

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI TİP VE KALINLIKLARDAKİ MONOLİTİK
ZİRKONYA SERAMİKLERİN REZİN SİMANLARIN
POLİMERİZASYON VE MİKROsertliğine Etkisi**

İpek BALEVİ AKKESE

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Dr.Öğr.Üyesi Tuba YILMAZ SAVAŞ

KONYA-2022

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI TİP VE KALINLIKLARDAKİ MONOLİTİK
ZİRKONYA SERAMİKLERİN REZİN SİMANLARIN
POLİMERİZASYON VE MİKROSERTLİĞİNE ETKİSİ**

İpek BALEVİ AKKESE

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Dr.Öğr.Üyesi Tuba YILMAZ SAVAŞ

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 20212023
proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2022

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca bana her zaman destek olan, bilgi birikimi ve deneyimlerinden faydalandığım, hem klinisyen hem akademisyen olarak örnek aldığım sevgili danışman hocam Dr.Öğr.Üyesi Tuba YILMAZ SAVAŞ'a,

Bölümümüzü bir arada tutan, bizlere rahat bir çalışma ortamı sağlayan, her zaman bizlere destek olup ilgisini bilgisini esirgemeyen Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Başkanı Sayın Prof.Dr. İsa YÖNDEM'e,

Doktora eğitimim başladığı günden bugüne klinik bilgisi, hasta yaklaşımı ile bizlere örnek olan, sadece hocalık değil aynı zamanda ablalık yapan sevgili hocam Doc.Dr. Necla DEMİR'e,

Doktora eğitimim süresince çalışmaktan keyif, mutluluk ve onur duyduğum, bizlere her zaman yardımcı olan sadece çalışma arkadaşı gibi değil, aynı zamanda bir aile olduğumuzu hissettiren hocalarıma, sevgili asistan arkadaşlarıma, Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bölümümüz personellerine,

Ablası olmaktan gurur duyduğum, zekası, beni her daim iyi hissettiren enerjisi, tavrı ile iyi ki ablasıyım dediğim canım kardeşim Batuhan BALEVİ'ne,

Umutsuzluğa kapıldığım anda beni yüreklendirip pes etmemem gerektiğini öğreten, çalışma disiplini, meslek ahlakı ve etiğini kendime örnek aldığım, her zaman arkamda durup beni her koşulda destekleyen canım babam Mustafa BALEVİ'ne

Her sıkıntıda yanıma koşan, tüm sorunlarımı anında çözen, pratik zekası ile beni kendine hayran bırakan, fedakarlığı ve sonsuz sevgisi ile beni büyütüp bu günlere getiren canım annem Ayşe BALEVİ'ne

Hayatıma girdiği günden bugüne iyi günümde kötü günümde her anımda yanımda olan, beni benden daha çok düşünen, her daim varlığını hissettiren, sınırsız sevgisiyle güçlendiren ve beni bu süreçte asla yalnız bırakmayan hayat arkadaşım Reşat AKKESE'ye

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR	iv
ÖZET.....	vi
SUMMARY	vii
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Dental Seramikler.....	3
1.1.1. Dental Seramiğin İçeriği ve Kimyasal Yapı	5
1.1.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	6
1.2. Tam Seramik Restorasyonlar	7
1.2.1. Tam Seramik Restorasyonların Avantajları.....	7
1.2.2. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları	8
1.2.3. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları	8
1.2.4. Tam Seramik Restorasyonların Kontraendikasyonları	9
1.3. Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim (CAD-CAM) Sistemleri	9
1.3.1. Cam Seramikler	11
1.3.2. Cam İnfiltrat Seramikler.....	15
1.3.3. Oksit Seramikler (Polikristalinler)	16
1.4. Adeziv Sistemler	25
1.4.1. Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları.....	28
1.5. Polimer ve Polimerizasyon.....	30
1.6. Polimerizasyon Derecesi (Degree of Conversion).....	31
2. GEREÇ VE YÖNTEM.....	38
2.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması.....	40
2.2. Rezin Siman Örneklerin Hazırlanması	45
2.3. Rezin Siman Örneklerin Dönüşüm Derecesi Ölçümleri.....	46
2.4. Rezin Siman Örneklerin Vickers Mikroertlik Değerlerinin Ölçümleri	47
2.5. İstatistiksel Analiz.....	48
3. BULGULAR.....	49
3.1. Absorbsiyon Grafikleri	49
3.2. Polimerize Olan Rezin Siman Örneklerin Dönüşüm Derecesi Bulguları....	64
3.3. Polimerize olan Rezin Siman Örneklerin Vickers Mikrosertlik Bulguları .	72
3.4. Polimerize Olan Rezin Siman Örneklerin Dönüşüm Derecesi Değerleri ve Mikrosertlik Değerleri Arasındaki Korelasyonun İncelenmesi.....	77
4. TARTIŞMA.....	80
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	103
6. KAYNAKLAR	104
7. EKLER.....	116

EK-A ETİK KURUL RAPORU	116
8. ÖZGEÇMİŞ	116



SİMGELER VE KISALTMALAR

Al₂O₃: Alümina

ANOVA: Analysis of variance (Varyans analizi)

B₂O₃: Borik oksit

Bis-GMA: Bisfenol A-glisidil metakrilat

Bis-EMA: Bisfenol A-etoksilenmiş metakrilat

°C: Santigrad derece

C: Karbon

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

CaO: Kalsiyum oksit

CeO₂: Seryum oksit

Cerec: Ceramic Reconstruction (Seramik rekonstrüksiyon)

cm: Santimetre

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

DOC: Degree of conversion (Dönüşüm derecesi)

DEGDMA: Dietilen glikol dimetakrilat

DMAEMA: Dimetilamino etil metakrilat

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

GPa: Gigapascal

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

HO: High opacity (Yüksek opasite)

IR: Infrared (Kızılötesi)

K₂O: Potas

Li₂Si₂O₅: Lityum disilikat

LC: Light cure (Işık ile polimerize olan)

LT: Low translucency (Düşük translusensi)

μ: Mikron

MgO: Magnezyum oksit

μm: Mikrometre

mm: Milimetre

MO: Medium opacity (Orta opasite)

MPa: Megapaskal

Na₂O: Soda

nm: Nanometre

NMR: Nuclear magnetic resonance (Nükleer manyetik rezonans)

SARC: Self adhesive resin cement (Kendinden adezivli rezin siman)

SiC: Silikon karbid

SiO₂: Silika

sn: Saniye

SnO₂: Kalay oksit

T: Translusens

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

TiO₂: Titanyum oksit

UDMA: Üretan dimetakrilat

UV: Ultraviyole

VHN: Vickers hardness number

Y: İtriyum

Y-TZP: Yttria tetragonal zirkonya polikristali

ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Farklı Tip Ve Kalınlıklardaki Monolitik Zirkonya Seramiklerin Rezin Simanların Polimerizasyon Ve Mikrosertliğine Etkisi

İpek BALEVİ AKKESE

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2022

Bu in vitro çalışmanın amacı; üç farklı tip ve beş farklı kalınlıktaki monolitik zirkonya seramiklerin iki farklı hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan simanlar (Calibra, Panavia) polimerizasyon derecesi (DC) ve mikrosertliğine (VHN) olan etkisinin incelenmesidir. Üç farklı monolitik zirkonya materyali (Vita YZ/HT (VT), Copra Supreme (CS), Dental Direkt (DD)) beş farklı kalınlıkta (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ve 2,5 mm) bilgisayar destekli tasarım – bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) ile üretildi. Hazırlanan örnekler üretici firmaların talimatları doğrultusunda sinterizasyon işlemine tabii tutuldu. Her bir seramik kesiti altında iki farklı markaya ait hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin simanların polimerizasyonu gerçekleştirildi. Her bir alt grup için 10’ar adet olmak üzere toplamda 300 adet örnek hazırlandı (n=10). Hazırlanan örnekler 24 saat boyunca 37 °C’de ışık almayacak şekilde saklandı. Tüm örnekler, dönüşüm derecelerinin belirlenebilmesi amacıyla fourier dönüşüm infrared spektroskopisi (FTIR) analizi ile test edilerek 1608 ve 1637 cm⁻¹ dalga boylarındaki absorpsiyon miktarları kaydedildi. Her iki rezin siman türünden seramik olmadan hazırlanan 10 örnek polimerizasyon öncesi ve sonrası FTIR analiziyle incelendi ve kontrol grubu olarak görev gördü. FTIR ölçümü tamamlanan örnekler sonrasında 15 sn süre ile 50 gram kuvvet (grf) ile Vickers mikrosertlik testi yapıldı. Sonuçların analiz edilmesi için Shapiro Wilk, üç yönlü ANOVA, üç yönlü Robust ANOVA, Tukey HSD, Bonferroni yöntemi, Pearson korelasyon katsayısı ve Spearman’s rho korelasyon katsayısı kullanılmıştır (P<0,05).

Dönüşüm derecesi değerleri için seramik türleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmezken (P=0,051); kalınlık, siman tipi, kalınlık x siman ve seramik tipi x kalınlık x siman etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P<0,05). Ortalama DC değerleri Calibra ile polimerize edilen örnekler için %57,79 ± 9,04 iken Panavia ile polimerize edilen örnekler için değerleri %55,67 ± 9,17’dir. Mikrosertlik değerleri için seramik türü, kalınlık, siman, seramik türü x kalınlık, kalınlık x siman etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P<0,05). Calibra ile polimerizasyonu gerçekleştirilen örneklerin mikrosertlik değerleri ortalaması 10,04 ± 7,03 VHN iken, Panavia ile polimerizasyonu gerçekleştirilen örneklerin mikrosertlik değerleri ortalaması 9,57 ± 6,28 VHN olarak elde edilmiştir. En yüksek mikrosertlik değeri ortalaması üzerine seramik kesit uygulanmayan kontrol gruplarında elde edilmiştir (22,46 ± 2,23 VHN). Seramik türleri ve rezin simanların dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak pozitif yönde çok yüksek bir ilişki bulunmuştur.

Dönüşüm derecesi farklı monolitik zirkonya tipinden etkilenmezken, kalınlık ve rezin siman tipi dönüşüm derecesini önemli ölçüde etkilemiştir. Kullanılan rezin simanların mikrosertliği ise seramik tipi, kalınlık ve simandan etkilenmiştir. Bu nedenle klinik koşullarda kullanılacak seramik türüne ve kalınlığına göre siman seçimi yapılması, materyallerin özellikleri açısından önem teşkil etmektedir.

Anahtar Sözcükler: dönüşüm derecesi, mikrosertlik, monolitik zirkonya, rezin siman

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELÇUK UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

Effect of the Different Type and Thickness of Monolithic Zirconia Ceramics on the Resin Cement Polymerization and Microhardness

İpek BALEVİ AKKESE

Department of Prosthodontics

PhD THESIS / KONYA-2022

The aim of this in vitro study was to investigate the effect of monolithic zirconia ceramics of three different types and five different thicknesses on the degree of polymerization (DC) and microhardness (VHN) of two different chemical and light-cured (dual-cure) resin cement (Calibra, Panavia).

Three different monolithic zirconia materials (Vita YZ/HT (VT), Copra Supreme (CS), Dental Direct (DD)) in five different thicknesses (0.5mm, 1mm, 1.5mm, 2mm, and 2.5mm) were fabricated with computer-aided design - computer-aided manufacturing (CAD-CAM). The prepared specimens were subjected to the sintering process by following the instructions of the manufacturers. Two different brands of dual-cure resin cement were polymerized under each ceramic section. A total of 300 specimens were prepared, 10 for each subgroup (n=10). The prepared specimens were stored at 37 °C for 24 hours, away from light. All specimens were tested with Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) analysis to determine their conversion degrees, and their absorption amounts at 1608 and 1637 cm⁻¹ wavelengths were recorded. Ten samples of both types of resin cement prepared without ceramics were analyzed by FTIR analysis before and after polymerization and served as the control group. After the FTIR measurement was completed, the Vickers microhardness test was performed with 50 grams of force for 15 seconds. Shapiro Wilk, three-way ANOVA, three-way Robust ANOVA, Tukey HSD, Bonferroni method, Pearson correlation coefficient, and Spearman's rho correlation coefficient were used to analyze the results (P<0.05).

While there was no statistical difference between the ceramic types for the DC values (P=0.051); the thickness, cement type, and the interaction of thickness x cement, and ceramic type x thickness x cement was found to be statistically significant (P<0.05). The mean DC values were 57.79 ± 9.04% for specimens polymerized with Calibra, while their values were 55.67% ± 9.17% for specimens polymerized with Panavia. Ceramic type, thickness, cement, ceramic type x thickness, and thickness x cement interaction were found to be statistically significant for microhardness values (P<0.05). While the average microhardness values of the specimens polymerized with Calibra were 10.04 ± 7.03 VHN, the average microhardness values of the samples polymerized with Panavia were 9.57 ± 6.28 VHN. The highest microhardness value was obtained in the control groups (22.46 ± 2.23 VHN). A statistically significant high positive correlation was found between the ceramic types and the DC and microhardness values of the resin cement.

While the degree of conversion was not affected by different monolithic zirconia types, the thickness and resin cement type significantly affected the degree of conversion. The microhardness of the resin cement used was affected by the ceramic type, thickness, and cement. For this reason, choosing cement according to the type and thickness of the ceramic to be used in clinical conditions is important in terms of the properties of the materials.

Keywords: degree of conversion, microhardness, monolithic zirconia, resin cement

1. GİRİŞ

Derin çürük, travma sebebiyle kaybedilen dokunun yerine konması ve hastanın estetik beklentilerini karşılamak için yapılan protetik restorasyonlar geçmişten günümüze diş hekimliğinde önemli bir yere sahiptir (Sciasci ve ark 2015).

Metal destekli restorasyonlar biyouyumlu olmaları, üstün mekanik özellikleri, kabul edilebilir düzeydeki kenar uyumu sayesinde diş hekimliğinde uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Fakat estetik beklentileri yeterince karşılayamamaları, metalin gri yansıması, ağız içinde korozyona uğrayabilmeleri, bazı hastalarda alerjik reaksiyonlara sebep olmaları gibi dezavantajlarından ötürü hekim ve hastaların alternatif tedavi arayışlarına girmelerine neden olmuştur (Kelly ve Benetti 2011).

Metal destekli restorasyonlardaki kısıtlılıklarla birlikte zirkonyanın diş hekimliğinde kullanılmaya başlanması gündeme gelmiştir. Zirkonya dental alanda ilk olarak 1990'ların başında kullanılmaya başlanmıştır (Piconi ve Maccauro 1999). Mekanik olarak dayanımlarının yüksek olması, gerilme dirençlerinin yeterli olması, düşük termal iletkenliğe sahip olması, kimyasal açıdan inert ve stabil olması zirkonyayı diş hekimliği alanında popüler hale getirmiştir (Aydın ve ark 1999).

İtriyum ile stabilize edilmiş zirkonya (Y-TZP) oldukça opak bir yapıdadır ve ışık geçirgenliği azdır. Ancak üzerine bir veneer porseleni uygulandığı durumlarda yeterli estetiği sağlamak mümkündür (Lawn ve ark 2001). Zirkonya restorasyonların bir üst yapı seramiği ile birlikte kullanılması her ne kadar estetik problemlerin çözülmesine katkı sağlasa da üst yapı seramiğinin kırılması (chipping) ya da alt yapıdan komple ayrılması (delaminasyon) gibi sorunları da beraberinde getirmiştir. Bu sorunların iki materyal arasındaki termal ekspansiyon katsayı farkından meydana geldiği bildirilmiştir (Guess ve ark 2008, Griffin Jr 2013).

Zirkonya restorasyonlarda gözlenen sıkıntılar tek bir yapı halinde üretilen monoblok yapıdaki monolitik zirkonya restorasyonların gelişmesine katkı sağlamıştır. Monolitik zirkonya restorasyonlar biyouyumlu, kabul edilebilir kırılma dayanımına sahip, yüksek translusenside estetik malzemelerdir ve karşıt dişte az miktarda aşındırmaya neden olurlar (Hallmann ve ark 2012, El-Naga ve ark 2014, Durkan ve ark 2018).

Başlangıçta üretilen monolitik zirkonya restorasyonlar %3 mol itriyum ile stabilize zirkonya polikristalini (3Y-TZP) olarak üretilmişlerdir. Bu restorasyonların kırılma dayanımları yüksek, ışık geçirgenlikleri ise düşüktür ve kor materyali olarak kullanılmışlardır (Stawarczyk ve ark 2013). Daha sonra üretilen monolitik zirkonyalarda alümina içeriği azaltılarak ışık geçirgenlikleri artırılmıştır. İlk olarak %5 mol itriyum içeren 5Y-TZP zirkonyalar üretilmiş fakat kırılma dayanımlarının düşük olmasından ötürü % 4 mol yitrium içeren 4Y-TZP zirkonya seramikler geliştirilmiştir (Amer ve ark 2015, Mao ve ark 2018).

Monolitik zirkonya restorasyonların rezin esaslı simanlarla simantasyonu önerilmektedir. Resin esaslı simanların ışık ile polimerize olan (light cure), kimyasal olarak polimerize olan ya da hem kimyasal hem ışıkla (dual cure) polimerize olan türleri bulunmaktadır. Yapılacak restorasyonun kalınlığına ve kullanılacak olan materyalin türüne göre resin simanın türüne karar verilmesi gerekmektedir (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Yapıtaşı monomer olan moleküller kimyasal bağ ile bir araya gelip, polimerleri oluştururlar ve gerçekleşen bu reaksiyona da polimerizasyon denir (Sakaguchi ve Powers 2012). Üretilen restorasyonun klinik sürekliliği için yeteri derecede polimerizasyon oldukça önemlidir. Yeterli olmayan polimerizasyon varlığında restorasyon ve diş arasındaki adezyonda yetersizlik gözlenir bununla birlikte mikro sızıntı ve çürük oluşumu gerçekleşebilir. Materyalin polimerizasyon derecesi (dönüşüm derecesi) monomerde bulunan karbon çift bağlarının ($C=C$) karbon tek bağlarına ($C-C$) oranı ile hesaplanmaktadır. Yeterli düzeyde sağlanan bir polimerizasyonda yüksek bir dönüşüm derecesi elde edilir. Yüksek dönüşüm derecesine sahip olan materyallerde artık monomer miktarı azdır ve bu materyaller sert, dirençli ve aşınmaya karşı oldukça dayanıklıdır (Ferracane ve Greener 1984, Anusavice ve ark 2013).

Dönüşüm derecesi materyalin içeriğinden, kimyasal kompozisyonundan, monomerlerin miktarından, partikül boyutundan, türünden ve viskozitesi gibi iç faktörlerden; ışık kaynağının türü, dalga boyu, uygulama mesafesi, süresi ve ortamın ısısı gibi dış faktörlerden etkilenebilmektedir (Stansbury ve Dickens 2001).

Polimerizasyon derecesini ölçmede direkt ve indirekt yöntemler kullanılmaktadır. Direkt yöntemlerde kromatografiler, yüksek performanslı likit kromatografisi, lazer raman spektroskopisi ve fourier dönüşüm infrared spektroskopisi (FTIR) kullanılmaktadır. İndirekt yöntemlerde ise kazıma testi, penetrasyon testi, optik mikroskop metodu ve sertlik testleri kullanılmaktadır. Polimerizasyon derecesinin tespitinde indirekt yöntemlerden mikrosertlik testleri direkt yöntemlerden ise FTIR ve Raman spektroskopisi sıklıkla kullanılmaktadır (Mills ve ark 1999, Moraes ve ark 2008).

Bu çalışmanın amacı; üç farklı tipte ve beş farklı kalınlıktaki (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, ve 2,5 mm) monolitik zirkonya seramiklerin, hem kimyasal hem ışıkla polimerize (dual – cure) olan iki farklı rezin simanın dönüşüm derecesine ve mikrosertlik değerlerine etkilerinin incelenmesidir. Çalışmanın sıfır hipotezlerinden ilki farklı tip ve kalınlıklardaki monolitik zirkonya seramiklerinin hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan iki farklı rezin simanların dönüşüm derecesi değerlerini etkilemeyeceğidir. İkinci sıfır hipotez ise farklı tip ve kalınlıklardaki monolitik zirkonya seramiklerinin hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan iki farklı rezin simanların mikrosertlik değerlerini etkilemeyeceğidir.

1.1. Dental Seramikler

Seramik terimi, Yunancada topraktan üretilen anlamında kullanılan “keramos, keramikos, keramenes” kelimelerinden türetilmiştir. Seramik yüksek ısı ile pişirilerek metal olmayan maddeden üretilen materyallere verilen isimdir. Dental seramik kapsamlı bir ürün grubunu tanımlarken, dental porselen tanımı alt grubu ifade etmektedir (van Dijken 1999). Diş hekimliğinde porselen, Fransız eczacı olan Alexis Duchetau tarafından 1774 yılında ilk kez kullanılmıştır. Duchetau, fil dişinden üretilen yapay dişlerin sıvı absorbe edip, renklenmelere yol açmasından ötürü kendisi için ürettiği protezde, seramik olan yapay dişleri kullanmıştır (Jones 1985). Duchetau’nun yöntemi 1788 yılında Nicholas Dubois tarafından geliştirmiş ve hareketli protezlerde kullanılan seramik dişlerin patentini elde etmiştir (Leinfelder 2000). Fakat o yıllarda fırınlama yönteminin kullanılması dişlerin protez kaidesine bağlanmasına engel olduğu için kişisel protez yapımında kullanılması mümkün olmamıştır.

Tek üyeli seramik restorasyonlar, İtalyan asıllı hekim Fonzi tarafından 1808 yılında gerçekleştirilmiş, materyalin kırılğan ve opak olması sebebiyle istediği başarıya ulaşamamıştır (Borges ve ark 2012).

Murphy (1883), seramik inleyleri platin folyo kullanarak üretmiş, 1886-1888 yılları arasında ise Charles H. Land seramik restorasyonları, platin folyo üzerinde seramiği pişirerek üretmiştir. Ürettiği bu restorasyonlar estetik olmakla birlikte kırılma dayanımlarının düşük olmasından ötürü çok fazla kullanılamamıştır (McLean 2019).

Seramiğin kırılğanlığının giderilip, güçlendirilmesine yönelik çalışmalarla birlikte sabit restorasyonlarda kullanımı artmıştır. 1950'lerde porselen içeriğine lōsit eklenmiş, bu sayede termal ekspansiyon kat sayısı artmış ve sabit restorasyonlarda kullanılan altın alaşımlarla kaynaşması sağlanmıştır (Kelly ve ark 1996).

Çift folyo tekniği (twin foil) McLean ve Sced tarafından 1976 yılında jaket kronun güçlendirilmesinde kullanılmıştır. Bu teknikte platin yaprak iki kat olarak dental alçı modelin üzerine adapte edilir ve üzeri de aynı şekilde yaprak kalay ile kaplanır. Platin ve kalay arasında kalan platin yaprak porselenin güçlenmesi sağlayarak çatlak oluşumunu önlemede görevlidir (McLean 2001). Bu tekniğin laboratuvar aşamalarının zor olması ve kron iç yüzünde renklenmeye neden olması başlıca dezavantajlarından (Shillingburg HT ve Sather DA 2012).

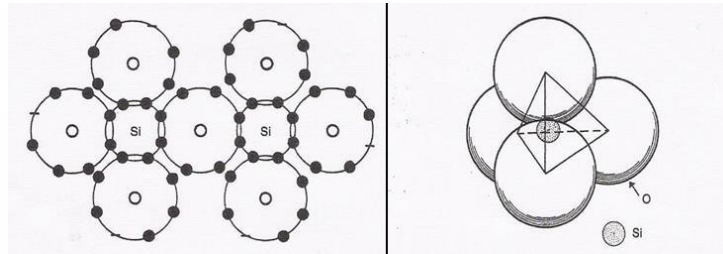
Tetrasilisik flormika içeren dökülebilir cam seramikler (Dicor, Dentsply/York Division, York, Penn) ve büzölme göstermeyen alümina seramikler (Cerestore, Coors Biomedical, Lakewood, Cola) 1980'li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır (Malament ve Grossman 1987). Bu sistemle oluşturulan materyaller estetik olmakla birlikte posterior bölge için dayanımlarının düşük olması sebebiyle yaygın olarak kullanılamamışlardır (Suárez ve ark 2004).

