda hazırlanan restorasyonların simantasyonunda hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman kullanılması önerilebilir.

Anahtar Kelimeler: Hibrit seramik, rezin siman, konversiyon derecesi, mikrosertlik

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to determine the conversion degree and microhardness a light cured and a dual cured resin cement which are used in the cementation of full all ceramic restorations under different thicknesses of translucent and high translucent Polymer infiltrated ceramic network (PICN) ceramic material.

Method: Translucent (T) and high translucent (HT) PICN blocks were prepared 0.5, 1, 1.5, 2 mm thicknesses ($n=80$). Resin cement samples for FTIR analysis were prepared with a diameter of 6 mm and a thickness of 100 μm . Light cure resin cement was polymerized for 30 seconds and dual cure resin cement was polymerized for 20 seconds ($n=180$). Samples were stored in the dark for 24 hours at room temperature before FTIR spectrometer was used for degree of conversion measurements. For microhardness test, a teflon mold having 2 mm thickness and 6 mm diameter was prepared. The polymerization protocol was the same as the samples prepared for FTIR analysis ($n=180$). Microhardness were measured using by a Vickers microhardness test device. The obtained data were analyzed statistically in a statistical software package.

Results: As a result of FTIR analysis, conversion degree of the light cured resin cement that were prepared under 1.5 and 2 mm thick T and HT ceramics were found to be lower than the control group. It was observed that the conversion degree of the dual cure resin cement group there was no significant difference between the control group. When the microhardness values were examined, light cured resin cement ceramics were prepared under 1.5, 2 mm thick T and HT ceramics showed statistically significant low microhardness values. Dual cure resin cement were prepared under 1.5 and 2 mm thick T and HT ceramics showed statistically significant low microhardness values.

Conclusion: in the limitation of present study, it may be concluded that, dual cured resin cements are more suitable in the cementation of restorations prepared at thicknesses of 1.5 mm and above both T and HT hybrid ceramics.

Key words: Hybrid ceramic, resin cement, degree of conversion, microhardness

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
TABLolar DİZİNİ	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
SİMGELER ve KISALTMALAR	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı	6
2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	8
2.2. CAD/CAM İle Hazırlanan Seramikler	10
2.2.1. CAD/CAM Uyumlu Feldspatik Seramikler	10
2.2.2. CAD/CAM Uyumlu Mika İçerikli Seramikler	10
2.2.3. CAD/CAM Uyumlu Lösit İle Güçlendirilmiş Seramikler	11
2.2.4. CAD/CAM Uyumlu Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Seramikler	11
2.2.5. CAD/CAM Uyumlu Cam İnflitre Alümina ve Zirkonya Seramikler	12
2.2.6. CAD/CAM Uyumlu Polikristalin Zirkonya ve Alümina	13
2.2.7. CAD/CAM Uyumlu Polimer-İnflitre Seramik Ağ Malzemesi	15
2.3. Dental Seramiklerin Simantasyonu	16
2.3.1. Çinko Fosfat Siman	20
2.3.2. Çinko Polikarboksilat Siman	20
2.3.3. Cam İyonomer Simanlar (CIS)	21
2.3.4. Rezin Esaslı Simanlar	22
2.3.5. Kompozit Rezin Simanların Sınıflandırılması	26
2.4. Polimerizasyon	29
2.4.1. Konversiyon Derecesi (Polimerizasyon Derecesi-DC)	33
2.4.2. Konversiyon Derecesi Tespit Yöntemleri	34

3. GEREÇ ve YÖNTEM	42
3.1. Çalışmanın Uygulama Aşamaları	44
3.2. Hibrit Seramik Örneklerinin Hazırlanması	44
3.3. Rezin Siman Örneklerinin Hazırlanması	49
3.3.1. Konversiyon Derecesi Ölçümü İçin Rezin Siman Örneklerinin Hazırlanması	49
3.3.2. Mikrosertlik Testleri İçin Rezin Siman Örneklerinin Hazırlanması	51
3.4. Rezin Siman Örneklerinin Konversiyon Derecelerinin Ölçümü	52
3.5. Rezin Siman Örneklerinin Mikrosertlik Ölçümü	54
3.6. İstatiksel Analiz	55
4. BULGULAR	56
4.1. Rezin Simanların Konversiyon Dereceeleri Değerlerinin Değerlendirilmesi	56
4.2. Rezin simanların Vickers mikrosertlik değerlerinin değerlendirilmesi	60
5. TARTIŞMA	66
6. SONUÇLAR	85
KAYNAKLAR	86
ÖZGEÇMİŞ	105

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan malzemeler ve içerikleri	43
Tablo 4.1. Konversiyon oranları ortalamaları ve standart sapmaları	56
Tablo 4.2. Vickers ortalamaları ve standart sapmaları	61



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Dental seramiklerin atomik yapısı	7
Şekil 2.2. Dental seramiklerin cam ve kristalin yapısı	7
Şekil 2.3. Hibrit seramik (PICN) yapısı	16
Şekil 2.4. Diş hekimliğinde kullanılan simanlar	19
Şekil 2.5. Serbest radikal oluşumu	30
Şekil 2.6. Polimerizasyonun indüksiyon dönemi	31
Şekil 2.7. Polimerizasyonun yayılım evresi	32
Şekil 2.8. Polimerizasyonun sonlanma evresi	33
Şekil 2.9. Elektromagnetik spektrum	36
Şekil 2.10. Elektromanyetik spektrum kızılötesi (IR) bölgesi	36
Şekil 2.11. Sertlik Testlerinde kullanılan batıcı uçlar	40
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan hassas kesme cihazı	45
Şekil 3.2. Hibrit seramik laboratuvar bitirme kiti ve çalışmada kullanılan translusent ve yüksek translusent bloklar	45
Şekil 3.3. Laboratuvar bitirme kiti içerisinde bulunan pembe renkli ön polisaj frezinin ve gri renkli daha ince grenli son polisaj frezinin kullanımı	46
Şekil 3.4. Hibrit seramik örneklerin dijital kumpas ile kalınlıklarının ölçümü	47
Şekil 3.5. Hibrit seramik örneklerin kalınlık ve translusentliğine göre hazırlanan kapların görüntüsü	47
Şekil 3.6. FTIR ve mikrosertlik ölçümü için hazırlanan örneklerden oluşturulan gruplar	48
Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan rezin simanlar	49
Şekil 3.8. Konversiyon derecesi ölçümü için rezin siman örneklerinin hazırlanması	50
Şekil 3.9. LED ışık cihazı VALO Cordless ve ışık cihazının yüksek güç modunda kullanımı	51
Şekil 3.10. Hazırlanan rezin siman örneklerinin saklandığı ışık geçirmeyen kaplar	51
Şekil 3.11. Mikrosertlik testleri için rezin siman örneklerinin hazırlanması	52
Şekil 3.12. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR) cihazı	52

Şekil 3.13. Homojen hale getirilen KBr ve rezin simanın metal basınç aletine alınıp preslenerek 0,5 mm kalınlığında kristalize materyalin elde edilmesi	53
Şekil 3.14. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR) kullanılarak elde edilen rezin simanların spektrumları	54
Şekil 3.15. Vickers Mikrosertlik cihazı	55
Şekil 4.1. Transludent hibrit seramik grupları altında hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerindeki değişiklikler	57
Şekil 4.2. Yüksek Transludent hibrit seramik grupları altında ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerindeki değişiklikler	58
Şekil 4.3. Işıkla polimerize olan rezin simanın farklı kalınlıklarda transludent ve yüksek transludent seramikler altındaki konversiyon dereceleri	59
Şekil 4.4. Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın farklı kalınlıklarda transludent ve yüksek transludent seramikler altındaki konversiyon dereceleri	60
Şekil 4.5. Transludent hibrit seramik grupları altında ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların Vickers mikrosertlik değerleri sütun tablosu	62
Şekil 4.6. Yüksek transludent hibrit seramik grupları altında ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların Vickers mikrosertlik değerleri sütun tablosu	63
Şekil 4.7. Işıkla polimerize olan rezin simanın farklı kalınlıklarda transludent ve yüksek transludent seramikler altındaki Vickers mikrosertlik değerleri	64
Şekil 4.8. Hem ışıkla hem de kimyasal polimerize olan rezin simanın farklı kalınlıklarda transludent ve yüksek transludent seramikler altındaki Vickers mikrosertlik değerleri	64

SİMGELER ve KISALTMALAR

Al₂O₃	: Alüminyum oksit
Bis-EMA	: Etoksillenmiş bisfenol-A glisidil dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol-A glisidil dimetakrilat
CAD	: Bilgisayar yardımı ile tasarım
CAM	: Bilgisayar yardımı ile üretim
CIS	: Cam iyonomer siman
DEGDMA	: Diethylene glycol dimethacrylate
E_f	: Elastise modülü
FTIR	: Fourier Transform-Infrared Spektroskopi
Grf	: Gram kuvvet
GPa	: Gigapascal
IPN	: İç içe geçmiş ağ kompozit
IR	: Kızılötesi bölgesi
K	: Potasyum
K₂O	: Potasyum oksit
KBr	: Potasyum bromür
Kgf	: Kilogram kuvvet
Mm	: Milimetre
MPa	: Mega pascal
M.S	: Milattan sonra
MW	: Miliwatt
N	: Newton
Na	: Sodyum
Nm	: Nanometre
NMR	: Nükleer Manyetik Rezonans Spektroskopi
O⁻	: Oksijen anyonu
pH	: Çözeltinin asitlik veya bazlık derecesini tarif eden ölçü birimidir
PICN	: Polimer infiltre seramik ağ malzemesi
SnF	: Kalay florür

Si⁴⁺	: Silisyum katyonu
(SiO₄)⁴⁻	: Silisyum tetrahedral
Sn	: Kalay
TEGDMA	: Trietilenglikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilatlar
UV	: Ultraviyole
UV-VAS	: Ultraviyole Görünür Bölge Absorpsiyon Spektroskopisi
°C	: Celsius
µm	: Mikrometre
3Y-TZP	: Yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri
Σ_f	: Bükülme direnci
4-META	: 4-metakriloksietil trimellitit anhidrat

1. GİRİŞ

Sabit protetik restorasyonlarda biyouyumluluk ve estetik gibi beklentilerin artması metal desteksiz porselen sistemlerin giderek popüler olmasını sağlamıştır. Günümüzde özellikle CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler önemli derecede artmış ve böylece diş hekimliği alanında; inlay, onlay, lamina veneer, kuron ve köprü uygulamalarında daha iyi estetik olanaklar sunulmuştur (Coldea ve ark., 2013). Daimî restorasyonlarda kullanılan metal olmayan CAD/CAM materyalleri, kompozit ve seramik olarak iki gruba ayrılmaktadır. Seramik esaslı materyallerin yüksek bükülme direnci, iyi renk stabilitesi, aşınmalara karşı direnç ve yüksek biyouyumluluk gibi avantajları vardır. Ancak, karşıt dişlerde fazla aşınma, diş yapısında en az 1.5-2.0 mm'lik kayba sebep olma, kırılabilirlik gibi dezavantajlara da sahiptir. Bunun yanında, kompozit esaslı materyallerin ise şekillendirilmesi, cila ve polisaj işlemleri kolaydır. Kompozitler aynı zamanda karşıt arktaki dişlerde daha az aşınmaya sebep olurlar. Bunun yanında, kompozitler seramiklere göre daha fazla aşınmaları, biyouyumluluklarının sorgulanabilir olması, mekanik, renk ve optik özelliklerinin yetersiz olması gibi dezavantajlara sahiptirler (Coldea ve ark., 2013; Dirxen ve ark., 2013; Elsaka, 2014). Restoratif materyallerdeki gelişmeler, seramik ve kompozitlerin avantajlarını birleştirerek daha iyi görünüme sahip restorasyonlar ortaya çıkarırken, restorasyonların klinik ömrünü uzatmayı da sağlamıştır. Bu doğrultuda, yeni bir CAD/CAM restoratif materyali olan hibrit seramik olarak da adlandırılan “polimer-infiltrate seramik ağ malzemesi (PICN)” veya “iç içe geçmiş ağ kompozit (IPN)” geliştirilmiştir. Bu hibrit seramik materyali, birbiri içerisine geçmiş ağırlıkça %86 seramik ağa penetre olmuş %14 oranındaki akrilat polimer ağından oluşmaktadır. PICN ile birlikte, seramik ve kompozit rezinlerin pozitif özellikleri birleştirilmiştir (Coldea ve ark., 2013; Elsaka, 2014).

Estetik amaçla kullanılan metal desteksiz materyallerin mekanik ve optik özellikleri pek çok nedenle önemlidir. Bununla birlikte, kullanılan siman sisteminin sertleşme mekanizması ve kalınlığı restorasyonların klinik başarısı üzerinde etkilere sahiptir (He ve ark., 2011). Rezin simanlar, düşük çözünürlüklerinin yanında estetiğe olan katkıları, diş yüzeyi ve restorasyonun her ikisine de bağlanma dirençlerinin ideal olması gibi avantajları sayesinde oldukça sık tercih edilmektedir (Calgaro ve ark., 2013). Rezin simanlar

polimerizasyon türlerine göre; ışıkla, kimyasal ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olanlar olarak sınıflandırılırlar (Calgaro ve ark., 2013). Işıkla sertleşen rezin simanların, çalışma zamanı fazla ve renk dayanıklılıkları iyidir. Işıkla sertleşen simanlarda renkte zamanla değişime neden olabilecek kimyasal başlatıcı kullanılmaması bir avantajdır. Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların bükülme direnci, elastik modülü, konversiyon derecesi ve sertliği ışıkla veya kimyasal yolla sertleşen rezin simanlara oranla daha iyidir. Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar ışık geçirgenliğinin az olduğu durumlarda, ek kimyasal sertleşmeye sahiptir (Calgaro ve ark., 2013). Kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca monomerlerin polimere dönüşüm miktarı “konversiyon derecesi” (polimerizasyon derecesi) olarak adlandırılır (Dewaele ve ark., 2006). Kompozit rezinlerin uygulanması sırasında konversiyon derecesinin yüksek olması gerektiği genel bir kanıdır. Nedeni konversiyon derecesi artarken, rezinde reaksiyona katılmayan artık monomer miktarının azalması ve buna bağlı olarak fiziksel özelliklerin iyileşmesidir. Yetersiz konversiyon, polimerize olmayan toksik monomerlerin pulpa üzerinde olumsuz etkilere, restorasyon-dış bağlantısının zayıflamasına ve bağlanmadaki başarısızlık sonucunda kenar sızıntısına, post-operatif hassasiyete, renklenmeye, aşınmaya ve ikincil çürüklere yol açabilir (Dewaele ve ark., 2006). Rezin simanların mikrosertliğini etkileyen en önemli faktör konversiyon derecesidir. Konversiyon derecesi ne kadar yüksek olursa, simanın sertlik ve mekanik özellikleri o kadar yüksek olmaktadır (Kim ve Watts, 2008). Seramik restorasyonların ışık geçirgenliği rezin simanların polimerizasyon derecesini etkileyebilir. Ayrıca, rezin simanın kalınlığı, yapısı, aktivasyon türü konversiyon oranı üzerine etkilidir. (Lopes Cde ve ark., 2015). Literatürde, rezin simanların polimerizasyon dereceleri üzerinde kullanılan seramik materyallerin etkisini incelemek amacıyla, feldspar, lityum disilikat ve zirkon seramiklerin kullanıldığı pek çok araştırma yer almaktadır (Calgaro ve ark., 2013; Lopes Cde ve ark., 2015). Ancak, hibrit materyallerin kullanılan rezin simanın polimerizasyonuna olan etkileri henüz yeteri kadar incelenmemiştir (Egilmez ve ark., 2017). Bu çalışmanın amacı, farklı kalınlıklardaki translusent ve yüksek translusent hibrit seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılan, ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerinin ve mikrosertliklerinin değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik, Yunanca “keramos, keramikos, keramenes” sözcüğünden türetilen, topraktan yapılış anlamına gelen ve yüksek ısıda pişirilerek elde edilen bir materyaldir. Porselenler ise birbirleri içinde çözünmeyen feldspar, kuartz ve kaolin gibi minerallerin düşük ısıda eriyerek şekillendiği seramik materyali olarak tanımlanır. Diş hekimliğinde “porselen” terimi “dental seramik” veya “dental porselen” olarak da kullanılmaktadır (Jones, 1985).

Taş Devri'nden bu yana insanlar seramik benzeri aletler kullanmıştır. Örneğin, M.Ö 10.000'den 6.000'e kadar olan Paleo-Hint kültürünün zanaatkârları, çeşitli doğal kaya malzemelerinden ok başı, mızrak benzeri aletler yapmışlardır (Anusavice ve ark., 2013b). M.Ö 50 yıllarında Çin'de seramikler üretilmeye başlamış ve M.S 100 yıllarında seramiklerin yapım teknikleri geliştirilmiş ve özgün hale getirilmiştir. M.S 800 yılların başında Çin porseleni Avrupa'da üretilmeye başlanmıştır (Kelly ve Benetti, 2011).

İlk porselen diş malzemesi 1789 yılında, Fransız bir eczacı olan Duchateau ile birlikte bir Fransız diş hekimi olan Chemant tarafından tam protezlerde kullanılmak amacıyla üretilmiştir (Kelly ve Benetti, 2011). Ancak, bu döneme ait porselen yapay dişlerin, protez kaide materyalleri ile bağlantısı yeterli olmadığından kullanımları sınırlı kalmıştır.

1808 yılında İtalyan bir diş hekimi olan Fonzi, platin iğne veya çerçeve ile tutulan bir "terrometalik" porselen diş geliştirmiştir (Anusavice ve ark., 2013b). Ancak geliştirdiği bu porselenin hem kırılğan hem de fazla opasite gösteren bir yapıya sahip olduğu belirtilmiştir.

Charles Land, 1903'te diş hekimliğine ilk seramik kuronlardan birini sunmuştur (Kelly ve Benetti, 2011). Land bir inlay için diş kavite preparasyonu yapmış ve platin folyo matriksi elde etmiştir. Daha sonra bu matriks ile yüksek ısılı feldspatik porselen kullanarak bir inlay seramik üretme tekniğini geliştirmiştir. Bu restorasyonlar iyi bir görünüme sahip olmasına rağmen, porselenin düşük bükülme direnci nedeniyle restorasyonlarda kırıklar çok fazla gözlenmiştir (Akın, 1990; McLean, 2001). Sonraki yıllarda porselenin

kırılma oranını azaltmaya yönelik çalışmalar artmıştır. 1940'larda dental porselenlerin vakum altında pişirilmesi keşfedilmiştir. Bu yöntem ile porselenin şeffaflığı artmıştır. Bunun yanında porselenin yapısında oluşan porozitenin de azaldığı gözlenmiştir (McLean, 2001).

1950'lilerin başından itibaren, seramiklerin metalle desteklenmesi fikri ortaya çıkmıştır. Metal-seramik restorasyonların uzun süre devam eden üstün klinik başarısını sağlayan önemli atımlardan ikisi Weinstein ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir (Anusavice ve ark., 2013b). Bunlardan ilki, sinterleme sıcaklığının ve termal genişleme katsayısının sistematik kontrolünü mümkün kılan feldspatik porselenin geliştirmesidir. Porselene % 11-15 oranında K_2O (potasyum oksit) eklenmiş ve ısı $7000\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'den $12000\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'e çıkarılabilmiş; bu yolla yüksek genişleme katsayısına sahip olan porselenin, metale bağlantı kuvveti artmıştır (McLean, 2001). Diğeri ise, feldspatik porselenlerle termal olarak uyumlu ve kimyasal olarak bağlanabilen alaşımlar üretmek için kullanılacak bileşenlerin bulunmasıdır. Bu sayede ilk ticari porselen, Vita Zahnfabrik (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) tarafından 1963 yılında üretilmiştir (Anusavice ve ark., 2013b).

Metal-seramik restorasyonlarındaki bu gelişmelere rağmen, metal destekli restorasyonların estetik, renk uyumu gibi bazı dezavantajlarının ortaya çıkması metal desteksiz porselenlerin gelişimini hızlandırmıştır. 1965 yılında, Mclean ve Hughes, ağırlıkça %40-50 Al_2O_3 içeren bir cam matriksten oluşan bir alüminyum kor seramiğini geliştirmişlerdir (Anusavice ve ark., 2013b). Bu şekilde elde edilen alt yapıların bükülme direnci (kopma modülü) yaklaşık 125 MPa olarak bildirilmiştir (Qualtrough ve Piddock, 1997). Bu sistem, porselenin dayanıklılığını arttırmıştır. Ancak arka bölgedeki restorasyonlar için bu değer yeterli bulunmamıştır (McLean, 1979). Yapılan bir çalışmada ön bölge restorasyonlarda beş yılda %2'lik nispeten düşük bir kırılma oranını gözlenirken, arka bölge restorasyonlarda alümina porselenler kullanıldığında %15 gibi kabul edilemez derecede yüksek bir kırılma oranı bildirilmiştir (Anusavice ve ark., 2013b; McLean, 1979). Alümina porselen kor malzemelerinin yetersiz yarı saydamlığı (opak, kireçli beyaz görünüm) nedeniyle, kabul edilebilir estetiği elde etmek için feldspatik porselen ile üst yapı uygulaması gerekmiştir. Bunun yanında, diğeri bir dezavantajı, porselenin fırınlanma esnasında oluşan yüksek büzülme oranı (yaklaşık %15 ile %20) nedeniyle kenar

uyumunun bozulması olarak bildirilmiştir (Anusavice ve ark., 2013b). Posterior bölgelerdeki nispeten yüksek kırılma oranlarına bağlı olarak, alümin porselen kuronların kullanımı için başlıca endikasyonun, görünümün önemli olduğu üst anterior restorasyonlar olduğu belirtilmiştir (Anusavice ve ark., 2013b).

Tam seramiklerdeki gelişmeler 1980'li yıllarda hız kazanmıştır. Bir yandan seramiklerin güçlendirilmesi çalışmaları sürerken, diğer yandan bilgisayar destekli üretimin ilk adımları atılmaya başlanmıştır. 1984 yılında Adair ve Grossman tarafından dökülebilir cam seramikler üretilmiştir (Anusavice ve ark., 2013b). Refrakter bir kalıba eritilerek dökülen cam matriks içine tetrasilik flormika kristalleri ilave edilerek Dicor (Dentsply, New York, ABD) cam-seramiği geliştirilmiştir (Anusavice ve ark., 2013b; Tatal ve ark., 2015). Aynı dönemde Brugges alümina miktarı %75 olan Hi-ceram'ı (Vita Zahnfabrik) geliştirmiştir. Ancak opak olmasının yanında, bükülme direncinin düşük olması kullanımını sınırlamıştır (Tatal ve ark., 2015). 1989 yılında Michael Sadoun %90 oranında Al₂O₃ içeren ve slip casting metoduyla üretilen yüksek dayanıma sahip In-Ceram (Vita Zahnfabrik) sistemini geliştirmiştir (Raigrodski, 2004; Tatal ve ark., 2015).

1990'ların başında, hacimce yaklaşık %34 lösit içeren ve basınçla şekillendirilen cam seramikler olan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi piyasaya sürülmüştür. IPS Empress sisteminin, Dicor cam seramiklerine benzer mekanik özelliklere ve marjinal adaptasyona sahip olması nedeniyle kullanımları anterior bölgede tek kuron ve lamina, inlay, onlay ile sınırlanmıştır. Elde edilen tüm gelişmelere rağmen tam seramikler çok üyeli sabit bölümlü protezlerde kullanılmaya elverişli bulunmamıştır (Kelly ve ark., 1996; El-Mowafy ve Brochu, 2002; Anusavice ve ark., 2013b). 1998 yılında, kırılmaya karşı dirençli, basınca dayanıklı cam seramik IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi kullanıma sunulmuştur. Hacimce yaklaşık %70 lityum disilikat kristalleri içeren bu seramik sistemi, ikinci küçük azı dişine kadar üç üyeli sabit protetik restorasyonlar için önerilmiştir (El-Mowafy ve Brochu, 2002; Anusavice ve ark., 2013b).

1985 yılında ilk dental CAD/CAM uygulaması Cerec (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya), Werner Mörmann ile Marco Brandestini tarafından gerçekleştirilmiştir (Liu ve Essig, 2008). Bu sistem ile inlay ve onlay üretilmiştir. Cerec (Sirona Dental Systems)

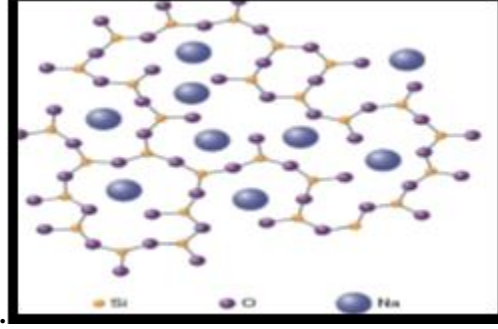
sistemiyle, diş hekimliğinde CAD/CAM uygulamalarının popülerliği arttırmıştır (Miyazaki ve Hotta, 2011). Bununla birlikte, destek dişin ağız içi dijital tarama cihazı ile alınan ölçüsünün netliği yeterli olmamıştır. Bundan sonraki en önemli gelişme 1993 yılında Andersson ve Odén (Andersson ve ark., 1996) tarafından gerçekleştirilmiştir. %100 alümina (Al_2O_3) içeren yeni bir core materyalini (Procera All-Ceram) CAD/CAM sistemi kullanarak üretmişlerdir (Andersson ve ark., 1996).

İlerleyen dönemlerde itrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) seramik alt yapısı olarak CAD/CAM ile hazırlanması, üstün mekanik özelliklerinden dolayı popüler hale gelmiştir (Beuer ve ark., 2009). Aynı zamanda zirkonyumdan farklı olarak CAD/CAM kullanılarak hazırlanabilen seramik blokların üretimi son yıllarda giderek artmıştır. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) bloklar lityum disilikat ile güçlendirilmiş, CAD/CAM 'de hazırlanabilen bloklardan biridir (Tutal ve ark., 2015).

Günümüzde seramiklerin üretimi sürecinde, teknolojik gelişmelerle birlikte estetik, biyolojik uyum ve yeterli mekanik dayanımı bir arada bulunduran materyallerin kullanıma sunulması hedeflenmektedir.

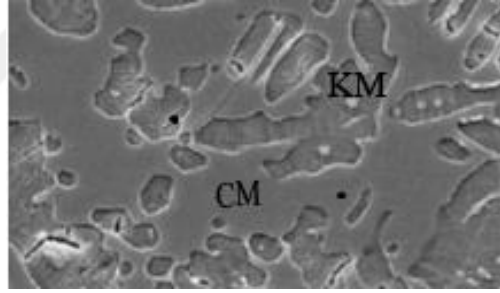
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik terimi, arzulanan özelliklerin elde edilmesi için çoğunlukla yüksek bir sıcaklıkta işlenen metalik olmayan bir inorganik malzemedен yapılmış ürünü ifade eder (Zaimoğlu ve ark., 1993c). Seramiğin ana bileşeni yarı metal silisyum atomu etrafında, metal olmayan oksijen atomlarının oluşturduğu tetrahedral (SiO_4)⁴⁻ yapıdır. Bu yapı, merkezinde bulunan silisyum katyonunun (Si^{4+}), her köşesindeki oksijen anyonu (O^-) ile kovalent ve iyonik kimyasal bağlar kurmasıyla oluşur (Yavuzyılmaz ve ark., 2005). Tetrahedral yapının köşesinde bulunan oksijen, başka bir tetrahedral yapının silisyum katyonu ile bağ kurarak yapının büyümesini sağlar. Bu yapı, seramiğin cam matriksini oluşturur. Seramiğin yapısına ilave edilen potasyum (K) veya sodyum (Na) gibi katyonlar silisyum atomlarının oksijene bağlanmasını engeller. Şekil 2.1.'de dental seramiklerin atomik yapısı gösterilmektedir. Silikat zincirlerini bozan katyonlar, seramiğin fiziksel özelliklerini değiştirir ve seramiğin kristalin (lösit) fazını meydana getirirler (Anusavice ve ark., 2013b). Şekil 2.2.'de seramiğin cam matriksi ve kristalin maktriksi gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Dental seramiklerin atomik yapısı (Anusavice ve ark., 2013b)

Seramiklerin özellikleri, üretiminde kullanılan bileşenlerin tipleri ve miktarları kontrol edilerek diş hekimliği alanı için uygun hale getirilmiştir (Zaimoğlu ve ark., 1993c; Sakaguchi ve Powers, 2012c; Anusavice ve ark., 2013b).



Şekil 2.2. Dental seramiklerin cam ve kristalin yapısı. (CM; cam matriks, KM; kristalin maktriiks)
(Anusavice ve ark., 2013b)

Felspar, kaolin ve kuartz dental seramiklerin ana yapısını oluşturmaktadır. Ayrıca seramiğin yapısında bu maddelerin dışında renk pigmentleri, opaklaştırıcı maddeler, ara oksitler, akışkanlar ve cam modifiye ediciler de bulunabilir (Anusavice ve ark., 2013b).

Feldspar

Porselenin temel bileşeni olan felspar %75-85 oranında bulunur (Yavuzylmaz, 1996). Potas albit ve ortoklastın değişik oranlarında oluşan felspar, diğer porselen bileşikleri için matriks görevi görür ve fırınlama sırasında erime sıcaklığının kontrolüne yardımcı olur. Yapısındaki potas albit cam faz içinde yer alır. Erime derecesi yaklaşık 1100 - 1300 °C arasındadır. Diğer bileşeni olan ortoklast, porselenin kristalin lösit fazından sorumludur. Lösit kristallerinin önemi, erime sırasında porselenin stabil kalmasını sağlamasıdır. Ortoklastın erime sıcaklığı 1170 - 1540 °C arasındadır. Ortoklast minimum ısıl

genleşme ve kimyasal dirençten sorumlu olmasının yanında, porselene sertlik de kazandırır (Zaimoğlu ve ark., 1993c; Sakaguchi ve Powers, 2012c; Anusavice ve ark., 2013b).

Yapısındaki diğer bileşenlerden albit, erime sıcaklığını düşürmede rol alırken, potas yapısında bulunan K_2O eriyen materyalin akışkanlığını sınırlandırır ve şeffaflık kazandırır. Ayrıca oluşturulan morfolojik detayların korunmasını ve restorasyonun doğal görüntüsünün verilmesine yardımcı olur (Zaimoğlu ve ark., 1993c).

Kuartz

Yüksek erime sıcaklığına sahip olan kuartz silika yapısındadır. Yaklaşık 1700 °C derecede eriyen kuartz, porselenin yapısında yaklaşık %10-30 oranında bulunmaktadır. Porselenin yapısında doldurucu olarak görev yapar. Porselenin soğuması sırasında meydana gelecek büzülme önleyerek restorasyonun şeklinin bozulmasını engeller (Zaimoğlu ve ark., 1993c; Yavuzyılmaz ve ark., 2005; Sakaguchi ve Powers, 2012c).

Kaolin

Opak bir yapıya sahip olan kaolin bir alüminyum hidrat silikattır. Yaklaşık 1300 °C derecede eriyen kaolin %1-10 arasında porselenin yapısına katılır. Adeziv özelliği sayesinde, diğer bileşenlerin yapıya bağlanmasını sağlar ve seramiğin modelajını kolaylaştırır (Zaimoğlu ve ark., 1993c; Yavuzyılmaz ve ark., 2005)

2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler çeşitli şekillerde sınıflandırılabilirler (Anusavice ve ark., 2013b);

- 1) Kullanım şekillerine göre;
 - a) Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler,
 - b) Tam seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler,
 - c) Tam ve hareketli bölümlü protezlerde kullanılan dental seramikler,
- 2) Kimyasal yapılarına göre;
 - a) Silika cam,
 - b) Lössit içerikli feldspatik porselen,
 - c) Lössit içeren cam seramik,
 - d) Lityum disilikat içeren cam seramik,

- e) Alümina porselen,
 - f) Cam infiltre alümina,
 - g) Cam infiltre zirkonya,
 - h) Zirkonya,
- 3) Üretim şekillerine göre;
- a) Dökülebilir cam seramikler
 - i) Dicor (Dentsply, York, ABD),
 - ii) Cerapearl (Kyocera, San Diego, ABD),
 - b) Refraktör die üzerinde fırınlanan seramikler
 - i) Optec (Jeneric/Pentron Inc., Wallingford, ABD),
 - ii) H1-ceram (Vita Zahnfabrik),
 - iii) In-Ceram (Vita Zahnfabrik)
 - iv) Cerestore/Allceram (Innotek Dental Corp., Lakewood, ABD),
 - v) Mirage (Myron International, Kansas City, ABD),
 - c) Isı ve basınç altında üretilen seramikler
 - i) IPS-Empress (Ivoclar Vivadent),
 - ii) IPS-Empress II (Ivoclar Vivadent),
 - iii) Finesse (Dentsply, York, ABD),
 - d) CAD/CAM sistemi ile üretilen seramikler
 - i) Cerec (Sirona Dental Systems),
 - ii) Celay (Mikrona Technologies, Spreitenbach, İsviçre),
 - iii) Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç),
 - iv) Cercon (Dentsply Ceramco, New Jersey, ABD),
 - v) Precident (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre),
 - vi) Lava (3M ESPE, St. Paul, ABD),
- 4) Fırınlama ısılarına göre;
- a) Çok düşük ısılı dental seramikler (870 °C altında),
 - b) Düşük ısılı dental seramikler (870 – 1065 °C),
 - c) Orta ısılı dental seramikler (1090 – 1260 °C),
 - d) Yüksek ısılı dental seramikler (1290 – 1370 °C),
- 5) Saydamlığına göre;

- a) Opak dental seramikler,
- b) Transparan dental seramikler olarak bildirilmiştir.

2.2. CAD/CAM ile Hazırlanan Seramikler

2.2.1. CAD/CAM Uyumlu Feldspatik Seramikler

1985 yılında üretilmiş olan seramik blok Vita Mark I (Vita Zahnfabrik) CAM/CAM sisteminde kullanılan ilk materyaldir. Tamamen sinterize edilerek hazırlanan bloklar, cam matriks içerisinde %30 oranında ve homojen biçimde dağılmış 3-4 µm boyutlarında feldspar partiküllerinden oluşmaktadır. Kırılma direnci 150 MPa ve bükülme direnci ise 60-70 Mpa arasındadır (Fasbinder ve ark., 2005; Ural ve Kaleli, 2017). Vita Mark I blok kullanılarak yapılan inlay ve onlaylerin klinik performansını inceleyen 10 yıllık prospektif bir çalışmada, %90.4 sağ kalım oranı bildirilmiştir (Otto ve De Nisco, 2002).

Vita Mark II (Vita Zahnfabrik) 1991 yılında, CEREC (Sirona Dental Systems) CAD/CAM sisteminde kullanılmak üzere üretilmiştir (Liu ve Essig, 2008). Kırılma direnci yaklaşık 160 Mpa olan Vita Mark II, Vita Mark I'e göre daha iyi mekanik özelliklere sahiptir (Bindl ve ark., 2003; Giordano, 2006). Vita Mark II geleneksel feldspatik porselenlere yapısal olarak benzemesine rağmen, ekstrüzyon kalıplama olarak bilinen farklı bir süreçle üretilir (Li ve ark., 2014). Klinik çalışmalar, Vita Mark II ile üretilen inlaylerin 5 yıl sonunda %94.7; 8 yıl sonunda %90.6 ve 10 yıl sonunda %85.7 sağ kalım oranına sahip olduğunu göstermiştir (Pallesen ve van Dijken, 2000; Sjogren ve ark., 2004; Zimmer ve ark., 2008). Bir *in vitro* çalışma, Vita Mark II blokları kullanarak yapılan mandibular posterior kuronların 53-67 µm arasında marjinal aralığa sahip olduğunu göstermiştir (Nakamura ve ark., 2003).

2.2.2. CAD/CAM Uyumlu Mika İçerikli Seramikler

Kimyasal bileşimi $K_2Al_4[Si_6Al_2O_{20}](OH,F)_4$ olan mika mineralleri, fillosilikat olarak da adlandırılırlar (Matinlinna, 2013). Dicor (Dentsply, New York, ABD) mika minerali içeren bir cam seramik materyaldir. CAD/CAM tekniğinde kullanılmak üzere Dicor MGC (Dentsply) üretilmiştir. Geleneksel yöntemlerle hazırlanan Dicor %45 oranında kristal matriks içerirken, Dicor MGC'de bu oran yaklaşık %70 civarındadır. Dicor MGC ile üretilen restorasyonların bükülme direncinin yaklaşık 229 MPa olduğu belirtilmiştir

(Seghi ve Sorensen, 1995). Dicor MGC ve Vita bloklarının klinik performansının benzer oldukları gösterilmiştir (Gladys ve ark., 1995; Pallesen ve van Dijken, 2000).

2.2.3. CAD/CAM Uyumlu Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler

ProCAD (Ivoclar-Vivadent), CEREC inLAB (Sirona Dental Systems) sistemi ile kullanılmak üzere 1998 yılında geliştirilmiştir. Lösit ile güçlendirilmiş olan ProCAD, ısı ve basınçla üretilen lösit ile güçlendirilmiş IPS Empress (Ivoclar-Vivadent) ile benzer yapıya sahiptir. Lösit esaslı cam seramik materyaller silisyum oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve potasyum oksitten (K_2O) meydana gelmiştir (Probster ve ark., 1997). Bir *in vitro* çalışmada marjinal aralığının, iç uyumunun ve kırılma direncinin IPS Empress ile benzer olduğu bildirilmiştir (Keshvad ve ark., 2011). ProCAD'ın geliştirilmesiyle, 2006 yılında IPS Empress CAD (Ivoclar-Vivadent) üretilmiştir. Üretim prosedürü farklı olan IPS Empress CAD, 1-5 μm gibi daha ince parçacık boyutuna sahip yaklaşık %45 lösit içerir. Bu yapısal özelliği CAD/CAM ile işlenmesi sırasında, oluşabilecek hasarlara karşı direncini artırır (Giordano ve McLaren, 2010). IPS Empress CAD kullanılarak, klinikte hasta başı tek diş restorasyonlar yapılabilir. Bu şekilde elde edilen restorasyonların bükülme direncinin 160 Mpa olduğu bildirilmiştir (Li ve ark., 2014).

2.2.4. CAD/CAM Uyumlu Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramikler

Cam içerikli seramik restorasyonların uygulama alanlarının geliştirilmesi amacıyla daha iyi mekanik özelliklere sahip materyallere ihtiyaç duyulmuştur. Bu amaç doğrultusunda, lityum disilikat içeren seramik bloklar geliştirilmiştir. Lityum disilikat camlar (Li_2SiO_5), 350 MPa ile 450 MPa arasında bükülme direncine sahiptir. Bu değerler lösit ile güçlendirilmiş seramiklerden daha yüksektir (Matinlinna ve Ho, 2011). 2006 yılında piyasaya sürülen lityum disilikat CAD/CAM seramiği olan IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent), monolitik bir restoratif materyaldir. Beş farklı renge ve üç ayrı translusentliğe sahip bloklar bulunmaktadır. Bloklar yarı kristalize edilmiştir. Kısmi kristalize fazda renklendirici pigmentler farklı bir oksidasyon gösterdikleri için, bu fazda bloklar mavi renkte gözükürler (Ural ve Kaleli, 2017). Renginden dolayı “mavi seramik” olarak da isimlendirilir (Li ve ark., 2014). IPS e.max CAD, %40 oranında metasilikat ve lityum disilikat çekirdeği ihtiva eder. Yarı kristalize fazda, 130 ± 30 Mpa bükülme direncine sahip olan IPS e.max CAD bloklar, CAD/CAM sisteminde kolaylıkla işlenebilmektedir

(Li ve ark., 2014). Restorasyon elde edildikten sonra, 850 °C derecede vakum altında sinterize edilir. Bu işlemden sonra bükülme direncinin 360 MPa'ya kadar çıktığı belirtilmiştir (Culp ve McLaren, 2010). Laboratuvar çalışmaları, IPS e.max CAD ile üretilen kuronların kırılma direncinin, ProCAD ve Empress CAD ile yapılan kuronlardan daha yüksek olduğunu göstermiştir (Asai ve ark., 2010; Guess ve ark., 2010). IPS e.max CAD bloklar inlay, onlay, ön ve arka grup kuronlarda ve implant destekli kuronlarda kullanılabilir (Tysowsky, 2009). Yapılan klinik çalışmalara göre, iki yıllık takipte %92 ile %97.4 oranında sağ kalıma sahip olduğu gözlenmiştir (Fasbinder ve ark., 2010; Reich ve ark., 2010).

2.2.5. CAD/CAM Uyumlu Cam İnfiltratör Alümina ve Zirkonya Seramikler

Vita InCeram seramik grubu (InCeram Alumina, Spinell ve Zirkonya, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), cam infiltratör seramikler olup, slip casting yöntemi ile üretilmektedir. 1993 yılında CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere, Vita InCeram blok üretimi başlamıştır (Li ve ark., 2014). Yapılan bir çalışmada, InCeram Alumina, Spinell ve Zirkonya bloklarının bükülme direncinin sırasıyla 600 MPa, 350 MPa ve 700 MPa olduğu rapor edilmiştir (Giordano, 2006). InCeram Spinell CAD/CAM blokları translüsentliği en iyi olan InCeram tipidir ve genellikle ön grup kuronlarda tercih edilmektedir. Yapılan çalışmalarda, 5 yıllık %91.7 ile %100 oranında sağ kalım oranına sahip olduğu bildirilmiştir (Bindl ve Mormann, 2002; 2004). InCeram Alumina ön ve arka grup tek üye kuronlarda ve ön grup 3 üyeye kadar olan köprülerde kullanılmaktadır. Klinik bir çalışmada, premolar ve molar tek kuronlarda 5 yıllık %92 oranında sağ kalım oranı bildirilmiştir (Bindl ve Mormann, 2002). Başka bir çalışmada InCeram blokları kullanılarak üretilen premolar ve molar kuronların 66,8 µm marjinal aralığa sahip olduğu ve bunun klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (Kokubo ve ark., 2005). InCeram Zirkonya CAD/CAM blokları diğer tiplere göre en yüksek sertliğe sahip olanıdır. Ancak opak yapıya sahip olması ön bölgede kullanılmasını sınırlandırmaktadır. Genellikle arka bölgede tek kuron ve 3 üyeye kadar olan köprülerde kullanılmaktadır (Heffernan ve ark., 2002b). Yapılan araştırmalar InCeram Zirkonya'nın bükülme direncinin sabit protezlerin altyapısı olarak kullanılması için uygun olduğunu göstermiştir (Apholt ve ark., 2001; Heffernan ve ark., 2002a). Ayrıca InCeram Zirkonya bloklardan CAD/CAM kullanılarak elde edilen arka grup kuronların, InCeram Zirkonya'dan slip cast

ile üretilen kuronlardan daha iyi ve metal seramik kuronlara yakın bir kenar uyumuna sahip olduğu belirtilmiştir (Bindl ve Mormann, 2007; Reich ve ark., 2005)

2.2.6. CAD/CAM Uyumlu Polikristalin Zirkonya ve Alümina

Alümina ve zirkonyum gibi polikristalin seramikler, cam matris içermez. Tüm kristaller düzenli ve sık olacak şekilde doldurulur ve daha sonra sinterlenir (Giordano ve McLaren, 2010). Yoğun kristalin yapısı, çatlak yayılımını azaltan mükemmel mekanik özellik gösterir. Bununla birlikte, dayanıklılığı artmış polikristalin seramikler, kimyasal yapıları nedeniyle sadece CAD/CAM kullanılarak üretilmektedir. Polikristalin seramikler, doğası gereği nispeten opak olup, üst yapı porseleni kullanarak ideal görünüm elde edilir. (Kelly ve Benetti, 2011).

Alümina İçeren Polikristalin Seramikler

İlk dental polikristal seramiği olan Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) 1993 yılında üretilmiştir. Bu kor materyal %99.9 gibi yüksek oranda alümina içerir ve yaklaşık 600 MPa'lık bir bükülme direncine sahiptir. Procera AllCeram ön ve arka bölgedeki kuronların kümülatif sağ kalım oranlarının 5 yıl sonunda yaklaşık %97 ve 10 yıl sonunda %93,5 olduğu bildirilmiştir (Zeng ve ark., 1996; Brunton ve ark., 1999). Çalışmalar, Procera AllCeram ile üretilen kuronlarda görülen klinik başarısızlıkların molarlarda premolarlardan daha yüksek olduğunu bildirmiştir (Odman ve Andersson, 2001; Fradeani ve ark., 2005; Walter ve ark., 2006).

Polikristalin seramikler göreceli olarak opak olmasına rağmen, klinik olarak aynı kalınlıktaki diğer tam seramik malzemelerle karşılaştırıldığında, Procera AllCeram'ın şeffaflığının IPS Empress ile IPS Empress II'nin (Ivoclar Vivadent) şeffaflığı arasında olduğu bildirilmiştir (Heffernan ve ark., 2002a). Ancak, Procera AllCeram'ın renklenmiş ön dişlere sahip hastalarda uygulanan laminalarda kullanmasının daha uygun olduğu gösterilmiştir (Hager ve ark., 2001). Bunun yanında, Procera AllCeram restorasyonların marjinal uyumlarının, 60 ila 80 µm arasında ve klinikte kullanılabilir aralıkta olduğu bildirilmiştir (Li ve ark., 2014).

Zirkonya İçeren Polikrisitalin Seramikler

Biyomedikal zirkonya (3Y-TZP) %3 mol itrium içerir ve 1990'lardan beri ortodontik braketler, endodontik postlar, kuronlar, sabit köprülerde, implantlar ve implant abutmentleri olarak diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Doğal zirkonya mat beyaz, X-ray'da opak ve altyapı materyali olarak metallere daha fazla avantaja sahiptir. Kristalin yapının artmasıyla translusentlik azalmaktadır. Bununla birlikte zirkonyanın opasitesi metale göre daha kabul edilebilirdir. Ayrıca farklı renkte altyapı zirkonyanın kullanılması, klinik olarak renk uyumunu sağlayabilmektedir (Li ve ark., 2014).

Zirkonya bloklar, yarı sinterize ve tam sinterize olmak üzere iki farklı şekilde üretilmektedir. Tam sinterize zirkonya bloklar, 1500 °C sinterlenerek %95 üzerinde yoğunluğa ulaşır. Sinterizasyon işleminden sonra bloklar, 1400 - 1500 °C'de ve yüksek basınç altında presleme işlemine tabi tutularak yoğunluğunun %99'a ulaşması sağlanmaktadır. Tam sinterize zirkonya bloklardan elde edilen restorasyonların uyumu çok iyi olmaktadır. Ancak bu tür blokların sertliğinden dolayı CAD/CAM işlemi sırasında frezeleme işleminin zor olduğu bildirilmiştir (Manicone ve ark., 2007). Yarı sinterize zirkonya bloklar, kısmi sinterleme işlemi yapılmış bloklardır. CAD/CAM yoluyla elde edilen restorasyonlar yüksek sıcaklıklarda tekrar sinterleme işlemine tabi tutulmaktadır. Bu işlem sırasında %20 oranında sinterleme büzülmesi meydana geleceğinden, bu büzülmeyi kompanse etmek amacıyla restorasyon daha büyük boyutlarda tasarlanmaktadır (Ural ve Kaleli, 2017).

Tam seramik restorasyonların değerlendirildiği bir derlemede, zirkon destekli restorasyonlarla ilgili uzun süreli klinik çalışmaların yetersiz olduğu görülmüştür (Guess ve ark., 2011). İncelenen çalışmalarda, klinik sağ kalım oranlarının tek kuronlarda 3 yıl sonunda %92.7-100, 3 veya 4 üyeli sabit bölümlü protezlerde 4 yıl sonunda %94-96 olduğunu gözlenmiştir (Guess ve ark., 2011). Bununla birlikte, zirkon alt yapıli protezlerde en sık karşılaşılan başarısızlığın alt yapı ile üst yapı porseleni arasında oluşan koheziv kırıklar olduğu bildirilmiştir. Üst yapı porselenindeki kırılma oranının tek kuronlarda 2-3 yıl sonunda %9, sabit bölümlü protezlerde 5 yıl sonunda %36 oranında olduğu gözlenmiştir. Ayrıca implant destekli protezlerde kırılma oranının %53' e kadar çıktığı bildirilmiştir (Guess ve ark., 2011).

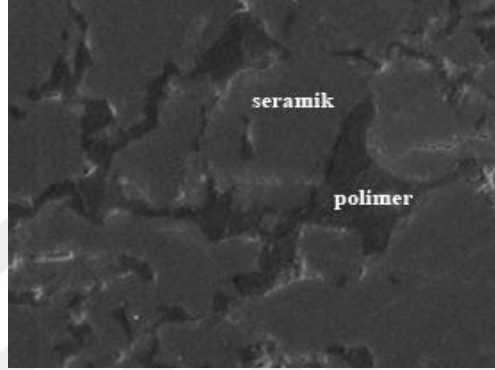
2.2.7. CAD/CAM Uyumlu Polimer-İnfiltrer Seramik Ağ Malzemesi

Günümüzde CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğinde kullanımı oldukça yaygındır. Buna bağlı olarak CAD/CAM 'de hazırlanabilen yeni restoratif materyallerin üretimi ve kullanıma sunumu da artmaktadır. Yeni materyaller en ideal restorasyonu elde etmek için üretilmektedir. Estetik beklentilerin yanı sıra, üstün fiziksel özelliklere sahip olması sabit protezler için gereklidir (Ruse ve Sadoun, 2014).

Sabit bölümlü protezlerde kullanılan estetik CAD/CAM materyalleri seramik ve kompozit olarak iki ana grupta toplanmaktadır. Yapı ve bileşimine göre oluşan materyal özelliklerine bağlı olarak seramiklerin elastise modülü, bükülme direnci, sertliği ($E_f \geq 60$ GPa, $\sigma_f \geq 140$ MPa, Vickers sertliği > 4 GPa) kompozitlere ($E_f = 9-20$ GPa, $\sigma_f \cong 100$ MPa, Vickers sertliği = 0.4 GPa) oranla daha yüksektir. Seramiklerin kırılma direnci düşük ve çatlak oluşumuna bağlı olarak başarısızlığı yüksektir (Quinn ve Quinn, 2010; Nguyen ve ark., 2012). Optik özellikleri (saydamlık, opaklık, floresan vb.) kompozitlere oranla daha iyidir (Lim ve ark., 2010). Kompozit restorasyonların ise CAD/CAM kullanılarak üretimi daha az maliyetlidir. Nispeten pahalı olan CAD/CAM frezleri ile yaklaşık 5 ile 10 adet seramik kuron yapılabilirken, aynı frezlerle yaklaşık 100 adet kompozit restorasyon yapılabilir (Ruse ve Sadoun, 2014). Ayrıca CAD/CAM ile işleme sırasında kompozit kuronların kırılma ihtimali daha düşüktür. Bunun yanında, seramik kuronların ağız içi tamiri, son derece toksik olan hidroflorik asit ile pürüzlendirme işlemi takiben, mekanik ve optik özellikleri seramiklerden farklı olan kompozit ile düzeltilmesini içeren karmaşık ve zor bir işlem gerektirir. Aksine kompozit restorasyonların ağız içi tamiri, çok daha basit bir şekilde kumlama ya da frez ile pürüzlendirmenin ardından benzer mekanik ve optik özelliklere sahip bir kompozit materyali ile düzeltilmesini içerir (Tsitrou ve ark., 2007).

Bunların ışığında, her iki materyalin olumlu özelliklerinin birleştirilmesi ile elde edilecek yeni materyaller, yapım süreci kolay, mekanik özellikleri daha üstün olmasının yanında iyi görünüme sahip klinik ömrü uzun restorasyonlar yapılmasına imkân verecektir (Schlichting ve ark., 2011; Coldea ve ark., 2013). Bu amaçla VITA Enamic (VITA Zahnfabrik) 2013 yılında piyasaya sürülmüştür. VITA Enamic, hibrit seramik olarak da

adlandırılan polimer-infiltrer seramik ağ malzemesidir (PICN). Monomer karışımı ile önceden sinterlenmiş bir seramik ağı birleşmesinden elde edilen ve CAD/CAM sistemiyle işlenebilen restoratif bir materyaldir (Coldea ve ark., 2013). PICN birbiri içerisine geçmiş ağırlıkça %86 seramik ağı penetre olmuş %14 oranındaki akrilat polimer ağından oluşmaktadır (Awada ve Nathanson, 2015). Şekil 2.3.'te hibrit seramiğin yapısı gösterilmektedir.



Şekil 2.3. Hibrit seramik (PICN) yapısı (Coldea ve ark., 2013).

Yapılan çalışmalarda bükülme direncinin yaklaşık olarak 135 ile 140 MPa arasında olduğu bildirilmiştir (He ve Swain, 2011; Lauvahutanon ve ark., 2014). Elastise modülünün dentine yakın ve yaklaşık 26 ile 30 GPa arasında olduğu bildirilmiştir (Awada ve Nathanson, 2015). İnlay, onlay, lamina veneer kuronlarda, tek üye anterior ve posterior kuronda, implant üstü tek üye anterior ve posterior restorasyonlarda kullanılabileceği belirtilmiştir. Bruksizme sahip olan hastalarda ve çok üyeli sabit bölümlü protezlerde kullanımının uygun olmadığı bildirilmiştir (Dirxen ve ark., 2013).

2.3. Dental Seramiklerin Simantasyonu

Simantasyon ağız dışında üretilen restorasyonlar için klinik aşamaların sonudur. Simantasyon ya da yapıştırma işleminin iki amacı vardır. Bunlar, restorasyonun yerinde kalmasına yardımcı olmak ve kalan diş yapısının bütünlüğünü korumaktır. Dental simanlar, genelde destek diş veya implant üzerine yapılan restorasyonu yapıştırmak için kullanılan materyallerdir. Simanlar toz ve likit veya iki pasta formunda bulunur. Bir karıştırma işlemi ile kimyasal reaksiyon başlar (Zaimoğlu ve ark., 1993a). Likitler genellikle asit, tozlar metal oksitler ve camları içeren bazik yapıdadır. Geleneksel

simanlarda (çinko fosfat siman, çinko polikarboksilat siman, cam iyonmer siman), toz ve likit arasında meydana gelen reaksiyon asit-baz reaksiyonudur. Rezin simanlarda ise, asit-baz reaksiyonu yerine ışıkla veya kimyasal polimerizasyon reaksiyonu meydana gelir (Anusavice ve ark., 2013c).

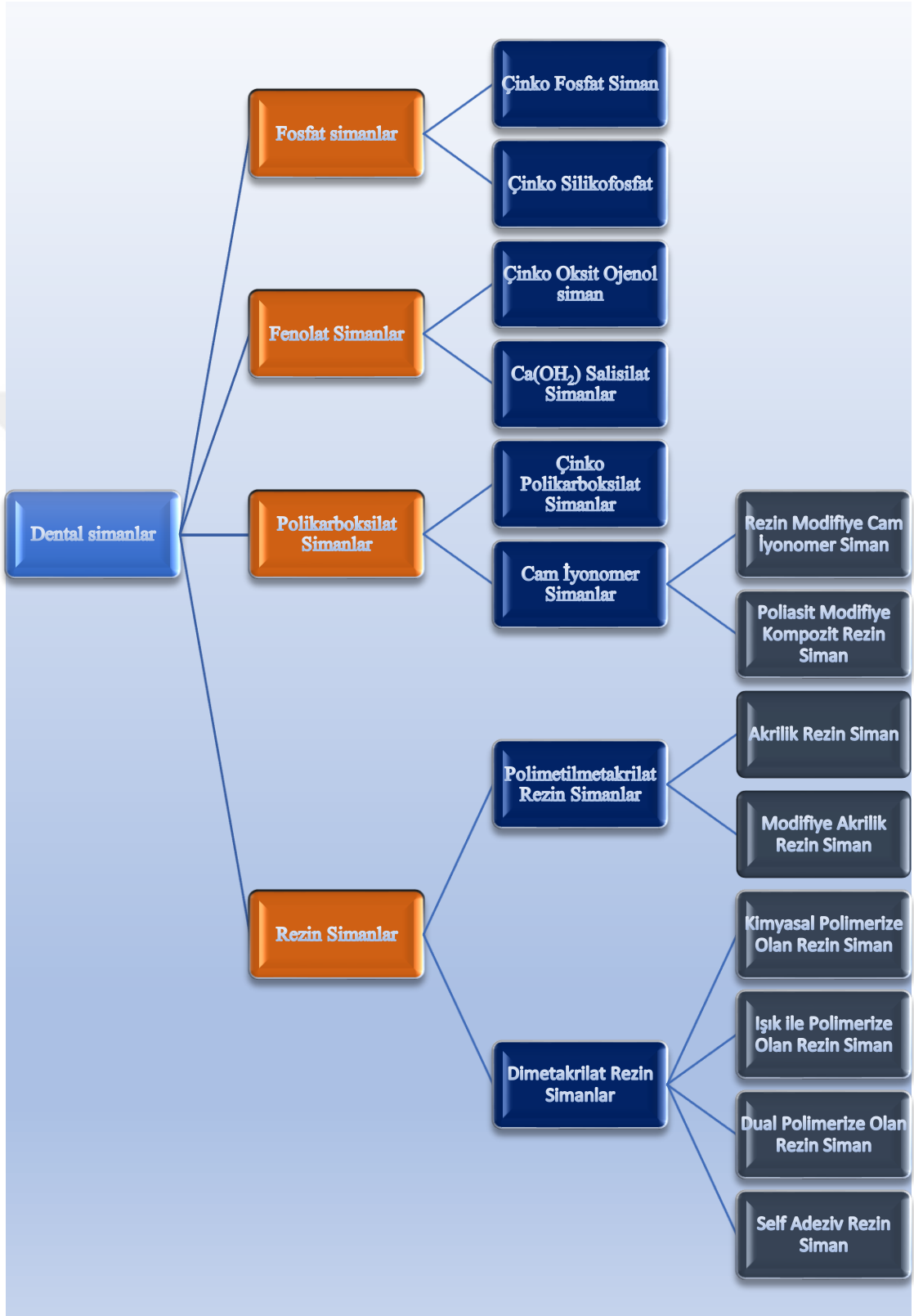
Dental simanlar pasta kıvamından, aşırı akıcı kıvama kadar geniş bir viskozite çeşitliliğine sahiptirler. Simantasyon için, siman sabit protez ile diş arasındaki yüzeylere tamamen akacak şekilde düşük viskoziteye sahip olmalıdır. Protezi yerinde tutabilmesi için her iki yüzeyi de ıslatması gerekmektedir (Anusavice ve ark., 2013c). Simante olan bir restorasyonu prepare edilmiş diş veya implant üzerinde tutan mekanizmalar, adeziv olmayan (mekanik) yapışma, mikro mekanik bağlanma ve moleküler adezyon olarak üç kısımda incelenebilir. Pek çok durumda bu mekanizmalar bir arada işlev görebilir (Shillingburg ve ark., 1997).

- Adeziv olmayan (mekanik) bağlanma, boşluğun siman ile doldurulması sonucunda mikrosızıntının engellenmesi olarak tanımlanabilir. Siman ajanı tutucu yüzeyler üzerindeki girintilere uzanarak tutunmayı sağlar. Çinko fosfat siman, mekanik yapışma ile bağlanma gösteren simanlara örnek olarak verilebilir.
- Mikro mekanik bağlanma, fosforik asit kullanılarak diş yüzeyi üzerinde oluşturulan pürüzlü yüzeylerle siman arasında oluşan bağlanma şeklidir. Mikro mekanik bağlanma ile özellikle tam seramik restorasyonların gerilme dirençleri artmaktadır. Rezin simanlar, mikro mekanik bağlanma gösteren simanlara örnektir.
- Moleküler adezyon, iki farklı maddenin molekülleri arasındaki fiziksel kuvvetleri [(bipolar, Van der Waals ve kimyasal bağlar (iyonik, kovalent)] içerir. Polikarboksilat ve cam iyonmer simanlarda moleküler adezyon görülür. Tek başına yeterli adezyon sağlamayacağından, kesim prensiplerine uygun diş preparasyonu gerekmektedir (Shillingburg ve ark., 1997).

Dental simanlar kullanım amaç ve sürelerine göre geçici ve daimî simanlar olarak sınıflandırılırlar. Daimî restorasyonları tamamlamak için gerekli klinik randevular arasında geçici restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan simanlara “geçici siman”

denir. Geçici restorasyonların genellikle tedavi sırasında çıkarılması gerektiği için, geçici simanlar nispeten düşük dayanıklılığa sahip olmalıdır. Ayrıca, pulpaya zarar vermemelidir. Bu tür simanlara çinko oksit ojenöllü veya ojenölsüz simanlar ve kalsiyum hidroksit patlar örnek olarak gösterilebilir. Bunun yanında, daimî restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan ve uzun süre restorasyon ile diş bağlantısını sağlayan simanlara ise, “daimî simanlar” denir. Daimî simanlar biyouyumluluk, güvenilirlik ve etkinlik açısından her zaman yeterli olmalıdır (Sakaguchi ve Powers, 2012a).

Dental simanlar sertleşme mekanizmalarına göre, asit-baz reaksiyonu ile sertleşen (cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer, çinko oksit ojenöl, çinko polikarboksilat ve çinko fosfat siman), polimerizasyonla sertleşen (rezin simanlar, kompomerler ve self-adeziv rezin simanlar) olmak üzere ayrılırlar (Sakaguchi ve Powers, 2012a). Tablo 2.1.’de diş hekimliğinde kullanılan simanlar gösterilmektedir.



Şekil 2.4. Diş hekimliğinde kullanılan simanlar

2.3.1. Çinko Fosfat Siman

Çinko fosfat siman, 1879 yılında üretilmiştir. Fosfat bazlı simanlar grubunda incelenmektedir. Bilinen en eski su bazlı siman olmasına rağmen günümüzde hala popülerliğini kaybetmemiştir. Toz/likit şeklindedir. Sertleşme reaksiyonu asit/baz reaksiyonudur. Mekanik özellikleri iyi olsa da, karıştırıldığı andan itibaren yaklaşık 3 dakika sonra içerdiği fosforik asit nedeniyle pH'nın 3,5 düşmesi nedeniyle kullanımı sınırlıdır. Bu asidite, 48 saat sonra nötr olmaktadır. Simantasyon sonrasında dişte ağrı meydana gelebilir. Bu ağrı, siman karışımının asiditesine değil, aynı zamanda sıvının dentin kanallarına ozmotik hareketine de bağlıdır. Restorasyonun yerleştirilmesi esnasında oluşan hidrolik basınç da pulpa harabiyetine katkıda bulunur Toz-likit oranının artırılması ve sertleşmenin hızlandırılması ile bu şikâyet azaltılabilir. Ağız sıvılarında çözünür, bu da kenar sızıntısı oluşma riskini artırır. Uzun köprülerin ve post-core'ların simantasyonunda tercih edilen bir siman türüdür. Pulpanın korunmasının gerekmediği dişlerde de tercih edilmektedir. Oda sıcaklığındaki çalışma süresi 3-6 dakika, ağız sıcaklığında sertleşme süresi ise 5-9 dakika arasındadır (Zaimoğlu ve ark., 1993a; Köroğlu ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012a).

2.3.2. Çinko Polikarboksilat Siman

1960'lı yılların sonunda, fosfat simanın dayanıklılığını ve çinkooksit öjenol simanın biyouyumluluğunu kombine eden bir siman olarak geliştirilmiştir. Toz/likit şeklinde sunulmaktadır. Sertleşme reaksiyonu asit/baz reaksiyonudur. Sıvı, poliakrilik asit (polikarboksilik asit) ve kopolimerlerinin (itakonik asit, maleik asit) oluşturduğu sulu çözeltilidir. Polimerin molekül ağırlığı yüksek olduğundan, likitin kıvamı yoğundur. Asit konsantrasyonu ağırlıkça %32 ile %42 arasında değişir (Anusavice ve ark., 2013c). Toz çoğunlukla çinko oksit, bir miktar magnezyum, kalay oksit, bizmut oksit ve / veya alümin içerir. Az miktarda kalay florür, bazı markalarda, sertleşme süresini ayarlamak, gücü arttırmak ve manipülatif özelliklerini geliştirmek için kullanılır. Bu gibi simanlardan salınan florür miktarı CIS oranla daha azdır. Likit pH'ı 1,7'dir. Fakat karıştırma anında nötralize olur. Karışımın pH'ı sertleşme reaksiyonu ilerledikçe artar. Pulpa üzerinde olumlu etkisi vardır. Bu olumlu etki şu sebeplerden dolayı olabilir: Toksisitesi düşüktür, simanın pH'ı çabuk nötralize olur, poliakrilik asit zayıf bir asittir ve büyük molekül boyutu nedeniyle dentin kanallarına girip yayılamaz, dentin sıvıları ve proteinleriyle iyon

bağlantısı kurar ve simana cevap olarak dentin sıvısının hareketi minimum düzeyde olur. Yapısındaki flor (SnF) nedeniyle antikaryojenik etkisi olduğu savunulur. Sekonder çürük riskini azaltır. Hidrofiliktir, dentine kimyasal bağ kurmaktadır. Fakat mineye bağlanma özellikleri daha fazladır. Bu bağlanma, siman içindeki karboksil gruplarının diş yapısındaki kalsiyum ile bağlanması ile meydana gelir. Bu da dişe hem fiziksel hem de kimyasal olarak bağlanabildiği anlamına gelmektedir. Az basınç alan bölgelerdeki duyarlı dişlerde, kısa sabit restorasyonlarda, ortodontik bantların bağlanmasında, kavite astar ve kaide materyali olarak kullanım alanı bulunmaktadır (Shillingburg ve ark., 1997; Sakaguchi ve Powers, 2012a; Anusavice ve ark., 2013c).

Çalışma zamanı oda sıcaklığında 2.5-3.5 dakikadır. Sertleşme süresi 6-9 dakikadır. Polikarboksilat simanın baskı dayanımı, çinko fosfat simandan daha düşüktür ve yaklaşık 55 MPa'dır. Çinko polikarboksilat siman, çinko fosfat simanından daha esnektir. Bu durum simantasyondan sonra temizlenmesini zorlaştırır. Plastik deformasyonu ise daha yüksektir. Bu da çiğneme streslerinin olduğu bölgelerde ve uzun sabit restorasyonlarda kullanımını sınırlamaktadır (Zaimoğlu ve ark., 1993a; O'Brien, 2002; Köroğlu ve ark., 2012).