Lōsit ile güçlendirilmiş cam seramikler 1985 yılında piyasaya sunulmuş (IPS Empress ve In Ceram), 1990 yılının sonuna doğru ise ısı ve basınçla şekillendirilen lityum disilikat içerikli (IPS Empress 2) yüksek dayanıma sahip cam seramik sistemler geliştirilmiştir (Raigrodski 2004). Yine bu yıllarda bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) uygulaması olan Cerec cihazı (Sirona Dental

Systems, Benshein, Almanya) dental alanda ilk kez Marco Brandestini ve Wernmer Mörmann tarafından geliştirilmiştir. Geliştirilen bu sistemle ilk olarak inley ve onleyleyler üretilmiştir. İlerleyen zamanda diş hekimliğinde kullanımında artış gözlenirse de ağız içinde kullanılan tarayıcının ölçü netliği istenilen başarıyı sağlayamamıştır (Miyazaki ve Hotta 2011). Son zamanlarda ise Y-TZP üstün mekanik özellikleri sayesinde popüler hale gelmiş ve aynı zirkonya gibi CAD-CAM ile üretilebilen tam seramik blokların geliştirilmesinde öncü olmuştur (Beuer ve ark 2009). Teknolojik gelişmelerle birlikte istenilen mükemmel estetik, mekanik dayanım gibi özellikleri bir arada taşıyan materyallerin kullanılabilmesi için gerekli araştırmalar halen devam etmektedir.

1.1.1. Dental Seramiğin İçeriği ve Kimyasal Yapı

Diş hekimliğinde kullanılan seramik merkezinde silisyum atomu (Si^{+4}) ve onun etrafındaki dört adet oksijen atomu (O^-) arasındaki kimyasal bağdan oluşur. Oluşan silisyum-oksijen tetrahedro yapısı Şekil 1.1'de gösterilmiştir. Bu yapı (SiO_4) üç boyutludur yanında; feldspar, kuartz ve kaolin bulunmaktadır. Bu üç bileşenin haricinde akışkanlar, renk verici pigmentler, ara oksitler, lüminisans özelliği sağlayan ajanlar ve cam modifiye ediciler bulunmaktadır (McLean 2001).



Şekil 1.1. SiO_4 tetra hedra bağları (Williams 1980).

Dental seramik %75-80 feldspar ($\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2$), %12-22 kuartz (silika, SiO_2), %3-5 kaolinden ($\text{Al}_2\text{O}_3-2\text{SiO}_2-2\text{H}_2\text{O}$) oluşmaktadır (Ronald Sakaguchi ve John Powers 2012).

Feldspar, Albit ($\text{Na}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$) ve potasyum alüminyum silikat ($\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$) birleşiminden oluşmaktadır ve porselende yaklaşık %70-90 oranında bulunmaktadır. Feldspar, camsı yapıdan sorumlu olmakla birlikte porselenin ana yapısını oluşturur, doğal bir saydamlık sağlar ve bağlayıcı olarak görev alır. Yüksek

erime derecesine sahip bileşenlere akışkanlık sağlarken, ısıya dayanıklı olan bileşenleri tutup birbirine bağlar. Farklı oranlarda karıştırılmış potas (K_2O) ve soda (Na_2O) birleşimi feldsparı oluşturmaktadır. Potas, içeriği erimiş camın viskozitesini artırırken; soda, erime ısını düşürmede görev alır. Tüm bu özellikleri sayesinde feldspar fırınlanma sırasında oluşan piropplastik akmayı ve toplanmayı azaltır, yüzey detaylarının kaybolması önler (Zaimoğlu ve ark 1993).

Çin kili olarak da bilinen Kaolin, dehidrate olmuş alüminyum silikattır ($Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$) (Yavuzylmaz ve ark 2005). Isıya karşı oldukça dayanıklı olmasıyla birlikte, materyale opaklık sağlamasından dolayı fazla miktarda kullanılmaz (yaklaşık %3-5). Yapışma ve şekillendirme özelliğine sahip olan kaolin, seramiğin modelasyonunu kolaylaştırmaktadır (Zaimoğlu ve ark 1993).

Yapıda bulunan bir diğer madde ise silika (SiO_2) yapısındaki kuartzdır. Matriks içinde doldurucu olarak bulunmakla birlikte fırınlanma sonucunda oluşabilecek büzölmeleri önler, materyalin stabil kalmasını sağlar ve aynı zamanda ısıl genleşme katsayısını kontrol etmeye katkı sağlar. Seramik yapısında yaklaşık %10-30 oranında bulunur ve seramik dayanımının artırılmasına fayda sağlar (Yavuzylmaz ve ark 2005).

Seramik yapısında feldspar, kuartz ve kaolin dışında ara oksitler, akışkanlar, cam modifiye ediciler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ve floresans niteliği sağlayan çeşitli ajanlar da bulunmaktadır (Yavuzylmaz ve ark 2005).

1.1.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemler kullanım alanlarına, kimyasal içeriklerine, üretim tekniklerine, fırınlanma ısılarına ve saydamlıklarına göre sınıflandırılabilir (Anusavice ve ark 2013b, Gracis ve ark 2015).

- 1) Kullanım alanlarına göre tam seramikler;
 - a) Metal-seramik restorasyonlarda kullanılanlar
 - b) Tam ve hareketli bölümlü protezlerde kullanılanlar
 - c) Tam seramik sistemlerde kullanılanlar
- 2) Kimyasal içeriklerine göre tam seramikler;
 - a) Silika ağırlıklı feldspatik porselenler
 - b) Düşükten orta dereceye lösit içeren feldspatikler
 - c) Yüksek lösit içerikli cam seramikler

- d) Lityum disilikat cam seramikler
- e) Polikristalinler
- 3) Üretim tekniklerine göre tam seramikler;
 - a) Dökülebilir cam seramikler
 - b) Refraktör die üzerinde fırınlanabilen tam seramikler
 - c) Isı ve basınç altında şekillendirilen tam seramikler
 - d) CAD-CAM sistemi ile üretilen seramikler
- 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 (1090-260°C)
 - d) Yüksek ısılı dental seramikler (1290-370°C)

1.2. Tam Seramik Restorasyonlar

Seramik materyali diş hekimliğinde oldukça yaygın kullanılan bir materyaldir; ancak yüksek kuvvetler karşısındaki yetersiz dayanımları sebebiyle metal ya da kuvvetli materyal ile desteklenmeleri gerekmektedir. Metal destekli restorasyonlar uzun yıllardır kullanıyor olsa da yeterli estetik beklentiyi sağlamaması, düşük biyouyumluluğa sahip olması ve korozyona uğramaları nedeniyle hekimleri tam seramik restorasyonlara yönlendirmiştir (OBrien 2002). Seramik materyallerin doğal dişe benzer ışık geçirgenlikleri, estetik beklentiyi yeterli derecede karşılamaları, komşu dişlerle olan uyumları, dayanıklı ve kimyasal olarak stabil olmaları, biyouyumlulukları bu materyalleri son derece popüler hale getirmiştir (Denry ve Kelly 2008).

1.2.1. Tam Seramik Restorasyonların Avantajları

Tam seramik restorasyonlar metal destekli restorasyonlara kıyasla birçok avantaja sahiptir (Raigrodski 2004, Conrad ve ark 2007, Donovan 2008). Bunlar;

- Tam seramikler biyouyumludurlar, dokularda herhangi bir renklenme, alerjik reaksiyon ya da iritasyona sebep olmazlar.
- Doğal dişe benzer ısı iletkenliği ve ısısal genleşme katsayısına sahiptirler.
- Metal destekli sabit restorasyonlara göre ısıyı daha az iletirler, dolayısıyla daha az pulpal hassasiyete neden olurlar.

- Işık iletimleri doğal dişe benzer ve estetikler.
- Renk ve boyutsal olarak stabildirler.
- Sıkışma kuvvetlerine ve aşınma karşı dirençlidirler.
- Metal destekli seramiklerin aksine birçok tam seramik sistem radyografik olarak çürük teşhisine izin verirler.
- Elektrolit korozyonu ve iyon salınımı açısından güvenlidirler.
- Bakteri ve plak birikimleri azdır, subgingival bölgede kullanıma olanak sağlarlar.
- Supragingival bitime izin verirler, böylece periodontal olarak hasarlı dişlerde kesim ve ölçü sırasında oluşabilecek hasarlar önlenir, restorasyon tesliminden sonra o bölgenin temizlenmesine imkân tanırılır.

1.2.2. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları

Tam seramik restorasyonların bazı dezavantajlara sahiptir (Kelly 2004, Raigrodski 2004, Conrad ve ark 2007, Donovan 2008). Bunlar;

- Metal destekli seramiklere göre daha pahalıdır.
- Posterior dişlerde yapılacak olan çok üyeli restorasyonlar için dikkatli materyal seçimi gerekmektedir, her sistem posteriorda çok üyeli sabit restorasyon yapımına izin vermemektedir.
- Ağızda dikkatli uyumlama yapmak gerekmektedir, kırılma dayanımları düşüktür.
- Gerilme kuvvetlerine karşı düşük direnç gösterirler.
- Diş preperasyonundan ölçü alınımına, restorasyonun hazırlanmasından simantasyonuna kadar her aşamada dikkatli bir şekilde çalışmak gerekmektedir.

1.2.3. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları

Tam seramik restorasyonların birçok endikasyonu bulunmaktadır (Kelly 2004, Raigrodski 2004, Conrad ve ark 2007, Pilathadka ve Vahalova 2007, Donovan 2008). Bunlar;

- Anteriordaki diastema vakaları,
- Erozyon, abrazyon ve atrizyon sebebiyle aşınıp madde kaybına uğrayan dişlerde,

- Mine displazileri, çürük veya travma sebebiyle madde kaybına uğramış dişlerde,
- Renklenme olan dişlerde,
- Şekil bozukluğu ya da malpozisyonu olan dişlerde,
- Konjenital veya sonradan edinilmiş diş eksikliklerinde,
- Endodontik olarak tedavi görmüş, madde kaybı olan dişlerde,
- Estetiğin önemli olduğu durumlarda,
- Sınıf 1, 2, 3, 4, 5 kavitelerde,
- Metal alerjisi bulunan hastalarda tam seramik kronlar güvenle kullanılabilirler (Kelly 2004, Raigrodski 2004, Conrad ve ark 2007, Pilathadka ve Vahalova 2007, Donovan 2008).

1.2.4. Tam Seramik Restorasyonların Kontraendikasyonları

Tam seramik restorasyonlar her vakada uygulanamayıp bazı durumlarda kontraendikedir (Kelly 2004, Raigrodski 2004, Conrad ve ark 2007, Pilathadka ve Vahalova 2007, Donovan 2008). Bunlar;

- Kısa klinik kron boyuna sahip dişlerde,
- Parafonksiyonel alışkanlığı ve kötü oral hijyeni olan hastalarda,
- Aşırı çapraşık dişlerin varlığında,
- Artmış over-jet, over-bite vakalarında,
- Servikale doğru daralma gösteren, yetersiz meziodistal boyuta sahip olan ve basamaklı kesime izin vermeyen dişlerde,
- Çiğneme kuvvetinin yüksek olduğu bölgelerde,
- Periodontal olarak sağlıklı uzamış dişlerde preperasyon uygun kron yapımına izin vermiyorsa,
- Daha öncesinde basamaksız kesim yapılmış olup, basamaklı kesime çevrilemeyecek ya da basamaklı kesime elverişli olmayan dişlerin varlığında tam seramik kronların tercih edilmesi uygun değildir.

1.3. Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim (CAD-CAM) Sistemleri

CAD-CAM sistemleri 1985 yılından beri dental alanda kullanılmakta ve her geçen gün geliştirilmeye devam etmektedir. Hasta başında geçirilen sürenin azalması,

tek bir seansta bitim yapabilme imkânı sağlaması, teslim öncesinde bitim restorasyonun öngörülebilir olması başlıca avantajları arasındadır (Heffernan ve ark 2002).

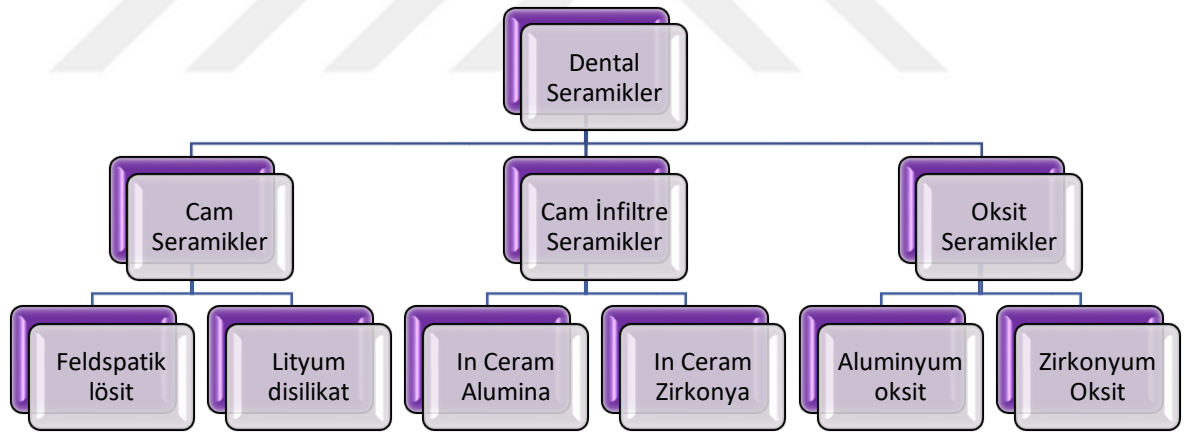
CAD-CAM sistemleri verileri toplama, tasarlama ve üretim olmak üzere üç üniteden oluşmaktadır. Tarayıcılar kullanılarak direkt olarak kesim yapılan dış yüzeyinden ya da indirekt olarak kesim sonrası elde edilen ölçünün alçı modelinin taranması ile veriler toplanır. Noktasal olarak elde edilen veriler bilgisayara aktarılıp veriler birleştirilir ve sanal bir model elde edilir (Drago ve Peterson 2007).

Üretim yöntemlerine göre CAD-CAM sistemleri direkt klinikte kullanılan sistemler, laboratuvarında kullanılan sistemler ve üretim merkezli sistemler olmak üzere üçe ayrılır. Direkt klinikte kullanılan sistemler, preperasyon sonrası cihazın tarayıcı ucu ile ölçü alınıp klinikte üretim imkânı sağlarlar. Laboratuvarında kullanılan sistemler, ölçüden ya da ölçünün alçı modelinden tarama esasına dayanır. Üretim merkezli sistemlerde ise ölçü laboratuvarında taranır. Elde edilen veriler ana üretim merkezine gönderilip alt yapı üretimi sağlanır. Üretim merkezlerinde kullanılan sistemlerde laboratuvarında üretilen veriler internet üzerinden CAD-CAM cihazının kullanıldığı merkeze gönderilir. Bu merkezde restorasyon hazırlanır ve laboratuvara gönderilir. Alt yapıların üretimi tek bir merkezde toplanır ve kalite kontrolü sağlanmış olur. Klinikte kullanılan sistemler CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya), E4D Dentist (D4D Technologies Richardson, TX, ABD); laboratuvarında kullanılanlar CEREC inLab (Sirona, Bensheim, Almanya), DCS Preci-fit (Popp Dental Laboratory, Inc, Greendale, ABD), Cercon (Dentsply Ceramco, York, ABD), Everest (KaVo Dental Corp, Lake Zurich, IL, ABD), sistemleri; üretim merkezli sistemlere örnek olarak da Procera (Nobel Biocare USA, LLC, Yorba Linda, CA, ABD) ve Lava (3M ESPE, St Paul, MN, ABD), sistemleri örnek verilebilir (Griggs 2007, Tokgöz Çetindağ ve Meşe 2016).

Dış hekimliğinde CAD-CAM sistemleri ile inlay, onlay, laminate veneerler, tam kronlar ve köprü restorasyonları üretebilirler (Raigrodski 2004). Ayrıca bu sistemler ile birlikte implant dayanakları, implant üstü protezler (Drago ve Peterson 2007), hareketli bölümlü protezlerin iskeletlerinin ve protezin kendisinin tasarlanıp üretilir (Williams ve ark 2004).

Gelişmekte olan bu CAD-CAM sistemleri ile geleneksel ölçü alımı ortadan kalkar, hasta başında geçirilen süre azalır, çapraz kontaminasyon riski en aza indirilir (Liu ve Essig 2008). Optimum okluzal ilişkiler elde edilir. CAD yazılımı sayesinde üretilen restorasyonlarla teknisyenlerin de işleri kolaylaşır; sistemler kendi içinde depolamaya izin verdiği için aradan uzun yıllar geçse bile verilere erişim sağlanabilir. Pek çok avantajı olmasının yanında bu sistemler üretim açısından maliyetli sistemlerdir. Monokromatik blokların kullanıldığı vakalarda estetik beklenti her zaman karşılanamamaktadır. İnce kenarlarda gereken mekanik frezeleme için güçlü bir freze sistemi ve gelişmiş bir yazılım gerekir (Miyazaki ve Hotta 2011). Ayrıca subgingival olarak bitirilen restorasyonlar dikkatli bir retraksiyon gerektirmektedir aksi takdirde belirgin olmayan basamaklar ve yetersiz bir ölçü elde edilir (Liu ve Essig 2008).

CAD-CAM sistemleri ile farklı içerikte seramikler kullanılabilmektedir. Geçmişten günümüze CAD-CAM ile kullanılan materyaller Şekil 1.2’de sınıflandırılmıştır.



Şekil 1.2 CAD-CAM Sistemlerde Kullanılan Materyaller (Stawarczyk ve ark 2017).

1.3.1. Cam Seramikler

a) Feldspatik Seramikler

Feldspatik bloklar diş hekimliğinde CAD-CAM sistemleri ile kullanılan ilk bloklardır. Endüstriyel olarak üretilen bu bloklar, vakum altında sinterlenirler bu sebeple laboratuvarında sinterlen seramiklere kıyasla daha homojen mikro yapıları

vardır (Giordano 2006). Cam matriksleri içerisinde yaklaşık 3-4 µm büyüklüğünde feldspar partikülleri bulunur. Bu partiküller ince grenli yapıdadır ve abrazyon özellikleri açısından mineye benzemektedir. Elastik modülleri 45 GPa, kırılma dayanımları ise 150 MPa'dır. Cam matriks içerisinde %30 oranında feldspar bulunur. Kimyasal yapılarında %56-64 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %6-9 Na₂O, %6-8 K₂O, %0,3-0,6 CaO, %0,1 TiO₂ bulunmaktadır. Feldspatik seramiklerin inlay, onlay ve laminate veneer endikasyonları bulunurken, posterior bölgedeki köprü endikasyonları kırılma dayanımlarının düşük olmasından dolayı kısıtlıdır (Conrad ve ark 2007).

Günümüzde feldspatik bloklar monokromatik, dikromatik ve polikromatik olmak üzere 3 farklı tipte üretilmektedirler. İlk üretilenler monokromatik bloklardır ve Vita firması tarafından Vita Mark I (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) olarak piyasaya sürülmüştür. Vita Mark I'in dayanımının düşük olmasından dolayı Vita Mark II (Vita Zahnfabrik) üretilmiştir. Bu blokların kırılma direnci ortalama 160 MPa'dır ve hidroflorik asit ile pürüzlendirildikten sonra mikromekanik retansiyon elde edilip, adeziv simantasyonla simante edilebilirler (Fasbinder 2002). Bu bloklar ekstrüzyon kalıplama ile üretilirler ve üretim şekilleri ile geleneksel feldspatik porselenlerden ayrılırlar (Li ve ark 2014).

Monokromatik blokların en büyük dezavantajları renk doygunluğu ve floresans özellikleridir. Bu dezavantajların üstesinden gelmek için dikromatik ve polikromatik bloklar geliştirilmiştir (Fasbinder 2010). Dikromatik bloklar translusent bir mine tabakası ve bu tabakanın merkezinde küresel bir dentin çekirdeği içerirler. Bu bloklarda renk geçişi üç boyutlu yay şeklindedir. Bu özellikleri sayesinde mine ve dentini taklit edebilmektedirler. Dikromatik bloklar Vita Block Reallife (Vita Zahnfabrik) adı altında üretilmiştir. Polikromatik bloklar ise farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenliği özellikleri ile tek renk bloklara göre oldukça estetikler. Mekanik olarak cilalanabilirler ve cam içeriklerinden dolayı hidroflorik asit ile pürüzlendirilebilirler (Sorensen ve ark 1991). Vita Block Triluxe, Vita Triluxe Forte (Vita Zahnfabrik) polikromatik özellikte üretilen bloklardır.

b) Lösitle Güçlendirilmiş Seramikler

Seramiğe ısı işlem uygulanması ile birlikte yapıda bulunan feldspar lösit kristallerine dönüşerek lösitle güçlendirilmiş cam seramikleri meydana getirir. Temel olarak alüminyum oksit (Al₂O₃), silisyum oksit (SiO₂) ve potasyum oksitten (K₂O)

oluşurlar (Shenoy ve Shenoy 2010). Bu seramiklerin elastik modülü 62 GPa, kırılma dirençleri ise 150-160 MPa'dır (Albakry ve ark 2004). Silikat cam matriks hacminin %30-40'ını lösit kristalleri oluşturmaktadır ve bu kristallerin genleşme katsayısı bulunduğu cam matriksten fazladır. Uygulanan ısıl işlemle birlikte lösit kristalleri büzülür, cam matriksi kendine doğru çekerek bir iç basınç oluşturur, bu sayede mikro çatlağın ilerlemesi durdurulmuş olur (Tinschert ve ark 2000).

Lösit ile güçlendirilmiş seramikler doğal dişe benzer şekilde abrazyona karşı direnç, translusensi, floresans ve opelasans özellikleri göstermektedirler. Adeziv simantasyonla simante edilen lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin simantasyon öncesinde iç yüzelerine 60 sn hidroflorik asit uygulanması gerekmektedir. Bu bloklarla inlay, onlay, anterior bölgede kron ve laminate veneer yapılabilir. Paradigm C (3M ESPE, Saint Paul, MN, ABD) ve IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, AG) lösitler güçlendirilmiş seramik bloklara örnektir (Fasbinder 2010).

c) Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Kırılma dayanımı daha yüksek olan materyallere ihtiyaç duyulmasıyla birlikte cam seramik restorasyonların başlardaki sınırlı vaka aralığını genişletmek için geliştirilmişlerdir. Alt yapının dayanımını güçlendirmek için yapıya yüksek oranda kristal eklenmiştir. Lityum disilikat seramikler parsiyel kristalize yapıda bulunmaktadır. Parsiyel kristalizasyon blokların hem kolay ve hızlı şekilde freze edilebilmesini sağlarken hem de yapılan frezeleme işlemi esnasında seramiğe direnç kazandırmaktadır (Oh ve ark 2000, Giordano 2006). Parsiyel kristalize yapıda bulunan bu bloklarda temel faz lityum metasilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$). Bu lityum metasilikat kristalleri restorasyona 130 MPa dayanım sağlamaktadır. Blok frezeleme işlemine tabii tutulduktan sonra 840°C'de kristalizasyon işlemi gerçekleştirilir ve materyalin kırılma dayanımı 360 MPa'ya yükselir (Höland ve ark 2000).

IPS Empress 2, 1998 yılında (Ivoclar Vivadent, Schaan, AG) piyasaya sürülmüştür. Bu seramiğin bükülme dayanımı IPS Empress'e göre yaklaşık 3 kat artırılmıştır. Ön bölgede üç üyeli restorasyon yapılabileceği ve ikinci premolara kadar uzanan köprüler yapılabileceği yapılan çalışmalarla desteklenmiştir (Esquivel-Upshaw ve ark 2008).

IPS e.max Press ise 2005 yılında (Ivoclar Vivadent, AG) IPS Empress 2'nin eksikliklerini kısmen de olsa giderebilmek için piyasaya sürülmüştür. Her ne kadar kimyasal yapısı IPS Empress 2 ile benzer olsa da ışık geçirgenlikleri ve mekanik özellikleri açısından daha üstün özelliklere sahiptirler. Isı ve presleme yöntemi ile üretilen bu seramikler anterior ve posterorda tek üyeli restorasyonlarda, köprüler için kor yapıda ve laminate veneer yapımında kullanılabilmektedirler.

Presleme yöntemiyle üretilen bloklar 3 farklı opasitede, 9 renk seçeneği ve BL1'den BL4'e kadar çeşitli renk seçenekleri ile piyasaya sürülmüştür. Bu ingotlar düşük translüsensiye sahip (LT), orta (MO) ve yüksek (HO) opasiteye sahip olarak üretilmişlerdir. Alttağı dişin renginin maskelenmesi gerektiği durumlarda MO ingotlar kullanılabilmektedir. Bu ingotlar 5 renk ve farklı 2 boyut seçeneğine sahiptir. Aşırı derecede renklenmiş devital dişlerde ise HO ingotlar tercih edilmektedir. LT ingotlar ise tam kontur restorasyonlarda kullanılabildiği gibi aynı zamanda veneer seramiği üzerinde de kullanılabilmektedirler (Ivoclar Vivadent AG) (IPS e.max Concept Brochure).

IPS e.max CAD-CAM bloklar (Ivoclar Vivadent AG) bloklar da aynı IPS e.maxPress'lerdeki gibi 9 renk seçeneğinin yanında BL1'den BL4'e alternatif renk seçeneklerine sahiptir. Bu bloklar düşük opasitede (MO) ve düşük translüsenside (LT) olmak üzere farklı ışık geçirgenliğinde üretilmektedirler. Düşük translüsensiye sahip olanların cut-back tekniği ve tam anatomik kronlarla kullanılması önerilirken, orta derecede opasiteye sahip olanların tabakalama tekniği ile kullanılması önerilmektedir. Anterior ve posterior kronlarda, inlay, onlay, laminate veneer yapımında ve implant üstü kronların yapımında kullanılabilmektedirler (Chaiyabutr ve ark 2011).

d) Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerde zirkonyanın yüksek kırılma dayanımı ile cam seramiklerin yüksek estetik özelliklerini bir araya getirmeyi amaçlamıştır (Krüger ve ark 2013). İçeriğinde SiO_2 , Li_2O , ZrO_2 bulunmaktadır. Homojen bir yapıya sahip olan lityum silikat cam seramiklerin tanecik boyutu küçüktür ve kristal boyutları 0,5-0,7 μm 'dir (Rinke ve ark 2016).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik bloklara öncelikle prekristalizasyon aşaması gerekmektedir. Çünkü ilk başta elde edilen bloklar cam

yapıda ve kırılgan oldukları için freze edilemezler. Prekristalizasyon aşamasını gerçekleştirebilmek için bloklara ön ısıtma işlemi uygulamak gereklidir (Denry ve Kelly 2014). Prekristalize haldeki bloklar sadece lityum metasilikat kristalleri ve zirkonya içermektedir. Freze işlemine hazır hale gelen bloklar kehribar rengindedir. Frezeleme işlemi uygulanan blokların uyumlaması yapıldıktan sonra 840°C’de 8 dakika boyunca fırınlama yapılarak son kristalizasyon işlemi tamamlanır. Bu sayede cam matriks içerisinde lityum metasilikat, lityum disilikat kristallerine dönüşür. Başlangıçta 180 MPa kırılma dayanımına sahip olan materyal, kristalizasyon aşamasından sonra 420 MPa kırılma dayanımına ulaşır, dayanımı artar ve normal dış rengine ulaşır (Denry ve Kelly 2008).

Bir diğer firma tamamen kristalize formda bulunan ve frezeleme sonrasında fazladan bir ısıtma işlemi gerektirmeden ağız içinde uygulanabilen Celtra Duo blokları (Dentsply International, Milford, DE, ABD) üretmiştir. Işığı geçiren (transludent) ve ışığı yüksek geçiren (high transludent) olmak üzere iki çeşit translusensi ve 8 farklı renk tonuna sahip bloklar bulunmaktadır. Monolitik olarak ya da üst yapı seramiği ile birlikte cut-back tekniği ile kullanılabilirler. Üst yapı seramiği olarak feldspatik seramiklerle kullanılmaları gerekmektedir (Weyhrauch ve ark 2015).

Tüm cam seramiklerde olduğu gibi adeziv sistemler ile simantasyonları önerilmektedir. Simantasyon öncesinde seramik iç yüzeyi 20 sn süre ile hidroflorik asit ile pürüzlendirilip, ardından silan uygulanması gerekmektedir (D’arcangelo ve ark 2016).

Celtra DeguDent (DeguDent, Hanau, Almanya) ve Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bas-Sackingen, Almanya) günümüzde kullanılan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik bloklara örnektir.

1.3.2. Cam İnfiltrasyon Seramikler

Lantan oksit cam infiltrasyonu işlemine tabii tutularak üretilen sistemlerdir ve In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonia (Vita, Bad Sackingen, Almanya) olmak üzere sınıflandırılırlar. İlk olarak 1989 yılında In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik) piyasaya sürülmüştür. Yüksek oranda sinterlenmiş pöröz alumina materyaline, düşük viskoziteye sahip olan lantan oksit cam infiltrasyonu ile elde edilmiştir. Ağırlık olarak; %82 Al₂O₃, %12 La₂O₃, % 4,5 SiO₂, % 0,8 CaO ve % 0,7

diğer oksitlerden oluşmaktadır (Gracis ve ark 2015). Bu materyaller 450 MPa eğilme dayanımına sahiptir. Anterior ve posterior bölgede tek üye kron ya da anterior bölgede 3 üyeli köprülerde alt yapı seramiği olarak kullanılabilirler (Sorensen 1992).

In-Ceram Alumina'nın opak bir alt yapıya sahip olması estetik açıdan başka arayışları da peşinde getirmiştir. 1994 yılında In-Ceram ailesi içerisinde en translusensiye sahip olan In-Ceram Spinell üretilmiştir. Materyal daha estetik olmakla birlikte In-Ceram Alumina'ya kıyasla daha düşük bir bükülme dayanımına (350 MPa) sahiptir. Anterior bölgede tek kron olarak kullanıma uygundur (Fradeani ve Redemagni 2002).

In-Ceram Zirconia %65 cam infiltre alumina ve %35 sinterlenmemiş zirkonya içerir ve In-Ceram Alumina'nın bir modifikasyonudur. Bükülme dayanımı 236-600 MPa (Giordano ve ark 1995) ve kırılma dayanımı ise 3,1-4,61 MPa m^{1/2}'dir (Seghi ve ark 1995). Yüksek derecede opak yapısı nedeni ile sadece posterior bölgedeki köprülerin yapımında kullanılmaları uygundur (Conrad ve ark 2007).

1.3.3. Oksit Seramikler (Polikristalinler)

Alümina ve zirkonya içeren polikristalin materyaller bu gruptaki seramiklerdir. Yapılarında cam matris bulunmaz. İçeriğindeki kristaller sık, düzenli olacak şekilde doldurulup sinterlenir. Polikristalin seramiklerin dayanımları oldukça artırılmıştır ve sadece CAD-CAM sistemleri ile üretilmeye uygundurlar (Giordano 2006, Kelly ve Benetti 2011).

a) Alüminyum Oksit Seramikler

Alüminyum oksit içeren ve 1993 yılında piyasaya sürülen ilk polikristalin seramiği Procera AllCeram'dır (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç). Çok yüksek oranda (%99,9) saf alümina barındıran bu materyaller presinterize halde bulunmaktadır. Dayanımları zirkonyadan düşük olmakla birlikte alumina esaslılar arasında en yüksek olan seramiklerdir. Kırılma dayanımları 500 MPa'nın üzerindedir, bükülme dayanımları ise yaklaşık 610 MPa'dır. Bloklar tek renk olarak üretilmektedirler; fakat kor yapının üzerine yığılacak olan seramiğin rengine göre likitler ile karakterizasyonları yapılabilir (Andersson ve ark 1996).

b) Zirkonyum Oksit Seramikler (Zirkonya)

Zirkonyum oksit içeren polikristalin materyalleri; 1990 yılından beri diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Kristal içerik artmıştır dolayısıyla azalmış bir translusensiye sahiptirler. Kimyasal ve boyutsal olarak stabildirler ve yüksek dayanıma sahiptirler (Li ve ark 2014).

Zirkonyum Arapça'da " altın rengi" anlamına gelen "zargon" dan türemektedir. Sembölü "Zr" olan zirkonyum periyodik cetvelde D grubunda bulunan bir geçiş elementidir (Bultan ve ark 2010). Atom numarası 40, atom kütlesi 91,22, yoğunluğu 6,49g/cm³, ergime noktası 1852°C ve kaynama noktası 3580 °C dir. Heksagonal kristal formundaki zirkonya grimsi bir renktedir, korozyona ve aşınmaya karşı oldukça dirençlidir (Özkan ve Bayramoğlu 2012). İçeriğinde %1-3 oranında Hafniyum bulunmaktadır. Hafniyum'un zararlı içeriğinden ötürü zirkonyumdan ayrıştırılıp uzaklaştırılması gerekmektedir (Piconi ve Maccauro 1999).

Zirkonya, Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından bazı değerli taşların ısınma reaksiyonu sonucu 1789 yılında bulunmuştur. Jöns Jacob Berzelius isimli İsveçli kimyacı ise 1824 yılında zirkonya materyalini izole etmeden seramiklerde pigment olarak oksitlerle birleştirilip karıştırılarak kullanmıştır (Manicone ve ark 2007, Hisbergues ve ark 2009).

Zirkonyum doğada saf halde değil metal oksitli zirkonyum oksit (ZrO₂) ya da zirkonyum silikat (ZrSiO₄) şeklinde mineral olarak bulunmaktadır. Zirkonya yani zirkonyum dioksit (ZrO₂) diş hekimliğinde kullanılan formudur (Piconi ve Maccauro 1999). Diş hekimliğinde 1990'ların başında kullanılan zirkonya materyali paslanmaz çeliğe benzeyen mekanik dayanımlara sahiptir ve baskı direnci 2000 MPa iken, çekme direnci 900-1200 MPa'dır (Piconi ve Maccauro 1999).

Zirkonyanın Biyouyumluluğu

Zirkonya 1969 yılında ortopedik alanda kalça protezlerinde eklem başı olarak Hermer ve Driskell tarafından kullanılmaya başlanmıştır. Maymun femuruna yerleştirilen zirkonya protezlerde mekanik özelliklere, yorgunluğa, kas ve kemikteki uyumuna bakılmıştır (Hisbergues ve ark 2009). 1990 yılına kadar yapılan araştırmalarda zirkonya materyalinin kemik ve kasa dair olumsuz bir etkisi

gözlenmese de ilerleyen yıllarda kalça eklemi yerine kullanılan hastalarda ortaya çıkan başarısızlıklardan ötürü artık kalça eklemi protezinde kullanımına yer verilmemektedir (Manicone ve ark 2007).

Cranin ve ark (1975) yılında zirkonyayı köpeklerde ağız içi endosteal implantlarda kullansa da, protetik cerrahide kullanımı 1990 yılında endosseöz implantlarla başlamıştır. Bununla birlikte yapılan pek çok in-vitro çalışma ile zirkonyanın sitotoksik bir materyal olmadığı kanıtlanmıştır (Cranin ve ark 1975). Biyouyumlu materyaller kimyasal olarak inert ve stabil olmalı, maruz kaldığı kuvvetlere karşı mekanik bir dirence sahip olmalıdır. Ayrıca implante edileceği doku ve organların işleyişini bozmadan idamesini sağlamalı, karyojenik ve toksik olmamalıdır (Özalp ve Özdemir 1996).

Sonuçları kesin olmamakla birlikte zirkonya tozunun yan etki oluşturabileceğine dair bildirimler yapılmıştır. Bu yan etkilerin sinterizasyon yapıldıktan sonra ortamda bulunan zirkonyum hidroksitten kaynaklandığı düşünülmektedir; fakat sinterize halde bulunan katı örnekler zirkonyum hidroksit içermediği için her zaman güvenlidir (Manicone ve ark 2007).

Covacci ve ark (1999) yaptıkları araştırmalar sonucunda zirkonyanın mutajenitesini incelemiş ve bu materyalin hücrel genomda mutasyona neden olmadığını bildirmişlerdir (Covacci ve ark 1999).

Warashina ve ark (2003) titanyum ve zirkonya iyileşme başlıkları çevresindeki peri-implant dokuları karşılaştırdıkları çalışmada; enflamatuar içeriğin mikro damar yoğunluğunu ve vasküler endotelial büyüme faktörü yayılımını titanyum başlıklar etrafında zirkonyuma göre daha çok bulmuşlardır. Bu sonuçtan zirkonyanın titanyuma göre daha az biyolojik reaksiyon gösterdiği sonucuna varılmaktadır (Warashina ve ark 2003). Metal alaşım içermeyen zirkonyum oksit restorasyonlar, allerjisi olan hastalarda rahatlıkla kullanılabilirler (Moffa ve ark 1973).

Zirkonyanın kristal yapısı

Zirkonya polimorf haldedir ve değişik ısılarda kimyasal içeriğinde herhangi bir değişim olmadan farklı kristal yapılarda bulunabilmektedir. Zirkonyanın üç adet kristal fazı vardır bunlar; monoklinik faz, tetragonal faz ve kübik fazdır. Tetragonal

fazda 1170°C'nin üzerindeki sıcaklıklarda, daha altındaki düşük sıcaklıklarda monoklinik fazda (<1170°C) ve 2370 °C'nin üzerindeki sıcaklıklarda ise kübik fazda bulunmaktadır (Kelly ve ark 1996)

Zirkonya mikroyapısına göre üç farklı formda bulunmaktadır ;

- a) Stabil olmayan saf zirkonyum oksit
- b) Parsiyal stabilize zirkonya
- c) Tam stabilize zirkonya

a) Stabil Olmayan Saf Zirkonya

Saf haldeki zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunur ve 1170 °C'ye kadar bu faz stabildir, 1170-2370 °C arasında tetragonal forma, 2370 °C'nin üzerine çıktığında ise kübik forma dönüşmektedir (Subbarao 1981, Christel ve ark 1988, Kelly ve ark 1996, Lughi ve Sergo 2010). Zirkonyum oksit oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunurken fırınlama ısısında tetragonal fazda bulunmaktadır. Fırınlama aşamasından sonra soğuma aşamasına geçen zirkonyada tetragonalden monoklinik faza bir dönüşüm gerçekleşir ve yapının hacminde yaklaşık olarak %4-5 oranında artma gözlenir. Bu artış geri dönüşümü olmayan bir durum değildir ve soğuma esnasında 950 °C'den sonra meydana gelmeye başlamaktadır (Heuer ve ark 1986).

Hacim artışı ile birlikte yapıdaki çatlakların uç kısmında baskı gerilimleri oluşur, bu gerilimler materyalin içerisinde bulunan daha büyük çatlakların yayılmasını önler ve materyalin dayanımını artırır. Buna "dönüşüm sertleşmesi" denmektedir (Chevalier ve ark 1999). Yapıda meydana gelen tetragonal fazdan monoklinik faza olan dönüşüm dayanımı artırmakla birlikte kontrol altına alınmadığı zaman ileri seviye kırıklar meydana getirebilmektedir. Bu nedenle zirkonya oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunmalıdır (Hannink ve ark 2000).

b) Parsiyel Stabilize Zirkonya

Parsiyel stabilize zirkonya oda sıcaklığında çoğunlukla kübik fazda, daha düşük oranlarda ise tetragonal ve monoklinik fazda bulunmaktadır. Kübik yapının oda sıcaklığında daha stabil bir halde olması için CaO eklenmiş, daha sonrasında ise yapıya

alüminyum, magnezyum, itriyum, seryum gibi metal oksitler eklenerek oda sıcaklığında stabil halde kalmasını sağlamışlardır. İtريum oksit (Y_2O_3) diğer oksit içeriklere göre daha üstün mekanik özelliklere sahiptir. Saf zirkonyuma %2-3 civarında eklendiğinde tetragonal fazdan meydana gelen ve çok ince partikül boyutlarına sahip olan tetragonal zirkonyum oksit polikristali (Y-TZP) elde edilir. Bu Y_2O_3 eldesiyle birlikte materyalin mekanik özellikleri değiştirilebilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999, Raigrodski 2004a).

Y-TZP Alt Yapılı Seramik Restorasyonların Avantajları

Y-TZP alt yapılı seramik restorasyonların birçok avantajı bulunmaktadır. Oldukça rijit olan bu materyaller yüksek dayanım ve kırılma sertliğine sahiptirler. Biyouyumlu materyallerdir, lokal ya da sistemik olarak yan etkilere neden olmazlar, titanyuma göre daha biyouyumlu materyaller oldukları da belirtilmiştir. Aynı zamanda ısısal iletkenlikleri düşüktür ve pulpal irritasyona sebep olmazlar. İnce partiküllü yapıları sayesinde kolayca şekillendirilebilirler. Vakaya göre marjinal bitim sınırına karar verilebilir, böylece kesimler gingival ya da supragingival olarak bitimine izin verirler. Simantasyonları için adeziv simantasyon önerilmekle birlikte konvansiyonel olarak da simante edilebilmektedirler (Rimondini ve ark 2002, Raigrodski 2004).

Y-TZP Alt Yapılı Seramik Restorasyonların Dezavantajları

Y-TZP alt yapılı seramikler birçok avantajın yanında bazı dezavantajlara da sahiptirler. Cam seramiklere kıyaslandığında opak bir görünüme sahiptirler ve ışığı geçirmezler. Restorasyonlarda bir uyumsuzluk gözlemlendiğinde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılmalı gerekmektedir. Materyal üzerine yapılan aşındırma ve yüzey işlemlerinin seramiğin mekanik özelliklerine olumsuz etkileri bulunmaktadır. Yetersiz interokluzal mesafe vakalarında, pontik ve dayanak kronun birleşim bölgesinde daralma meydana geleceği için çiğneme kuvvetleri karşısında restorasyonun dayanım gücü azalmaktadır (Raigrodski ve Chiche 2001, Rimondini ve ark 2002). (Rimondini ve ark 2002, Raigrodski 2004).

c) Tam Stabilize Zirkonya

Saf halde bulunan zirkonyaya %13,75 Y_2O_3 , %7,9 CaO, %5,86 MgO eklendiğinde tam stabilize zirkonya oluşur. Tam stabilize zirkonya sadece kübik

formda bulunur ve oda sıcaklığından 2500 °C'ye kadar kristal yapısında bir faz değişikliği gözlenmez. Tam stabilize zirkonyanın ısı değişimlerine direnci yüksektir ve sertlik özelliği fazladır bu nedenle endüstri alanında kullanılabilir; fakat diş hekimliğinde kullanım alanı bulunmamaktadır (Piconi ve ark 1999, Denry ve Kelly 2008).

Monolitik Zirkonya

Monolitik terimi Yunan dilindeki "tek" ve "taş" anlamına gelen "mono" ve "lithos" kelimelerinin bir araya gelmesinden oluşmuştur. Zirkonya materyalini içeren restorasyonlar boyutsal ve kimyasal açıdan stabil olmaları, yüksek mekanik dayanım ve gerilim direncine sahip olmaları nedeniyle alt yapı materyali olarak kullanılsa da, üst yapı seramiğinin alt yapısından kısmen ya da tamamen ayrılması olarak gözlenen komplikasyonları farklı arayışları beraberinde getirmiştir (Guess ve ark 2008, Ulu ve Bayındır 2015). Meydana gelen chipping ve delaminasyon komplikasyonları iki materyal arasındaki termal ekspansiyon katsayısı farkına dayanmaktadır (Park ve ark 2014). Tüm bu arayışlar tek bir yapı olarak üretilen monolitik restorasyonların gelişmesini sağlamıştır (Griffin Jr 2013).

Monolitik zirkonya restorasyonlar "tam kontur restorasyonlar" ya da "monoblok restorasyonlar" olarak da adlandırılabilirler. Tam kontur zirkonya restorasyonların bükülme dirençleri 1570 MPa, ısı dayanımları 2600 °C'dir. Monolitik zirkonya restorasyonlar biyouyumlu materyallerdir ve yüksek translüsensiye sahiptirler. Sahip oldukları yüksek translüsensi özellikleri içeriklerindeki alümina miktarının (%0,05 - 0,1 mol) düşürülmesiyle sağlanır; çünkü içeriğe eklenen alümina yoğunluğu artırırken, translüsensi özelliğini düşürmektedir (Hallmann ve ark 2012). Her ne kadar alümina miktarı azaltılarak translüsent özellikleri artırılmış olsa da, alümina miktarındaki bu azalmanın hidrotermal stabiliteyi de azaltmış olduğu unutulmamalıdır (Zhang ve ark 2015); çünkü bu restorasyonlar direkt olarak ağız ortamına açıktır ve hidrotermal yaşlanma açısından diğer restorasyonlara göre daha çok risk altındadırlar (Nakamura ve ark 2015, Pereira ve ark 2016).

Monolitik restorasyonların kırılma dayanımları metal destekli restorasyonlar, zirkonya alt yapı restorasyonlar ve tam kontur lityum disilikat restorasyonlarla kıyaslanmış ve daha yüksek dayanıma sahip oldukları bildirilmiştir (El-Naga ve ark

2014, Johansson ve ark 2014, Lameira ve De Souza 2015). En yüksek kırılma dayanımına sahip oldukları kalınlıkların ise 0,6 - 1,5 mm aralığındaki kalınlıklarda olduğu gözlenmiştir (Sun ve ark 2014).

Monolitik zirkonya bloklar presinterize haldeyken iyon içeren renlendirme solüsyonlarına daldırma yöntemiyle renklendirilebildiği gibi (Tabatabaian 2019), restorasyon hazırlığı bittikten sonra fırça ile klasik renlendirme yöntemi ile de renklendirilebilmektedirler. Tam kontur restorasyonların renklendirilmesinde Bi, Al, Fe, Mg, Ca ve Co gibi iyonları içeren solüsyonlar kullanılmaktadır (Hjerppe J ve ark 2008). Bunların haricinde üretim aşamasında firmaların kendi renk skalalarına göre renkli olarak ürettikleri pre-colored (önceden renklendirilmiş) bloklar da bulunmaktadır (Hjerppe ve ark 2008).

Monolitik zirkonya seramiklerde yüzey özelliklerinin araştırıldığı çalışmalarda glaze uygulaması ile yüzeydeki pürüzlülüğünün azaltıldığını ya da minimuma indirdiğini bildirmişlerdir (Bindl ve ark 2006). Karşıt dişte meydana gelen aşınmaları konvansiyonel zirkonya restorasyonlar ile kıyaslanmış konvansiyonel zirkonyaya göre daha az, eşit ya da daha fazla bulunmuştur (Durkan ve ark 2018). Feldspatik restorasyonlar ile monolitik restorasyonların karşıt dişteki minede yaptıkları aşınmalar kıyaslanmış feldpatik restorasyonların daha çok aşınmaya sebep oldukları bildirilmiştir (Amer ve ark 2015). Tam kontur zirkonya restorasyonlarda glaze uygulanmış yüzeylerle polisaj yapılarak bitirilmiş yüzeyler kıyaslanmış; polisaj uygulanarak bitim yapılan yüzeylerin karşıt arkta daha az aşınmaya sebebiyet verdiği bildirilmiştir (Preis ve ark 2015). Karşıt arkta bulunan dişlerdeki minenin aşınmasının önüne geçmek için uyumlama yapılan restorasyonlarda simantasyon işleminden önce mutlaka glaze ya da polisajlama işleminin yapılması gerekmektedir (Park ve ark 2014). Buna ek olarak pürüzlü bırakılan yüzeylerde bakteri ve plak birikimi daha çok olmaktadır. Tüm bunların önüne geçmek için bitim aşamasında yüzeyler doğru bir şekilde cilalanıp pürüzsüz hale getirilmelidir (Sadid-Zadeh ve ark 2013).