2.3.3. Cam İyonomer Simanlar (CİS)

Cam iyonomer simanlar, cam polialkenoik simanlar olarak bilinen su bazlı simanlardır. Çinko polikarboksilat simanlarla birlikte polikarboksilat simanlar ailesini oluşturur. 1970'lerde kullanılmaya başlanmıştır. Toz/likit şeklinde sunulmaktadır. Sertleşme reaksiyonu asit/baz reaksiyonudur. CIS toz bileşimi üreticiler arasında değişir, ancak her zaman silisyum oksit, kalsiyum florür, alümina ve alüminyum florür içerir. Ağırlıkça, %35 ile %42 oranında silisyum oksit ve %20 ile %29 oranında ki alümina en fazla bulunan metal oksittir. Likit polialkenoik asit yanında itakonik, maleik ve trikarboksilik asit ihtiva eder (Köroğlu ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012a; Anusavice ve ark., 2013c). Kullanım yerlerine göre 3 tipi vardır. İçerikleri farklı olmayan bu simanlarda toz içerisindeki camın boyutları simanın çeşidini belirlemektedir. Siman 6-9 dakikada sertleşir ve bu esnada nem kontaminasyonundan uzak olmalıdır. CIS'lerin basma dayanımı yaklaşık 86 Mpa'dır. Çekme dayanımı 6.2 MPa ile rezin simanlardan daha düşüktür. Elastik modülü 7.3 GPa'dır ve sadece çinko fosfat simandan daha iyi değerlere

sahiptir (Shillingburg ve ark., 1997; Sakaguchi ve Powers, 2012a). Tam direncini birkaç günde kazanır bu yüzden oklüzal yüklere dikkat edilmelidir. Cam iyonomer simanlar, diş yüzeylerine iyonik bağlanma gösterir. En büyük avantajı hidrofilik yüzeylere absorbe olabilmesidir. Böylece restorasyon ve diş arasındaki aralık tamamen kapatılabilir. Cam iyonomer simanların mine ve dentine kimyasal olarak bağlanma özelliği nedeniyle, ağız sıvılarının siman-diş ara yüzeyine infiltrasyon potansiyeli daha azdır. Simanın mine ve dentine tutunma mekanizması likitte bulunan poliakrilik asitteki karboksil gruplarının diş yapısındaki Ca ile reaksiyonu şeklindedir. Florür içerdiği için antikaryojenik özelliğe sahiptir (Anusavice ve ark., 2013c). Cam iyonomer simanın bu özelliği florür salınımından ve depolanmasından kaynaklanır. Florür, minedeki hidroksilapatitin hidroksil iyonları ile yer değiştirerek çürüğe karşı son derece dayanıklı olan florürapatiti meydana getirir (Caughman ve ark., 1990).

Cam iyonomer simanlar neme karşı hassastır, nem kontaminasyonunda maddenin sertliği azalır ve çözünmesi artar. Uygulama sırasında erken aşamada su ve tükürükle kontaminasyon sonucu mekanik özellikleri azalır. Eğer restorasyonun marjinal uyumu zayıfsa, su emme ve bozulması sonucunda restorasyon yerinden hareket edebilir. Simantasyon işlemi sonrasında hassasiyet cam iyonomer simanlarda da ortaya çıkabilir. Çünkü asidiktir ve dentinde dehidratasyona sebep olur. İritasyon potansiyeline neden olan birkaç faktör mevcuttur. Bunlar simanın asidite süresinin uzunluğu, simanın viskozitesi ve toksik iyonlarıdır. Metal alaşımların, porselen restorasyonların, metal post, zirkonyum post ve ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılırlar. Kavite astar, kaide maddesi ve restoratif materyal olarak da kullanılır (Shillingburg ve ark., 1997; Sakaguchi ve Powers, 2012a; Anusavice ve ark., 2013c).

2.3.4. Rezin Esaslı Simanlar

Rezin simanlar iki farklı tip polimetakrilattan oluşur. Bunlar, metilmetakrilat esaslı rezin simanlar ve BIS-GMA tipi aromatik di-metakrilat esaslı rezin simanlardır.

Metilmetakrilat Rezin Simanlar

Akrilik Rezin Simanlar

1952 yılında toz ve likit formda üretilmiş olan akrilik rezin simanlar, polikarbonat kuron, inlay, onlay ve geçici kuronların simantasyonunda kullanılmaktadır. Akrilik rezin

simanların tozu, reaksiyon başlatıcı benzoil peroksit içeren metil metakrilat polimerini içerir. Aynı zamanda mineral, doldurucu ve pigmentler de vardır. Likit ise, amin hızlandırıcı içeren metil metakrilat monomerinden oluşur. Polimerizasyon reaksiyonu, metil metakrilat monomerin polimer partiküllerini çözmesi ile başlar. Benzoil peroksit ile amin etkileşiminden serbest radikaller ortaya çıkar. Serbest radikaller ile çözünen monomerler arasında gelişen kimyasal reaksiyonlarla birlikte polimerizasyon gerçekleşir. Akrilik rezin simanlar yüksek direnç ve düşük çözünürlük sergilemektedir. Bu tür simanların dezavantajları, kısa çalışma zamanı, pulpa üzerinde zararlı etkileri ve siman fazlasının uzaklaştırılmasının zor olmasıdır. (Zaimoğlu ve ark., 1993a; Shillingburg ve ark., 1997; Köroğlu ve ark., 2012).

Modifiye Akrilik Rezin Simanlar

Dentine adezyon ile bağlanabilen modifiye akrilik rezin simanlar toz likit formda bulunurlar. Akrilik rezin simanlardan farklı olarak toz içerisine adezyonu artırıcı monomerler (metakriloksietil-fenil fosfat,4-META) ve başlatıcı olarak tributil boron ilave edilmiştir. Bu tür rezin simanlar ortodontik braketlerin yanı sıra metal seramik kuron ve köprülerin simantasyonunda kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark., 1993a; Shillingburg ve ark., 1997; Köroğlu ve ark., 2012).

Dimetakrilat Rezin Simanlar (Kompozit Rezin Simanlar)

Kompozit rezin simanlar, doldurucu dağılımı ayarlanmış, düşük viskoziteli rezin materyallerdir. İnlaylerden sabit köprülere, prefabrik postlardan ortodontik braket simantasyonuna kadar geniş bir uygulama alanına sahiptirler. Tam seramiklerin ve ağız dışında üretilmiş kompozit restorasyonların simantasyonunda ve döküm restorasyonlarında ilave retansiyonun gerekli olduğu durumlarda kullanılırlar (Sakaguchi ve Powers, 2012a).

Kompozit rezin simanlar, restoratif kompozit materyallerine benzer şekilde organik matriks, inorganik faz ve ara fazdan oluşmaktadır (Dayangaç, 2000). Organik matriks, dimetakrilat monomeri ve oligomerlerini içerir. Bis-GMA (bisfenol-A glisidil dimetakrilat, Mw = 512 g / mol), UDMA (üretan dimetakrilat, Mw = 480 g / mol) ve Bis-EMA (etoksillenmiş Bis-GMA, Mw=540g/mol) gibi yüksek molekül ağırlıklı monomerler, düşük polimerizasyon büzülmesi ile yüksek konversiyon derecesi elde

etmek için etilen glikol dimetakrillerden (DEGDMA, $M_w = 242$ g / mol ve TEGDMA, $M_w = 286$ g / mol) türetilen daha küçük molekül ağırlıklı monomerler ile birleştirilir (Sakaguchi ve Powers, 2012a; Anusavice ve ark., 2013c). Ayrıca düşük molekül ağırlığına sahip monomerler rezin simanın viskozitesini kontrol eder. Bunlara ilave olarak organik matriks içerisinde, kimyasal başlatıcılar veya ışık aktivatörler ile çalışma zamanını ayarlayan inhibitörler bulunur. Resin simanlar kimyasal yolla veya ışık ile polimerize olurlar. Bu nedenle kimyasal yolla polimerize olan resin simanlarda başlatıcı olarak benzoil peroksit ve hızlandırıcı tersiyer amin bulunmaktadır. Işıkla polimerize olan simanlarda ise, kamforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunur (el-Badrawy ve el-Mowafy, 1995; Sakaguchi ve Powers, 2012a).

Kompozit resin simanların inorganik fazı, matriks içerisine dağılmış olan farklı büyüklükteki kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerinden oluşur. İnorganik doldurucular resin simanın fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla kullanılmaktadır. Stronsiyum, baryum ve çinko resin simana radyoopasite sağlar. Silikat partikülleri ışık geçirgenliğini artırır ve ışığın yayılmasını sağlar. İnorganik doldurucu oranı ağırlık olarak %25-75 arasında değişmektedir (Dayangaç, 2000; O'Brien, 2002).

Kompozit resin simanlar, inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre, makro dolduruculu, midi dolduruculu, mikro dolduruculu ve hibrit olmak üzere dört ana grupta toplanır. Makro dolduruculu kompozit resin simanlar, 10-100 μm arasında partikül büyüklüğüne sahiptir. Midi dolduruculu resin simanlar 1-10 μm partikül büyüklüğüne sahipken, mikro dolduruculu kompozit resin simanlar partikül boyutu 0.01-0.1 μm arasındadır. Hibrit kompozit resin simanlar, makro, midi ve mikro dolduruculu kompozit resin karışımından oluşur. Hibrit kompozit resin simanlardaki inorganik doldurucu partikül büyüklüğü ortalama 0.6 μm 'dir (O'Brien, 2002).

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü kompozit resin simanların fiziksel özelliklerini belirler. Doldurucu partikül büyüklüğü arttıkça, kompozit resin simanın ısıl genişleme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalırken, dayanıklılık artar. Ancak,

partikül büyüklüğünün artması viskoziteyi düşürür. Viskozitenin düşmesi ise siman film kalınlığı artırır (White ve ark., 1992; Anusavice ve ark., 2013c).

Kompozit rezin simanlarda organik matriks ve inorganik faz arasında bağlantı ara faz ile sağlanır. Ara faz, organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Kompozit rezin simanlarda silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlanma ajanları ile kaplanmıştır. Silanlar, silika partikülleri yüzeyinde tek molekül ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturmuştur. Bu katmandaki molekülün bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde var olan hidroksil grupları, diğer ucu organik matriksteki monomerler ile kimyasal olarak bağlanmıştır. Silan bağlama ajanları, rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezin simanın çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (White ve ark., 1992; Dayangaç, 2000; Anusavice ve ark., 2013c).

Basma dayanımı, kompozit rezin simanlarda yaklaşık 180 ile 300 MPa civarında olup, geleneksel simanlara oranla yüksektir. Çekme dayanımı 80 ile 100 MPa arasındadır ve ISO standartlarına göre (50 MPa) yüksek değerlere sahiptir. Elastise modülü, ticari markalara göre değişiklik gösterse de 4 ile 10 GPa arasındadır. Geleneksel simanlara oranla daha iyi değerlere sahiptir. Resin simanların su emme ve çözünürlüğü, resin modifiye cam iyonomer simanlardan çok daha düşüktür (Anusavice ve ark., 2013c; Sakaguchi ve Powers, 2012a; Shillingburg ve ark., 1997). Resin simanların özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanımı önerilmektedir (Aksoy ve ark., 2012). Çeşitli çalışmalarda, marjinal açıklıkları daha iyi kapatmaları, tutuculuklarının fazla olması ve restorasyonun kırılma direncini arttırmaları gibi avantajlara sahip oldukları bildirilmiştir (Palacios ve ark., 2006; Oyague ve ark., 2009; Stawarczyk ve ark., 2012).

Kompozit rezin simanların avantajları (Shillingburg ve ark., 1997; Sakaguchi ve Powers, 2012a Anusavice ve ark., 2013c);

- Çözünürlüğü azdır,
- Abrazyona dayanıklıdır,
- Yüksek mekanik özelliğe sahiptir,
- Restorasyona ve restore edilen diş ek bir direnç kazandırır,

- Doğal dişteki translüensliği taklit edebilmesi nedeniyle ideal estetik sonuçlar sağlar,
- Radyografide radyopak olarak izlenir, restorasyona rağmen oluşacak çürük başlangıcı veya simantasyon hataları belirlenebilir,
- Adeziv yapıları sayesinde daha konservatif restorasyonların yapılmasına imkân verir,
- Diş yüzeyine ve restorasyon iç yüzeyine bağlanma özelliğine sahiptir.

Kompozit rezin simanların dezavantajları;

- Self adeziv rezin simanlar haricinde, bağlanma için adeziv sistem uygulanması gerekir,
- Polimerizasyondan sonra restorasyondan taşan fazla simanı temizlemek zordur,
- Hassas bir teknik gerektirir,
- Mikrosızıntı ve pulpa hassasiyeti oluşturma olasılıkları vardır.

2.3.5. Kompozit Rezin Simanların Sınıflandırılması

Kompozit rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre;

1. Kimyasal olarak polimerize olan
2. Işıkla polimerize olan
3. Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize (dual-cure) olan şeklinde sınıflandırılır (Santos ve ark., 2009).

Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar

Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezin simanlar “baz” ve “katalizör” olmak üzere çift pat şeklinde veya toz/likit olarak bulunurlar. Patlardan her biri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucular içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin bulunur. Toz-likit formunda ise, toz benzoil peroksit içeren borosilikat veya silika camdan oluşurken, likit Bis-GMA veya dimetakrilat monomeri içerir. Likitte ayrıca hızlandırıcı tersiyer amin bulunmaktadır. Kimyasal yolla polimerize olan rezin simanların polimerizasyon reaksiyonu baz ve katalizör patın karıştırılması ile başlar. Başlatıcı benzoil

peroksit, hızlandırıcı tersiyer âmin ile reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatır (Shillingburg ve ark., 1997; Blatz ve ark., 2003; Lu ve ark., 2005).

Bu tür simanlar ışığın geçmesini engelleyen kalın ve opak tam seramik restorasyonlarda, post ve metal destekli seramik kuronlarda kullanılmaktadır. Ancak bu sistemlerde çalışma zamanı hekim kontrolünde değildir. Buna karşın polimerizasyon süresi uzundur. Ayrıca yapısında yüksek oranda bulunan tersiyer amin restorasyonun renk değiştirmesine ve sarımtırak renk almasına neden olur. Bu tür rezin simanların renk seçenekleri sınırlıdır. Bu nedenle, translüsentliği fazla olan restorasyonlarda kullanılması uygun değildir (Dayangaç, 2000).

Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar

Işıkla polimerize olan rezin simanlar tek tüp şeklinde bulunurlar. Yapılarında yaklaşık 465 nm dalga boyunda görünür ışık ile polimerizasyonu başlatan fotoaktivatör kamforokinon bulunur. Ayrıca yapısında polimerizasyonu hızlandırıcı alifatik amin yer alır. Işıkla aktive olan kamforokinon polimerizasyonu hızlandırıcı alifatik amin ile birlikte serbest radikaller oluşmasını sağlar. Bu şekilde polimerizasyon reaksiyonu başlamış olur. Işık uygulanmadıkça kamforokinon ve alifatik amin polimerizasyonu başlatamaz. Bu özellikleri, çalışma sürelerinin yeterli olmasını sağlar ve simantasyondan sonra taşan fazla simanın temizlenmesine izin verir (Dayangaç, 2000; Lu ve ark., 2005).

Işıkla polimerize olan kompozit rezin simanların çoğu, hibrit veya mikro dolduruculu inorganik faz ve ürethan dimetakrilat (UDMA) içermektedir. Işıkla polimerize olan kompozit rezin simanların bu organik matriks yapısı ve tersiyer amin içermemesi, kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlara göre daha iyi renk stabilitesi sağlamaktadır.

Işıkla sertleşen rezin simanlar, görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1.5-2 mm'den az olan tam seramik restorasyonlarda kullanılır. Opak yapıda olan ve özellikle kalınlığı 2 mm'yi geçen restorasyonlar, ışık geçirgenliğini azaltacağından polimerizasyon reaksiyonunu olumsuz etkilemektedir (Shillingburg ve ark., 1997; Dayangaç, 2000; Anusavice ve ark., 2013c).

Hem Işıklı Hem de Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar

Hem ışıklı hem de kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar “baz” ve “katalizör” olmak üzere iki pat şeklinde bulunur. Bu tür sistemlerde, baz kısmında kamforokinon gibi ışıklı aktive olan polimerizasyon sistemi, katalizör kısmında ise amin/peroksit kimyasal polimerizasyon sistemi mevcuttur (O’Brien, 2002; Anusavice ve ark., 2013c). Yavaş ilerleyen amin/peroksit sistem, simanda erken sertleşmeleri engelleyerek restorasyon yerine yerleştirildikten sonra artık simanın uzaklaştırılmasına olanak sağlar. Işıklı veya hem ışıklı hem de kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin yapıştırma simanlarının polimerizasyonu, görünür ışık kaynakları QTH, LED, PAC, lazer ile gerçekleştirilir (Öztürk ve Uludağ, 2002). Işıklı sertleşme işleminden sonra, kimyasal polimerizasyon yavaş bir şekilde devam eder. Kimyasal polimerizasyonun hızı yavaş olduğundan rezin simanın sertleşmesi 24 saat içinde tamamlanır. Bu rezin simanlar özellikle ışık geçirgenliğinin az olduğu restorasyonlarda ek kimyasal polimerizasyon ile güvenli bir simantasyon sağlamaktadır. Ancak ışık ile aktivasyonun olmadığı durumlarda tek başına kimyasal polimerizasyon yeterli olmamaktadır (Dayangaç, 2000; O’Brien, 2002; Anusavice ve ark., 2013c)

El-Mowafy ve ark.’nın (el-Mowafy ve ark., 1999) yapmış oldukları bir çalışmada, hem ışıklı hem de kimyasal olarak polimerize olan sekiz rezin siman dual olarak ve yalnızca kimyasal olarak polimerize edilmiştir. Polimerizasyon işleminden sonra rezin simanların mikrosertlik değerlerini incelemişlerdir. Sonuç olarak sadece kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların mikrosertlik değerlerinin bir hafta sonra bile hem ışıklı hem de kimyasal olarak polimerizasyonla elde edilen mikrosertlik değerlerinin %50’sine ulaşamadıkları belirtilmiştir.

Hem ışıklı hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların yapısında bulunan tersiyer amin zamanla renk değişimine neden olabilir. Ancak bununla beraber Rosenstiel ve ark. (Rosenstiel ve ark., 1998) hem ışıklı hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlardaki bu renk değişikliğinin gözle fark edilir boyutta olmadığını bildirmişlerdir.

Self Adeziv Kompozit Rezin Simanlar

Self Adeziv kompozit rezin simanlar, cam iyonomer simanların avantajlarıyla (adezyon, flor salınımı) rezin simanların mekanik özelliklerinin birleştirilmesi ile elde edilen materyallerdir. Self adeziv rezin bazlı simanlar diş yüzeyinde hiçbir ön hazırlık gerektirmeden simantasyon işlemini basitleştiren rezin simanlardır. Böylelikle kompozit rezin simanlarda yapılması gereken karmaşık klinik aşamalara ihtiyaç duyulmamaktadır. İki pat veya toz likit olarak bulunurlar. Metal kuron ve köprülerin, metal seramik kuron ve köprülerin, tam seramik restorasyonların, prefabrik postların ve ağız dışında yapılan kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılır (Sakaguchi ve Powers, 2012a). İki pat şekilde bulunan bu sistemin içeriği üretici firmalara göre değişiklik göstermektedir. Doldurucu oranı hacimsel olarak %50 civarındadır. Genel olarak bir pat içerisinde multifonksiyonel fosforik asit monomerleri, dimetarakllilat rezin ve ışıkla polimerizasyon başlatıcıları bulunur. Diğer patta floroalüminosilikat, silanlanmış silika parçaları ve baryum camları, kimyasal polimerizasyonu başlatıcılar, metakrilat monomerlerini içerir (Sakaguchi ve Powers, 2012a).

Multifonksiyonel fosforik asit diş yapısındaki hidroksilapatitle reaksiyona girerek diş ile bağlantı oluşturur. Polimerizasyon reaksiyonu hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlara benzer şekilde gerçekleşir (Dikicier, 2016).

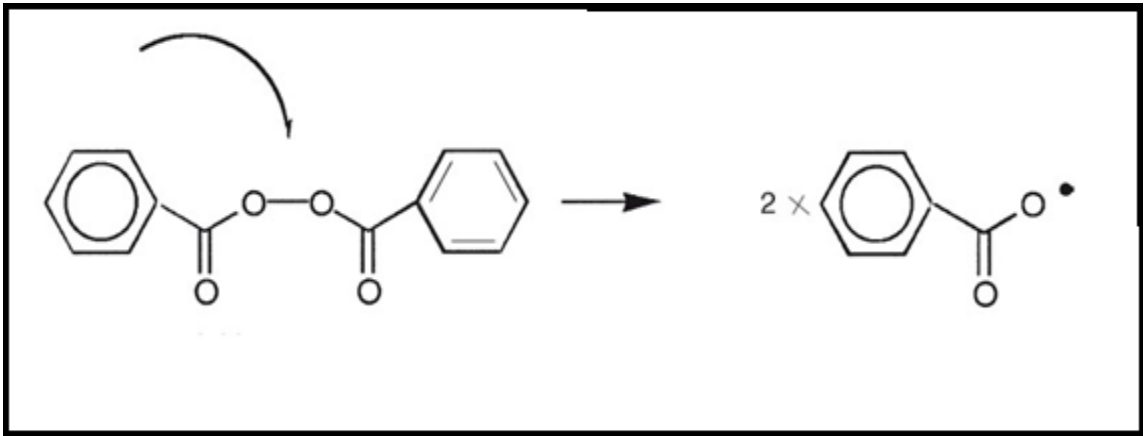
2.4. Polimerizasyon

“*Polimerler*”, çok sayıda aynı veya farklı atomik grupların kimyasal bağlarla, düzenli bir biçimde bağlanarak oluşturduğu uzun zincirli, yüksek molekül ağırlıklı bileşiklerdir. “*Polimer*” terimi pek çok parçadan oluşan molekül anlamındadır. Çok sayıda (poli) parçadan (mer) oluşmuş moleküllerdir. Sondaki “*mer*” eki polimerin olduğu tekrarlayan kimyasal yapı ünitelerini gösterir. Örneğin “*polimetilmetakrilat*”, metil metakrilat kimyasal ünitelerinden oluşmuş bir polimerdir. Bir veya daha fazla farklı atom veya atom gruplarının sıklıkla kovalent bağlarla birbirine bağlandığı moleküllerden oluşurlar. Zincir oluşturan ve tekrarlayan bu atom gruplarına “*monomer*” adı verilir. Polimerler, çok sayıda düşük molekül ağırlıklı monomerden kimyasal tepkimeler yoluyla büyük, yüksek molekül ağırlıklı, uzun zincirli makro moleküllere dönüşerek oluşur (Uludamar ve ark., 2011; Sakaguchi ve Powers, 2012b). Polimerlerin oluşmasını sağlayan kimyasal tepkimelere ise

“polimerizasyon” adı verilir. Monomerler likit veya gaz halinde olup polimerizasyon sırasında amorf veya kristalin yapıya dönüşürler. Bu dönüşüm sonucunda çok rijit ve sert bir yapı elde edilebileceği gibi, çok yumuşak ve lastik kıvamında bir yapı da ortaya çıkabilir (Zaimoğlu ve ark., 1993b)

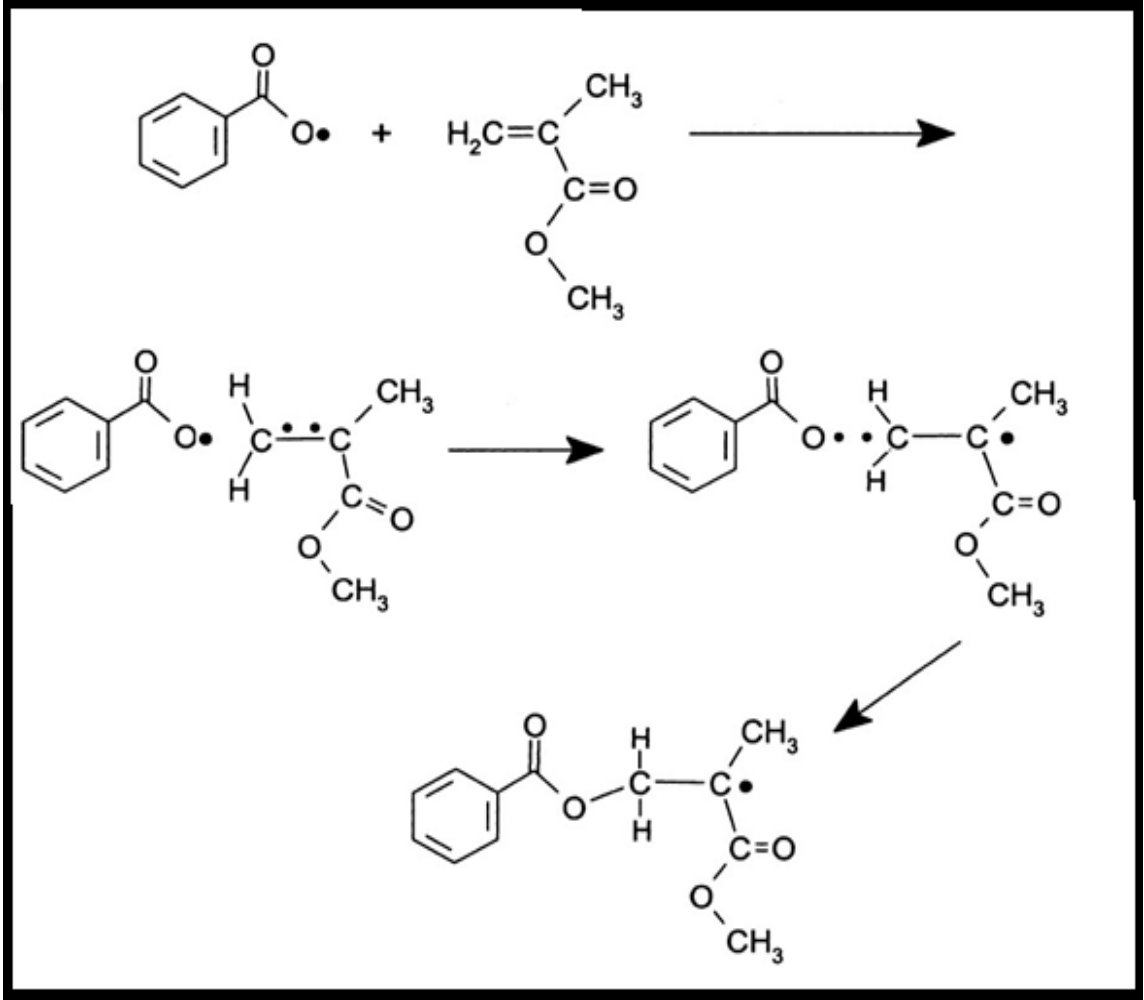
Polimerizasyon “ilave polimerizasyon” (additional polymerization) veya “kondanzasyon polimerizasyonu” (condensation polymerization) şeklinde iki farklı tip reaksiyon ile oluşur. Diş hekimliğinde kullanılan rezinlerin hemen hepsi ilave polimerizasyon ile üretilir. İlave polimerizasyon, benzer moleküllerin kimyasal bir değişikliğe uğramadan yüksek sayıda tekrarlanarak aynı kimyasal kompozisyona sahip yüksek molekül ağırlıklı makro moleküle dönüşmesidir. İlave polimerizasyon reaksiyonu sırasında yan ürün açığa çıkmaz. İlave polimerizasyon ile kondanzasyon polimerizasyonuna göre daha büyük moleküllerin oluşması sağlanır. Ayrıca kondanzasyon polimerizasyonuna göre polimerizasyon hızı ve konversiyon derecesi daha yüksektir.

Kompozit rezin simanlarda polimerizasyon reaksiyonu serbest radikallerin kontrolünde olan ilave polimerizasyon ile gerçekleşir. Serbest radikaller, ışık aktivasyonu ile üretilir; burada kamforokinon, amin molekülü ile birleşerek iki serbest radikal üretir. Işık yokluğunda, ısı ile amin-benzoil peroksit sisteminin kimyasal reaksiyonu sonucu serbest radikal oluşur (Şekil 2.5.).



Şekil 2.5. Serbest radikal oluşumu (Anusavice ve ark., 2013a)

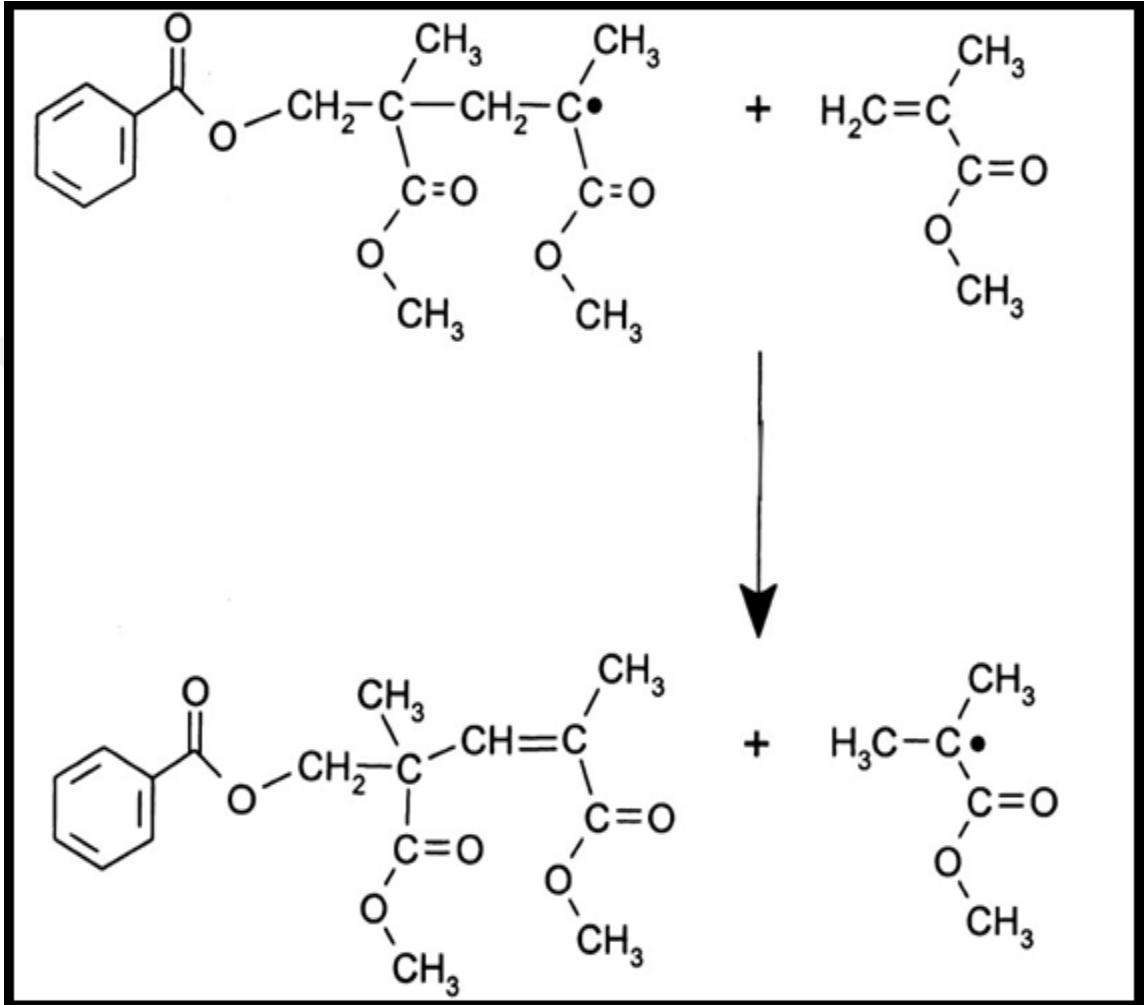
Polimerizasyonu başlatan serbest radikaller monomer molekülündeki C=C çift bağlarından birini kırar. Daha sonra tek karbon bağına sahip monomer ile serbest radikal-monomer kompleksini oluşturur. Böylece polimerizasyon reaksiyonu başlamış olur. Bu evre ilave polimerizasyonun “*indüksiyon dönemi*” olarak isimlendirilir (Sakaguchi ve Powers, 2012b; Anusavice ve ark., 2013a). Şekil 2.5.’de ilave polimerizasyonun indüksiyon dönemi gösterilmektedir.



Şekil 2.6. Polimerizasyonun indüksiyon dönemi (Anusavice ve ark., 2013a)

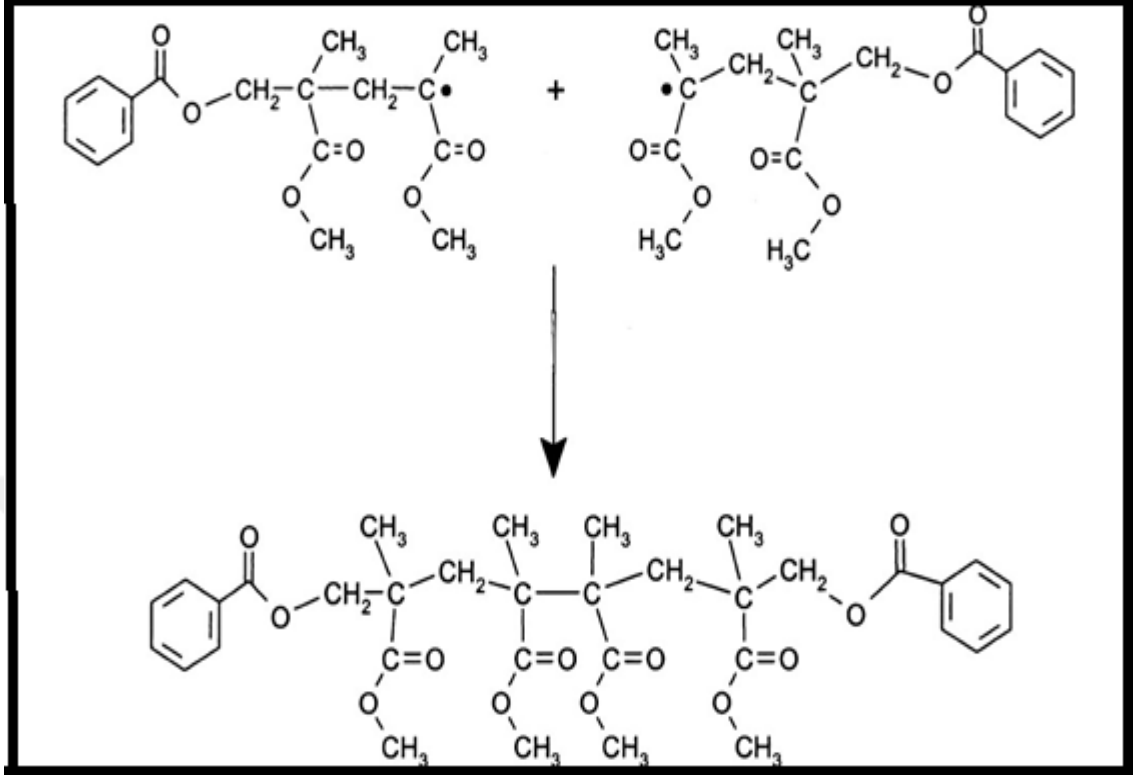
Ortaya çıkan serbest radikal-monomer kompleksi, başka bir monomere yaklaştığında yeni bir serbest radikal merkezi olarak hareket eder. Oluşan yeni radikaller ortamda bulunan monomerler ile reaksiyona girerek polimer zincirinin büyümesini sağlar. Bu evreye “*yayılm dönemi*” denir. Bu yayılım zinciri, farklı bir monomer zincirinde reaksiyona

girmemiş bir karbon çift bağ ile karşılaştığında oluşur (Sakaguchi ve Powers, 2012b; Anusavice ve ark., 2013a). Yayılım evresi Şekil 2.6.'da gösterilmektedir.



Şekil 2.7. Polimerizasyonun yayılım evresi (Anusavice ve ark., 2013a)

Polimerizasyon ilerledikçe polimer zinciri büyür ve molekül ağırlığı artar. Polimerizasyonun bu aşamasında ortamda monomer sayısı azalmıştır. Çoğunlukla ilave polimerizasyon reaksiyonları iki serbest radikal zincir ucunun doğrudan birleşimi ya da bir büyüme zincirinden diğerine bir hidrojen atomu değişimi ile sona erer. Bu ise sonlanma evresidir (Sakaguchi ve Powers, 2012b; Anusavice ve ark., 2013a). Sonlanma evresi Şekil 2.7.'de gösterilmektedir.



Şekil 2.8. Polimerizasyonun sonlanma evresi (Anusavice ve ark., 2013a)

2.4.1. Konversiyon Derecesi (Polimerizasyon Derecesi-DC)

“*Konversiyon derecesi*”, kompozit rezin simanların yapısındaki monomerlerin ilave polimerizasyon boyunca polimere dönüşme oranı olarak açıklanabilir. Bir rezinin polimerizasyonu sürecinde, yapısında bulunan monomerlerin tümünün polimer yapıya katılması beklenir. Ancak polimerizasyon reaksiyonunda monomerlerin belirli bir oranı polimer zincirinde yer alır. Bunun nedeni, polimerizasyon sırasında monomerlerin polimer zincirine katılmasıyla viskozitenin artmasıdır. Artan viskozite, monomerlerin hareketliliğini azaltır, monomerlerin polimerizasyon alanlarına difüzyonu yavaşlar. Sonuç olarak, bir miktar monomer polimerizasyon reaksiyonuna katılmayıp artık monomer olarak kalır (Dewaele ve ark., 2006; Özel Bektaş ve ark., 2006).

Polimerlerin konversiyon derecesi ortamda oksijen varlığı, rezinin monomer yapısı, doldurucu oranı, ortam ısısı, başlatıcıların tipi ve oranı gibi faktörlere bağlı olarak değişebilmektedir. Polimerize olmayan monomer oranı yaklaşık %15 ile %50 oranında arasındadır (Imazato ve ark., 2001; de Souza Costa ve ark., 2003; Atalayın ve ark., 2016). Polimerizasyonun %100 oranında gerçekleşmeyeceği düşünüldüğünde, konversiyon

derecesinin kabul edilebilir sınırının %55- 80 oranında olduğu bildirilmiştir (Usumez ve ark., 2005).

Kompozit rezin simanlarda yeterli konversiyon derecesi, simanın klinik başarısını etkileyen ve ideal fiziksel özelliklerin sergilenmesi sağlayan önemli bir faktördür. Konversiyon derecesi, rezin esaslı restoratif materyalin dayanıklılık, sertlik, su emilimi, renk stabilitesi ve biyouyumluluk gibi özelliklerini etkiler. Yetersiz konversiyon, restorasyon-diş bağlantısında defektlerin oluşmasına ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak da kenar sızıntısına, postoperatif hassasiyete, renklenmeye, aşınmaya ve sekonder çürüğe yol açabilir (Kim ve Watts, 2008). Konversiyon derecesinin düşük olması, ağız ortamına artık monomer salınımı ile sonuçlanmakta ve dokuda doğrudan biyolojik reaksiyon oluşturabilmektedir (Dewaele ve ark., 2006; Atalayın ve ark., 2016). Ayrıca polimerize olmayan toksik monomer, pulpa üzerinde olumsuz etkilere sebep olur. Zin monomerlerin yetersiz konversiyonu ve monomer salınımı sonucu oluşan degradasyon (bozunma), restorasyonun klinik performansını da olumsuz etkilemektedir (Atalayın ve ark., 2016).

2.4.2. Konversiyon Derecesi Tespit Yöntemleri

Kompozit rezinlerin mekanik, biyolojik ve fiziksel özelliklerini etkileyen konversiyon derecesi iki yöntem ile ölçülebilmektedir.

1. Direkt yöntemler
2. İndirekt yöntemler

Direkt yöntemler; Fourier Transform-Infrared Spektroskopi (FTIR), Raman Spektroskopi, Nükleer Manyetik Rezonans Spektroskopi (NMR), UV ve Görünür Bölge Absorpsiyon Spektroskopisi (UV-VAS) gibi kimyasal analizleri içerir.

İndirekt yöntemler; kazıma, görsel değerlendirme ve yüzey sertlikleri analizlerini içerir.

Fourier Transform-Infrared Spektroskopi (FTIR) rezin materyallerin konversiyon derecesinin ölçümünde kullanılan etkin yöntemlerden biridir (Kim ve Watts, 2008) ve bu yöntemle elde edilen verilerin korelasyonu yüzey sertlik testleriyle yapılmaktadır (Deniz Arısu ve ark., 2008).

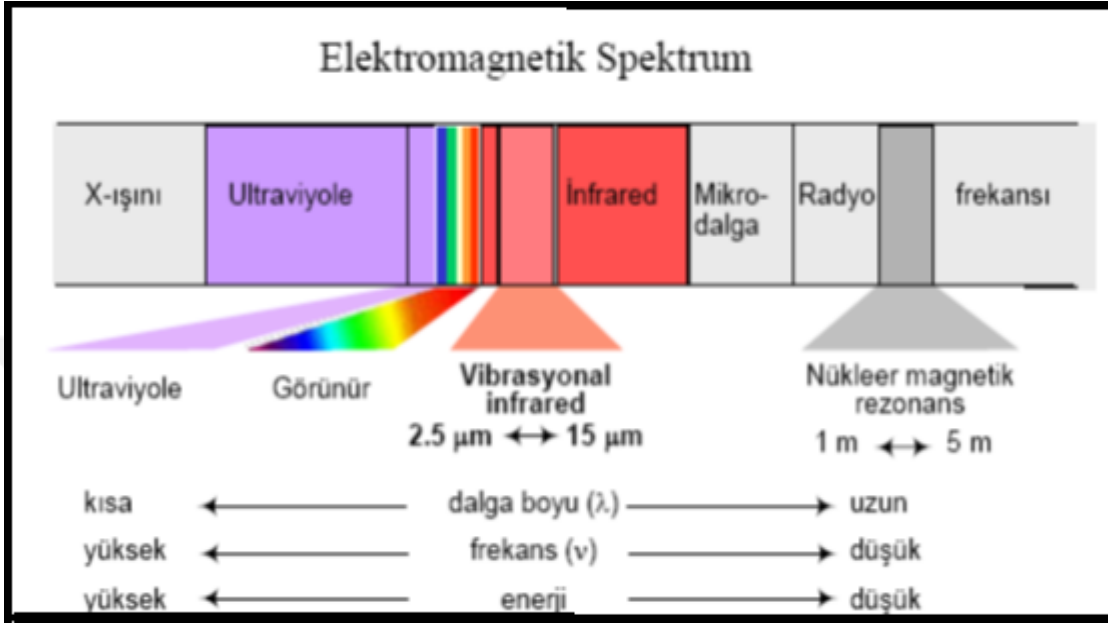
Fourier Transform-Infrared Spektroskopi (FTIR)

Spektroskopi, ışın-madde etkileşimini inceleyen bilim dalıdır ve atom, molekül veya iyonların bir enerji düzeyinden diğerine geçişleri arasında absorbe edilen veya yayılan elektromanyetik ışımının ölçülmesi ve değerlendirmesi olarak tanımlanır. Elektromanyetik ışıma, uzayda büyük hızlarla hareket eden enerji türüdür. Elektromanyetik ışımalara, görünür ışık, kızıl ötesi (Infrared) ışınları, X-ışınları ve radyo dalgaları örnek olarak verilebilir (Yıldız ve ark., 1993; Smith, 2011).

Elektromanyetik ışımaların yapısı dalga şeklindedir. Dalga, elektrik (E) ve manyetik (H) olmak üzere birbirine ve yayılma yönüne dik iki vektörden oluşur. Bir dalga için bir döngü sıfır genlikte başlar ve dalga üçüncü kez sıfır genliğini geçtiğinde sona erer. Bir döngü sırasında bir dalganın ilerlediği mesafeye, “*dalga boyu*” denir (Smith, 2011). Farklı ışık dalgaları türleri farklı dalga boylarına sahiptir. Örneğin, kızılötesi spektrumları ölçmek için tipik olarak kullanılan orta kızılötesi radyasyon, yaklaşık 10 µm dalga boyuna sahiptir ve bu da bir insan saçının çapından biraz daha küçüktür. Dalga boyunu belirtmek için Yunan alfabesinden “*lambda*” (λ) kullanılır. Elektromanyetik ışıma dalgasının bir başka önemli özelliği, dalga sayısı olup “*W*” harfi ile gösterilir. Dalga sayısı, bir dalganın birim uzunluğuna düşen döngü sayısını ölçer. Sıklıkla cm^{-1} olarak kısaltılan santimetre biriminde ölçülür, “*ters santimetre*”, “*karşılıklı santimetre*” veya “*dalga sayı*” olarak adlandırılır. Örnek olarak bir spektrumun 3000 cm^{-1} 'de bir zirveye sahip olması halinde santimetre karede 3000 döngü geçiren absorbe kızılötesi ışık anlamına gelir. Çoğu infrared spektrum x ekseninde $4000\text{-}400 \text{ cm}^{-1}$ arasında çizilir. Frekans, dalganın birim zaman başına geçirdiği döngü sayısının ölçüsüdür. Birimi sn^{-1} olan frekans “*hertz*” (Hz) olarak tanımlanır. Işığın frekansı ile enerjisi arasında doğrudan bir ilişki vardır ve frekans arttıkça enerji artar (Smith, 2011).

Elektromanyetik ışımalar moleküller üzerinde çeşitli etkilere sahiptir. Moleküler bağların kopmasına, elektron değişimine ya da moleküller arası bağları bozmayacak şekilde titreşimlere sebep olabilir. Belirli enerji düzeyine sahip bir molekül üzerine ışın gönderildiğinde ışın molekülden geçerek detektöre ulaşır. Eğer ışın molekül tarafından soğurulmazsa kaynak tarafından yayılan ışın miktarı detektöre ulaşan ışının miktarına eşit olacaktır. “*Spektrum*”, detektör tarafından algılanan ve zaman içinde değişen ışın

miktarının (enerji miktarının) grafiğe geçirilmesidir. Şekil 2.8.' de elektromagnetik spektrum gösterilmektedir.



Şekil 2.9. Elektromagnetik spektrum (Yıldız ve ark., 1993).

Elektromanyetik ışınım (radyasyon) dalga boylarına veya frekanslarına göre sınıflanarak gama ışınlarından, radyo dalgalarına kadar geniş bir aralığı kapsayan elektromanyetik spektrumları oluşturur (Smith, 2011).

Elektromagnetik spektrumun kızılötesi (IR) bölgesi, dalga sayısı 12500-10 cm^{-1} veya dalga boyu 0.78-1000 μm aralığındaki ışını kapsar. Uygulama ve cihaz yönünden kızılötesi (IR) spektrum üç gruba bölünür (Şekil 2.9.)

	Dalga boyu, μm	Dalga sayısı, cm^{-1}	Frekans, Hz
• Yakın IR	0.78–2.5	12500–4000	3.8×10^{14} – 1.2×10^{14}
• Orta IR	2.5–50	4000–200	1.2×10^{14} – 6.0×10^{12}
• Uzak IR	50–1000	200–10	6.0×10^{12} – 3.0×10^{11}

Şekil 2.10. Elektromanyetik spektrum kızılötesi (IR) bölgesi (Yıldız ve ark., 1993).

Analitik uygulamalarda en çok kullanılan bölge, orta IR ışının bir bölümü olan 4000-200 cm^{-1} veya 2.5-50 μm aralığındaki kısımdır. İnfrared spektroskopisinin en çok kullanıldığı alan organik bileşiklerin tanımlanmasıdır; bu maddelerin spektrumlarında çok sayıda maksimum ve minimum absorpsiyon bantları bulunur ve bunlar maddelerin birbirleriyle kıyaslanmasına olanak verir. Gerçekte bir organik maddenin spektrumu onun fiziksel özelliklerinden biridir. Teorik olarak, aynı absorpsiyon spektrumu verebilen iki farklı madde yoktur.

Kızılötesi (IR) spektroskopisi, organik veya inorganik bileşiklerin karakterize edilmesinde kullanılan bir araçtır. IR spektrumu, maddeyi oluşturan atomlar arasındaki bağların titreşimiyle oluşan frekanslarına karşılık gelen absorpsiyon pikleri göstermektedir. Kızılötesi (IR) spektroskopisi; moleküllerdeki çeşitli bağların titreşim frekanslarını ölçer ve moleküldeki fonksiyonel gruplar hakkında bilgi verir (Smith, 2011; Büyüksırt ve Kuleaşan, 2014).

Kızılötesi soğurma spektroskopisinde, IR ışınları molekülün titreşim hareketleri tarafından soğurulmaktadır. FTIR sisteminde sinyal çözme işlemi "*Fourier transform*" ismi verilen matematiksel bir dönüşüme dayanır. Matematiksel Fourier dönüşümü spektroskopisinde ışın şiddeti, zamanın bir fonksiyonu olarak alınır. Her dalga boyunu ayrı ayrı tarama gerekmeksizin hızlı ve yüksek çözünürlükte spektrumlar elde edilebilir. Bu sistemle katı, sıvı ve gaz örneklerin infrared spektrumları kaydedilebilir (Smith, 2011).

Rezin esaslı materyallerden alınan FTIR analizlerinde özellikle iki absorpsiyon bandı dikkati çeker. Bunlar, 1638 cm^{-1} dalga boyunda metakrilat gruplarına ait alifatik çift karbon grupları ve 1609 cm^{-1} dalga boyunda aromatik gruplardır. Polimerize edilmeyen materyalin analizden sonra, polimerize edilen aynı materyalin iki absorpsiyon band değeri kaydedilir, altta verilen formüle uygulanır ve bu şekilde rezin esaslı restoratif materyalin FTIR uygulanan bölgesi için, polimerizasyon derecesi, monomer değişim derecesi belirlenir (Bala ve ark., 2005).

$$\text{DC (\%)} = 1 - [(C_{\text{alifatik}} / C_{\text{aromatik}}) / (U_{\text{alifatik}} / U_{\text{aromatik}})] \times 100$$

Sertlik Testleri

Sertlik, maddenin plastik deformasyona karşı göstermiş olduğu direnç olarak tanımlanabilir. Sertlik testleri ile elde edilen veriler diş hekimliğinde malzemeler hakkında yararlı bilgiler vermektedir. Dolasıyla materyalin klinik başarısını yorumlamada yüzey sertliği etkili ve geçerli bir yöntemdir (Altıntaş ve ark., 2017).

Dental materyallerin sertliğini belirlemede en sık kullanılan testler Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers ve Knoop olarak bilinir. Çoğu, bir malzemenin yüzeyinin belirli bir yük altında bir elmas veya çelik bilye ile penetrasyona direnme yeteneğine dayanmaktadır. Tüm yöntemlerde sertlik, farklı geometrilere (küre, konik, piramit) sahip işaretleyici ucun test edilen materyale penetrasyon miktarıyla ölçülmektedir. Testin seçimi ölçülecek materyale göre değişmektedir (Anusavice ve ark., 2013d).

Shore ve Barcol testleri az gelişmiş ölçüm yöntemleri olup, diş malzemelerinin kauçuk ve plastik türlerinin sertliğini ölçmek için kullanılır. (Anusavice ve ark., 2013d).

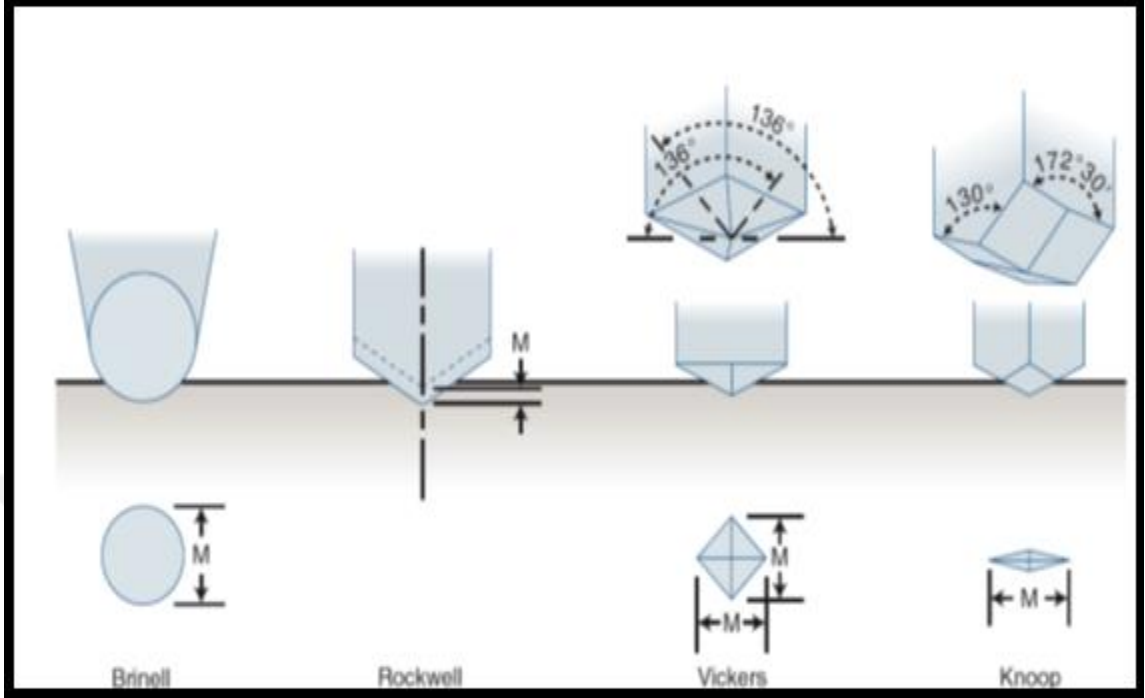
Brinell sertlik testi, metallerin sertliğini belirlemek için kullanılan en eski testlerden biridir. Bu testte, 1-10 mm arasında çapa sahip çelik bir bilye, malzemenin cilalı yüzeyine belirli bir yük altında preslenir. Yük, oluşan yüzeyin alanına bölünür ve sertlik değeri belirlenir. Çelik bilye uygulanan yük ile birlikte malzemeleri kırabileceğinden, kırılğan materyaller için uygun bir test yöntemi değildir (Anusavice ve ark., 2013d).

Rockwell sertlik testi, çelik bilye veya konik bir elmas noktanın kullanıldığı Brinell testine benzemektedir. Farklı olarak oluşan girintinin çapını ölçmek yerine, penetrasyon derinliği doğrudan cihaz üzerindeki bir sayaçla ölçülür. Rockwell testinin kolaylığı, girintinin derinliğinin doğrudan okunması ile endüstride geniş kullanımını sağlamıştır. Bununla birlikte, Rockwell testi, Brinell sertlik testi gibi, kırılğan malzemeler için uygun değildir. Rockwell sertlik testi, plastik ve viskoelastik materyallerin sertlik ölçümlerinde kullanılır (Anusavice ve ark., 2013d)

Knoop sertlik testinde, karşılıklı yüzleri 130° ve 173° olan 4 yüzlü piramit şekilli elmas bir uç kullanılır. Malzemenin yüzeyine maksimum 3.6 kgf yük uygulanır. Uygulanan yük sonucunda boyu eninin yaklaşık olarak 7 katı olan bir iz oluşur. Malzemenin sertliği

oluşan izin derinliği ölçülerek bulunur. Vickers sertlik ölçme deneyine göre daha düşük kuvvetler uygulanır. Bu nedenle ince plastik veya kırılğan malzemeler için uygundur (Anusavice ve ark., 2013a)

Vickers sertlik testi, Brinell testinde kullanılan sertlik testi prensibini kullanmaktadır. Bununla birlikte, çelik bir top yerine, baskı elemanı olarak tepe açısı 136° olan elmas kare piramit kullanılır. 1-120 kgf arasında yük materyal üzerine ortalama 20 sn uygulanır. Yük uygulandıktan sonra oluşan iz yuvarlak yerine kare olmasına rağmen, hesaplama yöntemi, yükün girinti alanına bölünmesiyle elde edilir. Kare şeklindeki iz köşegenleri cihaza ilave edilmiş mikroskop yarımıyla ölçülüp ortalaması alınır. Vickers sertliğinin avantajı, yüksek oranda doğruluk payının olması, tüm materyaller için sadece tek bir ucun kullanılmasıdır (Anusavice ve ark., 2013d). Şekil 2.11.'de yaygın olarak uygulanan sertlik testlerinde kullanılan batıcı uçlar gösterilmektedir.



Şekil 2.11. Sertlik testlerinde kullanılan batıcı uçlar (Anusavice ve ark., 2013d). M, iki penetrasyon derinliği arasındaki farktır.

Knoop ve Vickers testleri Brinell ve Rockwell ile testleri karşılaştırıldığında mikrosertlik testleri olarak sınıflandırılır. Hem Knoop hem de Vickers testleri 9.8 N'den daha az yük kullanır. Oluşan girintiler küçüktür ve 19 μm 'den daha düşük derinliklerle sınırlıdır. Bu nedenle, ince cisimlerin küçük bölgelerinde sertliği ölçebilmektedirler. Rockwell ve Brinell testleri, çok daha geniş alanlarda ortalama sertlik değerleri verir (Anusavice ve ark., 2013d).

Knoop ve Vickers testlerinden elde edilen değerlerin birbiriyle pozitif bir korelasyona sahip olduğu yapılan bir çalışmada bildirilmiştir (Poskus ve ark., 2004). Bu nedenle konversiyon derecesinin sertlik testleriyle ölçülüp FTIR ile elde edilen değerlerle korelasyonuna bakılabileceği çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (Yan ve ark., 2010; Archegas ve ark., 2012).

Bu çalışmanın amacı, tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılan, ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların translusent ve yüksek translusent PICN restoratif materyalin farklı kalınlıkları altındaki konversiyon derecesinin belirlenmesi ve mikrosertliğinin değerlendirilmesidir.



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada, hibrit seramik ve rezin siman örneklerinin hazırlanması Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarlarında, FTIR analizi ve mikrosertlik testleri Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Kimya Bölümü laboratuvarlarında gerçekleştirildi. Çalışmada kullanılan materyaller Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi tarafından sağlanmıştır (proje no: TDK-2017-2005).

Çalışmada, 2M2 renginde iki farklı translusentliğe (yüksek translusent-translusent) sahip polimer-infiltrate seramik ağ (PICN) Vita Enamic (VITA Zahnfabrik) seramik blokları kullanılmıştır. 0.5, 1, 1.5, 2 mm kalınlıkta hazırlanan hibrit seramik örneklerin altında hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman RelyX U200 (3M ESPE, St. Paul, ABD) ve sadece ışıkla polimerize olan rezin siman RelyX Veneer, (3M ESPE, St. Paul, ABD) polimerize edilerek, bu rezin simanların konversiyon dereceleri ve mikrosertlik değerleri tespit edilmeye çalışılmıştır. Kullanılan seramik blokların ve rezin simanların içerikleri Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan malzemeler ve içerikleri

Kullanılan materyaller	Marka ve Üretici	Tip, Renk ve boyutlar	İçerik	Doldurucu oranı	Lot no
Işıklı polimerize olan rezin siman	RelyX Veneer, 3M ESPE, St. Paul, USA	Işıklı polimerize olan rezin siman	Bis-GMA (Bisfenol A Glisidil metakrilat), TEGDMA (trietilen glikol dimetakrilat), zirkonya/silika doldurucular	%66	N776174
Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman	RelyX U200, 3M ESPE, St. Paul, USA	Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman	Baz: Silanlanmış cam tozu, 2-profenik asit, 2-metil, 1,1'[1-(hidroksimetil)-1,2-etanedil] ester, 2-hidroksi-1,3-profanedil dimetakrilat ve fosfor oksit, TEGDMA, silanlanmış silika, sodyum persülfat, tert-butil peroksi-3,5,5-trimetilheksonat Katalist: Silanlanmış cam tozu, süstitüe dimetakrilat, silanlanmış silika, sodyum ptoluensülfat, 1-benzil-5-fenil barbik asit, kalsiyum tuzu, 1,12-dodekan dimetakrilat, kalsiyum hidroksit	%72	628965
Hibrit seramik (PICN)	Vita Enamic , Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	2M2, 17mm×14mm×12mm	Seramik; silikon dioksit, alüminyum oksit, sodyum oksit, potasyum oksit, bor trioksit, zirkonya, kalsiyum oksit Polimer; UDMA (üretan dimetakrilat), TEGDMA (trietilen glikol dimetakrilat)	Seramik %86 Polimer %14	41470

3.1. Çalışmanın Uygulama Aşamaları

Bu çalışmada hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan ve ışıkla polimerize olan rezin simanlar kontrol grubu hariç olmak üzere, 0.5, 1, 1.5, 2 mm kalınlığa sahip PICN hibrit seramikler altında polimerize edildi. Polimerize olan simanların FTIR analizi ile konversiyon dereceleri ve Vickers mikrosertlik test cihazı ile mikro sertlikleri ölçüldü. Bu çalışmada uygulama aşamaları alttaki sırayla gerçekleştirildi;

1. Hibrit seramik örneklerinin hazırlanması,
2. Resin simanların konversiyon derecesi ve mikrosertlik ölçümleri için örneklerin hazırlanması,
3. FTIR ile konversiyon derecelerinin ölçülmesi,
4. Vickers mikrosertlik testi cihazı ile mikrosertlik ölçümlerin yapılması,
5. Elde edilen veriler ışında istatistiksel analizin yapılması.

3.2. Hibrit Seramik Örneklerinin Hazırlanması

HT ve T Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), PICN hazır hibrit seramik bloklardan (17mm×14mm×12mm) su soğutma altında hassas kesme cihazı (IsoMet Low-speed; Buehler, Illinois, ABD) kullanılarak 0.5x14x12 mm, 1x14x12 mm, 1.5x14x12 mm, 2x14x12 mm ebatlarında dikdörtgen şeklinde örnekler hazırlandı. Vita Enamic bloklar Şekil 3.2’de, hassas kesme cihazı Şekil 3.1’de gösterilmiştir. T ve HT bloklardan her kalınlık için 10, toplam 80 seramik örnek hazırlandı.



Şekil 3.1. Hassas kesme cihazı (IsoMet Low-speed; Buehler, Illinois, ABD)

Elde edilen örnekler distile su ile ultrasonik olarak temizlendi ve ardından, son olarak izopropanol alkol ile üzerindeki kalıntılar uzaklaştırıldı. Daha sonra örnekler kuru hava ile kurutuldu.



Şekil 3.2. Vita Enamic laboratuvar bitirme kiti, Vita Enamic T ve HT bloklar (VITA Zahnfabrik)

Örneklerin su altında ilk olarak ince (No: 180), çok ince (No: 280) ve ekstra ince (No: 600) zımpara ile pürüzleri giderildi. Vita Enamic seramik blokların kendi sisteminde bulunan iki aşamalı laboratuvar bitirme kiti (Technical Kit, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanılarak bitirme ve polisaj işlemi yapıldı (Şekil 3.2). İlk olarak set içerisinde bulunan pembe renkli ön polisaj frezleri dakikada 7500 devir ile çalışan bir laboratuvar mikro motoru (NSK Ultimate XL-K, Tochigi, Japonya) kullanılarak örnek yüzeylerine uygulandı (Şekil 3.3).

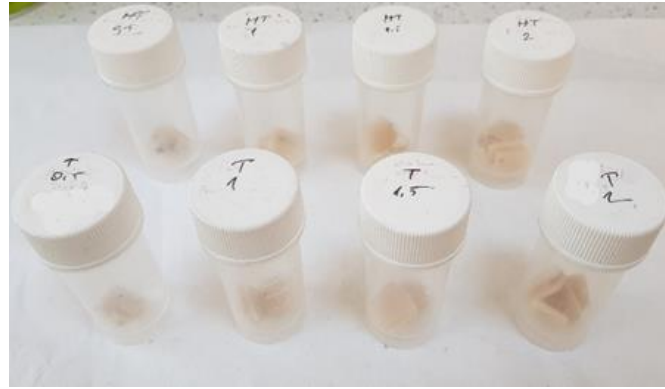


Şekil 3.3. Laboratuvar bitirme kiti içerisinde bulunan pembe renkli ön polisaj frezinin ve gri renkli daha ince grenli son polisaj frezinin kullanımı

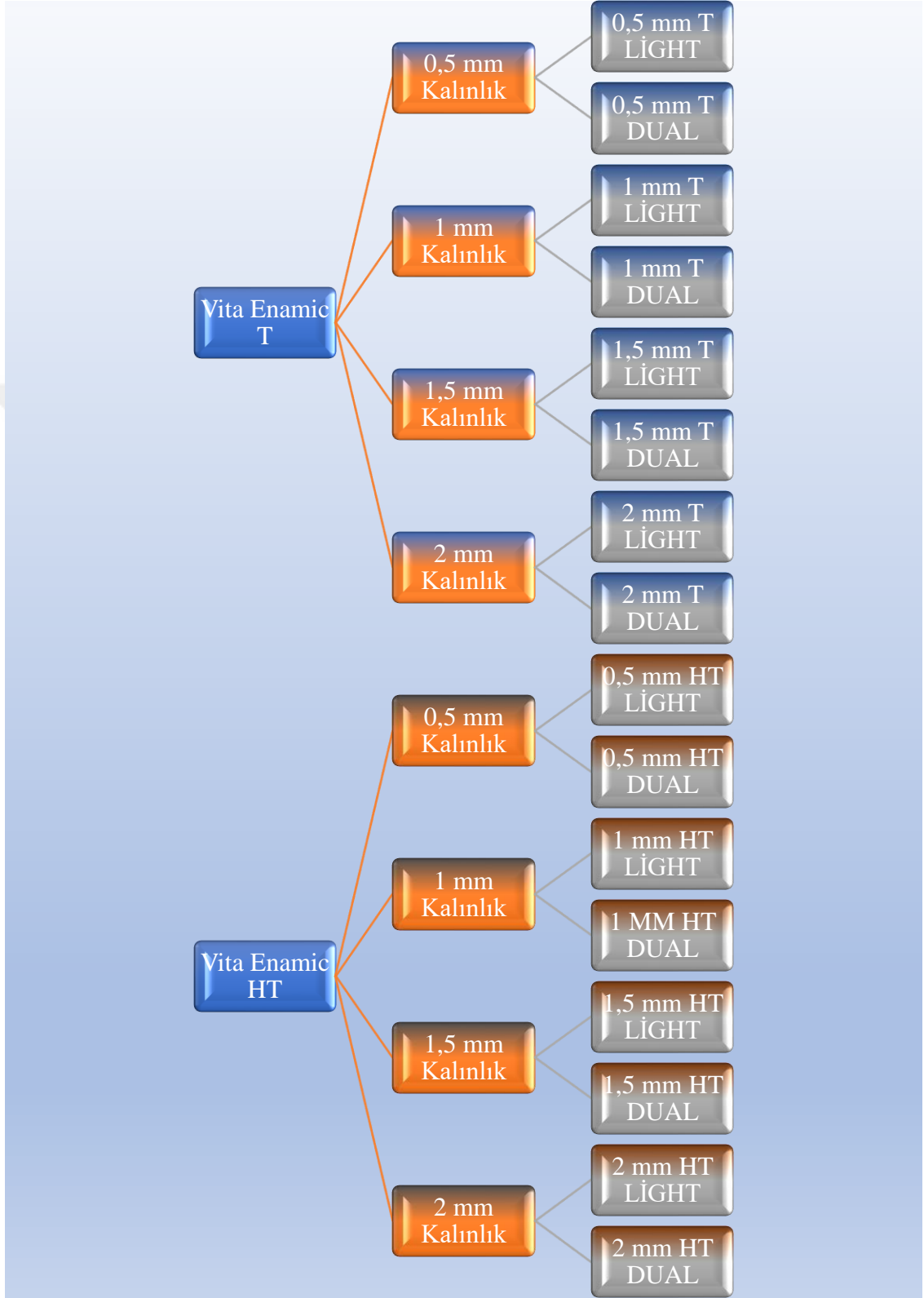
Son olarak dakikada 5000 devirle çalışan laboratuvar mikro motoru yardımıyla gri renkli daha ince grenli son polisaj frezi, kullanılarak örnek yüzeylerinin polisaj ve cila işlemleri tamamlandı. Tüm örnekler, dijital kumpas ile ölçülerek, belirlenen kalınlıktaki numuneler belirlendi (Şekil 3.4). Uygun olmayan örnekler yenileriyle değiştirildi. T ve HT bloklardan her kalınlık için 10 toplam 160 seramik örnek hazırlandı (Şekil 3.5).