Bu materyaller itriyum oksit (% mol) içeriğine göre birinci nesil monolitik zirkonya seramikler %3 mol Y_2O_3 ile parsiyel olarak stabilize edilmiş (3Y-TZP), ikinci nesil monolitik zirkonya seramikler %3 mol Y_2O_3 ile parsiyel olarak stabilize edilmiş (3Y-TZP), üçüncü nesil zirkonya seramikler %5 mol Y_2O_3 ile parsiyel olarak stabilize

edilmiş (5Y-TZP) ve dördüncü nesil zirkon %4 mol Y_2O_3 ile parsiyel olarak stabilize edilmiştir (4Y-TZP) (Stawarczyk ve ark 2017).

Birinci nesil zirkonya seramikler (3Y-TZP); %85 tetragonal, %15 kübik faz içerirler. Yüksek kırılma dayanımları ve düşük translusensi özellikleri nedeniyle daha çok kor materyali olarak kullanılan geleneksel seramiklerdir. Bu nesildeki restorasyonları daha translusent hale getirebilmek için sinterizasyon ısılarının değiştirilmesi önerilmektedir. Üç mol itriyum ve %25 alumina içerirler. Eğilme dayanımları 1000-1400 MPa, kırılma dayanımları 3,5-4,5 MPa-m^{1/2} 'dir (Amer ve ark 2015).

İkinci nesil zirkonya restorasyonlar (3Y-TZP); %85 tetragonal, %15 kübik faz içerirler ve materyal içerisindeki alüminyum oksit partiküllerinin sayıca ve boyutça azaltılmasıyla elde edilmişlerdir. Alumina içeriğinin azaltılmasının (3 mol itriyum, %0,05 alumina) hidrotermal yaşlanma için risk faktörü olduğu bilinse de bu nesil hidrotermal yaşlanmaya karşı daha çok dirençli hale getirilmiştir. Bir önceki nesile göre daha translusensi seviyeleri artırılmıştır (Stawarczyk ve ark 2013, Amer ve ark 2015).

Üçüncü nesil zirkonya seramikler (5Y-TZP); kristal yapının içeriğinde yapılan değişimler sonucu oluşturulmuşlardır. İlk iki nesil zirkonya seramiklerden farklı olarak tetragonal faz ile %53 kübik faz da içeren tam stabilize formdadır ve “kübik zirkonya” olarak adlandırılmaktadırlar. İtriyum oksit ilavesinin yüzdesi artırılarak (%5) diğer nesillere oranla translusent özellikleri artırılmış olsa da dayanımları daha düşük (700 - 800 MPa, eğilme dayanımları 2,2-4 MPa-m^{1/2}) hale gelmiştir (Amer ve ark 2015, Stawarczyk ve ark 2017, Mao ve ark 2018).

Dördüncü nesil zirkonya seramikler (4Y-TZP); içeriklerinde 4 mol itriyum oksit ve %0,05 mol alüminyum içermektedirler. Üçüncü nesil zirkonyum seramiklerin kırılma dayanımlarının düşük olması sebebiyle geliştirilmişlerdir. Dayanımları daha yüksek ve translusensileri de kabul edilebilir düzeydedir (Amer ve ark 2015, Stawarczyk ve ark 2017).

Günümüzde ise birden çok katmanı içeren multilayer monolitik zirkonlar kullanılmaya başlanmıştır. Bu multilayer monolitik zirkonlar, aynı doğal dişte olduğu gibi gingival seviyeden insizale doğru artan bir translusensiye sahiptir

(Kolakarpraser ve ark 2019). Günümüzde kullanın bazı monolitik zirkonya seramik ve üretici firmaları Tablo 1.1’de belirtilmiştir.

Tablo 1.1. Monolitik zirkonya seramikler, üretici firmaları (Zhang ve Lawn 2018).

Materyal	Üretici	İçerik	T, MPa m ^{1/2}	S, GPa
Lava Frame	3M ESPE, ABD	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	1,2-1,5
Prettau Zirconia	Zirkonzahn, İtalya	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	1,2-1,4
KaVo Everest ZH	KaVo Dental GmbH	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	1,2-1,4
Vita YZ T	Vita Zahnfabrik, Almanya	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	1,1-1,3
Zenostar MO	Wieland Dental, Almanya	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	1,0-1,3
Lava Plus	3M ESPE, St Paul, MN, ABD	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	1,1-1,3
Cercon ht	Dentsply Sirona, Almanya	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	1,1-1,3
Vita YZ HT	Vita Zahnfabrik, Almanya	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	1,0-1,2
Bruxir Full-Strenght	Glidewell, ABD	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	0,9-1,1
Zpex	Tosoh, Japonya	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	0,9-1,1
Zenostar T	Wieland Dental, Almanya	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	0,9-1,1
Luxisse Dental	Heany Industries, ABD	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	0,9-1,1
Katana HT/ML	Kuraray Noritake, Japonya	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	0,9-1,1
inCoris TZI	Dentsply, Almanya	3Y-TZP(<%15 c)	3,5-4,5	0,9-1,1
Zpex 4	Tosoh, Japonya	4Y-TZP (>%25 c)	2,5-3,5	0,8-1,0
IPS e.max ZirCAD MT	Ivoclar Vivadent, AG	4Y-TZP (>%25 c)	2,5-3,5	0,8-0,9
Zenostar MT	Wieland Dental, Almanya	4Y-TZP (>%25 c)	2,5-3,5	0,6-0,8
Katana ST/STML	Kuraray Noritake, Japonya	4Y-TZP (>%25 c)	2,5-3,5	0,6-0,8
Lava Esthetic	3M ESPE, ABD	5Y-TZP (>%50 c)	2,2-2,7	0,7-0,9
Cercon xt	Dentsply, Almanya	5Y-TZP (>%50 c)	2,2-2,7	0,7-0,8
DD cube X ²	Dental Direkt, Almanya	5Y-TZP (>%50 c)	2,2-2,7	0,5-0,8
Bruxir Anterior	Glidewell, ABD	5Y-TZP (>%50 c)	2,2-2,7	0,6-0,7
Katana UT/UTML	Kuraray Noritake, Japonya	5Y-TZP (>%50 c)	2,2-2,7	0,5-0,6
Zpex Smile	Tosoh, Japonya	5Y-TZP (>%50 c)	2,2-2,7	0,4-0,5
Luxisse +	Heany Industries, ABD	5Y-TZP (>%50 c)	2,2-2,7	0,4-0,5

(S, eğilme dayanımı; T, kırılma dayanımı; 3Y-TZP, %3 mol itriyum oksit ile stabilize edilmiş zirkonya; 4Y-TZP, %4 mol itriyum oksit ile stabilize edilmiş zirkonya; 5Y-TZP, %5 mol itriyum oksit ile stabilize edilmiş zirkonya; c, kübik faz)

İkinci nesil monolitik zirkonya restorasyonların 1 ila 5 yıllık takipte sağ kalım oranları araştırılmış ve sonuçlar %86,7 ila %100 aralığında başarılı olarak bildirilmiştir (Kassardjian ve ark 2016, Aldegheishem ve ark 2017, Miura ve ark 2018, Tang ve ark

2019, Pontevedra ve ark 2021). Posterior diş destekli 4Y-TZP monolitik zirkonya restorasyonların bir yıllık prospektif klinik takibinin yapıldığı araştırmanın sonucunda %100 (60 kron) sağ kalım oranı bildirilmiştir (Pathan ve ark 2019). Dijital iş akışı ile üretilen posterior 4Y-TZP monolitik zirkonya kronların 2 yıllık prospektif klinik değerlendirmesinin yapıldığı çalışmanın sonuçlarında %100 sağ kalım ve başarı oranı bildirilmiştir (Gseibat ve ark 2022).

Monolitik zirkonya restorasyonlar biyoyumlu restorasyonlardır. Monolitik zirkonya restorasyonların 2 yıllık klinik takibinin değerlendirildiği çalışmanın sonucunda hiçbir mekanik komplikasyon, kron kırığı veya çatlak belirtilmemiştir. Ayrıca bu monolitik zirkonya restorasyonların bir biyolojik komplikasyon, sekonder çürük, pulpitis veya aşırı duyarlılığa sebep olmadığı da belirtilmiştir. Bu sonuçlar daha önceki çalışmalarla karşılaştırılmış ve sonuçlar uyumlu bulunmuştur (Levartovsky ve ark 2019, Pontevedra ve ark 2021, Gseibat ve ark 2022). Bununla birlikte, yüzeyden ayrılma, kök kırığı, kron kırığı, abutment kırığı, çatlaklar, endodontik problemler ve sekonder çürük gibi bazı mekanik ve biyolojik komplikasyonları tespit eden çalışmalar da mevcuttur (Larsson ve Wennerberg 2014, Miura ve ark 2018).

Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalar incelendiğinde, monolitik zirkonya restorasyonlarının marjinal uyumları olumlu sonuçlar göstermiştir. İn vitro çalışmalar, monolitik zirkonya kronların, klinik olarak kabul edilebilir bir marjinal uyuma (Rau ve ark 2018) sahip olduğu, veneerlenmiş zirkonya kronlardan ve metal destekli seramik kronlardan daha iyi bir marjinal uyum gösterdiği bildirmiştir (Hamza ve Sherif 2017, Meirowitz ve ark 2019, Rayyan 2019, Paul ve ark 2020).

1.4. Adeziv Sistemler

Adezyon terimi "adeziv" ve "adherent" adı verilen iki maddenin birbirine tam teması olarak tanımlanmaktadır (Craig 1989). Dört farklı adezyon mekanizması bulunmaktadır. Adherent üzerinde bulunan girintili çıkıntılı yapılara adevizin tutunmasına mekanik adezyon, hareket eden moleküller arasındaki bağlanmaya difüzyon adezyonu, metal ve polimer yapının çift katlı elektriksel tabaka ile birbirne bağlanmasına elektrostatik adezyon, hareket eden moleküller arasındaki adezyona difüzyon adezyonu, adeziv adherent arasındaki kimyasal bağlanmaya ise kimyasal adezyon olarak tanımlanmaktadır (Roberson ve ark 2002).

İyi bir adezyon için belli şartların sağlanması çok önemlidir bunlar; yüzey temizliği, serbest yüzey enerjisi, ıslanabilirlik ve değme açısıdır. Uygulanacak yüzeyler temiz olmalıdır çünkü; yüzeyde kalan gıda artığı, kan, tükürük, serbest yağlar serbest yüzey enerjisini düşürür bu da bağlanmayı olumsuz yönde etkiler (Pashley 1996). Islanabilirlik materyalin tutunacağı yüzeyde yayılmasıdır ve değme açısına bağlıdır. Değme açısının büyüklüğü sıvının katı malzeme üzerinde yayılmasına bağlıdır; açı ne kadar küçük ise ıslanabilirlik o kadar çok olmaktadır. Eğer ki değme açısı 90° veya daha büyük ise materyal yüzeyi ıslatmaz ve hidrofobik olarak adlandırılır (Sofan ve ark 2017).

Adeziv sistemler materyal yüzeyine asit uygulanıp uygulanmamasına göre temel olarak ikiye ayrılırlar. Bunlar; etch and rinse sistemler (asitle ve yıka) ve self-etch (kendinden asitli sistemler) sistemlerdir. Asit uygulanan işlemler etch and rinse sistemler olarak adlandırılırlar. Bu sistemlerde ilk aşama her zaman asit uygulama olmakla birlikte kalan aşamalar primer ve adezin farklı farklı veya tek bir aşama halinde uygulandığı iki ya da üç aşamalı sistemler olabilir (Ferracane ve ark 2011, Da Rosa ve ark 2015). Yüzeye asit uygulanması ile birlikte smear tabakası ortadan kalkar ve dentin tübülleri açığa çıkar (Swift Jr ve Bayne 1997).

Self etch olarak adlandırılan sistemler kendi içeriğinde asit içermesinden ötürü ayrı bir asitlendirme aşaması gerektirmezler (Stangel ve ark 2007). Ayrı bir asitleme aşamasının çıkarılmasıyla hem pulpal hassasiyet azaltılmış hem de zamandan kazanç sağlanmıştır. Self etch sistemler de iki ya da tek aşama halinde uygulanabilmektedirler. Primer ve adezinin ayrı ayrı uygulandığı sistemler iki aşamalı sistemlerdir. Tek aşamalı adeziv sistemler kullanım kolaylığı sağlamak açısından asidik primer ve adeziv sadece bir şişede toplanmıştır ve "all-in-one" olarak da adlandırılmaktadırlar (Giannini ve ark 2015). Adeziv sistemlerin sınıflandırılması Tablo 1.2'de belirtilmiştir.

Tablo 1.2. Adeziv sistem sınıflandırılması (Acar 2016).

REZİN SİMAN	ADEZİV SİSTEMİ	ÖZELLİKLERİ
Total-Etch Sistemler	➤ 3 aşamalı sistemler; ○ Diş yüzeyine hidroflorik asit uygulanması ○ Primer uygulanması ○ Adeziv uygulanması ➤ 2 aşamalı sistemler; ○ Diş yüzeyine hidroflorik asit uygulanması, ○ Primer + adeziv uygulanması	✓ Bağlanma dayanımları iyidir. ✓ Teknik hassasiyet gerektirir. ✓ Aşamalar çoktur, diğer sistemlere göre uygulanma süresi uzundur. ✓ Post operatif hassasiyet olabilmektedir.
Self-Etch Sistemler	2 aşamalı sistemler; • Asidik primer uygulanması • Adeziv uygulaması - Tek aşamalı sistemler; • Asit + primer + adeziv uygulanması	✓ Bağlanma dayanımları iyidir. ✓ Kullanımları daha kolaydır. ✓ Post operatif hassasiyet daha az gözlenmektedir.
Self Adeziv Sistemler	Diş yüzeyine bağlayıcı bir ajan uygulanmaz.	✓ Post operatif hassasiyet gözlenmemektedir. ✓ Aşamalar azaldığı için hasta başında geçirilen süre azalmıştır.

1.4.1. Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları

1970 yılında sertleşme reaksiyonuyla polimerize olan rezin simanlar piyasaya sürülmüştür. Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları mine, dentin ve porselen gibi yüzeylere kuvvetli bir şekilde bağlanmaları, düşük çözünürlüğe sahip olmaları ve tam seramik sistemlerle kullanılabilmesi sebebiyle günümüzde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Kompozit esaslı olmakla birlikte doldurucu partikül oranları azaltılarak kompozitlerden ayrılmışlardır (Uzun Gülay 2018).

Temel olarak 3 fazdan oluşurlar; organik polimer faz, inorganik faz ve ara faz (Pameijer 2012). Organik polimer fazında bisfenol a diglisidil dimetakrilat (Bis-GMA) ya da üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks, viskoziteyi azaltmak için ise trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) bulunur (Zaimoğlu ve ark 1993). İnorganik fazını kuartz, borasilikat cam, stronsiyum, baryum, çinko, lityum alüminyum silikat, yiterbiyum gibi partiküller oluşturmaktadır. İçerikteki partikül boyutları değiştirilerek materyalin fiziksel özellikleri de değiştirilebilmektedir. Partikül boyutu artırılarak organik matriks oranı düşürülür böylece polimerizasyon büzülmesi, su emilim miktarı ve ısısal genleşme kat sayısı azalır, materyalin dayanımı artar (Uzun Gülay 2018). Ara faz ise doldurucular ve matriks arasındaki bağlantıyı sağlamaktadır (Krämer ve ark 2000). Seçilen materyale ve materyal kalınlıklarının kullanım alanlarına göre ışıkla polimerize, kimyasal yolla polimerize ve hem ışık hem kimyasal olarak polimerize olan (dual cure) çeşitleri bulunmaktadır (Diaz-Arnold ve ark 1999).

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar

Genellikle baz ve katalizör olmak üzere iki pat veya toz likit halinde bulunurlar. İki pat halinde bulunanların katalizör patında bulunan benzoil peroksit ve baz patında bulunan tersiyer amin bulunmaktadır. Bu sistemlerin mantığında peroksit başlatıcılarla, reaksiyonu hızlandıran aminlerin bir araya gelip serbest radikal açığa çıkarmasıyla reaksiyon başlamış olmaktadır. Çalışma zamanları kısıtlı, sertleşme zamanları ise uzundur. Tersiyer aromatik aminlerin kimyasal değişime uğramasıyla birlikte amin renklenmesi gözlenebilmektedir (El-Badrawy ve El-Mowafy 1995). Tutuculuğu zayıf olan metal ya da metal destekli restorasyonlarda, endodontik post uygulamalarında ve kalınlığı 2,5 mm'yi aşan restorasyonlarda kimyasal polimerize rezin simanların kullanılmaları önerilmektedir (Sakaguchi ve Powers 2012).

Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar

Tek pat halinde piyasaya sürülen bu sistemler "kamforakinon" ya da "liserin" gibi reaksiyon başlatıcıların yapısını bozarak serbest radikal açığa çıkarır ve böylece reaksiyon başlamış olur. Light Emitting Diode (LED) ışık kaynakları, halojenler, plazma ark ya da lazer gibi ışık kaynaklarıyla monomerler direkt olarak polimerize edilebilirler (Roulet 1987). Çalışma zamanlarının hekime bağlıdır, tersiyer amin içermedikleri için renklenmeye sebep olmazlar, farklı renk seçenekleri sunarlar ve estetikler (Pegoraro ve ark 2007). Işık geçisine engel olmayan ve kalınlığı 1,5 - 2 mm'yi geçmeyen laminate veneer restorasyonlarda ve tam seramik kronların restorasyonunda kullanılabilmektedirler (El-Badrawy ve El-Mowafy 1995).

Hem Kimyasal Hem Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar

Hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların, kalınlığı 2 mm'yi aşan restorasyonlarda ve ışığın ulaşımının yetersiz olduğu bölgelerde kullanımları önerilmektedir. Bu sistemler iki pat ya da toz - likit olarak piyasada bulunurlar. Hem kimyasal hem ışıkla polimerize oldukları için kimyasal polimerizasyon aşaması için peroksit/amin, ışıkla aktivasyonu için ise kamforokinon ve diketon içermektedirler. Uygun koşullar altında gerçekleştirilen polimerizasyon sonucunda ışıkla polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecelerinin, hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanlara kıyasla daha yüksek olduğu yapılan çalışmalarla bildirilmiştir (Moraes ve ark 2009). Fotoaktivasyon ile birlikte hem kimyasal hem ışık yoluyla polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecelerini ve yüzey sertliklerini artırılması amaçlanmıştır (Santos Jr ve ark 2009). Rezin simanlara örnek ve üretici firmaları Tablo 1.3'te belirtilmiştir.

Tablo 1.3. Polimerizasyon türüne göre rezin simanlar.

Dual cure Rezin simanlar	Kimyasal Polimerize Rezin Simanlar	Light cure rezin simanlar
Variolink Estetik DC (Ivoclar Vivadent, Schaan, AG)	Multilink (Ivoclar Vivadent, Schaan, AG)	Variolink Estetik LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, AG)
Speed Cem (Ivoclar Vivadent, Schaan, AG)	Panavia 21 (Kuraray, Noritake, Japonya)	Compson QD (Dentsply, New York, ABD)
Panavia F, Panavia SA (Kuraray, Noritake, Japonya)	C&B Cement (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD)	NX3 Nexus (Kerr)
Duolink, Ilision, Biscem (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD)	C&B Metabond (Sun Medical, Japonya)	Choice 2 Veneer (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD)
Clearfil Estetik Cement (Kuraray, Noritake, Japonya)		Rely X Veneer (3M ESPE, St Paul, MN, ABD)
Calibra Ceram (Dentsply, New York, ABD)		
Rely X, Rely X Unicern, Rely X U 200 (3M ESPE, St, Paul, MN, ABD)		

1.5. Polimer ve Polimerizasyon

Yapıtışı monomer olan küçük moleküllerin kimyasal bağ ile bir araya gelerek meydana getirdiği yapıya polimer, gerçekleşen bu reaksiyona ise polimerizasyon denmektedir (Sakaguchi ve Powers 2012, Callister ve Rethwisch 2018). Polimeri oluşturan kimyasal yapılar birbirinin aynısı olabildiği gibi birbirinden tamamen farklı yapılar olabilmektedir. Aynı tür monomerlerin oluşturduğu yapıya "homopolimer", farklı tür monomerlerin oluşturduğu yapıya ise "kopolimer" denmektedir (O'brien 2002, Anusavice ve ark 2013).

Polimerizasyon reaksiyonu 3 aşamada gerçekleşmektedir; başlama reaksiyonu (initiation), büyüme-yayılma reaksiyonu (propagation) ve sonlanma reaksiyonu (termination). Başlama reaksiyonu serbest radikal gerektirir. Kimyasal aktivatörün ışıya da ısı ile reaksiyonu sonucunda serbest radikal molekülleri oluşur. Oluşan bu moleküller metil metakrilatla reaksiyona girip monomerdeki çift bağı açıp oradaki

karbon atomuna bağlanır ve gerekli enerjiyi meydana getirir. Büyüme ve yayılma reaksiyonunda açılan çift bağ ile birlikte metil metakrilatın serbest kökü komşu monomerin de çift bağını açar ve böylelikle oluşan zincir sürekli olarak büyür. Sonlanma reaksiyonu çift bağ ile veya uzayan zincirden diğerine hidrojen atomunun alışverişi ile gerçekleştirilebilir. Gerçekleşen bu alışveriş ile polimer aktifliğini yitirir. Serbest kökler, zincirin sonuna yerleşir ve işlem sona erer (Phillips RW 1991, O'brien 2002).

Polimerizasyon; ilaveli (katılmalı) ya da kondenzasyonla gerçekleşebilmektedir. İlaveli reaksiyonda, birbirine benzeyen monoküller birçok kez tekrarlanır ve aynı kimyasal kompozisyona sahip bir makromolekül oluşur. Bu reaksiyon her zaman için çift bağ içeren doymamış moleküller ile oluşmaktadır. Katılmalı polimerizasyonda yan ürün meydana gelmez. Diş hekimliğinde kullanılan rezinler sıklıkla ilaveli reaksiyonla oluşmaktadır (Whitters ve ark 1999, Callister ve Rethwisch 2014). Kondenzasyon reaksiyonu ise iki ya da daha çok fonksiyonel grubu içeren, birbirinden farklı monomerlerin reaktif hale gelerek daha basit bir molekül oluşturmak üzere bir araya gelmesidir. Bu tip reaksiyonda alkol, su, amonyak ve halojen asit gibi yan ürünler açığa çıkar. Reaksiyonun sonucunda yüksek molekül ağırlıklı bir polimer meydana gelir (Anusavice ve ark 2013).

1.6. Polimerizasyon Derecesi (Degree of Conversion)

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu ile birlikte monomerde bulunan karbon çift bağlarının ($C=C$), karbon tek bağına ($C-C$) dönüşüm oranına konversiyon derecesi denir. Konversiyon derecesi materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerine etki eder, dolayısıyla klinik performans açısından oldukça önemli bir parametredir. Yüksek bir dönüşüm derecesi, reaksiyona girmeyen artık monomerin az olduğunu ve yeterli düzeyde bir polimerizasyon sağlandığının göstergesi olarak kabul edilebilmektedir. Bu yüksek dönüşüm derecesine sahip materyaller aşınmaya karşı dirençli, sert ve dayanıklıdır (Ferracane ve Greener 1984, Chung ve Greener 1990, Anusavice ve ark 2013).

Dönüşüm derecesi materyalin monomer içeriği, kimyasal kompozisyonu, monomerin partikül boyutu, miktarı, viskozitesi ve türü gibi iç faktörlerden etkilenebildiği gibi; ışık kaynağının türü, dalga boyu, uygulama uzaklığı ve süresi, ortamın ısısı ve ortamda bulunan oksijenin varlığı gibi dış faktörlerden de

etkilenebilmektedir (Stansbury ve Dickens 2001, Garg ve Garg 2010, Al-Ahdal ve ark 2015, AlShaafi 2016). Kompozit rezinlerde polimerizasyon ışık ile anında başlar ve devam eder. Bu süreçte monomer dönüşümü 24 saat ya da daha fazla süre ile devam edebilmektedir (Ferracane 1995, Yan ve ark 2010). Yüksek viskoziteye sahip olan BisGMA gibi monomerlerin radikal difüzyonu daha yavaş gerçekleşir ve reaksiyona girmeyen artık monomer miktarı daha yüksek iken, TEGDMA gibi düşük viskoziteye sahip monomerlerde reaksiyon daha hızlı gerçekleşir ve reaksiyona girmeyen artık monomer miktarı ise daha az oluşur (Sideridou ve ark 2002, Dickens ve ark 2003, Da Silva ve ark 2008a).

İdeal bir polimerizasyon için tüm monomerlerin karbon çift bağının reaksiyona girmesiyle birlikte monomerlerden polimer oluşumu gerçekleştirmesi beklenmektedir. Fakat polimer oluşumu esnasında viskozitenin azalmasıyla birlikte, monomerin polimere bağlanma hızı düşer ve bazı moleküller reaksiyona katılamayıp artık monomer (%25-45) olarak kalır (Imazato ve ark 2001, Moraes ve ark 2008b). İntraoral ortamda restorasyonun başarılı sayılabilmesi için gerekli olan dönüşüm derecesi miktarı bir standarda bağlanmış olmasa da yapılan çalışmalarla birlikte ideal bir dönüşüm derecesinin en az %55 olması gerektiğini bildirmişlerdir (Silikas ve ark 2000, Noguchi ve Noguchi 2001, Palta ve ark 2016).

İdeal olmayan bir dönüşüm derecesi varlığında; restorasyon ve diş arasında bağlantı problemi gözlenir, bunun sonucunda mikro sızıntı oluşur ve dişte sekonder çürük oluşumu gözlenebilir. Tedavi sonrası hassasiyet gözlenebilir ve ortamda kalan artık monomerlerin pulpa üzerine olumsuz etkileri olabilir. Dönüşüm derecesi formülü aşağıdaki formül ile hesaplanır (Shortall ve ark 1993, Soh ve ark 2003, Tanoue ve ark 2003, Cho ve ark 2015).

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

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

1.6.1. Polimerizasyon Derecesini Ölçmek İçin Kullanılan Yöntemler

Monomerlerin polimerlere dönüşüm miktarı polimerizasyon derecesi olarak adlandırılmaktadır (Noguchi 2001). Polimerizasyon reaksiyonuna katılmayan monomerlerin oranını ve bu reaksiyona katılmayan karbon çift bağ sayısını belirlemede birçok yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler; direkt ya da indirekt olarak ölçülebilmektedir. Direkt yöntemler; kromatografiler, yüksek performans likit kromatografisi (HPLC), lazer raman spektroskopisi, fourier dönüşüm infrared spektroskopisidir (FTIR). İndirekt yöntemler ise kazıma, penetrasyon testi, optik mikroskop metodu ve sertlik testleridir. Polimerizasyon derecesini belirlemede direkt yöntemlerden FTIR ve Raman spektroskopisi, indirekt yöntemlerden ise mikrosertlik testleri sıklıkla kullanılan yöntemlerdir (DeWald ve Ferracane 1987, Eliades ve ark 1987, Mills ve ark 1999, Pianelli ve ark 1999, Bouschlicher ve ark 2004, Moraes ve ark 2008, Jafarzadeh ve ark 2015).

Kromatografiler

Bir yapıda bulunan, onu bir araya getiren unsurları ayırarak gözleme ve verilere dayanarak açıklayan bir yöntemdir. Sistemde hareket eden ve sabit halde bulunan iki faz vardır. Sabit fazın içerisinde bulunan madde, hareket eden nesneleri kendine çeker. Nesnelerin hareket hızları farklı olduğundan sabit fazı da farklı zamanlarda terk ederler. Bu sabit fazı terk eden yapıların ölçümleri ile kromatogram grafikleri elde edilir (McMurry 2014).

Yüksek Performans Likit Kromatografisi

Diş hekimliğinde rezin simanlardan salınan artık monomer tayininde kullanılan bir yöntemdir. Ağır monomerlerin gaz kromatografisinde bozulması ve bozulma sonucunda oluşan ürünlerin ölçülmesi esasına dayanan bir yöntemdir. Ağır monomerlere Bis-GMA ve UDMA örnek olarak verilebilir (Spahl ve ark 1998).

Lazer Raman Spektroskopisi

Raman spektroskopisi, 1928 yılında Sir Chandrasekhara Venkata Raman tarafından tanıtilen bir tekniktir ve ışığın şeffaf bir nesneden geçerken dalga boyunu değiştirmesinin etkilerini açıklamaktadır. Hintli fizikçi deneyinde kaynak olarak güneş ışığını, toplayıcı olarak bir kovadaki sıvıyı ve detektör olarak gözlerini kullanmış, bu

fenomene Raman saçılımı adını vermiştir. 1931 yılında gaz molekülleri üzerine ışık gönderimi yaparak moleküllerden saçılan ışığın dalga boyunun, gelen demetin dalga boyuna göre farklılık gösterdiğini ve dalga boyundaki kaymaların moleküllerin kimyasal yapılarına göre değiştiğini açıklayarak Nobel Fizik ödülünü kazanmıştır (Nakamoto 2009).

Tipik olarak, Raman saçılması, moleküler polarizasyon değişikliklerine dayanan esnek olmayan bir saçılma işlemi yoluyla spektroskopik verileri toplamak için kullanılmaktadır. Esnek olmayan saçılma, numunelerle etkileşime girdikten sonra ışıktaki monokromatik fotonlarda meydana gelen değişikliklerin sıklığını içerir. (Lilo ve ark 2022).

Raman, FTIR' a benzer şekilde bir numunenin titreşimsel spektrokimyasal bilgilerini elde etmek için kullanılan bir spektroskopi tekniğidir (Morais ve ark 2019). Raman spektroskopisi genellikle biyolojik örnekleri analiz etmek için kullanılmaktadır. Su şeffaftır ve Raman'daki su sinyali çok küçüktür, bu nedenle 3000 cm^{-1} 'in altındaki diğer kimyasal bileşiklerden gelen sinyali maskeleyemez (Skoog ve ark 2007). Raman spektroskopisi, sıvı veya kuru numuneler de dahil olmak üzere tüm formlarda numunelerin ölçülmesine izin vermektedir (Butler ve ark 2016).

Fourier Dönüşüm Infrared Spektroskopisi (FTIR)

Katı, sıvı ve gaz formda bulunan maddelerin organik bileşenlerinin içeriğindeki fonksiyonel grupların belirlenmesinde kullanılan bir yöntemdir ve kızılötesi spektrumlarını kaydetmektedir. FTIR analizi yapılırken moleküle kızılötesi ışınlar yollar. Molekül ışığı absorbe eder. Absorbe olan bu ışık titreşim hareketi gerçekleştiren molekülün titreşim frekansına, absorpsiyon miktarı ise titreşim enerji seviyesine bağlı olarak değişir. (Öztürk ve ark 2005, Soares ve ark 2007, Moraes ve ark 2008).

Titreşim frekansı ve titreşim enerji seviyesi kimyasal ve komşu gruplara göre değişmektedir. Cihaz titreşimleri ölçer, çıkan sonuca göre malzemenin kimyasal bağını belirler (Ferracane ve Greener 1984). Kompozit materyallerde aromatik karbon çift bağları 1608 cm^{-1} , alifatik karbon çift bağları ise 1637 cm^{-1} dalga bandında titreşim oluştururlar. Ölçümü yapılacak örneklerin polimerizasyon öncesi ve sonrasındaki dalga boyları belirlenir ve birbirlerine göre oranlanır ve aşağıda belirtilen formüle göre

dönüşüm derecesi hesaplanır (Rueggeberg ve Craig 1988, Rueggeberg ve ark 1990, Stansbury ve Dickens 2001, Öztürk ve ark 2015, Dönmez ve Yücel 2019).

$$DC = \left(1 - \frac{[\text{abs} (1637 \text{ cm}^{-1}) / \text{abs} (1608 \text{ cm}^{-1})]_{\text{polimer}}}{[\text{abs} (1637 \text{ cm}^{-1}) / \text{abs} (1608 \text{ cm}^{-1})]_{\text{monomer}}} \right) \times 100$$

(DC; dönüşüm derecesi, abs; absorbans)

FTIR ölçümü yapılırken meydana gelen zorluklar ATR-FTIR (Attenuated Total Reflectance) yöntemini geliştirmiştir. ATR-FTIR, kızılötesi ışınları kullanan bir kızılötesi spektrum sistemidir. Bu sistemde ışık bir kristal içerisinden geçer ve bir yansıma oluşturur. Bu yansıma ile birlikte mikron düzeyinde elektronik dalga oluşur. Örnek bu ışımada dalgasında absorbsiyonlar oluşturur. Absorbe olan bu enerjiyi dedektör algılar ve bu materyale özgü dalga spektrumunu oluşturur (Goormaghtigh ve ark 1999, Thongnopkun ve Ekgasit 2006). Ölçümler tekrarlanabilir ve hassastır, az bir numune ile hızlı bir ölçüm yapılabilmektedir (Vigano ve ark 2005, Ghauch ve ark 2006).

FTIR cihazı ile yapılan ölçümlerde iki tane spektrum bandı önemlidir; 1608 cm^{-1} dalga boyu ve 1638 cm^{-1} dalga boyu (Cho ve ark 2015). 1638 cm^{-1} dalga boyunda alifatik karbon çift bağları, 1608 cm^{-1} 'de ise aromatik karbon çift bağları gözlenmektedir fakat bu değerlerde farklılık gözlenebilmektedir. Örneklerin başlangıçta polimerize edilmeden önceki bağ değerleri hesaplanır ve polimer halindeki değerler, monomer halindeki değerlere oranlanır (Rueggeberg ve ark 1990).

Kazıma testi

ISO 4049 testi olarak da adlandırılmaktadır. Bu testte belirli bir derinliğe sahip olan kalıplarda örnekler polimerize edilir. Polimerize olan örnekler kalıptan çıkarılır ve tam olarak polimerize olmayan kısmı kazınarak örnekten çıkarılır. Geriye kalan kısmın kalınlığı ölçülerek polimerizasyon derinliği belirlenir (Pianelli ve ark 1999). Rezin örneklerin polimerizasyon derinliğini belirlerken 6 mm çapında, 4 mm kalınlığında hazırlanan çelik bir kalıp lam üzerinde bulunan şeffaf bant üzerine yerleştirilir ve üzerine de tekrar bir şeffaf bant yerleştirilerek hava boşluğu kalmayacak şekilde bastırılır, fazla olan materyal uzaklaştırılır, polimerizasyon sağlanır. Polimerize olmayan yumuşak kısım uzaklaştırıldıktan sonra kalan kısım mikrometre

ile ölçülür, çıkan sonuç ikiye bölünür ve böylelikle sertleşme derinliği belirlenmiş olur. ISO 4049'a göre bir rezinin sertleşme derinliği en az 1,5 mm olmalıdır (Heintze ve Zimmerli 2011). Yapılan çalışmalar kazıma testinin polimerizasyon derinliğini fazla ölçtüğünü ve dual cure polimerize rezin simanlarda kullanılamadığını belirtmişlerdir (Tiba ve ark 2013).

Penetrasyon testi

Belirli bir ağırlığa sahip olan konik şeklindeki ucun uygulandığı cisme batma miktarı ile ölçülmektedir. Polimerizasyonu tamamlanan örnekler cihaza yerleştirilir, örneğin kısmen polimerize olan alt yüzeyinin tam orta noktasına 0,5 mm çapındaki penetrasyon iğnesi ile 1 mm/dk süresince 12,5 N kuvvet uygulanır ve çıkan sonuç bize sertlik değerini verir (Mills ve ark 1999, Koupis ve ark 2004).

Optik Mikroskop Metodu

Optik mikroskop metodu örneğin ışık geçirgenliği esasına dayanmaktadır (Pianelli ve ark 1999). Örneklerin polimerizasyon öncesi ve sonrasındaki ışık geçirgenlikleri belirlenerek polimerizasyon dereceleri tespit edilmektedir. Yapılan çalışmalara göre elde edilen polimerizasyon derinliği sonuçlarının olduğundan daha fazla bulunduğu belirtilmiştir (Leung ve ark 1984, DeWald ve Ferracane 1987).

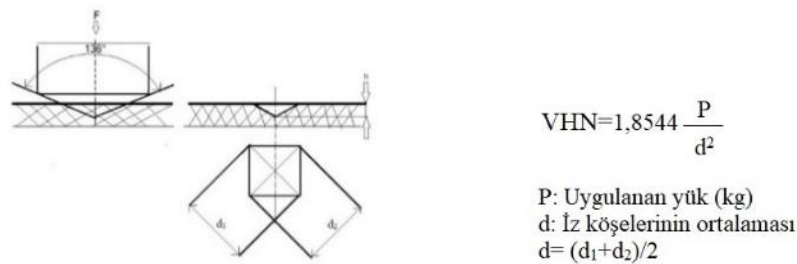
Sertlik Testleri

Sertlik bir malzemenin lokal olarak uygulanan deformasyona karşı direnci olarak tanımlanmaktadır. Bu testlerde belirli boyutlardaki küresel ya da konik uç ile birlikte materyale yük uygulanır, bunun sonucunda cismin yüzeyinde bir iz oluşur. Oluşan bu izin alanı ya da derinliğine göre materyalin gösterdiği direnç ölçülür. Oluşan şeklin büyüklüğü, materyalin sertlik değeri ile ters orantılıdır (Arslan Malkoç 2010, Anusavice ve ark 2013). Materyalin yüzey sertliğini belirlemede; Barcoll, Shore, Rockwell, Brinell, Knoop ve Vickers kullanılan testlerdir. Knoop, Brinell ve Vickers en çok tercih edilen yüzey sertlik testleridir (Kesim B ve Ersoy NM 2011).

Knoop sertlik testinde; piramit şeklinde, karşılıklı iki yüzleri 130° ve 172° açılar ile uzanan, uzun köşesinin uzunluğunun kısa köşesinin 7 katı olan elmas bir uç kullanılmaktadır. Uygulanan yük sonrasında oluşan izin uzun köşegen uzunluğunun izin alanına bölünmesi ile elde edilen değer sertlik değerini vermektedir.

Brinell sertlik testi; makro sertlik testli olarak tanımlanmaktadır. Diş hekimliğinde metal yapılarının sertliğinin ölçümünde kullanılmaktadır. Çelik ya da tungsten karbitden oluşan küresel bir uç ile 30 sn süre ile 123 N yük uygulanır. Uygulanan yük, oluşturduğu yüzey alanına bölünür ve Brinell sertlik değeri elde edilir. Küçük alanlarının sertlik değerini belirlemek için zayıf bir metottur (Ronald Sakaguchi ve John Powers 2012).

Vickers mikro sertlik testi, 1925 yılında İngiltere’de geliştirilmiştir (Callister 2000). Ölçümlerin net bir şekilde yapılabilmesi için temiz ve iyi bir şekilde cilalanmış yüzeyler gerekmektedir. Tepe açısı 136° derece, tabanı kare şeklinde olan bir piramit elmas uç ile yük uygulanır (Ronald Sakaguchi ve John Powers 2012, Callister ve Rethwisch 2018). Ölçülecek malzemenin sertliğine göre test için uygulanacak olan yük belirlenmektedir. Sertliği düşük olan malzemelere uygulanan yük, sertliği yüksek olan malzemelere uygulanan yükten daha az olmaktadır. Uygulanan yük sonrası oluşan izin sol ve sağ köşegeninin uzunlukları, üst ve alt köşegeninin uzunlukları ölçülür ve cihaz tarafından hesaplanır, elde edilen değer Vickers sertlik değeridir (VHN) (Anusavice ve ark 2013). Yapılacak ölçüm farklı noktalarda üç kez tekrarlanır. Oluşan iz küçük ise materyal sert, oluşan iz büyük ise materyal daha yumuşak olarak tanımlanmaktadır; yani oluşan izin büyüklüğü materyalin sertliği ile ters orantılı olarak oluşmaktadır denir. Elde edilen sertlik değeri güvenilirdir. Vickers sertlik değeri $VHN = 1.8544 \cdot (P / d^2)$ formülü ile hesaplanır (P = uygulanan kuvvet, d^2 = iz alanı). Vickers sertlik ölçüm cihazının oluşturduğu çentiğin şeması Şekil 1.3’teki gibidir (Garoushi ve ark 2016).



Şekil 1.3. Vickers sertlik ölçüm cihazının oluşturduğu çentiği şeması (Garoushi ve ark 2016).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

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

Bu çalışmada CAD-CAM ile kazınıp üretilebilen monolitik zirkonya seramik olarak Vita YZ/HT Color (VITA Zahnfabrik, Almanya), DD Bio ZX² (Dental Direkt, Spenge, Almanya), Copra Supreme (Whitepeaks, Lange-heide, Essen-Almanya) (Şekil 2.1), rezin siman olarak ise Panavia SA Cement Plus (Kuraray Noritake Dental Inc, Cotia, São Paulo, Brezilya) ve Calibra Ceram (Dentsply International, Milford, DE, ABD) kullanılmıştır (Şekil 2.2). Yapılan çalışmanın örnek şematize tablosu Tablo 2.1'de, kullanılan materyallerin üretici firmaları, lot numaraları ve içerikleri Tablo 2.2'de yer almaktadır.

Tablo 2.1. Çalışmanın örnek şematize tablosu.

Monolitik Zirkonya Seramikler					
VİTA YZ/HT		DD Bio ZX ²		COPRA SUPREME	
Kontrol	Panavia (n=10) Calibra (n=10)	Kontrol	Panavia (n=10) Calibra (n=10)	Kontrol	Panavia (n=10) Calibra (n=10)
0,5 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)	0,5 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)	0,5 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)
1 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)	1 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)	1 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)
1,5 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)	1,5 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)	1,5 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)
2 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)	2 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)	2 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)
2,5 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)	2,5 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)	2,5 mm	Panavia (n=10) Calibra (n=10)

Tablo 2.2. Kullanılan materyallerin üretici firmaları, lot numaraları ve içerikleri.

MATERYAL	ÜRETİCİ FİRMA	LOT NUMARASI	İÇERİK
Vita YZ/HT	VITA Zahnfabrik, Almanya	1280	ZrO ₂ % 90,4-94,5 Y ₂ O ₃ % 4-6 HfO ₂ % 1,5-2,5 Al ₂ O ₃ % 0-0,3 Er ₂ O ₃ % 0-5 Fe ₂ O ₃ % 0-0,3
DD Bio ZX ²	Dental Direkt, Speenge, Almanya	6162037029	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ : ≥99,0 Y ₂ O ₃ : <6 Al ₂ O ₃ : ≤0,15 Diğer oksitler: ≤0,15
Copra Supreme	Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG, Wesel, Almanya	IR4579A2	Y ₂ O ₃ , %6,93 – 6,97 ZrO ₂ , %0,05 Al ₂ O ₃ , Fe ₂ O ₃ < 0,01% Diğer oksitler < 0,02%
Panavia SA Cement Plus	Kuraray Noritake Dental Inc, Cotia, São Paulo, Brezilya	8K0023	A Pastası: Bis-GMA, TEGDMA, dimetakrilat, 10-MDP, silanize kolloidal silika, silanize BA cam doldurucu fotoinhibitör, kimyasal başlatıcılar B Pastası: Bis-GMA, Dimetakrilat, silanize kolloidal silika, silanize BA cam doldurucu, silanize NaF, kimyasal aktivatör pigmentler
Calibra Ceram	Dentsply International, Milford, DE, ABD	0050597	UDMA, Di-Tri Dimetakrilat, fosforik asit modifiye akrilik rezin, baryum boron fluoroalüminosilikat cam, organik peroksit, kamfarokinon, organik peroksit başlatıcı, fosfen oksit, UV stabilizatör, butil hidroksi toluen
Ultradent Polish Mint	Ultradent, South Jordan, Utah, ABD	BDK64	Elmas tozu: % 2-5 Sukraloz: %0.5-2



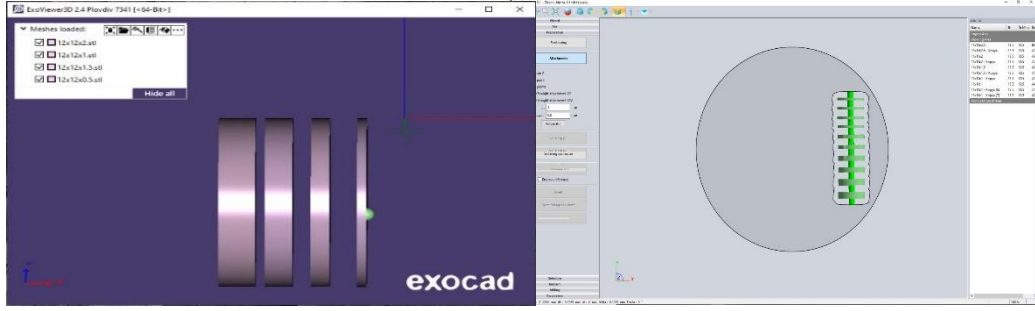
Şekil 2.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkon CAD-CAM diskler.



Şekil 2.2. Çalışmada kullanılan hem kimyasal hem ışıkla polimerize rezin simanlar.

2.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması

Monolitik zirkonya bloklardan elde edilecek olan zirkonya örneklerin tasarımı bir CAD yazılımı (Exocad, GmbH, Darmstadt, Almanya) programında gerçekleştirilmiştir. Her bir örneğin sinterleme sonrası büzülme miktarı dikkate alınarak beş farklı kalınlıkta (0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm ve 2,5 mm) toplam on beş adet örnek tasarlanmıştır (Şekil 2.3). Tasarımı yapılan örneklerin kazıma işlemi CAD cihazında (Yenamak D50 Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.4).



Şekil 2.3. Monolitik zirkonya bloklardan elde edilecek örneklerinCAD yazılımı programında tasarlanması (Exocad, GmbH, Darmstadt, Almanya).



Şekil 2.4. Monolitik zirkonya bloklardan elde edilecek örneklerin CAD-CAM cihazında kazınması (Yenamak D50 Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye).

Hazırlanan örnekler üretici firmalarının talimatları doğrultusunda sinterizasyon fırınında (Protherm Furnace, Ankara, Türkiye) sinterizasyon işlemine tabii tutulmuştur. DD Bio ZX² monolitik zirkonya seramiklerin sinterleme parametreleri Tablo 2.3'te, Copra Supreme monolitik zirkonya seramiklerin sinterleme parametreleri Tablo 2.4'te ve Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya seramiklerin sinterleme parametreleri ise Tablo 2.5'te belirtilmiştir.

Tablo 2.3. DD Bio ZX² monolitik zirkonya seramiklerin sinterlenme parametreleri

	ISI (°C)	ISINMA ORANI (°C/dakika)	BEKLETME ZAMANI (dakika)
Isınma	900	8	-
Bekleme	900	-	30
Isınma	1450	3	-
Bekleme	1450	-	120
Soğutma	200	10	-

Tablo 2.4. Copra Supreme monolitik zirkonya seramiklerin sinterlenme parametreleri.