Şekil 3.4. PICN seramik örneklerin dijital kumpas ile kalınlıklarının ölçümü



Şekil 3.5. PICN seramik örneklerin kalınlık ve translusentliğine göre hazırlanan kapların görüntüsü



Şekil 3.6. FTIR ve mikrosertlik ölçümü için hazırlanan örneklerden oluşturulan gruplar

Yukarıda belirtilen tabloya göre kontrol grupları ile birlikte 18 grup oluşturuldu (Tablo 3.2). Gerekli örnek sayısını belirleme amacı ile yapılan Power analizi sonucunda, her grup için 10 adet örneğin yeterli olduğu belirlendi. Rezin siman kontrol grubu için hibrit seramik örnek hazırlanmadı. Kontrol grupları haricinde diğer gruplar için toplam 80 seramik örnek hazırlandı. Kontrol light ve Kontrol dual grupları için seramik örnek hazırlanmadı.

3.3. Rezin Siman Örneklerinin Hazırlanması

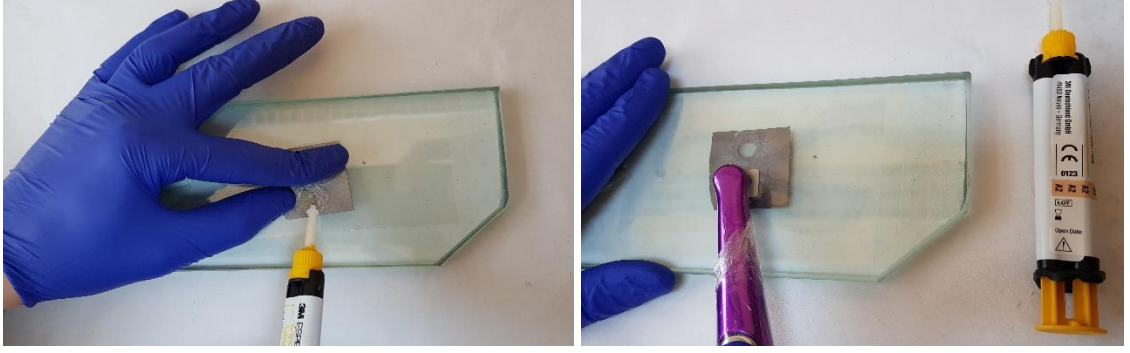
Farklı kalınlığa sahip PICN örnekleri altında polimerizasyon derecesi ve mikrosertlik ölçümleri yapılan simanlar; ışıkla polimerize olan rezin siman RelyX Veneer (3M ESPE) ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman RelyX U200 (3M ESPE) Şekil 3.7' de ve özellikleri Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan rezin simanlar

3.3.1. Konversiyon Derecesi Ölçümü İçin Rezin Siman Örneklerinin Hazırlanması

İlk olarak tam seramik kronlar için önerilen ortalama 100 µm olan siman aralığını elde etmek için kalıp hazırlandı. Bunun için deforme olmayan paslanmaz çelik levha üzerinde, rezin simanların uygulanacağı ve seramik örneklere uygun olacak şekilde 6 mm çapta ve 100 µm boşluk hazırlandı.



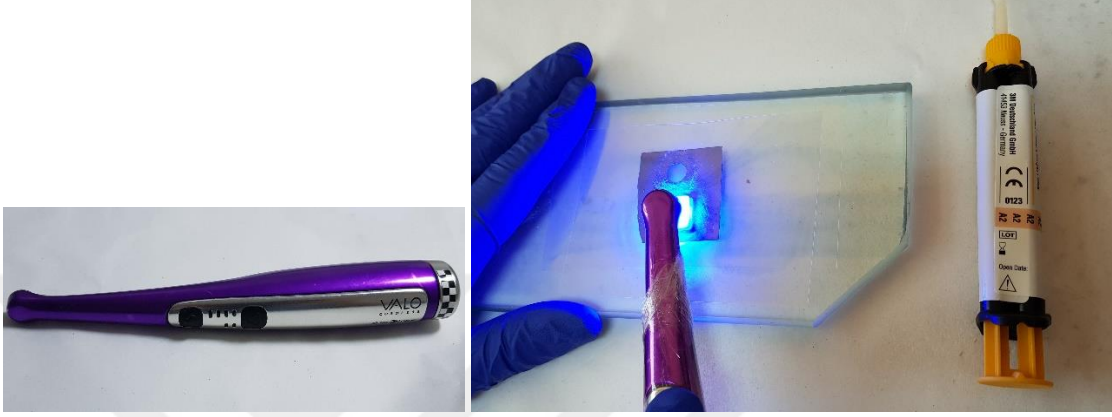
Şekil 3.8. Konversiyon derecesi ölçümü için rezin siman örneklerinin hazırlanması

Rezin siman örnekleri elde edebilmek için Şekil 3.8.'de gösterilen uygulama düzeneği hazırlandı. En alt kısımdaki cam üstüne rezin simanın uygulanacağı çelik levha yerleştirildi. Levha üzerine şeffaf bant ve farklı kalınlıklara sahip seramik koyuldu. Konversiyon derecesini etkilememesi için rezin simanların polimerizasyon işlemleri karanlık ortamda gerçekleştirildi.

Işıkla polimerize olan rezin siman RelyX Veneer, altında cam bulunan çelik levhaya 100 µm kalınlık oluşturacak miktarda uygulandıktan sonra üzerine şeffaf bant ve farklı kalınlıklarda seramik yerleştirildi. Geniş spektrumlu LED ışık cihazı VALO Cordless (Ultradent Products, Inc. South Jordan, ABD) 1400 mW/cm² ışık gücü ile yüksek güç modunda, üst yüzeyden restorasyon kenarına tam temas edecek şekilde diskin dört bir yanından, üretici firmanın önerileri doğrultusunda 30 sn ışık uygulanarak polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi. Kontrol light grubu için seramik örnek kullanılmadı. Seramik örnek yerine en üste şeffaf bant uygulanarak polimerizasyon prosedürü tamamlandı. Her bir seramik grup için 10 adet olmak üzere toplam 90 örnek hazırlandı.

Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman RelyX U200'ün, karıştırma sırasında siman içerisinde kalan hava kabarcıklarının konversiyon derecesini etkilememesi için otomatik karıştırma ucu olan tipi kullanılmıştır. Altında cam bulunan çelik levhaya 100 µm kalınlık oluşturacak miktarda rezin siman uygulandıktan sonra üzerine şeffaf bant ve farklı kalınlıklarda seramik yerleştirildi. Geniş spektrumlu LED ışık cihazı VALO Cordless (Ultradent Products) 1400 mW/cm² ışık gücü ile yüksek güç modunda, üst yüzeyden restorasyon kenarına tam temas edecek şekilde diskin dört bir yanından, üretici firmanın önerileri doğrultusunda 20 sn ışık uygulandı (Şekil 3.9).

Kontrol dual grubu için seramik örnek kullanılmadı ve seramik örnek yerine en üste şeffaf bant uygulanarak polimerizasyon prosedürü tamamlandı. Her grup için 10 adet olmak üzere toplam 90 adet örnek hazırlandı.



Şekil 3.9. LED ışık cihazı VALO Cordless (Ultradent Products, Inc. South Jordan, ABD) ve ışık cihazının yüksek güç modunda kullanımı

Konversiyon derecesinin ölçümü için her iki rezin simandan toplam 180 ($n=180$) örnek hazırlandı. Hazırlanan tüm rezin siman örnekleri FTIR analizi öncesinde, ışık geçirmeyen kaplar içine koyularak, 24 saat boyunca oda sıcaklığında bekletildi (Şekil 3.10).

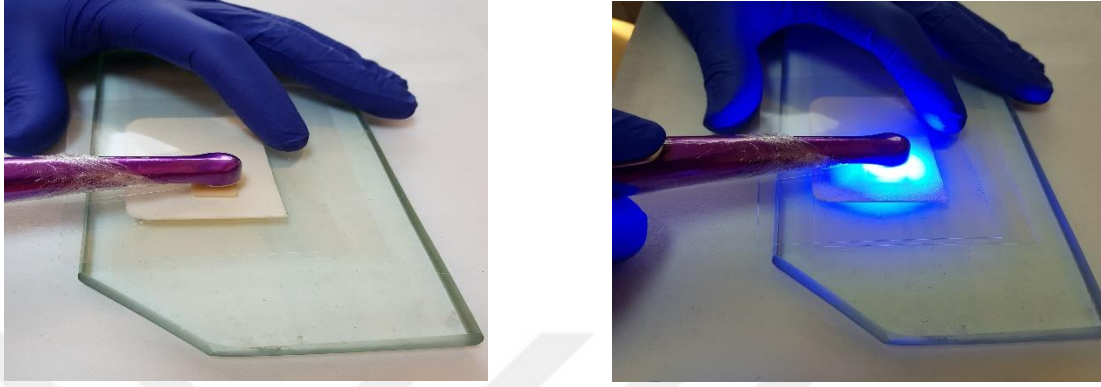


Şekil 3.10. Hazırlanan rezin siman örneklerinin saklandığı ışık geçirmeyen kaplar

3.3.2. Mikrosertlik Testleri İçin Rezin Siman Örneklerinin Hazırlanması

Mikrosertlik testi için 2 mm kalınlığında ve 6 mm çapında teflon kalıp kullanıldı. Polimerizasyon protokolü konversiyon derecesi ölçümü için hazırlanan örneklerle aynı olacak şekilde uygulandı. Rezin simanların kalıba yapışmaması için ince fırça ile vazelin uygulandı. En altta cam üzerine teflon sonra üzerine şeffaf bant ve farklı kalınlıklarda seramik yerleştirildi (Şekil 3.11). Kontrol grupları için seramik örnek kullanılmadı. Her grup için 10 adet olmak üzere toplamda 180 ($n=180$) örnek hazırlandı. Hazırlanan örnekler

Vickers mikrosertlik testi öncesinde, ışık geçirmeyen kaplara koyularak oda sıcaklığında 24 saat bekletildi.



Şekil 3.11. Mikrosertlik testleri için rezin siman örneklerinin hazırlanması

3.4.Rezin Siman Örneklerinin Konversiyon Derecelerinin Ölçümü

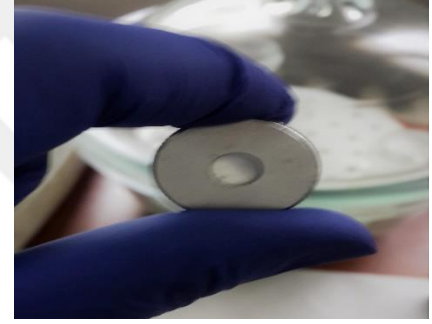
Işıkla ve dual polimerize olan rezin siman örneklerinin konversiyon derecelerinin ölçümü Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR) (Bruker, Massachusetts, ABD) cihazı ile gerçekleştirildi (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR) (Bruker, Massachusetts, ABD) cihazı

Örneklerin incelenmesi için, kızıl ötesi bölgesinde absorpsiyonu olmayan potasyum bromür (KBr) kullanıldı. İlk olarak, spektrumda hatalı bantların gözlenmesine neden olmaması için neme duyarlı bir bileşik olan KBr 130 °C’ de 4 saat kurutularak hazırlandı (Büyüksirt ve Kuleaşan, 2014). Rezin siman örnekleri bir havan yardımıyla gren kalmayacak şekilde toz haline getirildi. 1 mg rezin siman hassas tartı ile ölçüldü ve üzerine siman örnekler gibi toz haline getirilmiş olan kuru 100 mg KBr ilave edildi. Karışım tamamen homojen hale gelinceye kadar havanda karıştırıldı.

Homojen karışımın 25 mg’ı, 13 mm çapında bir metal kalıba alınıp, 1-2 dakika kadar yaklaşık 10 ton basınca maruz bırakıldı. Bu işlem ile 0,5 mm kalınlığında kristalize materyal ölçüm için hazır hale getirildi (Smith, 2011; Yıldız ve ark., 1993) (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Homojen hale getirilen KBr ve rezin simanın metal basınç aletine alınıp preslenerek 0,5 mm kalınlığında kristalize materyalin elde edilmesi

Ölçümler, 4000-500 cm^{-1} dalga boyu aralığında ve 4 cm^{-1} dalga sayısı çözünürlükte yapıldı. Ölçüm öncesinde çevre faktörünü uzaklaştırmak amacıyla “*background spektrumu*” alındı, daha sonra polimerize olmayan rezin simanların ve polimerize edilmiş (cured) rezin siman örneklerin FTIR spektrumları kaydedildi. Toplam 180 örnekten tek ölçüm yapıldı (Şekil 3.14).

Ölçümler ile elde edilen spektrumda alifatik C=C bağları 1638 cm^{-1} dalga boyunda infrared absorpsiyon oluştururken, aromatik C=C çift bağları ise 1609 cm^{-1} dalga boyunda absorpsiyon oluşturur. Polimerizasyondan önce ve sonra cihazın yazılımı ile elde edilen spektrum üzerinde alifatik ve aromatik çift karbon bağları için oluşan, 1638 cm^{-1} ve 1609 cm^{-1} dalga boylarındaki uç değerler belirlenip kaydedildi. Elde edilen veriler aşağıda

belirtilen formüle uygulandı. Bu şekilde her örneğin konversiyon derecesi yüzde olarak hesaplandı.

$$DC (\%) = 1 - [(C_{\text{alifatik}} / C_{\text{aromatik}}) / (U_{\text{alifatik}} / U_{\text{aromatik}})] \times 100$$



Şekil 3.14. Fourier Dönüştümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR) kullanılarak elde edilen rezin simanların spektrumları

3.5. Resin Siman Örneklerinin Mikrosertlik Ölçümü

Işıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman örneklerinin Vickers mikrosertlik testi Buehler Micromet 5114 (Buehler, Illinois, A.B.D) mikrosertlik cihazı kullanılarak yapıldı (Şekil 3.15). Her örnek yüzeyine 3 farklı noktadan ölçüm alınacak şekilde, 15 sn süreyle 50 grf yük ile test uygulandı. Daha sonra oluşturulan izin derinlik ve kenar uzunluğu oranı cihaz ucu tarafından otomatik olarak analiz edilerek VHN (Vickers Hardness Number) değeri tespit edildi. 3 ölçümün ortalaması alınarak her örneğin mikrosertlik değeri elde edildi.



Şekil 3.15. Vickers Mikrosertlik cihazı (Buehler, Illinois, ABD)

3.6. İstatiksel Analiz

İstatiksel değerlendirmedeki tüm hesaplamalar SPSS 18 (SPSS Inc; Chicago, ABD) paket programı kullanılarak yapıldı. FTIR analizi sonucunda elde edilen verilerin, normal dağılım gösterip göstermediğini belirlemek için, Kolmogrov Smirnov testi uygulandı. Test sonucunda normal dağılım gözlemlendi ve parametrik analiz yapılmasına karar verildi.

PICN hibrit seramik blokların farklı kalınlıkları altında konversiyon derecelerinin belirlenmesi için yapılan analizde gruplar arasında istatistiksel farkları belirlemek için tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testleri uygulandı.

Aynı kalınlıktaki iki farklı rezin siman gruplarının konversiyon dereceleri arasında farkların istatistiksel analizleri için ise Bağımsız *t*-testi uygulandı.

Benzer şekilde mikrosertlik testlerinden elde edilen verilerin analizi için tek yönlü varyans analizi (ANOVA) Tukey HSD çoklu karşılaştırma analizi ve Bağımsız *t*-testi uygulandı.

4. BULGULAR

4.1. Rezin Simanların Konversiyon Derecelerinin Değerlendirilmesi

Işıklı ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların farklı kalınlıktaki (0.5, 1, 1.5, 2 mm) ve iki farklı translüsentliğe (T, HT) sahip PICN materyalinin altındaki konversiyon derecelerinin Fourier Dönüşümlü Kıızılötesi Spektroskopisi (FTIR) ile incelenmesi sonucunda elde edilen değerler Tablo 4.1, Şekil 4.1 ve Şekil 4.2’de gösterilmiştir. Tablo 4.1.’de kontrol grubu doğrudan polimerize edilen rezin siman örneklerin konversiyon derecelerini göstermektedir.

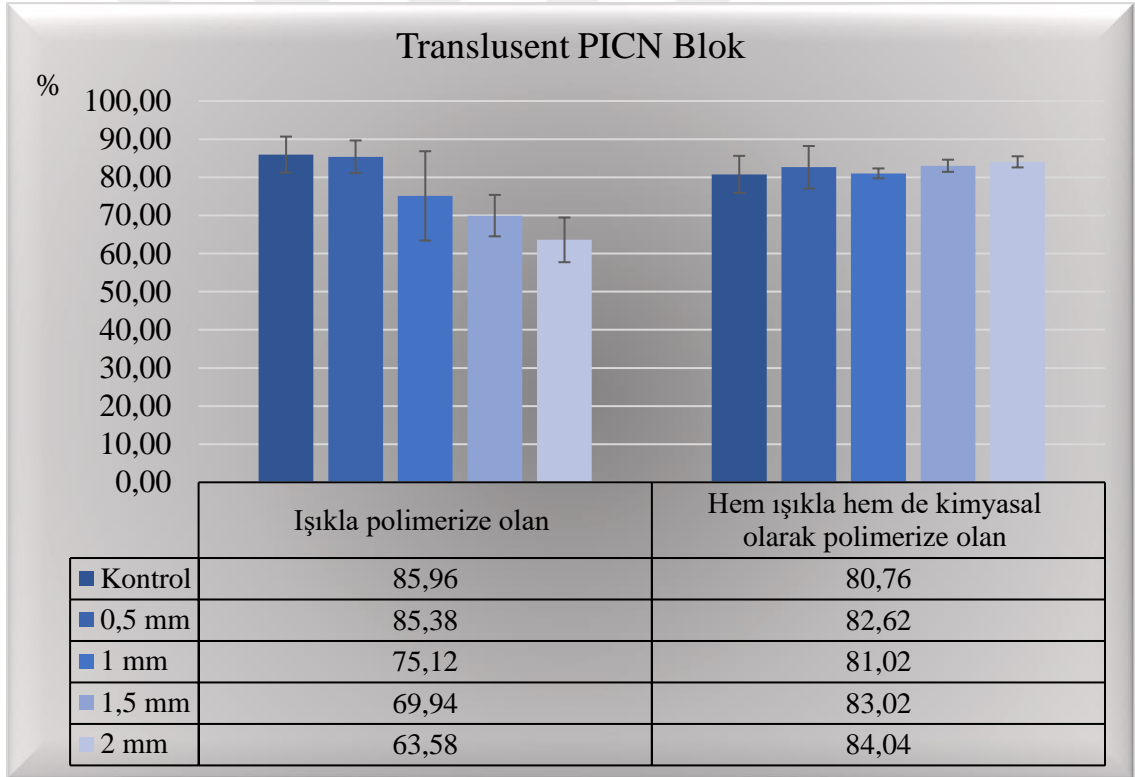
Tablo 4.1. Konversiyon dereceleri ortalamaları ve standart sapmaları.

	Seramik Kalınlık	Konversiyon Oranı (%)	
		Işıklı Polimerize Olan Rezin Siman	Hem Işıklı Hem de Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Siman
Kontrol		85.96 ± 4.71 ^a	80.76 ± 4.86 ^a
Transludent	0.5 mm	85.38 ± 4.28 ^a	82.61 ± 5.58 ^a
	1 mm	75.12 ± 11.71 ^{abc}	81.02 ± 1.10 ^a
	1.5 mm	69.94 ± 5.43 ^{bc, B}	83.02 ± 1.60 ^{a, A}
	2 mm	63.58 ± 5.86 ^{c, B}	84.04 ± 1.46 ^{a, A}
High Transludent	0.5 mm	81.16 ± 5.33 ^{ab,}	80.82 ± 2.69 ^a
	1 mm	85.58 ± 3.13 ^{a,}	80.66 ± 5.79 ^a
	1.5 mm	69.44 ± 12.45 ^{bc, B}	83.06 ± 0.53 ^{a, A}
	2 mm	75.26 ± 8.67 ^{abc}	81.06 ± 0.86 ^a

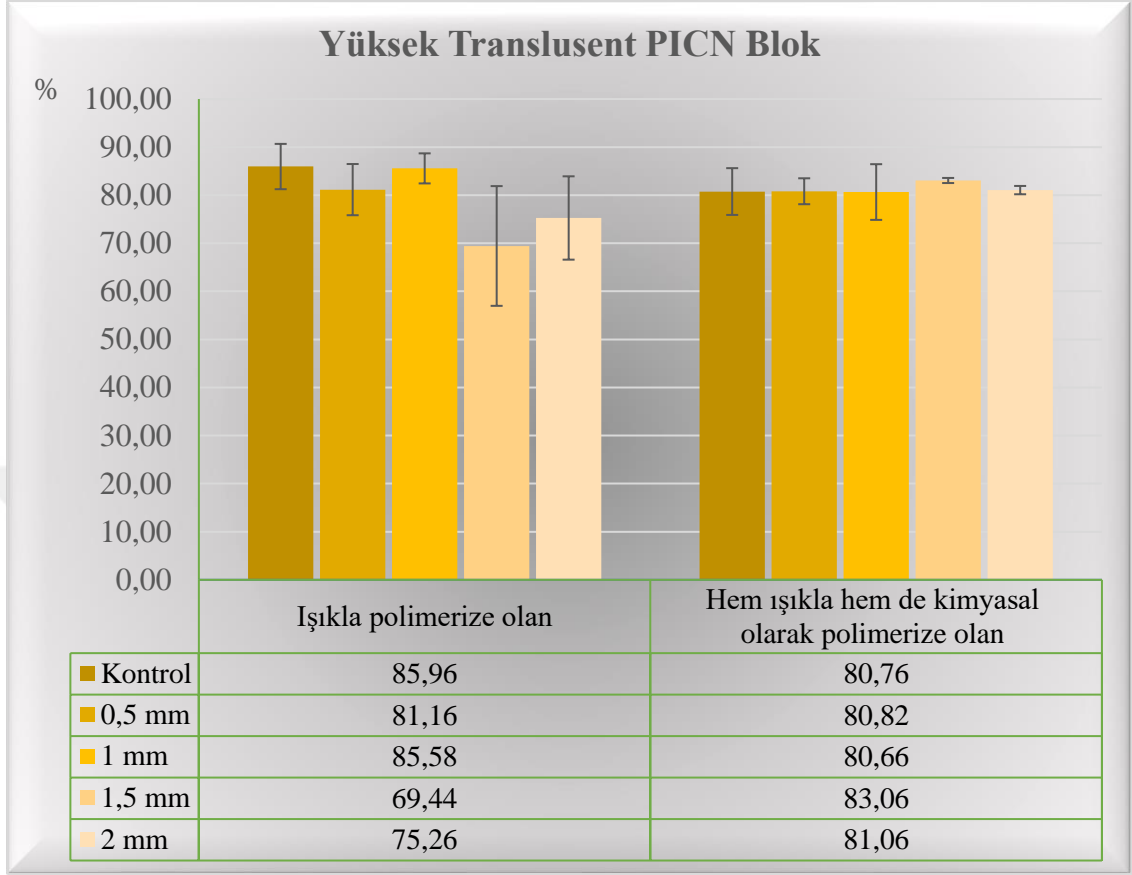
Küçük harfler sütunlar arasındaki istatistiksel farklı grupları (Tukey HSD’ye göre), büyük harfler satırlardaki istatistiksel farklılıkları (bağımsız t-testi’ne göre) göstermektedir.

Işıklıla polimerize olan rezin simanların konversiyon dereceleri, kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, PICN seramik blok kalınlığı arttıkça konversiyon derecesinin azalma gösterdiği gözlenmiştir. Bu azalma 1.5 mm ve 2mm kalınlıktaki translusent PICN seramik gruplarında (grup 1.5 mm T LİGHT, grup 2 mm T LİGHT) ve 1.5 mm kalınlıktaki yüksek translusent (grup 1.5 mm HT DUAL) PICN seramik gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

Hem ışıklıla hem de kimyasal olarak polimerize olan siman grubunda konversiyon derecelerinin $\%84.04 \pm 1,46$ ile $\%80,66 \pm 5,79$ arasında değiştii ancak, kontrol grubu ile translusent PICN seramik grupları ve yüksek translusent PICN seramik grupları arasında anlamlı düzeyde fark olmadığı gözlenmiştir. ($p>0.05$)



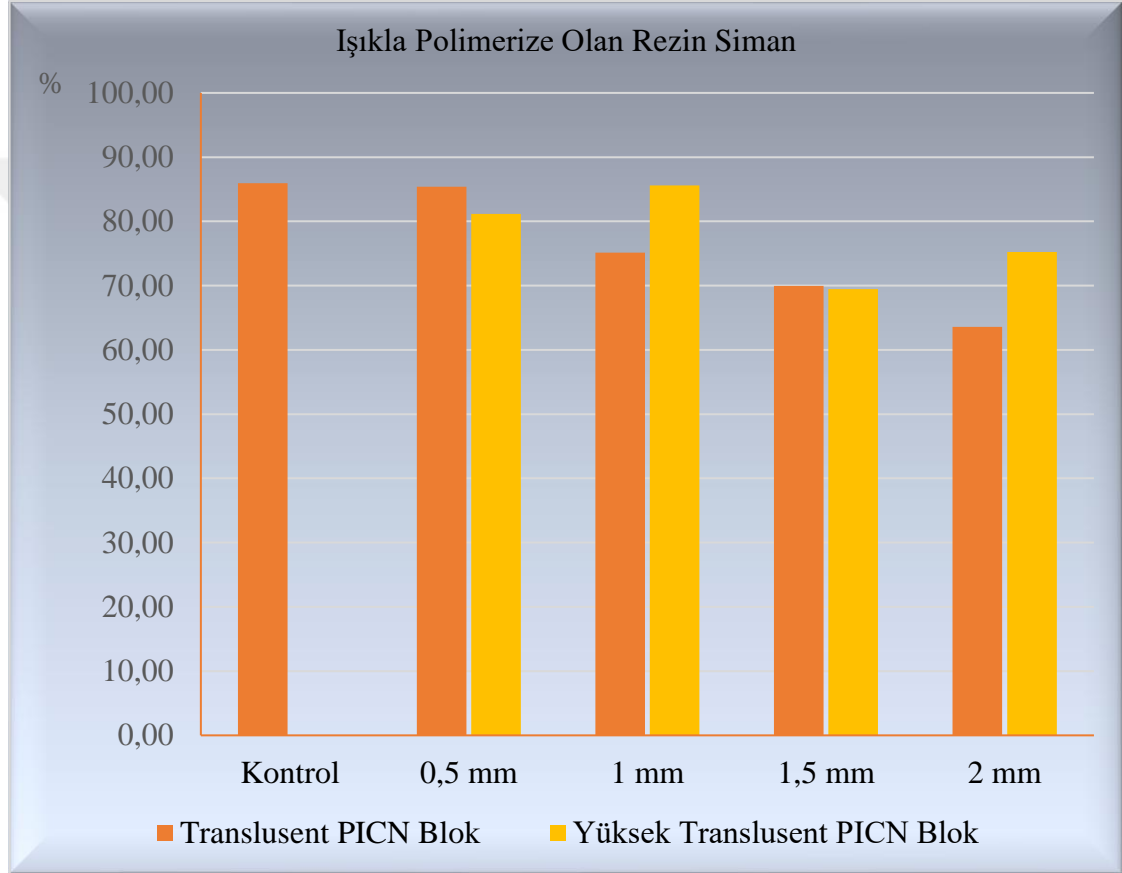
Şekil 4.1. Translusent hibrit seramik grupları altında hem ışıklıla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerindeki değişiklikler



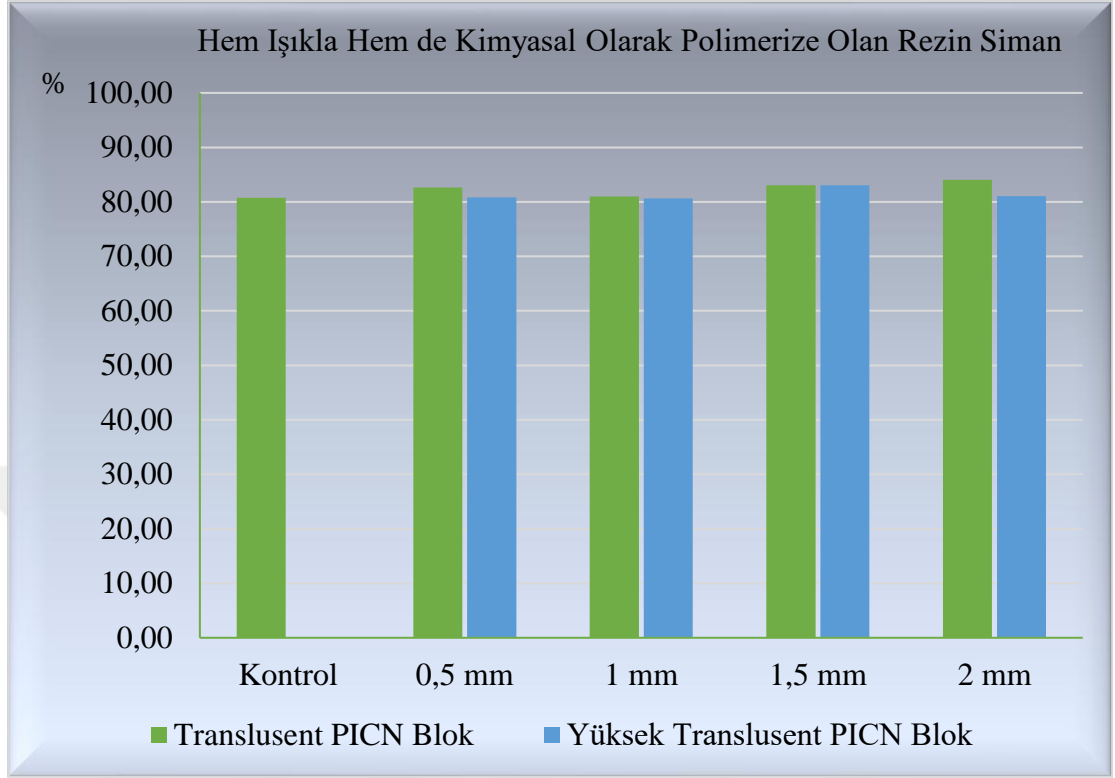
Şekil 4.2. Yüksek Transludent hibrit seramik grupları altında ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerindeki değişiklikler

Işıklı ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon dereceleri karşılaştırıldığında, kontrol grubunda, 0.5 mm kalınlıktaki gruplarda ve 1 mm kalınlıktaki gruplarda ışıkla polimerize olan rezin siman daha fazla konversiyon derecesi yüzdesi göstermiştir. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$). Bununla birlikte 1.5 mm ve 2 mm kalınlıktaki transludent PICN seramik kullanılarak hazırlanan hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman örneklerinin ışıkla polimerize olan rezin siman örnekleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla konversiyon derecesi yüzdesi gösterdiği belirlenmiştir ($p<0.05$). Işıklı ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın farklı kalınlıklarda T ve HT seramikler altındaki konversiyon dereceleri Şekil 4.3 ve Şekil 4.4’de gösterilmektedir.