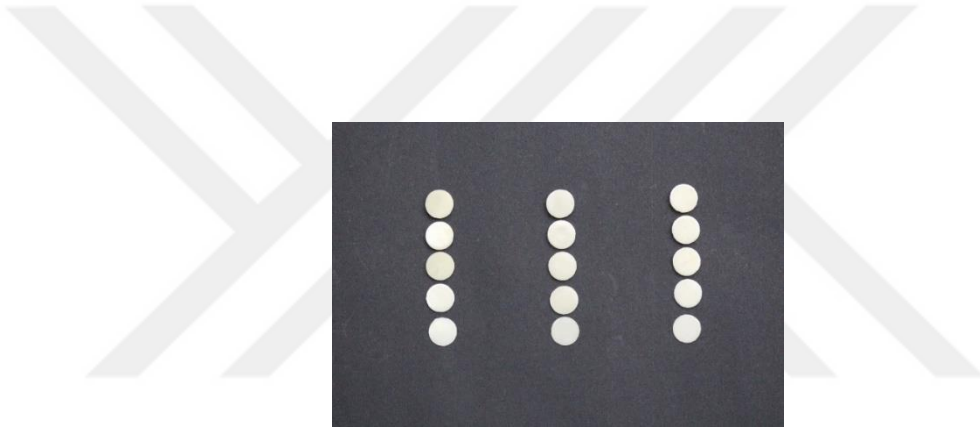
	ISI (°C)	ISINMA ORANI (°C/dakika)	BEKLETME ZAMANI (dakika)
Isınma	950	10	-
Bekletme			
Isınma	1500	6	
Bekletme	1500	-	90
Soğutma	Sinterizasyon fırının içinde bekletme		

Tablo 2.5. Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya seramiklerin sinterlenme parametreleri.

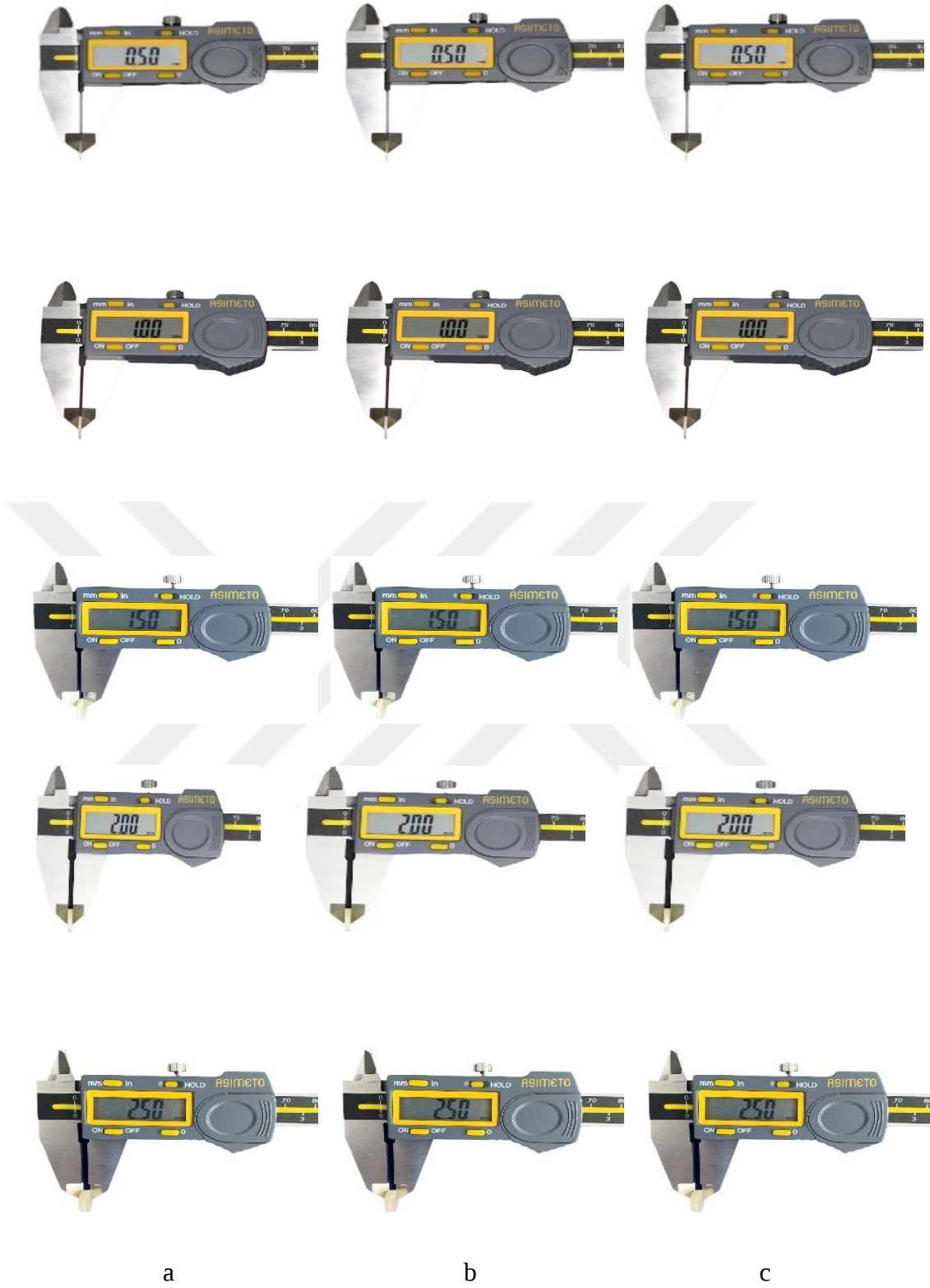
	%	°C	Isı Artışı (dakika)	Isı Artışı °C/dakika	Final Isısı °C	Bekleme Süresi (dakika)	Soğuma °C	%
Vita YZ/HT Universal	100	25	83:49	17	1450	120:00	200	100

Sinterizasyon işleminden sonra yüzeylerde standardizasyonu sağlamak amacıyla tüm zirkonya örnekler su soğutması altında #600, #800, #1000, #1200 ve #1500 grenli silikon karbid aşındırıcı kağıtlar (English Abrasive and Chemicals Ltd., Stafford, ABD) ile zımparalanmış, dijital bir kumpas (Asimeto, TESA, Fransa)

yardımı ile kalınlıkları kontrol edilmiştir (Şekil 2.6). Son olarak tüm seramik yüzeyler elmas tozu içerikli polisaj patı (Diamond Polish Mint, Ultradent, South Jordan, UT, ABD) ve lastikler (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya) ile polisajlanmıştır (Şekil 2.7). Her bir seramik örneğin polisaj işlemi, önce tek doğrultuda uygulanmış, daha sonra aynı doğrultuda polisajdan kaynaklanan çizikleri ortadan kaldırmak amacıyla dikey doğrultuda 10.000 RPM' de iki yönde gerçekleştirilmiştir. Polisaj işlemi su soğutmasız bir şekilde düşük devirli mikromotor (KaVo Intramatic 181 DBN, KaVo Dental GmbH, Almanya) ve anguldruva (KaVo Contra Angle 500, KaVo Dental GmbH, Almanya) ile her bir örnek için 30 sn süre ile uygulanmıştır. Polisaj işleminden sonra tüm zirkonya örnekler basınçlı hava su spreyi ile yıkanıp kurulanmıştır.



Şekil 2.5. Monolitik zirkonya seramik örnekler.



Şekil 2.6. CAD-CAM cihaz ile elde edilen seramik örneklerin final kalınlıklarının kumpas ile ölçümü (a: VİTA YZ/HT Color, b: DD Bio ZX², c: Copra Supreme).



Şekil 2.7. Seramik örneklerde kullanılan polisaj lastiği ve patı (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya, Diamond Polish Mint, Ultradent, South Jordan, UT, ABD).

2.2. Rezin Siman Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan, iki farklı firmaya ait rezin siman kullanılmıştır. Kullanılan rezin simanların üretici firmaları ve içerikleri Tablo 2.2’de verilmiştir. Hazırlanan rezin siman örneklerin standart bir kalınlığa sahip olması için 25 x 75 mm ebatlarında 170 µm kalınlığında bir kalıp hazırlanmış ve levhanın merkezine örneklerin çapına eşit olacak şekilde bir boşluk oluşturulmuştur. Hazırlanan kalıp ile aynı boyutlardaki lam üzerine şeffaf bant konup üzerine kalıp yerleştirilmiştir. Üretici firma talimatlarına göre karıştırılan rezin simanlar kalıp ortasındaki siman boşluğuna uygulanıp üzeri tekrar şeffaf bant ve lam ile kapatılmıştır. Rezin simanların alt ve üst yüzeylerine yerleştirilen şeffaf bantlar ile hem düz bir yüzey elde edilmiş, hem de oksijenin polimerize edici etkisi ortadan kaldırılmıştır.

Kontrol grubunu elde etmek için hazırlanan rezin simanların üzerine herhangi bir seramik kesit uygulanmamış ve her bir siman için 10’ar adet örnek dış ortamdan gelen ışığı ortadan kaldırmak için hazırlanan karanlık kutu içerisinde Light Emitting Diode (LED) ışık cihazı yardımıyla firma talimatları doğrultusunda 20 sn süre ile polimerize edilerek hazırlanmıştır (Şekil 2.8). Çalışmanın diğer gruplarındaki örnekler için rezin simanlar hazırlanan aynı kalıba uygulanmış ve lam üzerine farklı kalınlıklardaki örnekler sırayla yerleştirilip karanlık kutu içerisinde polimerize edilmiştir. Yapılan Power analizi sonucuna göre her bir seramik kesit ve kontrol grupları için 10’ar adet olmak üzere toplamda 320 adet örnek hazırlanmıştır (n=10). Elde edilen örnekler 37 °C’de 24 saat boyunca ışık almayacak şekilde muhafaza edilmiştir (Lopes ve ark 2015, Bansal ve ark 2016).



Şekil 2.8. Rezin siman örneklerin polimerizasyonu.

2.3. Rezin Siman Örneklerin Dönüşüm Derecesi Ölçümleri

Hazırlanan rezin siman örneklerin polimerizasyon derecesi ölçümleri Selçuk Üniversitesi İleri Teknik Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan Fourier Dönüşüm Infrared Spektroskopisi (FTIR) cihazında (Vertex 70, Billerica, Massachusetts, ABD) gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.9).

Örneklerin ölçümüne başlamadan önce dış çevre faktörünü elimine etmek için arka plan (background) spektrumu alınmış ve her 20 örnekte bir tekrarlanmıştır. Rezin simanların polimerizasyon öncesi karbon bağ değerlerini belirlemek için her bir simandan 10'ar adet örnek hazırlanıp FTIR cihazına yerleştirilmiş, 4000 ile 400 cm^{-1} dalga boyları arasında 4 cm^{-1} çözünürlükte her dalga boyundan 32 defa tarama yapılarak ölçümler gerçekleştirilmiştir. Bu işlemin ardından diğer örneklerde olduğu gibi 24 saat boyunca karanlık ortamda muhafaza edilerek polimerizasyonun tamamlanması beklenmiştir. Kalan tüm örnekler için aynı işlemler tekrarlanıp ölçümler tamamlanmıştır. Rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi aşağıdaki formül ile hesaplanmıştır (Rueggeberg ve ark 1990).

$$DC = \left(1 - \frac{[\text{abs}(1637 \text{ cm}^{-1}) / \text{abs}(1608 \text{ cm}^{-1})]_{\text{polimer}}}{[\text{abs}(1637 \text{ cm}^{-1}) / \text{abs}(1608 \text{ cm}^{-1})]_{\text{monomer}}} \right) \times 100$$

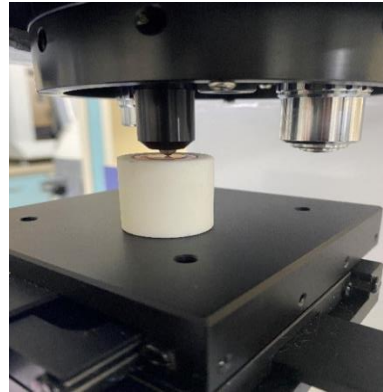
(abs; absorbans; DC; dönüşüm derecesi)



Şekil 2.9. ATR-FTIR cihazında rezin siman örneklerin ölçümlerinin yapılması.

2.4. Resin Siman Örneklerin Vickers Mikrosertlik Değerlerinin Ölçümleri

Resin siman örneklerin Vickers mikrosertlik ölçümleri Selçuk Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir. FTIR ölçümü tamamlanan örnekler aynı gün içerisinde Vickers mikrosertlik testine tabii tutulmuştur (Şekil 2.10). Düz bir zemin üzerine yerleştirilen örnekler cihazda bulunan mikroskop ile taranmış ve ölçüm yapılacak alan seçilmiştir. Her gruptaki örneğe tepe açısı 136° olan kare tabanlı piramit elmas batıcı uç yardımıyla üç farklı noktadan 0,015 mm/sn hız ile 15 sn süre boyunca 50 gram kuvvet (50 grf) uygulanmıştır. Yapılan ardışık ölçümler yaklaşık olarak birbirinde 0,5 mm uzaklıkta gerçekleştirilmiştir. Örnekler üzerinde iz oluşturulduktan sonra Vickers Hardness Number (VHN) kaydedilmiş ve her üç ölçümün ortalaması alınmıştır.



Şekil 2.10. Resin siman örneklerin vickers mikrosertlik cihazında sertliklerinin ölçülmesi.

2.5. İstatistiksel Analiz

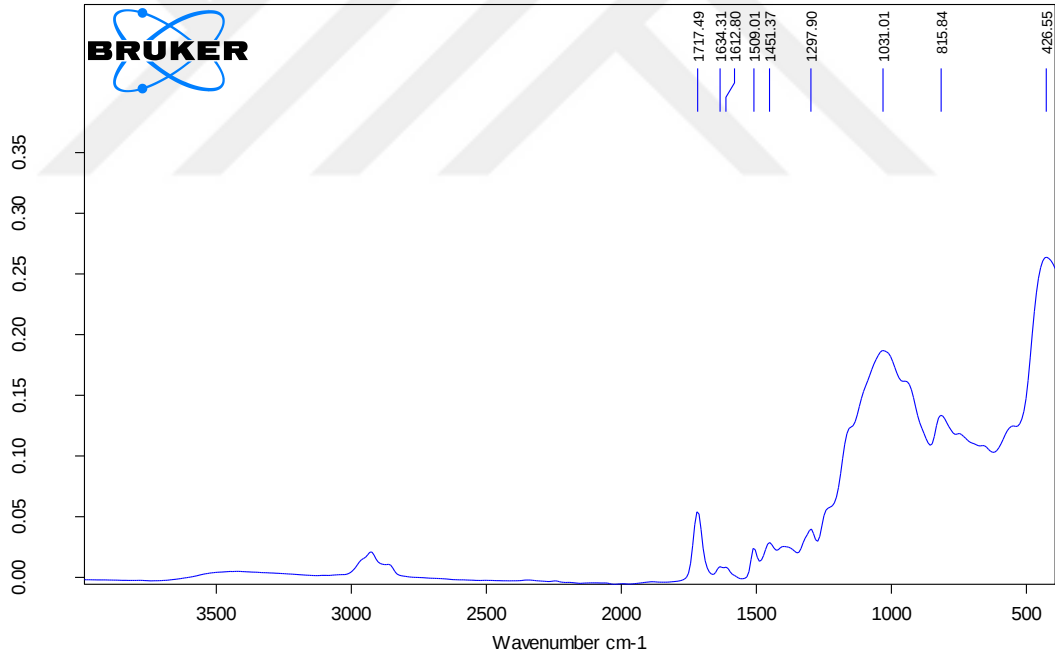
Verilerin istatistiksel analizinde IBM SPSS V23 (IBM Corp, Chicago, ABD) ve RStudio (RStudio Inc., Boston, ABD) kullanılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk Testi ile incelenmiştir. Seramik tipi, kalınlık ve simana göre Vickers değerlerinin karşılaştırılmasında üç yönlü varyans analizi (ANOVA) testi kullanılmış ve çoklu karşılaştırmalar ise Tukey HSD Testi ile incelenmiştir. Dönüşüm derecesi verilerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelenmiştir. Seramik tipi, kalınlık ve simana göre normal dağılım göstermeyen verilerin dönüşüm derecesi değerlerinin karşılaştırılmasında üç yönlü Robust ANOVA kullanılmış ve çoklu karşılaştırmalar ise Bonferroni Yöntemi ile gerçekleştirilmiştir. Her bir seramik tipi, kalınlık ve simanda normal dağılan Vickers ve dönüşüm derecesi değerleri arasındaki ilişki Pearson korelasyon katsayısı ile normal dağılım göstermeyen veriler ise Spearman's rho korelasyon katsayısı ile incelenmiştir. Analiz sonuçları ortalama $\pm$ standart sapma ve ortanca (minimum – maksimum) şeklinde sunulmuştur. Önem düzeyi $P < 0,05$ olarak alınmıştır.

3. BULGULAR

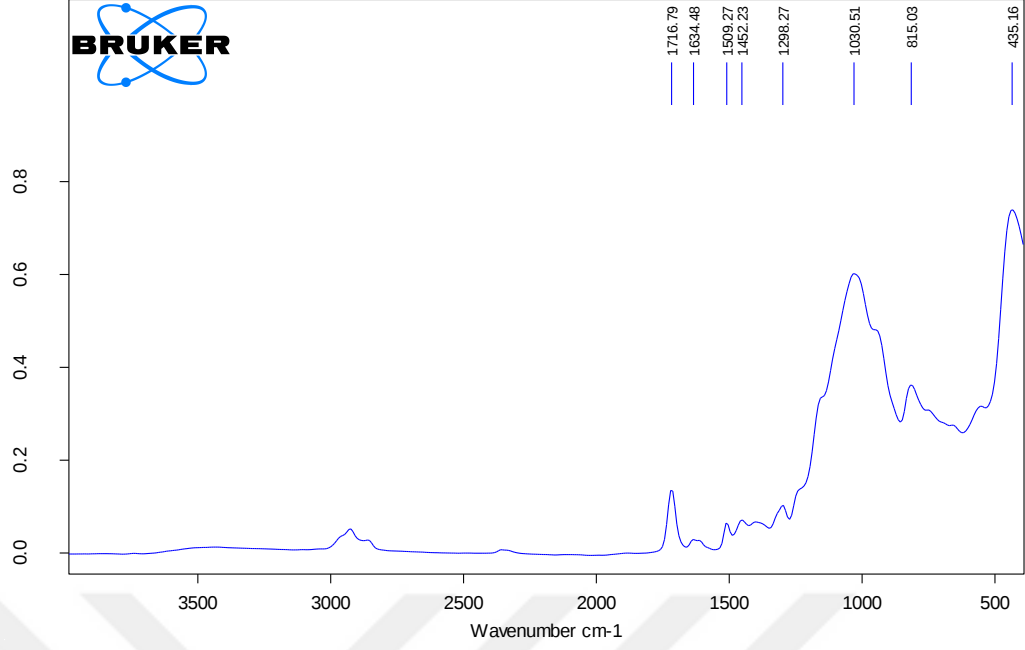
Üç farklı markaya ait monolitik zirkonya seramiklerden farklı kalınlıklarda hazırlanan örneklerle gerçekleştirilen polimerizasyon sonucu, hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan iki farklı markaya ait olan rezin simanın dönüşüm derecesi ve Vickers yüzey mikrosertlik değerleri ölçülmüştür.

3.1. Absorbsiyon Grafikleri

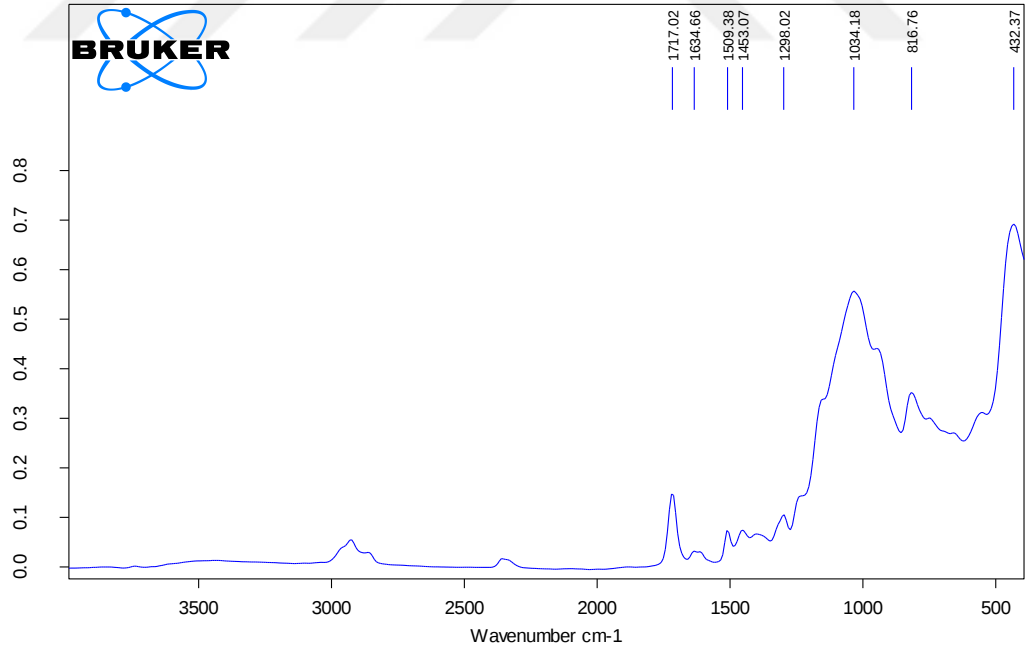
FTIR analizi sonucunda rezin siman örneklerin 4000 ile 400 cm^{-1} dalga boyları arasındaki değerleri yapılan taramalar sonucunda elde edilmiştir. Resin siman için Şekil 3.1-30 aralığındaki grafiklerde alifatik karbon çift bağı değerleri için 1637 cm^{-1} ve aromatik karbon çift bağı değeri için 1608 cm^{-1} dalga boylarındaki C=C bağlarının ışık absorpsiyonu peek değerleri kullanılmıştır.(Şekil 3.1-30).



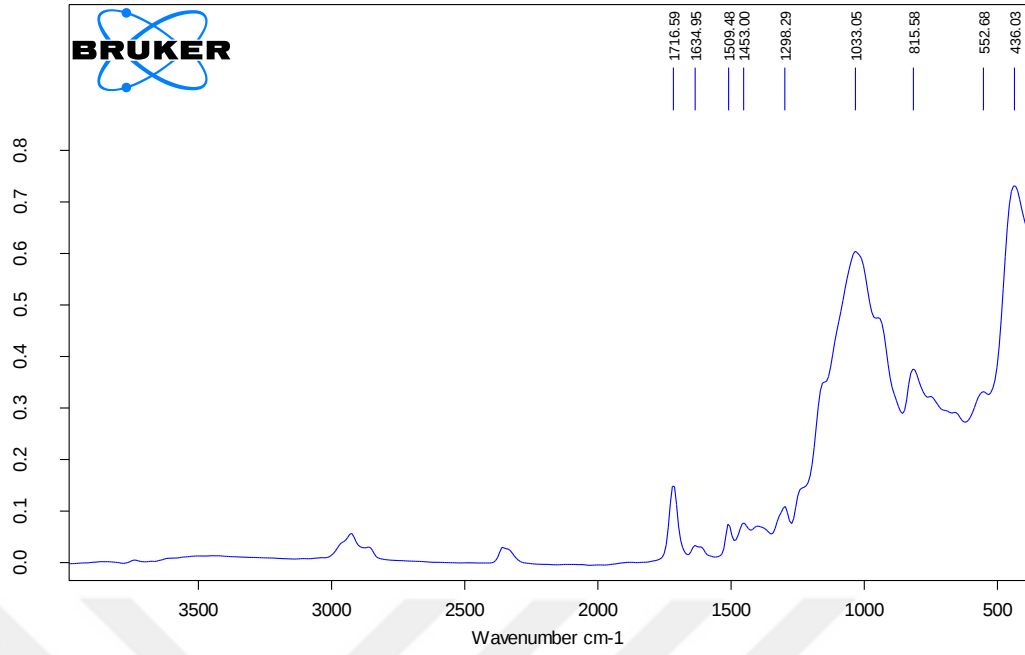
Şekil 3.1. Kalınlığı 0.5 mm olan Vita YZ/HT Color kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği.



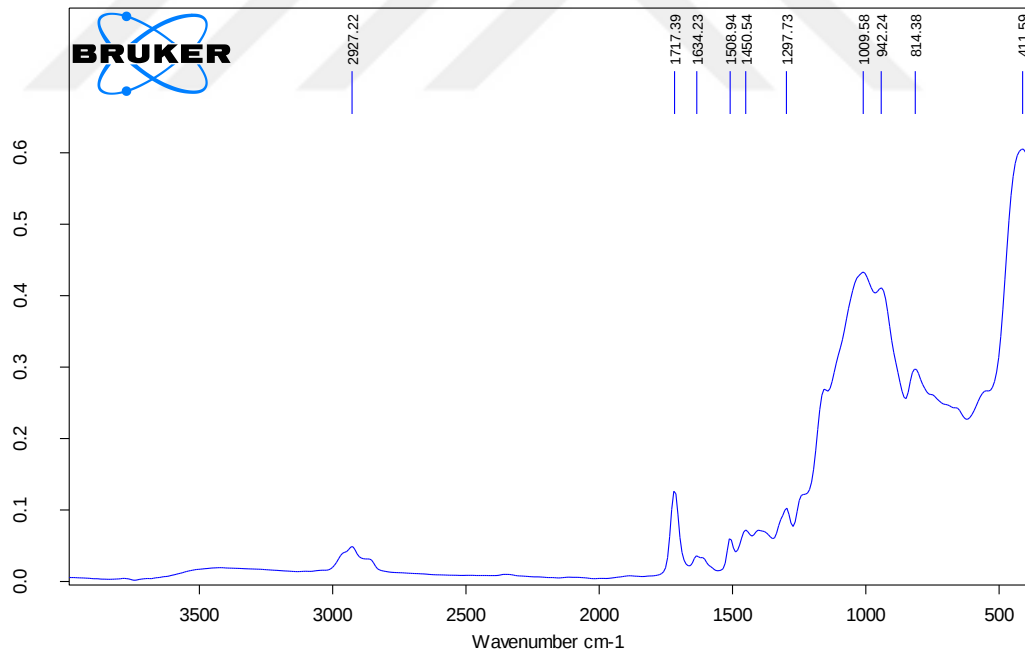
Şekil 3.2. Kalınlığı 1 mm olan Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



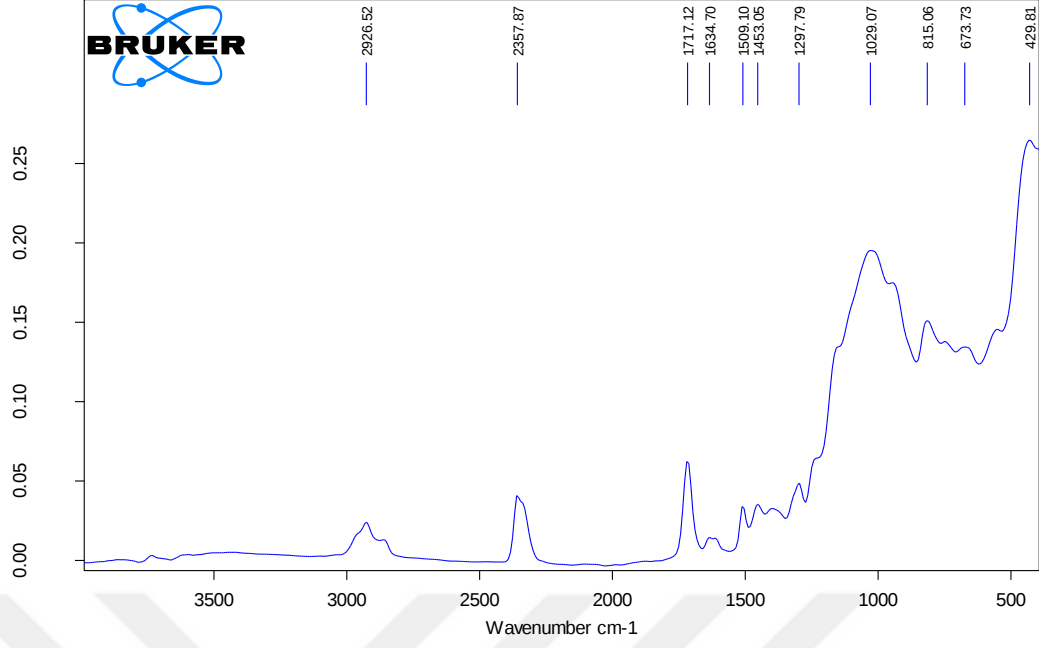
Şekil 3.3 Kalınlığı 1,5 mm olan Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



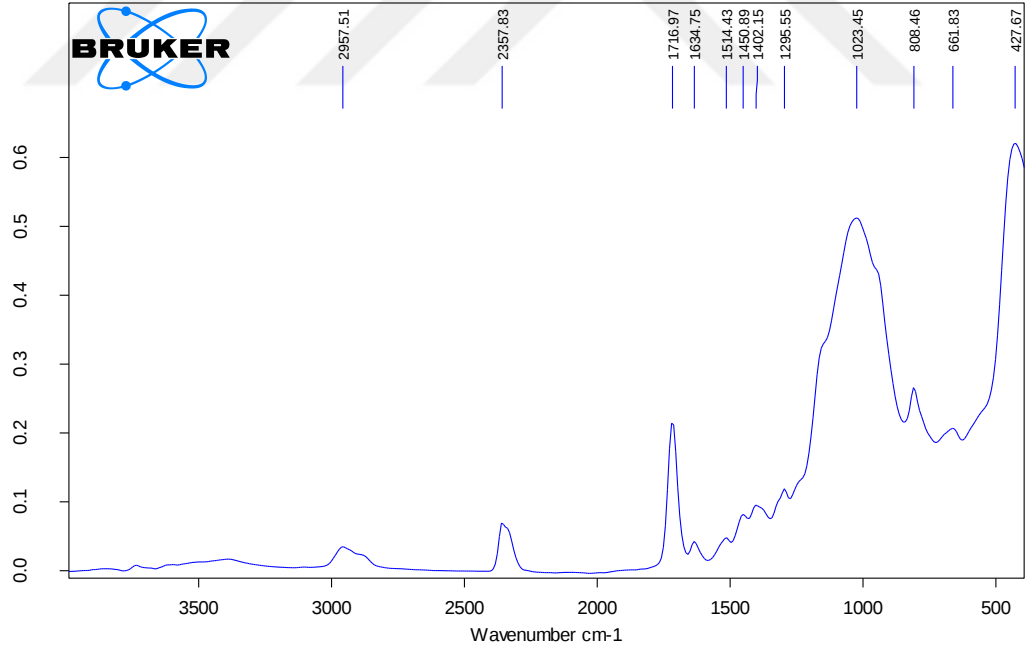
Şekil 3.4 Kalınlığı 2 mm olan Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



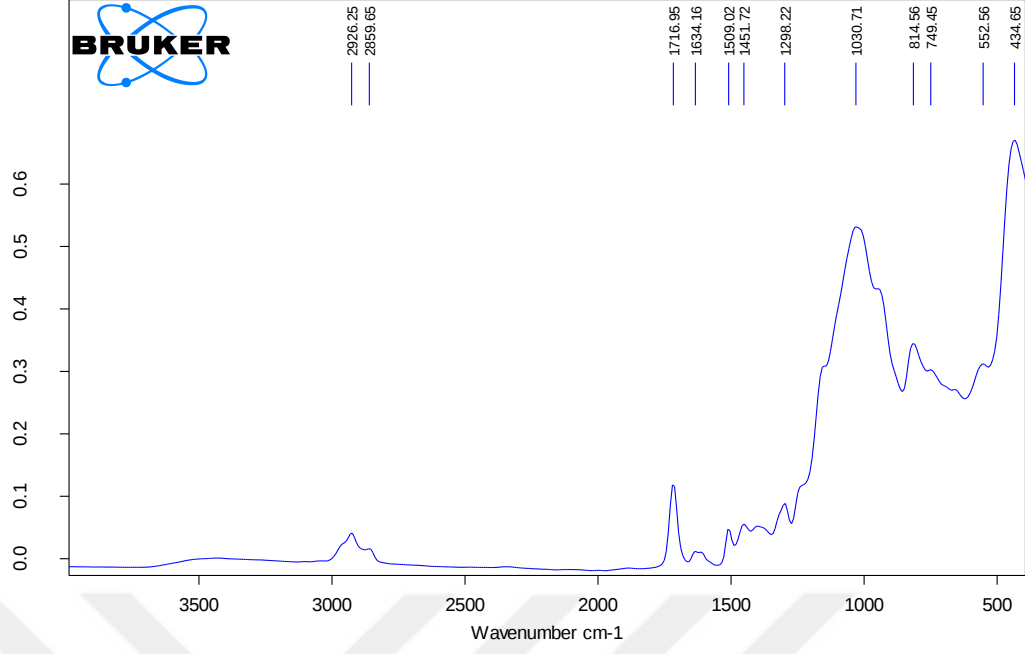
Şekil 3.5 Kalınlığı 2,5 mm olan Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



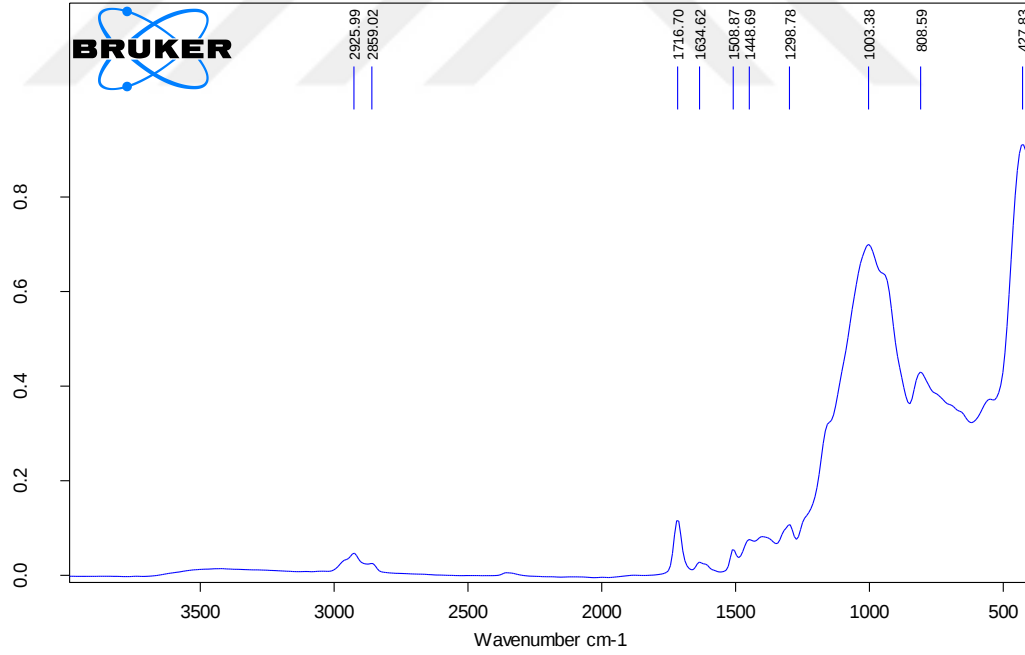
Şekil 3.6 Kalınlığı 0,5 mm olan DD Bio ZX² monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



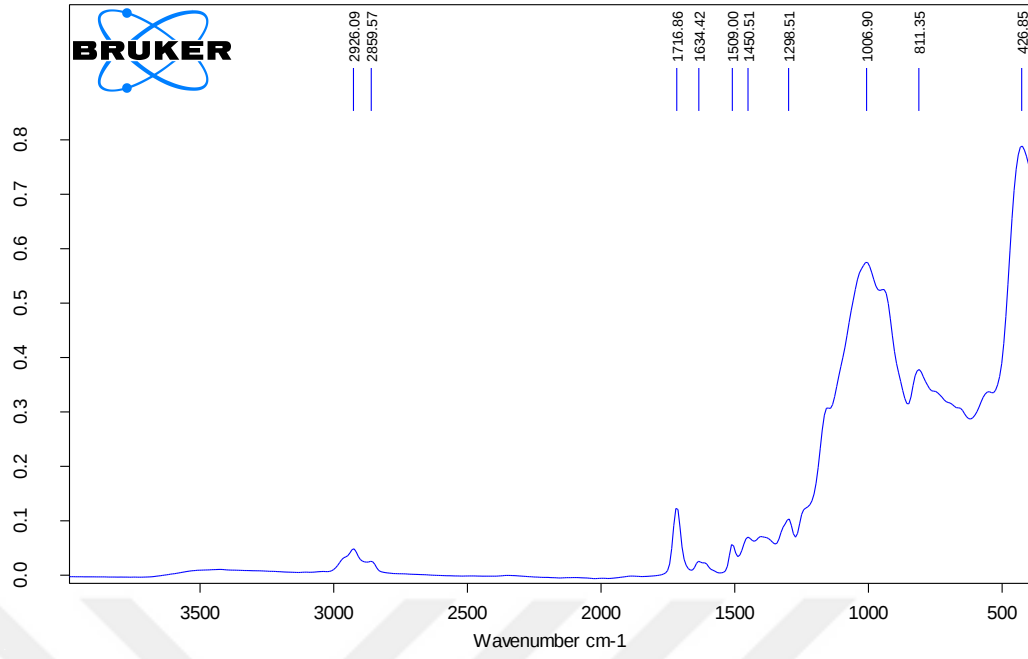
Şekil 3.7 Kalınlığı 1 mm olan DD Bio ZX² monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



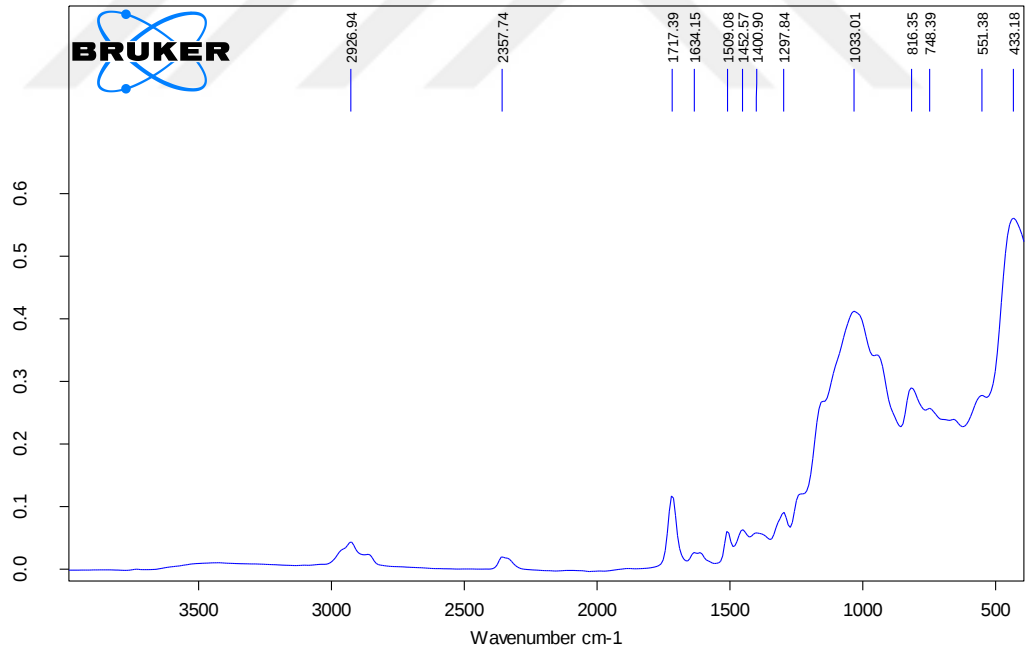
Şekil 3.8 Kalınlığı 1,5 mm olan DD Bio ZX² monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



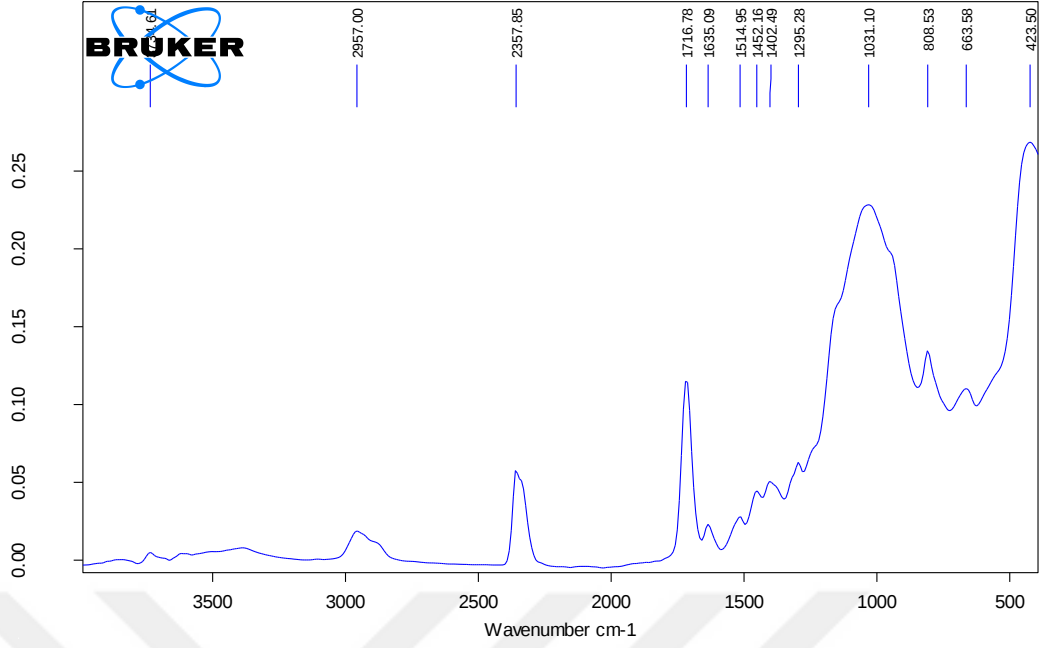
Şekil 3.9 Kalınlığı 2 mm olan DD Bio ZX² monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



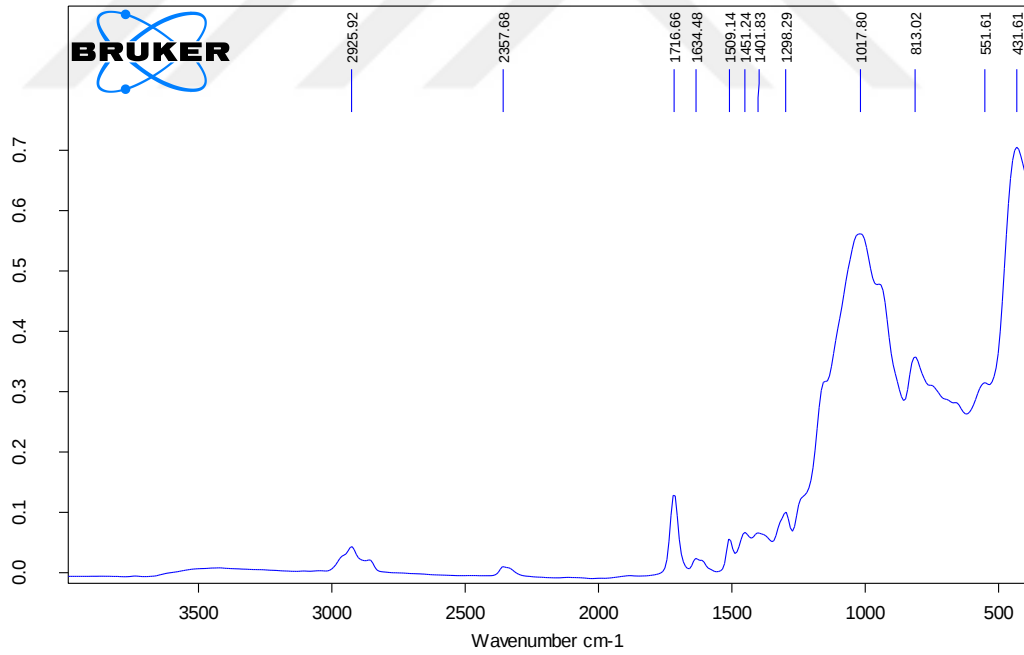
Şekil 3.10 Kalınlığı 2,5 mm olan DD Bio ZX² monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan resin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



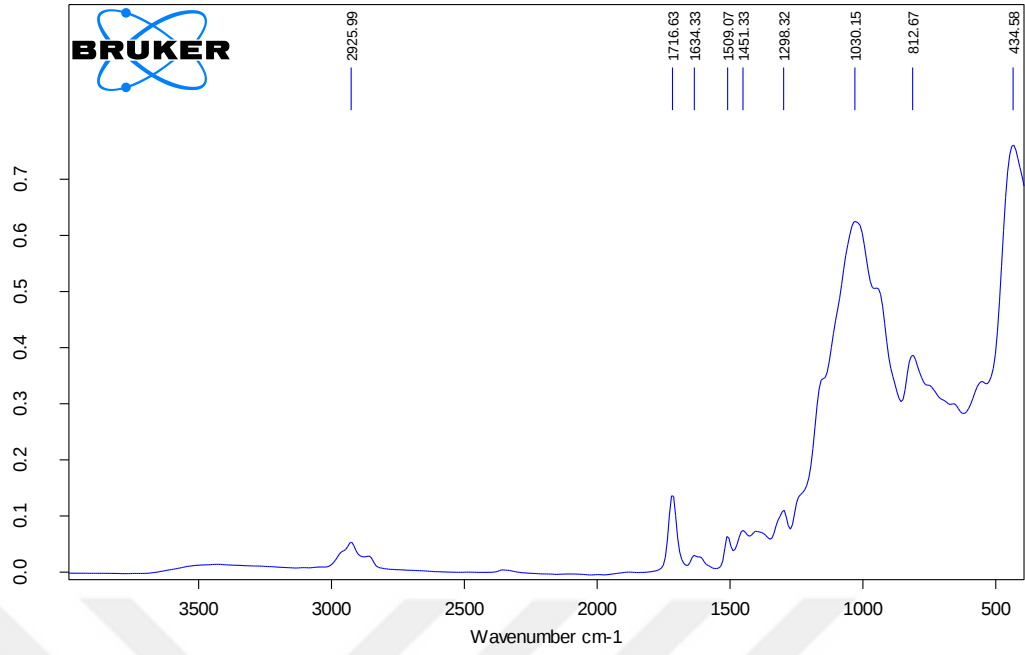
Şekil 3.11 Kalınlığı 0,5 mm olan Copra Supreme monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan resin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