Benzer şekilde 1.5 mm ve 2 mm kalınlıktaki yüksek translusent PICN seramik kullanılarak hazırlanan rezin siman örneklerinin konversiyon dereceleri karşılaştırıldığında hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman örneklerinde konversiyon derecelerinin yüzdelerinin daha yüksek olduğu ve bu farkın 1.5 mm kalınlıkta istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilmiştir ($p>0.05$).



Şekil 4.3. Işıklı polimerize olan rezin simanın farklı kalınlıklarda transludent ve yüksek transludent seramikler altındaki konversiyon dereceleri



Şekil 4.4. Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın farklı kalınlıklarda transludent ve yüksek transludent seramikler altındaki konversiyon dereceleri

4.2. Rezin simanların Vickers mikrosertlik değerlerinin değerlendirilmesi

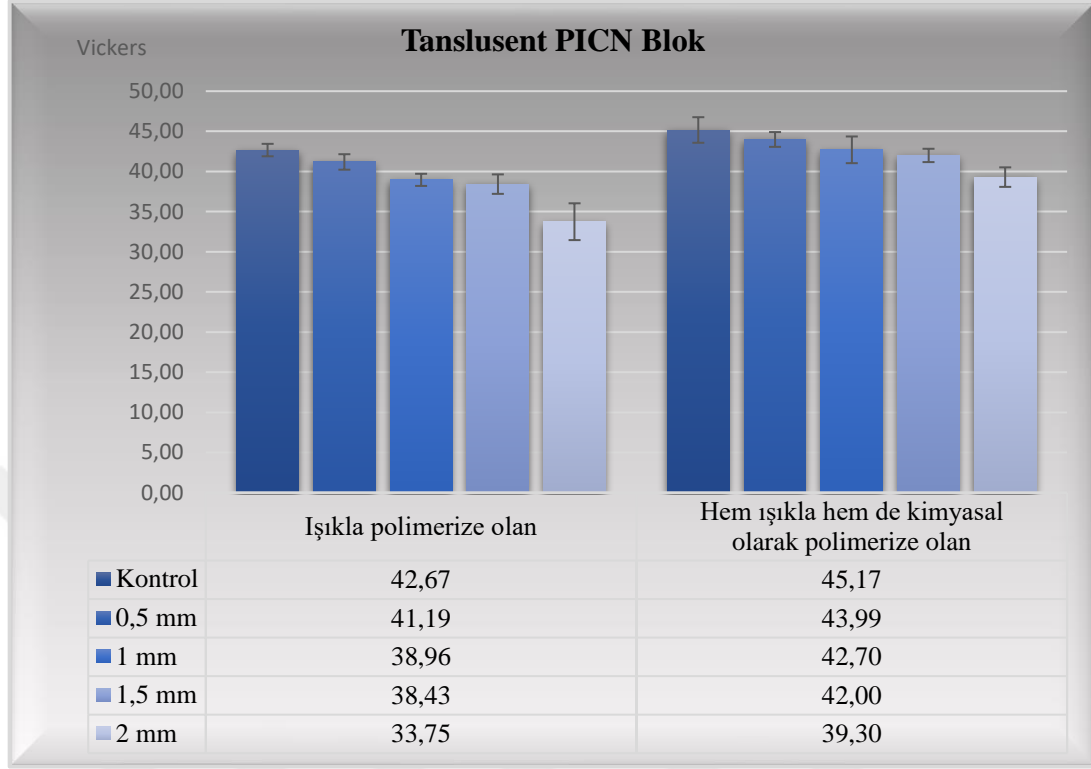
Işıklı ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların farklı kalınlıktaki (0.5, 1, 1.5, 2 mm) ve iki farklı translüsentliğe (T, HT) sahip hibrit seramikler altındaki konversiyon derecelerinin Vickers mikrosertlik testi ile incelenmesi sonucunda elde edilen değerler Tablo 4.2, Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Tablo 4.2'de kontrol grubu, doğrudan polimerize edilen rezin siman örneklerin mikrosertlik testi değerlerini göstermektedir.

Tablo 4.2. Vickers ortalamaları ve standart sapmaları.

	Seramik Kalınlık	Vickers Sertlik Ortalamaları	
		Işıklı Polimerize Olan Rezin Siman	Hem Işıklı Hem de Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Siman
Kontrol		42.67 ± 0.77 ^{a, B}	45.17 ± 1.59 ^{a, A}
Transludent	0.5 mm	41.19 ± 0.96 ^{a, B}	43.99 ± 0.92 ^{ab, A}
	1 mm	38.96 ± 0.75 ^{b, B}	42.70 ± 1.66 ^{bcd, A}
	1.5 mm	38.43 ± 1.21 ^{b, B}	42.00 ± 0.83 ^{cd, A}
	2 mm	33.75 ± 2.29 ^{c, B}	39.30 ± 1.22 ^{e, A}
High Transludent	0.5 mm	42.47 ± 1.31 ^a	43.56 ± 1.99 ^{abc}
	1 mm	41.05 ± 0.54 ^{a, B}	43.17 ± 1.79 ^{bcd, A}
	1.5 mm	38.74 ± 1.04 ^{b, B}	43.12 ± 0.45 ^{bcd, A}
	2 mm	38.81 ± 0.93 ^{b, B}	41.45 ± 1.15 ^{d, A}

Küçük harfler sütunlar arasındaki istatistiksel farklı grupları (Tukey HSD'ye göre), büyük harfler satırlardaki istatistiksel farklıları (Bağımsız t-testi'ne göre) göstermektedir

Işıklı polimerize olan rezin simanın Vickers mikrosertlik değerleri incelendiğinde, Tukey HSD testi sonuçlarına göre transludent PICN seramik blokların 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıkları (grup 1 mm T LİGHT, grup 1.5 mm T LİGHT, grup 2 mm T LİGHT); yüksek transludent seramik blokların ise 1.5 mm ve 2 mm kalınlıktaki hibrit seramik kullanılarak elde edilen gruplar (grup 1.5 mm HT DUAL, grup 2 mm HT DUAL) istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük mikrosertlik değerleri göstermiştir ($p < 0.05$). Işıklı polimerize olan rezin simanın farklı kalınlıklarda T ve HT seramikler altındaki Vickers mikrosertlik değerleri Şekil 4.7'de gösterilmiştir.

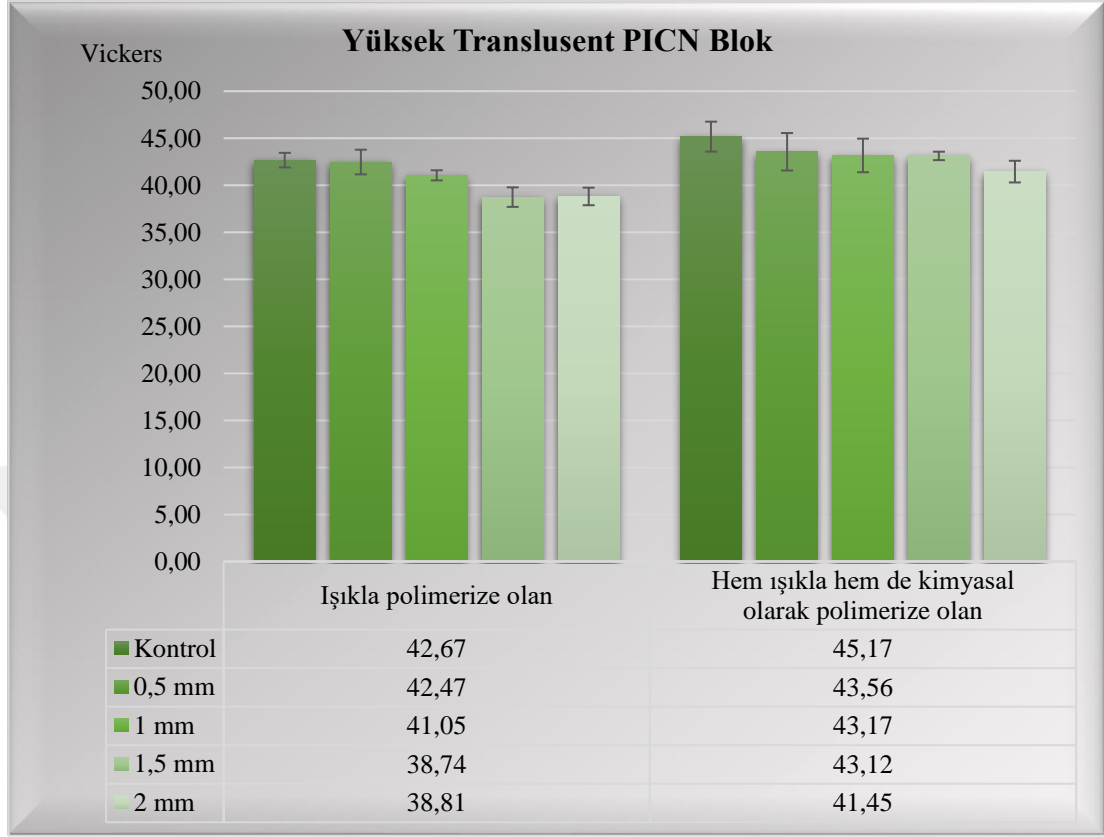


Şekil 4.5. Transludent hibrit seramik grupları altında ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların Vickers mikrosertlik değerleri sütun tablosu

Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın Vickers mikrosertlik değerlerinin Tukey HSD istatistiksel analizine göre, transludent PICN hibrit seramik grupları arasında sadece 0.5 mm T grubu (grup 0.5 mm T DUAL) kontrol grubuna oranla düşük değere sahip olmasına rağmen aralarında anlamlı fark olmadığı bulgulanmıştır ($p>0.05$). Hem ışıkla hem de kimyasal polimerize olan rezin simanın farklı kalınlıklarda T ve HT seramikler altındaki Vickers mikrosertlik değerleri Şekil 4.8’de gösterilmiştir.

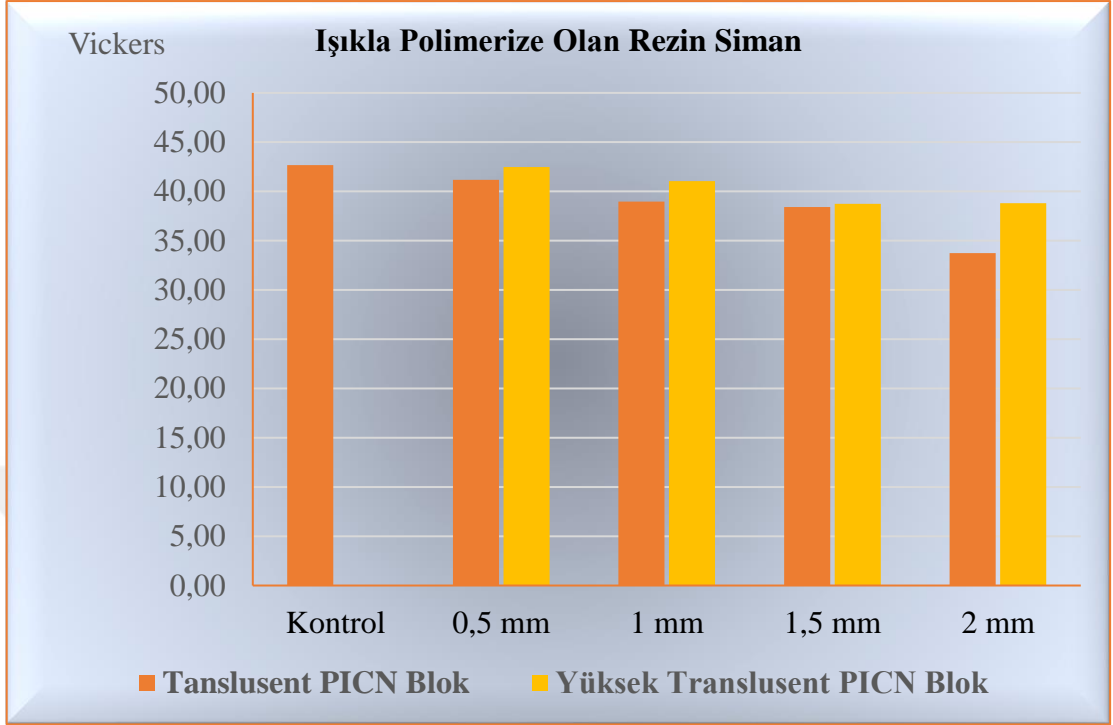
0.5 mm T DUAL grubunun, 1 mm T DUAL grubuna benzer ancak 1.5 mm T ve 2 mm T gruplarına oranla istatistiksel olarak anlamlı derece yüksek değerlere sahip olduğu belirlenmiştir ($p< 0.05$).

1 mm T DUAL ile 1.5 mm T DUAL arasında anlamlı fark olmadığı bulgulanmıştır ($p>0.05$). 2 mm T DUAL grubu diğer kalınlıktaki gruplara oranla istatistiksel olarak belirgin derecede daha düşük mikrosertlik değerlerine sahiptir ($p<0.05$).

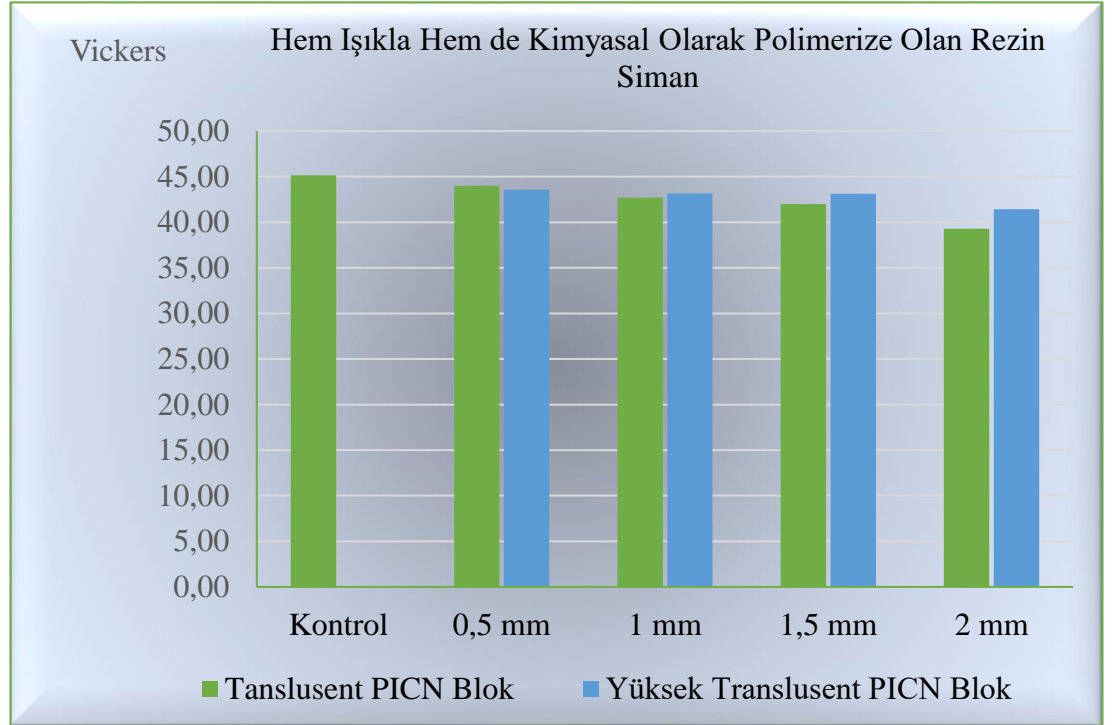


Şekil 4.6. Yüksek transludent hibrit seramik grupları altında ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan resin simanların Vickers mikrosertlik değerleri sütun tablosu

Yüksek transludent PICN seramik gruplarında, 0.5 mm HT DUAL grubu ile kontrol grubu arasında anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0.05$). 0.5 mm HT DUAL, 1 mm HT DUAL ve 1.5 mm HT DUAL grupları arasında anlamlı fark yoktur ($p>0.05$). Sadece 0.5 mm HT DUAL grubunda, 2 mm HT DUAL grubuna oranla anlamlı derecede yüksek değerler gözlenmiştir. 2 mm HT DUAL grubu, 1 mm HT DUAL ve 1.5 mm HT DUAL gruplarına oranla düşük değerlere sahip olmasına rağmen istatistiksel olarak bu gruplar arasında anlamlı fark olmadığı gözlenmiştir ($p>0.05$).



Şekil 4.7. İşıkla polimerize olan rezın simanın farklı kalınlıklarda translusent ve yüksek translusent seramikler altındaki Vickers mikrosertlik değeri



Şekil 4.8. Hem işıkla hem de kimyasal polimerize olan rezın simanın farklı kalınlıklarda translusent ve yüksek translusent seramikler altındaki Vickers mikrosertlik değeri

Vickers mikrosertlik değerlerinin karşılaştırıldığı Bağımsız t-testi sonuçlarına göre, 0.5 mm kalınlıkta yüksek translusent PICN seramik kullanılarak elde edilen sonuçlar dışında tüm gruplar arasında hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların mikrosertlik değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulgulanmıştır ($p<0.05$).



5. TARTIŞMA

Sabit protetik restorasyon uygulamalarında amaç, yapısı ve fiziksel özellikleri uygun, diş benzeri bir restoratif malzeme ile kayıp diş dokusunu telafi etmektir. CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelerle birlikte ideal restorasyon materyallerinin üretimi hız kazanmıştır. Bu amaç doğrultusunda, biyouyumluluk, estetik ve mekanik özellikleri yeterli yeni materyaller kullanıma sunulmaktadır. Son yıllarda sunulan ve CAD/CAM’de kullanılan seramik ve kompozitin olumlu özelliklerini yapısında birleştiren polimer infiltre seramik ağ (PICN) materyali bunlardan biridir.

Hibrit seramik olarak da adlandırılan PICN ile, inlay, onlay, laminate veneer ve kuronda fiziksel olarak doğal dişe yakın restorasyon olanakları sunulmuştur. PICN ile üretilmiş minimal invaziv restorasyonların klinik performanslarını incelemiş olan *in vivo* bir çalışmada, materyal kalınlığı 0.5-1.5 mm arasında değişen posterior ve anterior kuronlar, tedavi bitiminden sonra 1 yıl takip edilmiştir. Çalışmanın sonucunda, PICN kullanılarak yapılmış olan restorasyonların sağlam ve diş etlerinin sağlıklı olduğu rapor edilmiştir (Dirxen ve ark., 2013). Ayrıca, aynı çalışmada PICN kullanılarak 0.2 mm inceliğinde veneer kuronlar yapılabileceği bildirilmiştir.

Coldea ve ark. (Coldea ve ark., 2013) yapmış oldukları çalışmada, farklı oranda polimer yoğunluğuna sahip 4 farklı polimer infiltre seramik ağ malzemesinin mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Sonuç olarak, feldspatik seramiklerin mekanik özelliklerinin (bükülme ve kırılma direnci), seramik yapıyı içerisine ikinci bir fazın (polimer) ilave edilmesiyle arttırabildiği bildirilmiştir (Coldea ve ark., 2013). Yeni PICN seramik malzemenin polimer içeriği orana bağlı olarak, bükülme direncinin 131.1-159.9 MPa, elastise modülünün 16.4-28.1 GPa, sertliğinin 1.1-2.1 GPa olduğu bulunmuştur. Bu materyallerin, diğer restoratif malzemelerle karşılaştırıldığında dentine yakın (bükülme direnci =16–20.3 MPa, elastise modülü = 0.6–0.92 GPa, sertlik = 2.2–3.1 GPa) mekanik özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir.

Geliştirilen yeni materyallerin diş yapısına benzer mekanik özelliklere sahip olması beklenmektedir. Bu amaçla He ve Swain (He ve Swain, 2011) PICN'in mekanik davranışlarını incelemişlerdir. Hibrit seramiklerin elastitise modülünün, sertliğinin ve kırılma direncinin sırasıyla 30.14 GPa, 2.59 GPa ve 1.72 MPa m^{1/2} olduğu bildirilmiştir. Bu *in vitro* çalışmanın sonuçlarına göre değerler dikkate alındığında hibrit seramiklerin mineye benzer elastise modülüne ve sertliğe sahip olduğu gözlenmiştir. (He ve Swain, 2011).

Della Bona ve ark. (Della Bona ve ark., 2014) PICN'in mikroyapısını incelemek ve mekanik özelliklerini değerlendirmek için yapmış oldukları çalışmada, PICN'in kırılma direncini (K_{Ic}), yoğunluğunu (p), Poisson oranını (ν) ve Young modülünü (E) incelemişlerdir. Elde edilen sonuçlar sırasıyla; $K_{Ic} = 1.09 \pm 0.05$ MPa m^{1/2}, $p = 2.09 \pm 0.01$ g/cm³, $\nu = 0.23 \pm 0.002$ ve $E = 37.95 \pm 0.34$ GPa olarak bulgulanmıştır. Araştırmacılar, PICN'in mikroyapısının, zirkonyum içeren seramik ve polimer destekli ağdan oluştuğunu belirtmişlerdir. Araştırmanın sonuçlarına göre, PICN materyalinin mekanik özelliklerinin, seramik esaslı materyaller ile rezin esaslı kompozit materyaller arasında değerlere sahip olduğu bildirilmiştir.

Farklı içeriklere sahip seramik ve polimer içeren CAD/CAM bloklarının mekanik özellikleri (bükülme direnci, eğilme modülü, elastise modülü) ve marjinal kenarların pürüzlülüğü Awada ve Nathanson (Awada ve Nathanson, 2015) tarafından incelenmiştir. Seramik olarak, IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent), Vita Mark II (Vita Zahnfabrik) ve Paradigm MZ100 Block (3M ESPE, St. Paul, ABD) polimer içeren seramik blok olarak, Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, ABD), Vita Enamic (Vita Zahnfabrik), Cerasmart (GC Corp., Tokyo, Japonya) kullanılmıştır. Sonuçlar yeni nesil polimer esaslı malzemelerin daha yüksek bükülme direnci ve eğilme modülü göstermesinin yanında, test edilen seramiklerle karşılaştırıldığında daha düşük elastise modülüne sahip olduğunu göstermiştir. Yine, polimer içeren bloklardan üretilen veneer kuronların daha pürüzsüz kenar sonlamasına sahip olduğu bildirilmiştir (Awada ve Nathanson, 2015). Bu sonuçta, polimer içeren CAD/CAM blokların CAM cihazı tarafından daha kolay işlenebilmesi etken olabilir.

Spitznagel ve ark. (Spitznagel ve ark., 2017) CAD/CAM kullanılarak üretilen arka bölge inlay ve onlay Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) restorasyonların uzun dönem klinik performansını inceleyen bir prospektif çalışma yapmışlardır. Çalışmada 47 hastaya, yapılan 45 inlay ve 58 onlay, toplam 103 restorasyon klinik olarak başlangıçta, 6, 12, 24, ve 36 aylık dönemlerde Birleşik Devletler Halk Sağlığı Kriterleri'ne (USPHS) göre değerlendirilmiştir. 3 yıl sonunda, inlaylerde %97.4 ve onlaylerde %95.6 oranında sağ kalım oranı bildirilirken, restorasyonlarda sekonder çürük ve desimantasyon gözlenmemiştir.

Lu ve ark. (Lu ve ark., 2017) endodontik tedavi görmüş arka dişleri Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) ve Vita Mark II (Vita Zahnfabrik) CAD/CAM blokları kullanarak restore etmişler ve yapılan restorasyonların 3 yıllık klinik performanslarını incelemiştir. İki grupta toplam 101 onlay restorasyon, 3 yıl sonunda Birleşik Devletler Halk Sağlığı Kriterleri'ne (USPHS) göre değerlendirilmiştir. Sağ kalım oranlarının Kaplan-Meier analizine göre, Vita Enamic ile elde edilen restorasyonlar için %97, Vita Mark II kullanılarak hazırlanan restorasyonlar için ise %90.7 olduğu bildirilmiştir. Restorasyonlardan 3 tanesinin desimantasyon, 1 tanesinin seramik kırılması, 1 tanesinin ise diş kırığı nedeniyle başarısız olduğu gözlenmiştir.

Bir *in vitro* çalışmada, (Xu ve ark., 2017) Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) blokların aşınma mekanizmaları incelenmiş ve aşınma davranışları diş minesiyile karşılaştırılmıştır. Çalışmada aşınma modlarını incelemek için silikon nitrit seramik topları olan tribolojik test makinesi kullanılmıştır. Sırasıyla seramik top – Vita Enamic, seramik top – mine ve mine – Vita Enamic örneklerin karşılıklı aşınmaları incelenmiştir. Bunun yanında, Vita Enamic ve minenin mikrosertlik ve elastise modülü araştırılmıştır. Sonuç olarak, Vita Enamic seramik örneklerin mikrosertlik değerlerinin mineye yakın ancak elastise modülünün daha düşük olduğu bildirilmiştir. Aşınma değerleri incelendiğinde Vita Enamic örneklerin mineye göre daha fazla aşınma gösterdiği ancak hasar gelişiminin mineye benzer şekilde geliştiği gözlenmiştir (Xu ve ark., 2017).

Goujat ve ark. (Goujat ve ark., 2017) CAD/CAM sisteminde kullanılan 4 farklı bloğun mekanik özelliklerini ve kuron iç yüzeyi uyumlarını incelemişlerdir. Seramik blok olarak IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent), polimer içeren seramik blok olarak ise Lava Ultimate (3M ESPE), Cerasmart (GC Corp.) ve Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) kullanılmıştır. 3 mm çap ve 3 mm kalınlıkta hazırlanan örneklerin üniversal test cihazında mekanik özellikleri değerlendirilmiştir. 15 adet alt çene büyük azı dişine açılan kavitelere uygun Cerec sistemi kullanılarak elde edilen inlay restorasyonlar duplike edilerek, stereomikroskop ile kuron iç yüzeyi uyumları incelenmiştir. Test edilen blokların bükülme direnci değerlerinin 148.7 ± 9.5 MPa (Vita Enamic) ile 216.5 ± 28.3 MPa (Cerasmart), eğilme modülü değerlerinin 23.3 ± 6.4 GPa (Vita Enamic) ile 52.8 ± 10.5 GPa (IPS e.max CAD), Vickers sertlik değerlerinin 0.66 ± 0.02 GPa (Cerasmart) ile 5.98 ± 0.69 GPa (IPS e.max CAD), kırılma direnci değerlerinin 1.2 ± 0.17 MPa.m^{1/2} (Cerasmart) ile 1.8 ± 0.29 MPa.m^{1/2} (IPS e.max CAD) olduğu bildirilmiştir. Test edilen blokların kuron iç yüzeyi uyumlarının 119 ± 55 µm ile 234 ± 51 µm arasında olduğu bulgulanmıştır. Lava Ultimate örneklerin kuron iç yüzeyi uyumları IPS e.max CAD ve Cerasmart örneklerine oranla istatistiksel olarak düşük bulunmuş, Vita Enamic örnekleri ile arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre IPS e.max CAD ve Cerasmart diğer CAD/CAM bloklarına göre daha iyi bükülme direnci ve internal uyum göstermesine karşın test edilen tüm CAD/CAM blok malzemelerinin mekanik özelliklerinin seramikler için ISO standardına göre (ISO 6872: 2008) inlay, onlay ve tek kuron restorasyonların üretimi için kabul edilebilir aralıkta olduğu bildirilmiştir

Mormann ve ark. (Mormann ve ark., 2013) seramik, polimer içeren CAD/CAM bloklarının yanında kompozit ve akrilik esaslı geçici restorasyon malzemelerinin temas bölgesindeki materyal ve antoganist diş aşınmasını değerlendirmişlerdir. Ayrıca, aynı çalışmada test edilen materyallerden üretilen restorasyonların zamana bağlı olarak parlaklık değişimi incelenmiştir. Seramik blok olarak, inCoris TZI (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya), IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent), Vita Mark II (Vita Zahnfabrik), polimer esaslı seramik olarak Vita Enamic (Vita Zahnfabrik), Lava Ultimate (3M ESPE), kompozit olarak Filtek XTE (3M ESPE, St. Paul, ABD), deneysel kompozit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), akrilik esaslı geçici malzeme olarak Telio CAD (Ivoclar Vivadent,

Schaan, Liechtenstein), Vita CAD-Temp (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanılmıştır. Seramik gruplarında materyal aşınması düşük iken, diğer seramik materyallerle karşılaştırıldığında antagonist dişte daha fazla aşınmaya sebep olmuştur. Akrilik rezin materyallerde ise seramik grupların tam aksi şekilde materyal aşınması fazla, antagonist dişte az aşınma meydana gelmiştir. Polimer içeren seramik bloklar, kontrol grubuna (mine) benzer materyal-antagonist diş aşınması göstermiştir. Bu değerlerin kompozit gruplarına yakın olduğu görülmüştür. Polimer içeren seramikler dişe yakın aşınma değerleri göstermiştir. Bunun yanında seramik bloklarla üretilen restorasyonların zaman içerisinde parlaklıklarını polimer içeren seramik restorasyonlara oranla daha iyi koruyabildiği bildirilmiştir (Mormann ve ark., 2013).

Yapılan çalışmalar incelendiğinde PICN hibrit seramik materyalinin mekanik özellikleri açısından diş yapısına benzer özelliklere sahip olduğu ve polimer içeren seramik blokların klinik kullanımlarının gün geçtikçe arttığı gözlenmektedir (Kesrak ve Leevailoj, 2012; Calgaro ve ark., 2013; Lopes Cde ve ark., 2015). Artan bu ilgi, PICN seramik materyalinin klinik başarılarını etkileyecek olan faktörlerin de incelenmesini gerekli kılmaktadır. Tam seramik restorasyonların klinik başarısını etkileyen faktörlerden biri simantasyondan kullanılan rezin simanın konversiyon derecesinin yeterli oranda olmasıdır. Literatürde, feldspar, lityum disilikat ve zirkon seramikler kullanılarak rezin simanların polimerizasyon derecelerini değerlendiren araştırmalar yer almaktadır (Kesrak ve Leevailoj, 2012; Calgaro ve ark., 2013; Lopes Cde ve ark., 2015). Ancak, PICN (hibrit seramik) materyalinin, simantasyonunda kullanılan rezin simanların türünün konversiyon derecelerine etkisi yeteri kadar incelenmemiştir. Bu nedenle, bu çalışmada farklı kalınlıklara sahip PICN materyali altında hazırlanan rezin simanların konversiyon derecesi ve mikrosertlikleri değerlendirilmiştir.

Tam seramik bir restorasyonun klinik başarısının, kullanılan restoratif materyalin tipinin yanında, kullanılan simanın fiziksel ve mekanik özelliklerine de bağlı olduğu birçok çalışmada gösterilmiştir (Zhang ve Kim, 2009; Roman-Rodriguez ve ark., 2010; Kesrak ve Leevailoj, 2012). Tam seramik restorasyonların simantasyonunda rezin simanlar, mekanik özellikleri geleneksel simanlara göre daha iyi olduğu için tercih edilmektedir (Hofmann ve ark., 2001). Çinko fosfat, cam iyonomer siman gibi asit bazlı simanlarla

simante edilen seramik inlaylerin kırılma direncinin, kompozit rezin simanlarla simante edilerek elde edilen inlaylere göre düşük olduğu gösterilmiştir (Öztürk, 2015). Resin simanların hem restoratif materyale hem de dişe mikromekanik adezyonla bağlanabilmesi ve optik özelliklerinin daha iyi olması, geleneksel simanlardan daha fazla tercih edilmelerinin nedenleri arasındadır (Nalcaci ve ark., 2005; Arrais ve ark., 2007). Genel olarak, dimetakrilat monomerler, doldurucular, pigmentler ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için kimyasal maddeleri içeren bir polimerik matristen oluşan resin simanlar, ışıkla, kimyasal olarak ve hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olurlar (Santos ve ark., 2009; Noronha Filho ve ark., 2010).

Işıkla polimerize olan resin simanlar başlatıcı olarak fotoaktivatör (kamforokinon) ihtiva eder. Renk stabilitesinin iyi ve çalışma zamanının yeterli olması gibi avantajlara sahiptir. Ancak, ışık geçirgenliğinin az olduğu restorasyonlarda kullanılması konversiyonun yetersiz kalmasına sebep olabilmektedir (Lu ve ark., 2005; Neumann ve ark., 2005). Kimyasal olarak polimerize olan resin simanlar benzoil peroksit gibi bir kimyasal başlatıcıya sahiptir. Işık geçirgenliğinin az olduğu restorasyonlarda kullanılmasına karşın, çalışma süresinin hekim kontrolünde olmaması ve zaman içinde restorasyonda amin renklemesine sebep olması özellikle tam seramik restorasyonlarda kullanılmalarını sınırlamaktadır (Dayangaç, 2000; Lu ve ark., 2005; Neumann ve ark., 2005).

Işık geçirgenliğinin az ve konversiyonun yeterli olmasının istenildiği tam seramik restorasyonların simantasyonlarında, ışıkla ve kimyasal olarak polimerize olan resin simanların olumlu özelliklerinin bir araya geldiği hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan resin simanların kullanılması doğru bir tercih olacaktır (Dayangaç, 2000; Ozturk ve ark., 2005). Çalışmamızda çeşitli kalınlıklara ve farklı translusentliğe sahip hibrit seramiklerin simantasyonunda kullanılması amacıyla uygun resin siman seçimi için ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan resin simanlar test edilmiştir.

Tam seramik restorasyonların klinik başarısı üzerinde yeterli resin siman film kalınlığının etkili olduğu yapılan farklı çalışmalarda bildirilmiştir (Carter ve Wilson, 1997; Haddad ve ark., 2011; Bahr ve ark., 2013; Passos ve ark., 2013). Siman film kalınlığının yeterli olması, restorasyonun retansiyonunu arttırmaktadır (Carter ve Wilson, 1997; Haddad ve ark., 2011). Siman film kalınlığının bazı yazarlar tarafından 10-20 µm arasında olması

gerektiği belirtilirken, bazı yazarlara göre ise 300-700 µm arasında olmasının yeterli olduğu belirtilmiştir (Turp ve ark., 2011; Bahr ve ark., 2013). Passos ve ark. (Passos ve ark., 2013) farklı renge sahip feldspatik porselen altında hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerini inceledikleri çalışmada, rezin siman örneklerini 100 µm kalınlığında hazırlamışlardır. Yine benzer bir çalışmada Di Francescantonio ve ark. (Di Francescantonio ve ark., 2013) iki farklı hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın viskozite ve polimerizasyon metodlarının konversiyon derecelerine olan etkilerini değerlendirdikleri çalışmada, örnek kalınlığını 100-120 µm arasında hazırlamışlardır. Benzer bir şekilde, hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların ışıkla polimerizasyonunun konversiyon dereceleri üzerine etkisinin incelendiği çalışmada, rezin örneklerin kalınlığı 100-120 µm arasında olacak şekilde hazırlamışlardır (Aguiar ve ark., 2015). Bu çalışmada da literatürde yer alan çalışmalara uygun olarak rezin siman kalınlıkları 100 µm olarak hazırlanmıştır.

Rezin esaslı materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyen önemli faktörlerden biri yapısındaki monomerlerin konversiyon derecesidir (Barutciğil ve ark., 2014). Rezin simanların yapısındaki monomerlerin tamamının polimerize olmadığı bilinmesine rağmen optimal konversiyon derecesinin gerçekleşmemesi, rezin simanın su emilimini ve çözünürlüğünü arttırır (Altunsoy ve ark., 2013; Silva ve ark., 2013). Yetersiz konversiyona bağlı olarak, ağız ortamındaki asidik etki sonucu restorasyonun bitiş çizgisinde rezin siman çözünmeye başlar (Silva ve ark., 2013). Bu durum, bağlanma kuvvetini azaltır ve desimantasyona, kırık ve ikincil çürük gelişmesine sebep olabilir (Kitasako ve ark., 2001; D'Arcangelo ve ark., 2014). Ayrıca reaksiyona girmemiş olan monomer miktarının fazla olması pulpa dokusunda lokal enflamatuar tepkiye ve irritasyona sebep olmaktadır (Chang ve ark., 2014). Usumez ve ark. (Usumez ve ark., 2005) konversiyon derecesinin rezin materyaller için %55- 80 arasında değiştiğini belirtirken, Atalayın ve ark. (Atalayın ve ark., 2016) polimerizasyona girmeyen monomer miktarının %15-50 oranında olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan ışıkla polimerize olan rezin simanların konversiyon dereceleri %63.58 - %85.96 arasında değişirken, hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize simanların konversiyon derecelerinin % 80.66 - %84.04 arasında olduğu bulgulanmıştır. Daha önce yapılan

çalışmalar dikkate alındığında çalışmamızda elde edilen rezin simanların konversiyon derecelerinin kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu gözlenmiştir.

Rezin simanların konversiyon derecesini etkileyen faktörler arasında kullanılan restorasyon tipi, kimyasal yapısı, opasitesi ve kalınlığı, rezin simanın kimyasal yapısı ve doldurucu miktarı, ışık kaynağının gücü ve uygulama süresi, karıştırma sırasında hava kabarcıklarının kalması ve ortam ısısı yer almaktadır (Baena ve ark., 2012; Calgaro ve ark., 2013; Lopes Cde ve ark., 2015).

ISO standartlarına göre ışıkla polimerizasyonun başlayabilmesi için ışık kaynağının 400-515 nm dalga boyuna ve minimum 300 mW/cm^2 ışık gücüne sahip olması gerekmektedir (Kesrak ve Leevailoj, 2012). Iriyama ve ark. (Iriyama ve ark., 2009) ışık cihazlarının rezin simanların konversiyon dereceleri üzerine etkilerini araştırmışlardır. Sonuç olarak LED ve QTH ışık cihazlarının kullanıldığı örneklerde anlamlı derecede yüksek konversiyon derecesi gözlenmiştir. QTH, LED ve PAC ışık cihazlarının 1.5 mm kalınlığındaki seramik örnekler altında polimerize edilen ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecesine etkisi Tango ve ark. (Tango ve ark., 2007) tarafından incelenmiştir. Araştırmacılar, LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen tüm rezin siman örneklerinin konversiyon derecelerinin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda 395-510 nm arası dalga boyuna ve $1000-3200 \text{ mW/cm}^2$ ışık gücüne sahip bir LED ışık cihazı kullanılmıştır. LED ışık cihazlarının yüksek ışık gücüne sahip olması, ağız dışında üretilen restorasyonların simantasyonunda kullanılan rezin simanların konversiyon derecelerini arttırmaktadır (Uhl ve ark., 2004; Ilie ve Hickel, 2008). Bununla birlikte, nispeten düşük ışık gücüne sahip LED ışık cihazları kullanılması, hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların mikrosertliğinde azalmaya sebep olduğu gözlenmiştir (Passos ve ark., 2013). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan LED cihazının ışık gücünün konversiyon derecesini olumsuz etkilememesi için cihaz 1400 mW/cm^2 ışık gücünde (yüksek modda) kullanılmıştır.

Işıklama süresinin, rezin simanın konversiyon derecesine etkisi Archegas ve ark.'nın (Archegas ve ark., 2012) yapmış oldukları çalışmada değerlendirilmiştir. Çalışmada 1 mm kalınlığa sahip feldspatik seramik altında hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize

olan Relyx ARC (3M ESPE, St. Paul, ABD) ve ışıkla polimerize olan RelyX Veneer (3M ESPE) rezin simanların 40, 80 ve 120 sn ışıklama süresi sonrasında polimerizasyon dereceleri incelenmiştir. Sonuç olarak 120 sn ışık uygulanan örnekler ile 40 sn ışık uygulanan örneklerin benzer sonuçlar gösterdiği rapor edilmiştir. Blackman ve ark. (Blackman ve ark., 1990) ışıkla polimerize olan rezin simanların, konversiyon derecelerine porselen kalınlığının etkisini incelemişlerdir. İki tam seramik materyalin farklı kalınlıklarda hazırlanarak ışıkla polimerize olan rezin siman 30 ve 120 sn ışık uygulanarak örneklerin Knoop mikrosertlik değerleri değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda, 3 ve 4 mm kalınlığa sahip seramik örnekler altında ışıkla polimerize olan rezin simanların yetersiz mikrosertlik değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Blackman ve ark., 1990). Ayrıca ışık uygulama süresindeki artışın konversiyon derecesi üzerinde seramik kalınlığı kadar etkili olmadığı belirtilmiştir. Çalışmamızda kullanılan rezin simanların ışık uygulama süresi üretici firmanın önerileri doğrultusunda, ışıkla polimerize olan rezin siman için örneklerin tüm yüzeyini içine alacak şekilde 30 sn olmak üzere uygulanmıştır.

Hem ışıkla hem kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar özellikle ışık geçirgenliğinin az olduğu restorasyonlarda ek kimyasal polimerizasyon ile güvenli bir simantasyon sağlamak için kullanılmaktadır. Sadece kimyasal olarak polimerize olan dual-cure (hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan) rezin simanların konversiyon derecesinin tek başına kimyasal polimerizasyon ile yeterli olmadığı bildirilmiştir (el-Mowafy ve ark., 1999; Dayangaç, 2000; O'Brien, 2002). Arrais ve ark. (Arrais ve ark., 2009) yapmış oldukları çalışmada, farklı polimerizasyon protokollerinin, 5 farklı hem ışıkla hem kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın konversiyon dereceleri üzerine etkisini incelemişlerdir. Bunun için tüm rezin simanları hem ışıkla hem de kimyasal olarak ve sadece kimyasal olarak polimerize edip FTIR kullanarak konversiyon derecelerini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak sadece kimyasal polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerinin, ilave olarak ışıkla polimerize olan dual-cure (hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan) rezin simanların konversiyon derecelerine oranla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük olduğu bildirilmiştir. Işıklama süresinin hem ışıkla hem kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecesine etkisi yapılan bir *in vitro* çalışmada incelenmiştir (Bansal ve ark., 2016). Bu amaçla seramik örnekler altında hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize

olan rezin simanlar 40, 60 ve 80 sn ışıklama süresileri ile polimerize edilmiştir. Elde edilen rezin simanların konversiyon dereceleri FTIR kullanılarak değerlendirilmiştir. Sonuç olarak ışıklama süresinin artmasının hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecesini etkilemediği belirtilmiştir (Bansal ve ark., 2016). Çalışmamızda kullanılan rezin simanların ışık uygulama süresi üretici firmanın önerileri doğrultusunda hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman için örneklerin tüm yüzeyini içine alacak şekilde 20 sn olmak üzere uygulanmıştır.

İki patın karıştırılması ile hazırlanan hem ışıkla hem de kimyasal yolla polimerize olan rezin simanların, karıştırma sırasında yapısında hava kabarcıklarının kalmasının ve oksijenin sıkışmasının simanın konversiyon derecesini olumsuz etkilemesinin yanında, rezin simanda çatlaklara sebep olduğu gözlenmiştir (Pegoraro ve ark., 2007; Yan ve ark., 2010). El ile karıştırma prosedürünün istenmeyen sonuçlarını en aza indirmek için bazı üreticiler, homojen bir karışım sağlayan otomatik karıştırma uçlu simanlar üretmektedir. Otomatik karıştırma ucu ile hazırlanan rezin simanlarda hava kabarcıklarının minimal olduğu gözlenmiştir (Pegoraro ve ark., 2007). Çalışmamızda kullanılan hem ışıkla hem de kimyasal polimerize olan rezin siman RelyX U200 de hava kabarcıklarının oluşmaması için otomatik karıştırma ucu kullanılarak örnekler hazırlanmıştır.

Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların ışıkla aktivasyonundan 40sn, 1, 2, 4, 6, 8 ve 10 dk sonrasındaki konversiyon dereceleri Moraes ve ark. (Moraes ve ark., 2008) tarafından incelenmiştir. Araştırmacılar en düşük konversiyon derecesinin 40 sn sonra ölçülen örneklerde olduğunu, bekleme süresinin artmasıyla konversiyon derecesinin arttığını bildirmişlerdir. Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecesinin ışıkla aktivasyondan sonraki 24 saat içerisinde maksimum seviye ulaştığı çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir (Braga ve ark., 2000; Akgungor ve ark., 2005; Faria-e-Silva ve ark., 2010; Frassetto ve ark., 2012). Yan ve ark. (Yan ve ark., 2010) ışıkla, kimyasal ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan 6 farklı rezin simanın ışıkla aktivasyonundan 1, 2, 5, 10, 15, 30, 60 dakika, 24 saat, 2 ve 7 gün sonraki konversiyon derecelerini ölçmüşlerdir. Sonuçlar, rezin simanların polimerizasyon reaksiyonunun 24 saat içinde tamamlandığını göstermiştir. Başka bir *in vitro* çalışmada, 2 mm kalınlığa sahip seramik altında hem ışıkla

hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın ışıkla aktivasyondan hemen sonra ve 24 saat sonraki mikrosertlik değerleri incelenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, 24 saat sonunda daha yüksek mikrosertlik değerleri rapor edilmiştir (Ersoy ve Kesim, 2012).

Ozyesil ve ark. (Ozyesil ve ark., 2004), 2 mm kalınlığında IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seramik örneklerin altında polimerize ettikleri hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) rezin siman örneklerin polimerizasyondan hemen sonra ve 24 saat sonraki konversiyon derecelerini FTIR kullanarak değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, hem ışıkla hem kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın konversiyon derecesinin polimerizasyondan 24 saat sonraki değerinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Bu bulgular gözönüne alınarak, çalışmamızda örnekler rezin simanların konversiyon derecesi ve mikrosertlik testleri öncesinde, ışıkla aktivasyonu takiben 24 saat oda sıcaklığında ışık almayan kaplar içerisinde bekletilmiştir.

Rezin simanların polimerizasyonunu etkileyen faktörlerden bir diğeri, kullanılan restoratif malzemenin ışık geçirgenliğidir. Restoratif materyallerle doğal görünümü elde etmek için “*translusensi*” özelliği kullanılır. Translusensi, opak ile şeffaf (transparan) arasındaki bir değerdir (Uçar ve Koçak, 2017). PICN seramik bloklar tranludent ve yüksek transludent (şeffaf) olmak üzere iki farklı şekilde üretilmektedir. Diş renginin değiştirilmesine gerek olmadığı restorasyonlarda kullanmak amacıyla yüksek transludent PICN bloklar, endodontik tedavi görmüş dişlerde veya alttaki diş renginin restorasyondan yansiyarak görünümü etkileyebileceği durumlarda ise tranludent bloklar kullanılmaktadır. Calgaro ve ark. (Calgaro ve ark., 2013) yapmış oldukları çalışmada feldspatik porselen (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Ceramill Zi (Amanngirrbach, Koblach, Avusturya) ve farklı translusensliğe sahip IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, düşük transludent; LT, orta opak; MO ve yüksek transludent, HT) kullanarak 1.5 mm ve 2 mm kalınlık altında hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerini ve mikrosertliklerini incelemişlerdir. Elde edilen verilere göre, rezin simanların polimerizasyonunu etkileyen ana faktörün kalınlıktan çok restoratif materyalin

translÜsensliği olduğu rapor edilmiştir. Bu nedenle alışmamızda, PICN blokların her iki translusenslikteki bloklarını test edilmiştir.

Ortamın sıcaklığı rezin simanların polimerizasyonu ve buna bağlı olarak konversiyon derecelerini etkilemektedir. Yapısında bulunan polimerizasyon başlatıcılar ısıyla oluşan enerji ile serbest radikal oluşumunu sağlamaktadır (Anusavice ve ark., 2013a; c). Yapılan bir çalışmada ortam sıcaklığının etkisi, farklı sıcaklıklarda polimerize edilmiş iki farklı hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın konversiyon derecesi ¼zerine etkisi FTIR kullanılarak incelenmiştir (Oliveira ve ark., 2012). Sonuç olarak, ortam sıcaklığının artmasının rezin simanların konversiyon derecesini arttırdığı belirtilmiştir. Bu nedenle, ortamın sıcaklığının çalışmamızda kullanılan rezin simanların konversiyon derecelerini etkilememesi için ¼rnekler oda sıcaklığında hazırlanmış ve test edilmiştir.

Rezin simanların konversiyon derecelerini etkileyen başka bir fakt¼r de ışık uygulama mesafesidir. Çoğulu ve ark. (oğulu ve ark., 2007) yapmış oldukları çalışmada 0, 2 ve 4 mm mesafeden ışıklamanın rezinlerin y¼zey sertliklerine etkisini incelemişlerdir. Sonuçlara g¼re, 0-2 mm uzaklıkta herhangi bir farklılık tespit edemezken ışık kaynağının 4 mm uzaklıkta konumlandığı rezinlerde y¼zey sertliğinde istatikselsel olarak anlamlı derecede d¼řüş tespit etmişlerdir. Benzer bir çalışmada, ışıklama mesafesinin kompozit rezin materyallerinin mikrosertliği ¼zerine olan etkisi incelenmiştir (Caldas ve ark., 2003). 0, 6, 12 mm mesafeden ışık uygulayarak hazırlanan rezin siman ¼rneklerin mikrosertlikleri Knoop mikrosertlik testi ile değerlendirilmiştir (Caldas ve ark., 2003). Sonuç olarak, ışıklama mesafesi arttıa rezin materyalin mikrosertliğinin istatikselsel olarak anlamlı d¼zeyde azaldığı bildirilmiştir (Caldas ve ark., 2003). Yapılan alışmalar doğrultusunda ışıklama mesafesinin çalışmamızda incelenen rezin simanların konversiyon derecelerini etkilememesi için seramik ¼rneklerin kenarlarına doğrudan temas sağlayacak şekilde rezinlerin polimerizasyonu gerçekleştirilmiştir.

Kompozit rezin restorasyonların konversiyon derecesinin ¼l¼m¼nde yaygın şekilde kullanılan y¼ntemler FTIR spektroskopisi ve y¼zey mikrosertlik ¼l¼mleridir (de Camargo ve ark., 2009; Noronha Filho ve ark., 2010; Bahr ve ark., 2013; Barutçigil ve ark., 2014). FTIR analizinde, rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu sırasında çift

karbon bağlarının tek karbon bağlarına dönüşüm oranı değerlendirilir (Caughman ve ark., 2001). Materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmede kullanılan mikrosertlik testleri ile elde edilen sonuçların, FTIR ile değerlendirilen konversiyon derecesi oranlarıyla bir korelasyona sahip olduğu ve birbirlerini desteklediği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Komori ve ark., 2010; Mainardi Mdo ve ark., 2015). Çalışmamızda literatürde rezin simanların konversiyon derecesi oranlarını ölçmek için ideal olarak kabul edilen FTIR ve elde edilen sonuçlar ile korelasyonunu incelemek için ise Vickers mikrosertlik testi kullanılmıştır.

Runnacles ve ark. (Runnacles ve ark., 2014) farklı tip ve kalınlıktaki seramikler altında ışıkla polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerini incelemiştir. Seramik olarak IPS InLine (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS e.max LT (Ivoclar Vivadent, düşük translusent) ve IPS e.max HT (Ivoclar Vivadent, yüksek translusent) kullanılmış ve örnekler 0.5, 1, 1.5 ve 2 mm kalınlıklarda hazırlanmışlardır. Sonuç olarak, 0.5 ve 1 mm kalınlıktaki seramik örnekler altında kullanılan ışıkla polimerize olan rezin simanın konversiyon derecesi ile kontrol grubunun benzer olduğu, ancak 1.5 mm ve üzerindeki kalınlıklarda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde konversiyon derecesinde azalma gözlemlendiği bildirilmiştir. Aynı çalışmada tam seramik kalınlığının 1 mm'nin üzerinde olduğu restorasyonlarda simantasyon için ışıkla polimerize olan rezin simanların doğru bir tercih olmadığı rapor edilmiştir (Runnacles ve ark., 2014).

Cho ve ark. (Cho ve ark., 2015) seramik restorasyon kalınlığının, ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerine olan etkisini incelemiştir. Araştırmacılar 0.3, 0.6, 0.9 ve 1.2 mm kalınlığında hazırladıkları IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seramik örnekler altında ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerini FTIR spektroskopisinde değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, ışıkla polimerize olan rezin simanların klinik olarak yeterli konversiyon derecesine 1 mm altındaki seramik restorasyonlarda ulaşabildiği bildirilmiştir. Ayrıca, 1 mm üzerinde hazırlanan tam seramik restorasyonların simantasyonunda hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların seçilmesinin klinik olarak gerekli olduğu rapor

edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan ışıkla polimerize olan rezin siman, farklı translüsentliğe sahip seramik örneklerde Runnacle ve ark.'nın (Runnacles ve ark., 2014) yapmış oldukları çalışmaya benzer olarak, 0.5 ve 1 mm kalınlıklarda konversiyon derecesi ile kontrol grubu arasında fark bulunmamasına karşın, örnek kalınlığının 1 mm üzerine çıkması ile kontrol grubuna oranla konversiyon derecelerinde belirgin bir düşüş gözlenmiştir.

Hoorizad Ganjkar ve ark. (Hoorizad Ganjkar, 2017) yapmış oldukları *in vitro* çalışmada, seramik restorasyon kalınlığının artmasının hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerine etkisini incelemişlerdir. Seramik olarak IPS Empress 0.5 mm, 1 mm ve 1.5 mm kalınlığında hazırlanmıştır. Nexus3 (Kerr Corporation, California, ABD) hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman, hazırlanan farklı kalınlıktaki seramikler altında polimerize edilmiş ve rezin siman örnekleri FTIR kullanılarak konversiyon dereceleri değerlendirilmiştir. Konversiyon dereceleri kalınlık sırasına göre, 69.60 ± 2.12 , 69.64 ± 1.63 ve 69.24 ± 2.12 olarak bildirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, seramik kalınlığının 1.5 mm' ye kadar arttırılmasının hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize rezin simanın konversiyon derecesini etkilemediği rapor edilmiştir (Hoorizad Ganjkar, 2017). Benzer bir çalışmada, seramik kalınlığının hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerine etkisi incelenmiştir (Moraes ve ark., 2008). 0.7 mm, 1.4 mm ve 2 mm kalınlığında hazırlanan seramik örnekler altında polimerize edilen hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın konversiyon derecesi FTIR ile değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, 0.7 mm ile 2 mm arasında kalınlıklarda hazırlanan seramik örnekler altında polimerize edilen rezin simanların konversiyon dereceleri ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir (Moraes ve ark., 2008). Çalışmamızda 0.5 mm ile 2 mm arasında kalınlıklarda hazırlanan translüsent ve yüksek translüsent PICN seramik örnekler ile kontrol grubunda hazırlanan hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın benzer konversiyon dereceleri göstermiştir.

Bir *in vitro* çalışmada, 1 mm kalınlığa sahip feldspatik seramik altında hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan iki farklı rezin siman ve ışıkla polimerize olan bir rezin

simanın konversiyon dereceleri incelenmiştir (Novais ve ark., 2017). Çalışmanın sonucunda, hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların sadece ışıkla polimerize olan rezin simanlara göre daha yüksek konversiyon derecesi yüzdesine sahip olduğu gözlenmiştir. Ayrıca, hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların yüksek konversiyon derecesi göstermesi için ışıkla aktive edilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır (Novais ve ark., 2017). Tam seramik restorasyonların kalınlık ve renklerinin ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerine etkisi yapılan bir *in vitro* çalışmada incelenmiştir (Kılıçarslan ve ark., 2008). Altı farklı renk (A1, A3, B1, B3, C1 ve C3) ve iki farklı kalınlıkta (1.5 mm ve 2.5 mm) seramik örnekler hazırlandıktan sonra, porselen diskler altında 6 mm çapta ve 1 mm kalınlığında ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman örnekleri Barcol sertlik testi ile değerlendirilmiştir (Kılıçarslan ve ark., 2008). Çalışmanın sonuçlarına göre, A1 ve B1 renkleri hariç diğer renk grupları ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu belirtilmiştir. Ayrıca tüm test gruplarında hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman örneklerinin istatistiksel olarak daha yüksek yüzey sertlik değerleri ortaya koyduğu gözlenmiştir (Kılıçarslan ve ark., 2008). Çalışmamızda farklı kalınlıklarda hazırlanan PICN örnekler altında polimerize edilen ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon dereceleri ve mikrosertlikleri karşılaştırıldığında, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıktaki translüsent ve yüksek translüsent seramiklerde, hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın, ışıkla polimerize olan rezin simanlara oranla daha yüksek değerler sergilediği bulgulanmıştır.

Archeegas ve ark. (Archeegas ve ark., 2012) ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan simanların konversiyon derecelerini incelemişler ve tüm örnek gruplarında hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Kılinc ve ark. (Kılinc ve ark., 2011) seramik kalınlığının ve restorasyon renginin ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon dereceleri üzerine etkilerini incelemişlerdir. ETC1, ETC2, ETC3, ETC4 renkte ve 1, 2, 3, 4 mm kalınlıkta hazırlanan IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent)

seramik örnekler altında hazırlanan ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların Vickers mikrosertlik testi uygulanarak konversiyon dereceleri değerlendirilmiştir (Kilinc ve ark., 2011). Çalışmanın sonucuna göre, seramik kalınlığının, seramiğin rengine kıyasla konversiyon derecesi üzerinde daha yoğun bir etkiye sahip olduğu ve tüm seramik örneklerde hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların ışıkla polimerize olan rezin simanlara oranla anlamlı olarak yüksek konversiyon dereceleri gösterdiği belirtilmiştir (Kilinc ve ark., 2011).

Ilie ve Hickel (Ilie ve Hickel, 2008) yapmış oldukları çalışmada farklı translusent, tip ve kalınlıktaki seramikler altında hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerini incelemişlerdir. Tam seramik olarak lösitle güçlendirilmiş ve lityum disilikat cam seramikler 0.5, 1, 2, 3 mm kalınlıkta hazırlanmıştır. Hazırlanan örnekler altında polimerize edilen rezin simanın polimerizasyon dereceleri incelenmiştir. Sonuç olarak, translusentliğin polimerizasyonda en etkin faktör olduğunu, onu sırasıyla seramik kalınlığının izlediğini bildirmişlerdir.

Sulaiman ve ark. (Sulaiman ve ark., 2015) farklı markalara ait monolitik zirkon seramikleri 0.5, 1, 1.5, 2 mm kalınlıkta hazırlayarak, iki farklı hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın konversiyon derecelerini incelemişlerdir. Monolitik zirkon olarak ICE Zirkon (Zirkonzahn USA Inc., Georgia, ABD), BruxZir (Glidewell Laboratories, Newport Beach, ABD), Wieland (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Prettau Anterior (Zirkonzahn USA Inc., Georgia, ABD) ve Katana (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya) kullanırken, hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman olarak RelyX Ultimate (3M ESPE, St. Paul, ABD) ve Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanmışlardır. Sonuçlar değişik markalarda farklı değerler göstermiş olsa da, her iki hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın konversiyon dereceleri sonuçları kalınlık artışının konversiyon derecesi üzerine doğrudan etkisinin olduğunu göstermiştir. 2 mm kalınlığa sahip olan monolitik zirkonyalar altındaki rezin simanların konversiyon dereceleri diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük değerler göstermiştir. Bunun yanında, monolitik zirkonların ışık geçirgenliğinin ve translüsantliğinin doğrudan PICN ile karşılaştırıldığı çalışmalar olmamasına rağmen, diğer tam seramik tipleri ile

karşılaştırıldığı çalışmalarda en az ışık geçirgenliği ve translüsentliğe sahip olduğu belirtilmiştir (Harianawala ve ark., 2014; Barizon ve ark., 2014; Harada ve ark., 2016).

Bir *in vitro* çalışmada seramik restorasyonun translüsentliğinin yanında ışıkla polimerize olan rezin simanın konversiyon derecesine olan etkisi incelenmiştir (Linden ve ark., 1991). Çalışmanın sonucunda, seramik restorasyonun translüsentliğinin rezin simanın konversiyon derecesi üzerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede etkili olmadığı bildirilmiştir (Linden ve ark., 1991). Çalışmamızda farklı translüsentliğe sahip PICN hibrit seramikler kullanılmıştır. Translüt ve yüksek translüt seramik örnekler altında hazırlanan ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerinin aynı kalınlıklarda benzer olduğu bulunmuştur. Sonuç olarak, PICN hibrit seramik materyalinin kalınlığının, translüsentliğe göre rezin simanların konversiyon dereceleri üzerinde daha etkili olduğu sonucuna varılmıştır. Bu durumun PICN hibrit seramik materyalinin zirkonyum, alümina gibi daha opak yapıya sahip olan tam seramiklere göre ışık geçirgenliğinin daha iyi olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Rezin esaslı materyallerin konversiyon derecelerini incelemek için yapılan birçok çalışmada, FTIR ile bulunan değerlerin korelasyonu için mikrosertlik testleri yapılmıştır. Konversiyon değeriyle, mikrosertlik testleriyle elde edilen değerler çoğu çalışmada pozitif korelasyon göstermiştir (Cerveira ve ark., 2010; Komori ve ark., 2010; Calgaro ve ark., 2013; Mainardi Mdo ve ark., 2015). Ayrıca, rezin simanların konversiyon derecelerini değerlendirmede mikrosertlik testlerinin kullanılabilmesi konusunda çalışmalar bulunmaktadır (de Camargo ve ark., 2009; Ozturk ve ark., 2012; Ozturk ve ark., 2013). Öztürk ve ark. (Ozturk ve ark., 2015) seramik kalınlığı ve renginin ışıkla polimerize olan rezin simanın konversiyon derecelerine etkisini Vickers mikrosertlik testi ile değerlendirmişlerdir. Çalışmada 1 ve 2 mm kalınlığında, A1 ve A3 renginde hazırlanan IPS Empress (Ivoclar Vivadent) seramik örnekler altında polimerize edilen ışıkla polimerize olan rezin simanların mikrosertlik değerleri incelenmiştir. 1 mm kalınlığa A1 rengine sahip seramik örnekler altında hazırlanan rezin simanların daha yüksek konversiyon derecesine sahip olduğu bildirilmiştir.

Soares ve ark. (Soares ve ark., 2006) feldspatik porselen kalınlığının ve renginin hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecelerine etkisini Vickers mikrosertlik testi ile değerlendirmişlerdir. Seramik restorasyonlar 1, 2, 4 mm kalınlığında ve A1, A2, A3, A3.5, ve A4 renginde hazırlanmıştır. Seramik örnekler altında hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman 40 sn polimerize edilmiş ve daha sonra Vickers mikrosertlik testi uygulanmıştır. Araştırmacılar, 1 ve 2 mm kalınlıktaki seramik örnek kullanılarak hazırlanan rezin simanların konversiyon dereceleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir (Soares ve ark., 2006). Bu çalışmada, Vickers mikrosertlik testi rezin simanların polimerizasyonu değerlendirmek ve FTIR ile elde edilen konversiyon dereceleri arasında korelasyonu incelemek için kullanılmıştır. Sonuç olarak, ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman grupları arasındaki mikrosertlik testleri ile elde edilen değerler ile FTIR spektroskopisi sonucunda elde edilen değerler karşılaştırıldığında, sonuçların birbirlerini kısmi olarak desteklediği ortaya konmuştur. Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların FTIR analizinde, farklı kalınlık ve translusensliğe sahip seramikler altında elde edilen konversiyon dereceleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar göstermemiştir. Bu durumun, çalışmada kullanılan hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın doldurucu oranının, ışıkla polimerize olan rezin simana göre daha fazla olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Ozturk ve ark. (Ozturk ve ark., 2012) yapmış oldukları çalışmada hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların doldurucu oranıyla konversiyon dereceleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede pozitif korelasyon olduğunu belirtmişlerdir. Benzer bir çalışmada, 3 farklı hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın doldurucu oranının ve seramik restorasyon kalınlığının rezin simanın konversiyon derecesine etkisi incelenmiştir (Meng ve ark., 2006). 1, 2, 3, 4, 5 mm kalınlığında hazırlanan seramik örnekler altında polimerize edilen hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların konversiyon derecesi Knoop mikrosertlik testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, 2 mm ve altındaki kalınlıklarda hazırlanan hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların mikrosertlik değerleri ile kontrol grubu arasında anlamlı bir fark bulunmazken, 2 mm üzerindeki mikrosertlik değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük

olduğu bildirilmiştir. Rezin simanların doldurucu oranları dikkate alındığında en düşük doldurucu oranına sahip olan hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanın en düşük mikrosertlik değerlerine sahip olduğu rapor edilmiştir (Meng ve ark., 2006).

Yapılan bazı çalışmalarda, kompozit rezin simanların içerdiği inorganik partikül miktarının polimerizasyon büzülmesi ve konversiyon derecesini etkileyen bir faktör olduğu ve doldurucu oranının artması ile rezin simanların daha az polimerizasyon büzülmesi ve daha yüksek oranda konversiyon dereceleri gösterdiği bildirilmiştir (Aw ve Nicholls, 2001; Jedrychowski ve ark., 2001; Ölmez ve Tuna, 2002; Meng ve ark., 2006). Farklı rezin simanların bileşimlerinin, doldurucu boyutunun, ağırlığının, hacminin ve doldurucu matris oranının, rezin simanların konversiyon derecesi ve mikrosertlikleri üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu pek çok çalışmada belirtilmiştir (Atmadja ve Bryant, 1990; Barron ve ark., 1992; Scougall-Vilchis ve ark., 2009; Czasch ve Ilie, 2013).

Çalışmamızda bir adet hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman kullanılmıştır. Elde edilen mikrosertlik testlerinin farklı doldurucu oranına sahip başka hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarla karşılaştırılmaması çalışmamızın limitleri arasındadır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları dahilinde şu sonuçlara varılmıştır:

1. 1 mm kalınlığa kadar hazırlanan hibrit seramik restorasyonların simantasyonunda translusentlik dikkate alınmaksızın kullanılacak olan rezin siman hekim tecihine göre ışıkla veya hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin siman kullanılabilir.
2. 1 mm kalınlığın üzerinde yapılacak olan hibrit seramik restorasyonlarda ışıkla polimerize olan rezin siman yerine hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin kullanılması daha doğru bir tercih olacaktır.
3. Hibrit seramik bloklardan hazırlanan restorasyonların simantasyonunda kullanılan rezin simanların konversiyon derecelerinin translusentlikten daha çok kalınlığa bağlı olduğu düşünülmektedir.
4. Resin simanların konversiyon derecelerinin ölçümü için FTIR analizinin doğru bir yöntem olduğu ve elde edilen değerler ile mikrosertlik testleri sonuçlarının birbirlerini desteklediği görülmüştür.

KAYNAKLAR

Aguiar TR, de Oliveira M, Arrais CAG, Ambrosano GMB, Rueggeberg F, Giannini M. The effect of photopolymerization on the degree of conversion, polymerization kinetic, biaxial flexure strength, and modulus of self-adhesive resin cements. *J Prosth Dent.* 2015;113: 128-134.

Akgungor G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent.* 2005;94: 234-241.

Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen.* 3 ed. İstanbul: İÜ Basımevi; 1990, P:95-156

Aksoy İ, Varol S, Özkan Y. Zirkonyum Restorasyonların Simantasyonu. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2012;6: 124-131.

Altıntaş HS, Kılıç S, Gülnar A. Sertlik Testleri: Yüzey Sertliği ve Ölçümü, Yüzey Pürüzlülüğü ve Ölçümü. *Turkiye Klinikleri J Prosth-Special Topics.* 2017;3: 216-223.

Altunsoy M, Botsalı MS, Tosun G, Yaşar A. Farklı polimerizasyon sürelerinin adeziv sistemlerden salınan artık monomer miktarına etkisi. *Acta Odontologica Turcica.* 2013;30: 6-12.

Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent.* 1996;76: 187-193.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental Polymers. In: *Phillips' Science of Dental Materials.* St. Louis, Missouri: by Saunders, an imprint of Elsevier Inc; 2013a, p:92-110.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental Ceramics. In: *Phillips' Science of Dental Materials.* St. Louis, Missouri: by Saunders, an imprint of Elsevier Inc; 2013b, p: 418-473.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental Cements. In: Phillips' Science of Dental Materials. St. Louis, Missouri: by Saunders, an imprint of Elsevier Inc; 2013c, p: 307-339.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Mechanical Properties of Dental Materials. In: Phillips' Science of Dental Materials. St. Louis, Missouri: by Saunders, an imprint of Elsevier Inc; 2013d, p: 49-68.

Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. Dent Mater. 2001;17: 260-267.

Arhegas LR, de Menezes Caldas DB, Rached r N, Soares P, Souza EM. Effect of ceramic veneer opacity and exposure time on the polymerization efficiency of resin cements. Oper Dent. 2012;37: 281-289.

Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Microtensile bond strength of dual-polymerizing cementing systems to dentin using different polymerizing modes. J Prosthet Dent. 2007;97: 99-106.

Arrais CAG, Giannini M, Rueggeberg FA. Kinetic analysis of monomer conversion in auto- and dual-polymerizing modes of commercial resin luting cements. J Implant Dent. 2009;101: 128-136.

Asai T, Kazama R, Fukushima M, Okiji T. Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. Dent Mater J. 2010;29: 661-667.

Atalayın Ç, Tezel H, Ergücü Z. Rezin Esaslı Dental Materyallerin Sitotoksitesine Genel Bir Bakış. EÜ Dişhek Fak Derg. 2016;37: 47-53.

Atmadja G, Bryant RW. Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. Aust Dent J. 1990;35: 213-218.

Aw TC, Nicholls JI. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. Oper Dent. 2001;26: 498-504.

Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015;114: 587-593.

Baena E, Fuentes MV, Garrido MA, Rodriguez J, Ceballos L. Influence of post-cure time on the microhardness of self-adhesive resin cements inside the root canal. *Oper Dent.* 2012;37: 548-556.

Bahr N, Keul C, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Gernet W *et al.* Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent Mater J.* 2013;32: 492-501.

Bala O, Olmez A, Kalayci S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *J Oral Rehabil.* 2005;32: 134-140.

Bansal R, Taneja S, Kumari M. Effect of ceramic type, thickness, and time of irradiation on degree of polymerization of dual - cure resin cement. *J Conserv Dent.* 2016;19: 414-418.

Barizon KT, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG *et al.* Ceramic materials for porcelain veneers: part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *J Prosthet Dent.* 2014;112: 864-870.

Barron DJ, Rueggeberg FA, Schuster GS. A comparison of monomer conversion and inorganic filler content in visible light-cured denture resins. *Dent Mater.* 1992;8: 274-277.

Barutçigil Ç, Ahmetoğlu F, Turgut H, Dayı B, Yalçın M. Düşük Polİmerİzasyon Büzülmesi Gösteren Modern Kompozitler İle Metakrilat Esaslı Rezin Kompozitin Konversiyon Oranlarının Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2014;24: 39-43.

Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009;25: 121-128.

Bindl A, Mormann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont.* 2002;15: 451-456.

Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Fracture load of CAD/CAM-generated slot-inlay FPDs. *Int J Prosthodont.* 2003;16: 653-660.

Bindl A, Mormann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci.* 2004;112: 197-204.

Bindl A, Mormann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007;27: 567-575.

Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent.* 1990;63: 295-300.

Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89: 268-274.

Braga RR, Ballester RY, Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dent Mater.* 2000;16: 303-310.

Brunton PA, Smith P, McCord JF, Wilson NH. Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem? *British dent j.* 1999;186: 430-434.

Büyüksırt T, Kuleaşan H. Fourier Dönüslü Kızılötesi (Ftir) Spektroskopisi Ve Gıda Analizlerinde Kullanımı. *GIDA.* 2014;39: 235-241.

Caldas DB, de Almeida JB, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Consani S. Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. *Oper Dent.* 2003;28: 315-320.

Calgaro PA, Furuse AY, Correr GM, Ornaghi BP, Gonzaga CC. Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements. *Braz Oral Res.* 2013;27: 403-409.

Carter SM, Wilson PR. The effects of die-spacing on post-cementation crown elevation and retention. *Aust Dent J.* 1997;42: 192-198.

Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS. Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. *J Prosthet Dent.* 1990;63: 513-521.

Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent.* 2001;85: 479-484.

Cerveira GP, Berthold TB, Souto AA, Spohr AM, Marchioro EM. Degree of conversion and hardness of an orthodontic resin cured with a light-emitting diode and a quartz-tungsten-halogen light. *Eur J Orthod.* 2010;32: 83-86.

Chang HH, Chang MC, Wang HH, Huang GF, Lee YL, Wang YL *et al.* Urethane dimethacrylate induces cytotoxicity and regulates cyclooxygenase-2, hemeoxygenase and carboxylesterase expression in human dental pulp cells. *Acta bio.* 2014;10: 722-731.

Cho SH, Lopez A, Berzins DW, Prasad S, Ahn KW. Effect of Different Thicknesses of Pressable Ceramic Veneers on Polymerization of Light-cured and Dual-cured Resin Cements. *J Contemp Dent Pract.* 2015;16: 347-352.

Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29: 419-426.

Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 2010;31: 724-715.

Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig.* 2013;17: 227-235.

Çoğulu D, Ersin N, Ertuğrul F. Renk, Işınlama Mesafesi ve Işınlama Süresinin İki Farklı Kompomer Materyalinin Yüzey Sertliği Üzerine Etkisinin İncelenmesi EÜ Dişhek Fak Derg. 2007;28: 187-192.

D'Arcangelo C, Zarow M, De Angelis F, Vadini M, Paolantonio M, Giannoni M *et al.* Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth. *Clin Oral Investig.* 2014;18: 615-624.

Dayangaç BG. Kompozit Rezinler. In: Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi Ltd. Şti.; 2000, p: 2-20.

de Camargo EJ, Moreschi E, Baseggio W, Cury JA, Pascotto RC. Composite depth of cure using four polymerization techniques. *J Appl Oral Sci.* 2009;17: 446-450.

de Souza Costa CA, Hebling J, Hanks CT. Effects of light-curing time on the cytotoxicity of a restorative resin composite applied to an immortalized odontoblast-cell line. *Oper Dent.* 2003;28: 365-370.

Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014;30: 564-569.

Deniz Arısu H, Bala O, Üçtaşlı MB. Halojen veya Led ışık Kaynakları İle Sertleştirilen Farklı Restoratif Materyallerin Barcoll Sertlikleri. *GÜ Diş Hek Fak Derg.* 2008;25: 19-24.

Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater.* 2006;22: 359-365.

Di Franciscantonio M, Aguiar TR, Arrais CA, Cavalcanti AN, Davanzo CU, Giannini M. Influence of viscosity and curing mode on degree of conversion of dual-cured resin cements. *Eur J Dent.* 2013;7: 81-85.

Dikicier S. Diş Hekimliğinde Adezyon ve Adeziv Rezin Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2016;14: 152-158.

Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J.* 2013;7: 118-122.

Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LV. Light Transmission of Novel CAD/CAM Materials and Their Influence on the Degree of Conversion of a Dual-curing Resin Cement. *J Adhes Dent.* 2017;19: 39-48.

el-Badrawy WA, el-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent.* 1995;73: 515-524.

El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *J Can Dent Assoc.* 2002;68: 233-237.

el-Mowafy OM, Rubo MH, el-Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent.* 1999;24: 38-44.

Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent.* 2014;16: 531-540.

Ersoy NM, Kesim B. Hızlandırılmış yaşlandırma sonrası kompozit rezin simanların polimerizasyon değişimine farklı porselen laminate veneerlerin etkisi. *Selçuk Üniversitesi Dişhek Fak Derg.* 2012;21: 22-29.

Faria-e-Silva AL, Fabiao MM, Arias VG, Martins LR. Activation mode effects on the shear bond strength of dual-cured resin cements. *Oper Dent.* 2010;35: 515-521.

Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *JADA.* 2005;136: 1714-1723.

Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *JADA.* 2010;141: 10-14.

Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005;36: 105-113.

Frassetto A, Navarra CO, Marchesi G, Turco G, Di Lenarda R, Breschi L *et al.* Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements. *Dent Mater.* 2012;28: 1032-1039.

Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *JADA*. 2006;137: 14-21.

Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent Suppl*. 2010;31: 682-684.

Gladys S, Van Meerbeek B, Inokoshi S, Willems G, Braem M, Lambrechts P *et al*. Clinical and semiquantitative marginal analysis of four tooth-coloured inlay systems at 3 years. *J Dent*. 1995;23: 329-338.

Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D *et al*. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res*. 2017.

Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*. 2010;23: 434-442.

Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011;55: 333-352.

Haddad MF, Rocha EP, Assuncao WG. Cementation of prosthetic restorations: from conventional cementation to dental bonding concept. *The Journal of craniofacial surgery*. 2011;22: 952-958.

Hager B, Oden A, Andersson B, Andersson L. Procera AllCeram laminates: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2001;85: 231-232.

Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*. 2016;116: 257-263.

Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont*. 2014;6: 456-461.

He LH, Purton D, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *J Mater Sci Mater Med.* 2011;22: 1639-1643.

He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater.* 2011;27: 527-534.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent.* 2002a;88: 4-9.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002b;88: 10-15.

Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil.* 2001;28: 1022-1028.

Hoorizad Ganjkar M. Evaluation of the Effect of Porcelain Laminate Thickness on Degree of Conversion of Light Cure and Dual Cure Resin Cements Using FTIR. *Int J Prosthodont.* 2017;18: 30-36.

Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater.* 2008;24: 908-914.

Imazato S, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dent Mater.* 2001;17: 178-183.

Iriyama NT, Tango RN, Manetta IP, Sinhoreti MA, Sobrinho LC, Saavedra Gde S. Effect of light-curing method and indirect veneering materials on the Knoop hardness of a resin cement. *Braz Oral Res.* 2009;23: 108-112.

Jedrychowski JR, Bleier RG, Caputo AA. Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques in conservative Class II restorations. *ASDC J Dent Child.* 2001;68: 161-167, 150.

Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* 1985;29: 621-644.

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75: 18-32.

Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011;56: 84-96.

Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont.* 2011;20: 535-540.

Kesrak P, Leevailoj C. Surface Hardness of Resin Cement Polymerized under Different Ceramic Materials. *JDR Clin Trans Res* 2012;2: 317-509.

Kılıçarslan MA, Zaimoğlu A, Haskan H. Influence of Ceramic Shade and Thickness on the Polymerization Depth of Different Resin Luting Cements. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci* 2008;14: 129-136.

Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 2011;36: 661-669.

Kim S-H, Watts DC. Degree of conversion of bis-acrylic based provisional crown and fixed partial denture materials. *J Korean Acad Prosth.* 2008;46: 639-643.

Kitasako Y, Burrow MF, Katahira N, Nikaido T, Tagami J. Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *J Dent.* 2001;29: 139-144.

Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil.* 2005;32: 753-758.

Komori PC, de Paula AB, Martin AA, Tango RN, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Effect of light energy density on conversion degree and hardness of dual-cured resin cement. *Oper Dent.* 2010;35: 120-124.

Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C. Geleneksel ve Adezİv Dental Sİmanlar Hakkında BİR Derleme Çalışması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2012;22: 205-2016.

Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M *et al.* Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.* 2014;33: 705-710.

Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014;58: 208-216.

Lim HN, Yu B, Lee YK. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2010;104: 239-246.

Linden JJ, Swift EJ, Jr., Boyer DB, Davis BK. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *J Dent Res.* 1991;70: 154-157.

Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 2008;29:486-488.

Lopes Cde C, Rodrigues RB, Silva AL, Simamoto Junior PC, Soares CJ, Novais VR. Degree of Conversion and Mechanical Properties of Resin Cements Cured Through Different All-Ceramic Systems. *Braz Dent J.* 2015;26: 484-489.

Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J Prosthet Dent.* 2005;94: 549-554.

Lu T, Peng L, Xiong F, Lin XY, Zhang P, Lin ZT *et al.* A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the CEREC AC chair-side system. *J Prosthet Dent.* 2017;37: 370-379.

Mainardi Mdo C, Giorgi MC, Lima DA, Marchi GM, Ambrosano GM, Paulillo LA *et al.* Effect of energy density and delay time on the degree of conversion and Knoop microhardness of a dual resin cement. *J Investig Clin Dent.* 2015;6: 53-58.

Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35: 819-826.

Matinlinna JP, Ho GW. Insights on Ceramics as Dental Materials. Part II: Chemical Surface Treatments. *Silicon.* 2011;3: 117-123.

Matinlinna JP. Processing and bonding of dental ceramics. In: Non-metallic biometaterials for tooth repair and replacement. PK Vallittu editor. Cambridge: Woodhead; 2013 p:129-155.

McLean JW. The future of restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1979;42: 154-158.

McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001;85: 61-66.

Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Hardness development of dual-cured resin cements through different thicknesses of ceramics. *Dent Mater J.* 2006;25: 132-137.

Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.* 2011;56: 97-106

Moraes RR, Brandt WC, Naves LZ, Correr-Sobrinho L, Piva E. Light- and time-dependent polymerization of dual-cured resin luting agent beneath ceramic. *Acta Odontol Scand.* 2008;66: 257-261.

Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20: 113-125.

Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2003;16: 244-248.

Nalcaci A, Kucukesmen C, Uludag B. Effect of high-powered LED polymerization on the shear bond strength of a light-polymerized resin luting agent to ceramic and dentin. *J Prosthet Dent.* 2005;94: 140-145.

Neumann MG, Miranda WG, Jr., Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent.* 2005;33: 525-532.

Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater.* 2012;28: 529-534.

Noronha Filho JD, Brandao NL, Poskus LT, Guimaraes JG, Silva EM. A critical analysis of the degree of conversion of resin-based luting cements. *J Appl Oral Sci.* 2010;18: 442-446.

Novais VR, Raposo LH, Miranda RR, Lopes CC, Simamoto PCJ, Soares CJ. Degree of conversion and bond strength of resin-cements to feldspathic ceramic using different curing modes. *J Appl Oral Sci.* 2017;25: 61-68.

O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection* Canada: Quintessence; 2002, p:65-150.

Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2001;14: 504-509.

Oliveira M, Cesar PF, Giannini M, Rueggeberg FA, Rodrigues J, Arrais CA. Effect of temperature on the degree of conversion and working time of dual-cured resin cements exposed to different curing conditions. *Oper Dent.* 2012;37: 370-379.

Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.* 2002;15: 122-128.

Oyague RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dent Mater.* 2009;25: 392-399.

Ozturk E, Hickel R, Bolay S, Ilie N. Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. *Clin Oral Investig.* 2012;16: 139-146.

Ozturk E, Chiang YC, Cosgun E, Bolay S, Hickel R, Ilie N. Effect of resin shades on opacity of ceramic veneers and polymerization efficiency through ceramics. *J Dent.* 2013;41 Suppl 5: e8-14.

Ozturk E, Bolay S, Hickel R, Ilie N. Effects of ceramic shade and thickness on the micro-mechanical properties of a light-cured resin cement in different shades. *Acta Odontol Scand.* 2015;73: 503-507.

Ozturk N, Usumez A, Usumez S, Ozturk B. Degree of conversion and surface hardness of resin cement cured with different curing units. *Quintessence Int.* 2005;36: 771-777.

Ozyesil AG, Usumez A, Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prosthet Dent.* 2004;91: 151-157.

Ölmez A, Tuna D. Polİmerizasyon Büzölmesine Etki Eden Faktörler. *CÜ Dişhek Fak Derg.* 2002;5: 52-57.

Özel Bektaş Ö, Hergüner Siso Ş, Eren D. Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamaları. *EÜ Dişhek Fak Derg.* 2006;27: 117-124.

Öztürk Ö, Uludag B. Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları ve adeziv simantasyon tekniğı. *TDB Dergisi.* 2002;66: 33-39.

Öztürk Ö. Seramik İnley Restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2015;10: 118-124.

Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent.* 2006;96: 104-114.

Pallesen U, van Dijken JW. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Eur J Oral Sci.* 2000;108: 239-246.

Passos SP, Kimpara ET, Bottino MA, Santos GC, Jr., Rizkalla AS. Effect of ceramic shade on the degree of conversion of a dual-cure resin cement analyzed by FTIR. *Dent Mater.* 2013;29: 317-323.

Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007;51: 453-471.

Poskus LT, Placido E, Cardoso PE. Influence of adhesive system and placement technique on microleakage of resin-based composite restorations. *J Adhes Dent.* 2004;6: 227-232.

Probster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil.* 1997;24: 636-645.

Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent.* 1997;25: 91-95.

Quinn JB, Quinn GD. Material properties and fractography of an indirect dental resin composite. *Dent Mater.* 2010;26: 589-599.

Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92: 557-562.

Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2005;113: 174-179.

Reich S, Fischer S, Sobotta B, Klapper HU, Gozdowski S. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing-generated posterior lithium disilicate crowns. *Int J Prosthodont.* 2010;23: 214-216.

Roman-Rodriguez JL, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, Granell-Ruiz M, Sola-Ruiz MF, Bruguera-Alvarez A. Full maxillary rehabilitation with an all-ceramic system. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010;15: e523-525.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80: 280-301.

Runnacles P, Correr GM, Baratto Filho F, Gonzaga CC, Furuse AY. Degree of conversion of a resin cement light-cured through ceramic veneers of different thicknesses and types. *Braz Dent J.* 2014;25: 38-42.

Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 2014;93: 1232-1234.

Sakaguchi RL, Powers JM. Materials for Adhesion and Luting. In: *Craig's Restorative Dental Materials*. Philadelphia: Elsevier Inc; 2012a, p: 327-347.

Sakaguchi RL, Powers JM. Restorative Materials—Composites and Polymers. In: *Craig's Restorative Dental Materials*. Philadelphia: Elsevier Inc; 2012b, p.: 161-198.

Sakaguchi RL, Powers JM. Restorative Materials—Ceramics. In: *Craig's Restorative Dental Materials*. Philadelphia: Elsevier Inc; 2012c, p: 253-275.

Santos GC, Jr., Santos MJ, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *J Can Dent Assoc.* 2009;75: 379-384.

Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent.* 2011;105: 217-226.

Scougall-Vilchis RJ, Hotta Y, Hotta M, Idono T, Yamamoto K. Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dent Mater J.* 2009;28: 102-112.

Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1995;8: 239-246.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Finishing and Cementation. In: Fundamentals of fixed prosthodontics. LA Bateman editor. London: Quintessence Publishing Co, Inc.; 1997, p: 385-418.

Silva EM, Noronha-Filho JD, Amaral CM, Poskus LT, Guimaraes JG. Long-term degradation of resin-based cements in substances present in the oral environment: influence of activation mode. J Appl Oral Sci. 2013;21: 271-277.

Sjogren G, Molin M, van Dijken JW. 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. 2004;17: 241-246.

Smith BC. Introduction to Infrared Spectroscopy. In: Fundamentals of FOURIER TRANSFORM INFRARED SPECTROSCOPY. New York: Taylor & Francis Group, LLC; 2011, p: 1-17.

Soares CJ, Silva NR, Fonseca RB. Influence of the Feldspathic Ceramic Thickness and Shade on the Microhardness of Dual Resin Cement. Oper Dent. 2006;31: 384-389.

Spitznagel FA, Scholz KJ, Strub JR, Vach K, Gierthmuehlen PC. Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations: 3-year results of a prospective clinical study over 5 years. Clin Oral Investig. 2017;25: 91-95..

Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Ozcan M, Hammerle C. Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. J Prosthet Dent. 2012;107: 94-101.

Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Lassila LV, Vallittu PK *et al.* Degree of conversion of dual-polymerizing cements light polymerized through monolithic zirconia of different thicknesses and types. J Prosthet Dent. 2015;114: 103-108.

Tango RN, Sinhoreti MA, Correr AB, Correr-Sobrinho L, Henriques GE. Effect of light-curing method and cement activation mode on resin cement knoop hardness. J Prosthodont. 2007;16: 480-484.

Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *J Dent.* 2007;35: 897-902.

Turp V, Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Goller G. Influence of zirconia base and shade difference on polymerization efficiency of dual-cure resin cement. *J Prosthodont.* 2011;20: 361-365.

Tutal Z, Şener Yamaner ID, Tuncer EB. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2015;10: 157-166.

Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent today.* 2009;28: 112-113.

Uçar Y, Koçak FE. Maddenin Temel Fiziksel Özellikleri. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosth Special Topics.* 2017;3:65-75.

Uhl A, Michaelis C, Mills RW, Jandt KD. The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dent Mater.* 2004;20: 21-28.

Uludamar A, Akalın B, Kulak Özkan Y. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dent J.* 2011;14: 140-153.

Ural Ç, Kaleli N. Diş Hekimliğinde Kullanılan Güncel Porselenler ve Farklı Sınıflandırmalar. *Turkiye Klinikleri J Prost-Special Topics.* 2017;3: 151-163.

Usumez S, Buyukyilmaz T, Karaman AI, Gunduz B. Degree of conversion of two lingual retainer adhesives cured with different light sources. *Eur J Orthod.* 2005;27: 173-179.

Walter MH, Wolf BH, Wolf AE, Boening KW. Six-year clinical performance of all-ceramic crowns with alumina cores. *Int J Prosthodont.* 2006;19: 162-163.

White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J Prosthet Dent.* 1992;67: 156-161.

Xu Z, Yu P, Arola DD, Min J, Gao S. A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel. *Dent Mater.* 2017;33: 1351-1361.

Yan YL, Kim YK, Kim KH, Kwon TY. Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cements. *Oper Dent.* 2010;35: 203-210.

Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. 2 ed. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi; 1996, p:95-150.

Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri I. GÜ Dişhek Fak Derg. 2005;22: 41-48.

Yıldız A, Genç Ö, Bektaş S. Enstrümental Analiz Yöntemleri ankara: Hacettepe Üniversitesi Yayınları; 1993, p:25-45.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy EA, Aksu L. Dental Simanlar. In: Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları; 1993a, p: 305-354.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy EA, Aksu L. Sentetik Rezinler. In: Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları; 1993b, p: 165-182.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy EA, Aksu L. Dental Porselenler. In: Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları; 1993c, p: 355-390.

Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodontics.* 1996;9: 434-439.

Zhang Y, Kim JW. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009;25: 781-790.

Zimmer S, Gohlich O, Ruttermann S, Lang H, Raab WH, Barthel CR. Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. *Oper Dent.* 2008;33: 484-487

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Kubilay	Uyruğu	T.C.
Soyadı	Barutçigil	Tel no	05554216357
Doğum tarihi	25/08/1984	e-posta	kbarutçigil@akdeniz.edu.tr

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum	Mezuniyet yılı	
Lise	İçel Anadolu Lisesi	2002
Lisans		
Yüksek Lisans	Atatürk Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi	2007
Doktora	Akdeniz Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi	2018

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Diş hekimi	Özel sektör	2007-2008
Dis hekimi	Islahiye Devlet Hastanesi	2007-2013
Arş. Gör.	Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013-

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce	ÜDS	64

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Hibrit Seramiklerin Kalınlık ve Translüsentliğinin Rezin Simanların Konversiyon Derecesi ve Mikrosertliğine Etkilerinin İncelenmesi	Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi	18 ay

Burslar-Ödüller:

Yayınlar ve Bildiriler: Barutçigil K., Özarslan M.M., Dündar A., Yılmaz B., "Color of bulk-fill composite resin restorative materials", Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry,

Barutçigil K., Özarslan M.M., Büyükkaplan U.Ş., "Effect of Different Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to a CAD/CAM Restorative Material", Journal Of Prosthodontics-Implant Esthetic And Reconstructive Dentistry,

Büyükkaplan U.Ş., Özarslan M.M., Barutçigil Ç., Arslan M., Barutçigil K., Yoldan E.E., "Effects of staining liquids and finishing methods on translucency of a hybrid ceramic material having two different translucency levels", Journal Of Advanced Prosthodontics, vol.9, pp.387-393, 2017

Özarslan M.M., Büyükkaplan U.Ş., Barutçigil Ç., Arslan M., Türker N., Barutçigil K., "Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material", Journal Of Advanced Prosthodontics, vol.8, pp.16-20, 2016

Kirmali Ö., Barutçigil Ç., Özarslan M.M., Barutçigil K., Harorli O.T., "Repair bond strength of composite resin to sandblasted and laser irradiated Y-TZP ceramic surfaces", Scanning, vol.37, pp.186-192, 2015

Barutçigil Ç., Barutçigil K., Yasa B., Arslan H., Akcay M., "Build-Up of a Resin Composite Core in a Fiber-Reinforced Post by a 2.78 μ m-Pulsed Laser Treatment", Journal Of Laser Micro Nanoengineering, vol.10, pp.166-170, 2015

Barutçigil K., Hatipoğlu M., Barutçigil Ç., Harorli O.T., Özarslan M.M., "Periodontal Tedavide Kullanılan Diode ve Er,Cr: YSGG Lazerin Çeşitli Protetik Dental Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisi", Akdeniz Tıp Dergisi, cilt.2, ss.23-28, 2016

Barutçigil Ç., Kürklü D., Barutçigil K., Harorli O.T., "Beyazlatıcı Ağız Gargaralarının Kompozit Rezinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkilerinin İncelenmesi", Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, cilt.24, ss.33-38, 2014

Barutçigil Ç., Barutçigil K., Kürklü D., Harorli O.T., "Güncel Dentin Bağlayıcı Ajanların Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması", İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi, cilt.2, ss.27-32, 2013

Barutçigil Ç., Barutçigil K., "Farkli Yüzey İşlemleri Uygulanmış Dentine Ünsersal Bağlayıcı Ajanın Bağlanma Dayanımının İncelenmesi", Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg., cilt.21, ss.324-330, 2013

Büyükkaplan U.Ş., Türker N., Barutçigil K., Özarslan M.M., Barutçigil Ç., "Evaluation of Bond Strength between Ceramic Brackets and Nano Ceramic Composite", 23.

Uluslararası Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, MUĞLA, TÜRKİYE, 9-12 Kasım 2017, pp.344-345

Büyükkaplan U.Ş., Türker N., Barutçigil K., Özarslan M.M., Barutçigil Ç., "Shear Bond Strength of a CAD/CAM Nano Ceramic Composite Material to a New Generation Self-adhesive Resin Cement", 23. Uluslararası Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, MUĞLA, TÜRKİYE, 11-12 Ekim 2017, pp.236-237

Barutçigil Ç., Barutçigil K., Özarslan M.M., DüNDAR A., "Color stability of novel bulk-fill composites.", Academy of Dental Materials Annual Meeting, 2016, Chicago, ABD, 12-15 Ekim 2016, vol.32, no.supplement 1, pp.29-30

Özarslan M.M., Büyükkaplan U.Ş., Barutçigil Ç., Barutçigil K., "Effects of beverages on color stability of PICN material", Academy of Dental Materials Annual Meeting, 2016, Chicago, ABD, 12-15 Ekim 2016, pp.63-63

Barutçigil K., Altay M.A., Büyükkaplan U.Ş., Yoldan E.E., "Premaksilla'da Dentigeröz Kist Eksizyonu Yapılan Hastaya Protetik Tedavi Uygulaması", 22. Uluslararası Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi , ANTALYA, TÜRKİYE, 12-15 Kasım 2015, pp.224-224

Büyükkaplan U.Ş., Özarslan M.M., Barutçigil K., Özevcimen A.N., "Konjenital Dudak-Damak Yarığı Hastasının Protetik Rehabilitasyonu", 22. Uluslararası Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi , ANTALYA, TÜRKİYE, 12-15 Kasım 2015, pp.167-167

Büyükkaplan U.Ş., Barutçigil K., Özarslan M.M., Altınsoy İ., "Lateral Kesici Diş Eksikliğinde Konservatif Bir Yaklaşım: Olgu Sumunu", 22. Uluslararası Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi , ANTALYA, TÜRKİYE, 12-15 Kasım 2015, pp.226-226

Özarslan M.M., İlhan H.D., Barutçigil K., Arslan M., "Tek Taraflı Oküler Defektin Protetik Rehabilitasyonu Vaka Raporu", 22. Uluslararası Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi , ANTALYA, TÜRKİYE, 12-15 Kasım 2015, pp.229-229

Kirmali Ö., Barutçigil K., Battal T., Kapdan A., "Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Seramik ile Kompozit Rezin Tamir Bağlanma Dayanımının İncelenmesi", 22. Uluslararası Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi , ANTALYA, TÜRKİYE, 12-15 Kasım 2015, pp.111-111

Büyükkaplan U.Ş., Özarslan M.M., Barutçigil Ç., Arslan M., Türker N., Barutçigil K., "Farklı Bitirme ve Cila Yöntemlerinin Yeni Bir Hibrit Seramiğin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkileri", Uluslararası Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği 22. Bilimsel Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 12-15 Kasım 2015, vol.1, no.1, pp.108-108

Büyükkaplan U.Ş., Özarslan M.M., Barutçigil Ç., Arslan M., Türker N., Barutçigil K., "Effects of Different Finishing and Polishing Procedures on Color of A Novel Hybrid Ceramic Material.", 47. Meeting of the Continental European Division of the International Association for Dental Research(CED-IADR), ANTALYA, TÜRKİYE, 15-17 Ekim 2015, vol.1, no.1, pp.98-98

Barutçigil Ç., Barutçigil K., Özarslan M.M., Büyükkaplan U.Ş., "Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material", 39th Annual Conference of the European Prosthodontic Association, Prague, CEK CUM., 3-5 Ekim 2015, pp.1-1

Barutçigil K., Özarslan M.M., Kul E., Barutçigil Ç., Büyükkaplan U.Ş., "Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material", 39th Annual Conference of the European Prosthodontic Association, Prag, CEK CUM., 3-5 Eylül 2015, pp.60-60

Özarslan M.M., Barutçigil K., "Dudak damak yarığının overdenture ile protetik rahabiliteasyonu", 21. Ege Bölgesi Dişhekimleri Odaları Uluslararası Bilimsel Kongresi, İZMİR, TÜRKİYE, 28-30 Kasım 2014, pp.83-83

Arslan M., Özarslan M.M., Barutçigil K., "Diş destekli alt çene overdenture: bir klinik rapor", 21. Ege Bölgesi Dişhekimleri Odaları Uluslararası Bilimsel Kongresi, İZMİR, TÜRKİYE, 28-30 Kasım 2014, pp.84-84

Kirmali Ö., Barutçigil K., Barutçigil Ç., Kapdan A., Harorli O.T., "Effect Of Different Surface Treatments Of Indirect Composite On The Repair Bond Strength To Composite Resin.", 38th Annual Conference of the European Prosthodontic Association and the 21th Scientific Congress of the Turkish Prosthodontic and Implantology Association. , İSTANBUL, TÜRKİYE, 25-27 Eylül 2014, pp.166-7

Barutçigil Ç., Barutçigil K., Kurklu D., Harorli O.T., "Güncel Dentin Bağlayıcı Ajanların Ve Uygulama Yöntemlerinin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması", 18. Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalları Toplantısı ve Sempozyumu, KAYSERİ, TÜRKİYE, 26-28 Ekim 2013, ss.89-90

Barutçigil Ç., Kurklu D., Barutçigil K., Harorli O.T., "Beyazlatıcı Ağız Gargaralarının Kompozit Rezinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkilerinin İncelenmesi", 18. Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalları Toplantısı ve Sempozyumu, KAYSERİ, TÜRKİYE, 26-28 Ekim 2013, ss.93-94

Barutçigil Ç., Kurklu D., Barutçigil K., Arslan H., "Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Dentine Üniversal Bağlayıcı Ajanın Bağlanma Dayanımının İncelenmesi", 18. Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalları Toplantısı ve Sempozyumu, KAYSERİ, TÜRKİYE, 26-28 Ekim 2013, ss.91-92