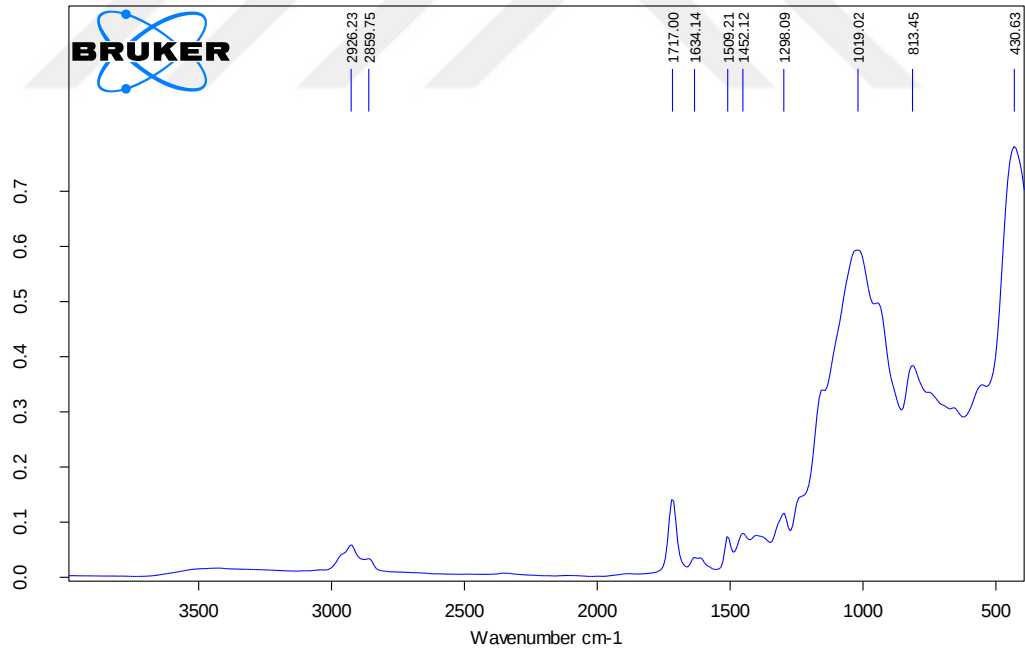
Şekil 3.12 Kalınlığı 1 mm olan Copra Supreme monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



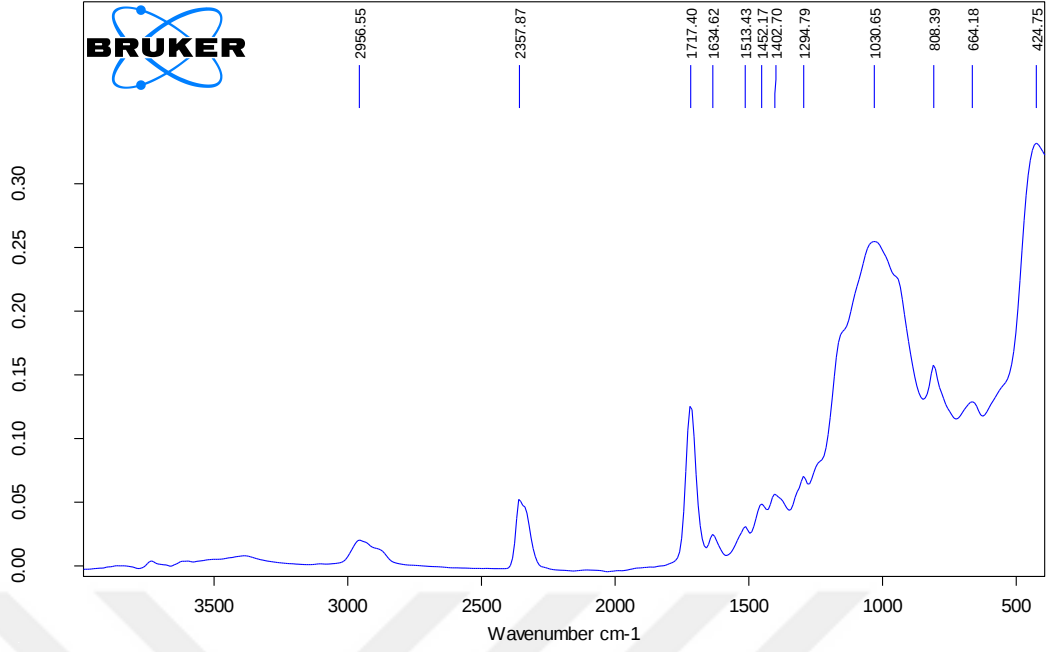
Şekil 3.13 Kalınlığı 1,5 mm olan Copra Supreme monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



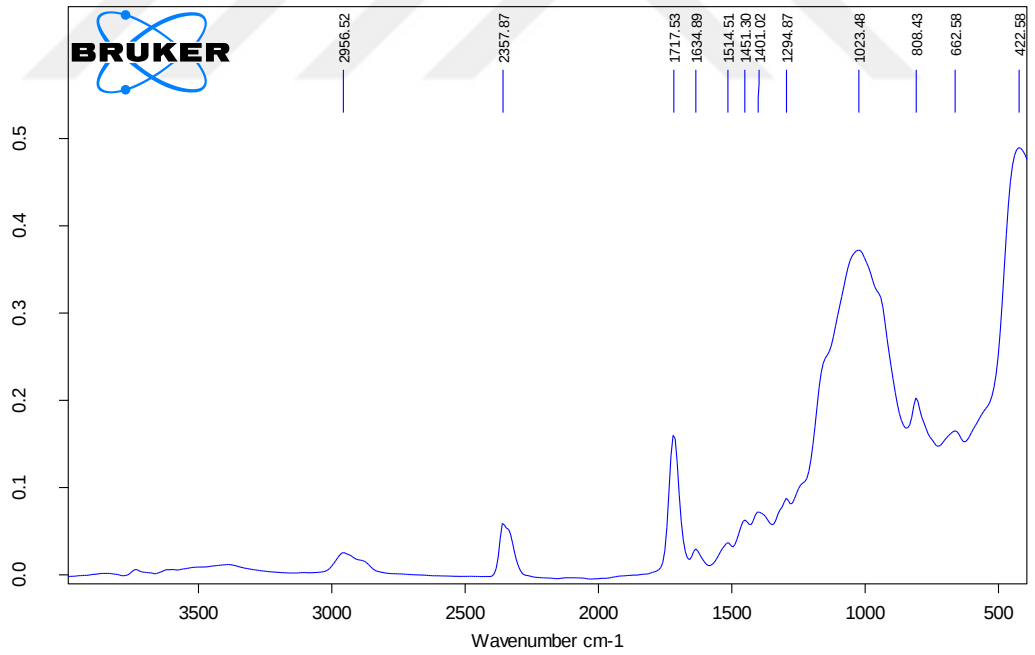
Şekil 3.14 Kalınlığı 2 mm olan Copra Supreme monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



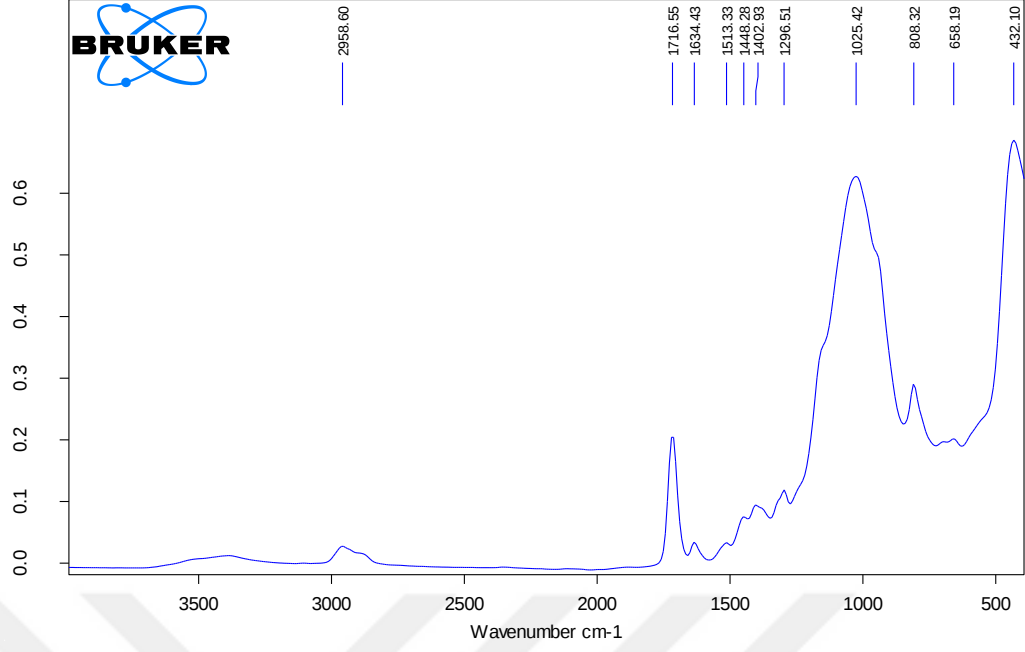
Şekil 3.15 Kalınlığı 2,5 mm olan Copra Supreme monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Panavia ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



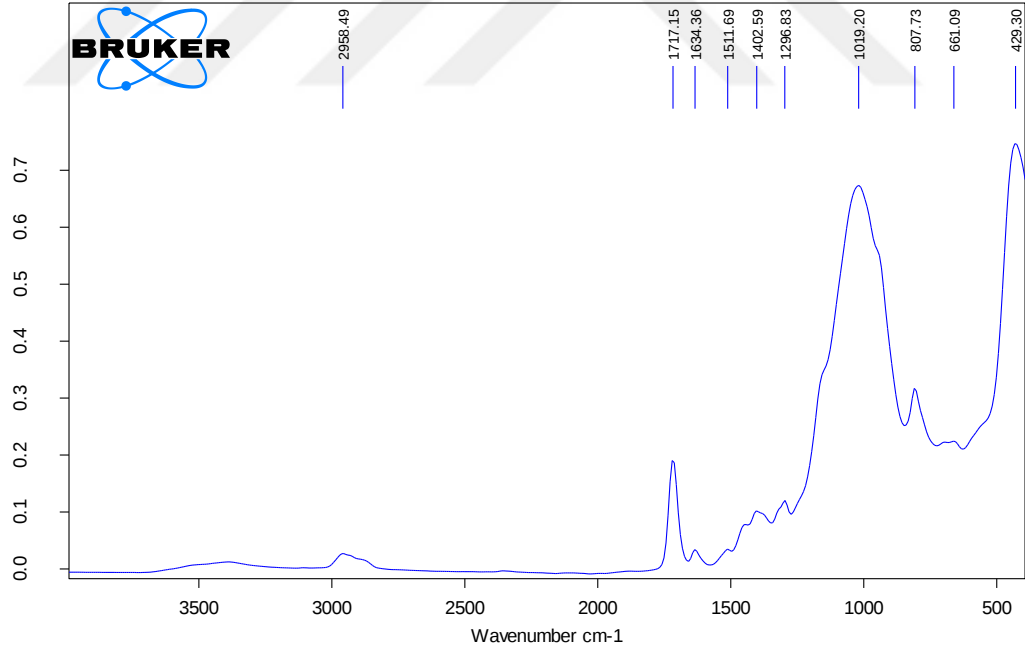
Şekil 3.16. Kalınlığı 0,5 mm olan Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



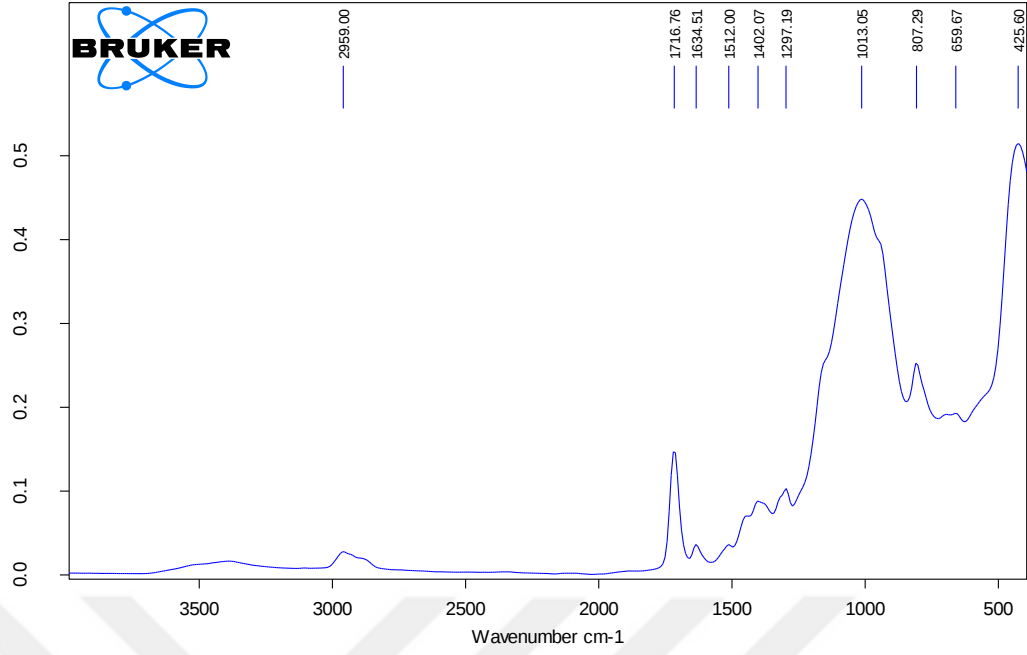
Şekil 3.17. Kalınlığı 1 mm olan Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



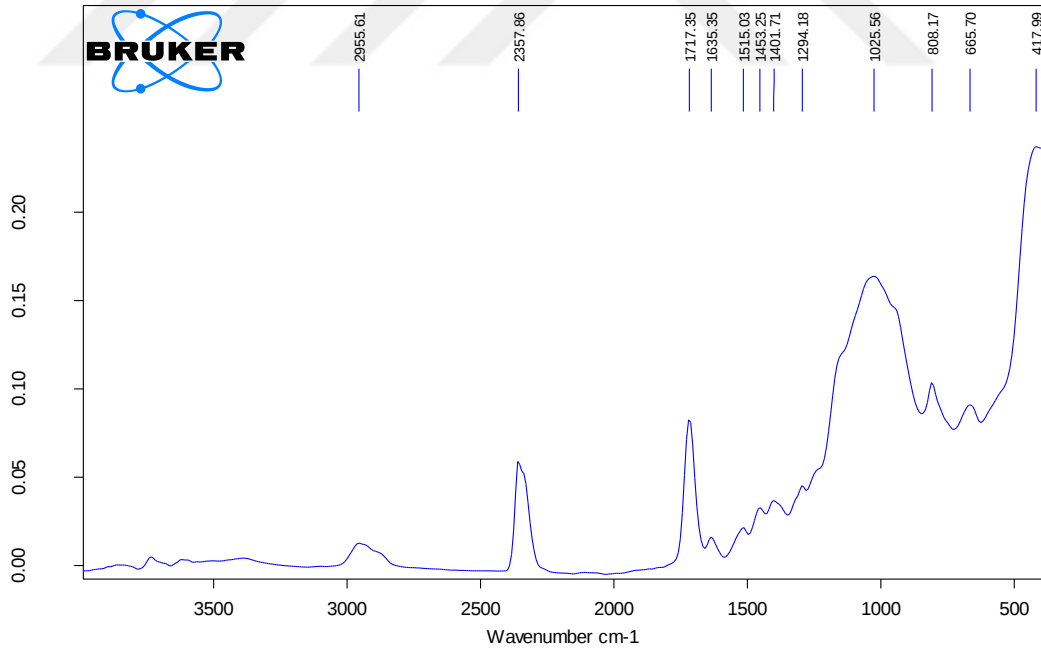
Şekil 3.18. Kalınlığı 1,5 mm olan Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



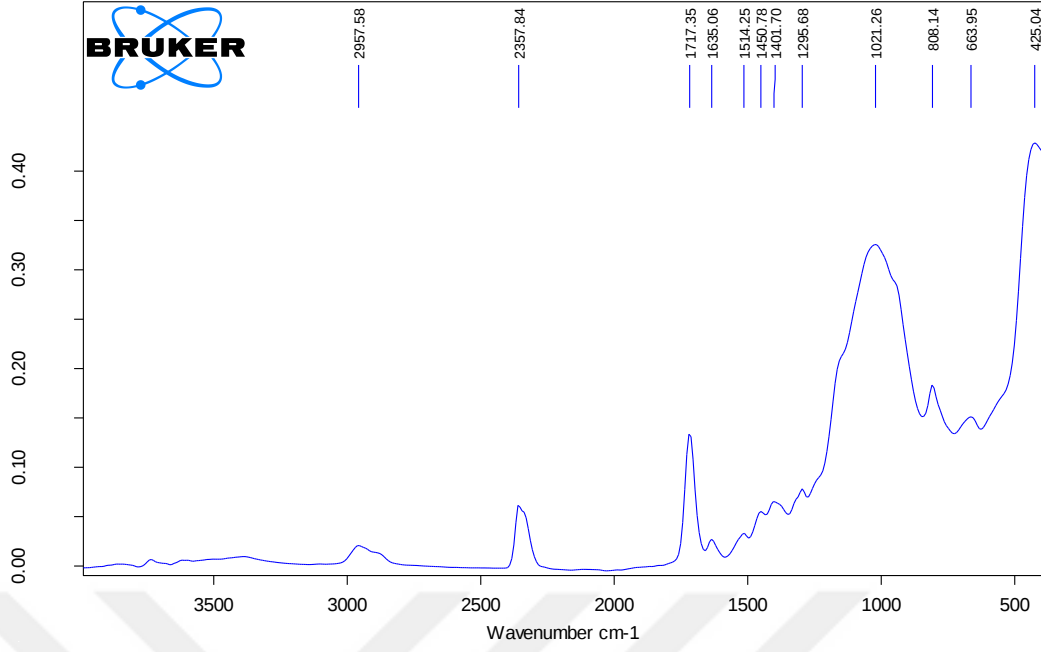
Şekil 3.19. Kalınlığı 2 mm olan Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



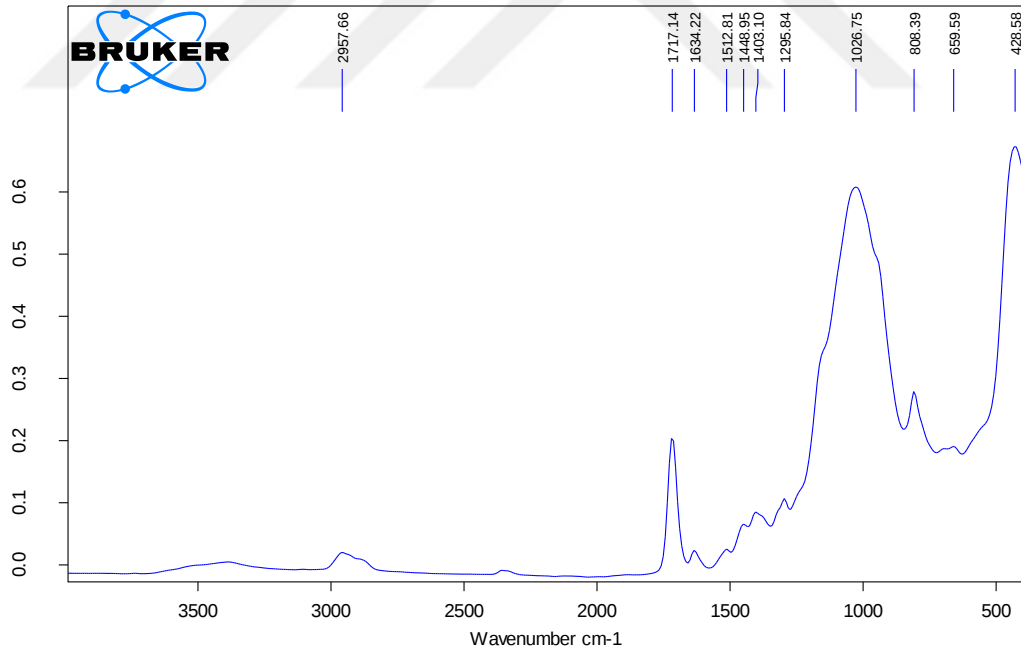
Şekil 3.20. Kalınlığı 2,5 mm olan Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



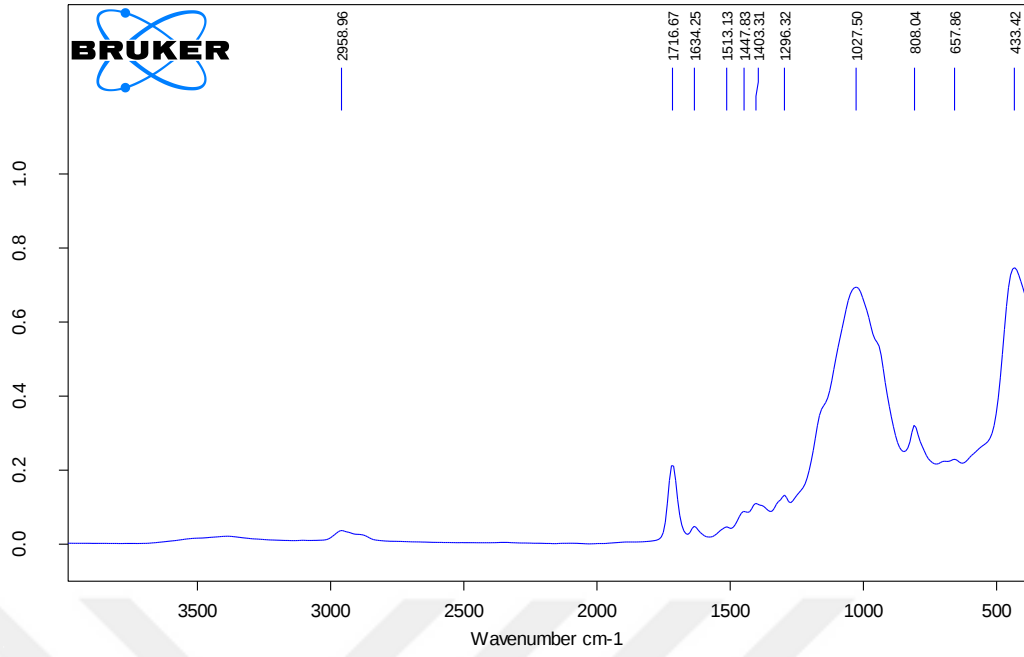
Şekil 3.21. Kalınlığı 0,5 mm olan DD Bio ZX² monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



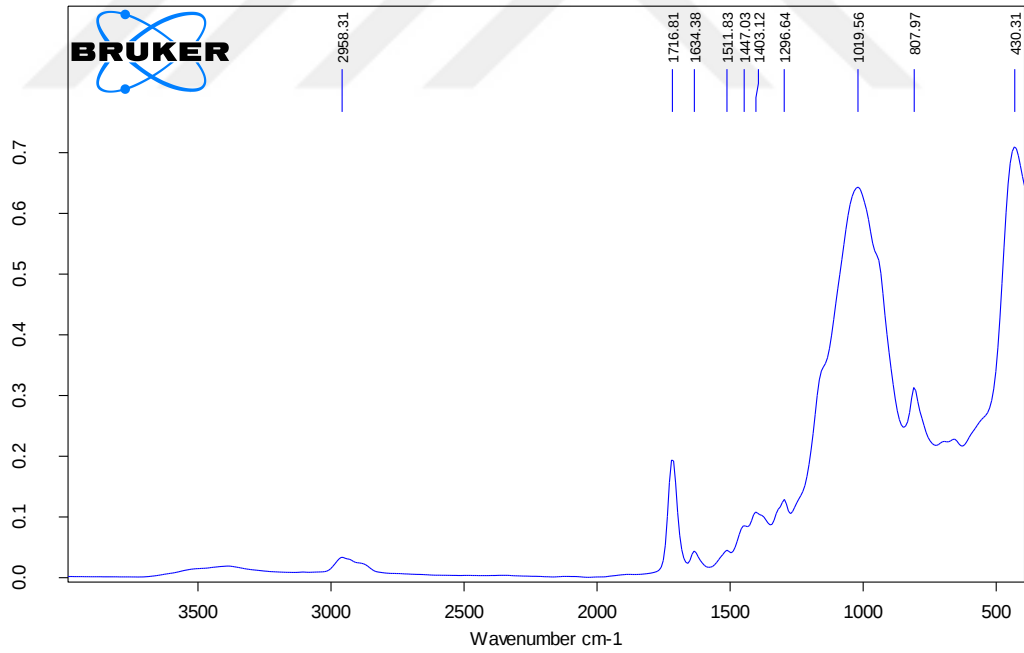
Şekil 3.22. Kalınlığı 1 mm olan DD Bio ZX² monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



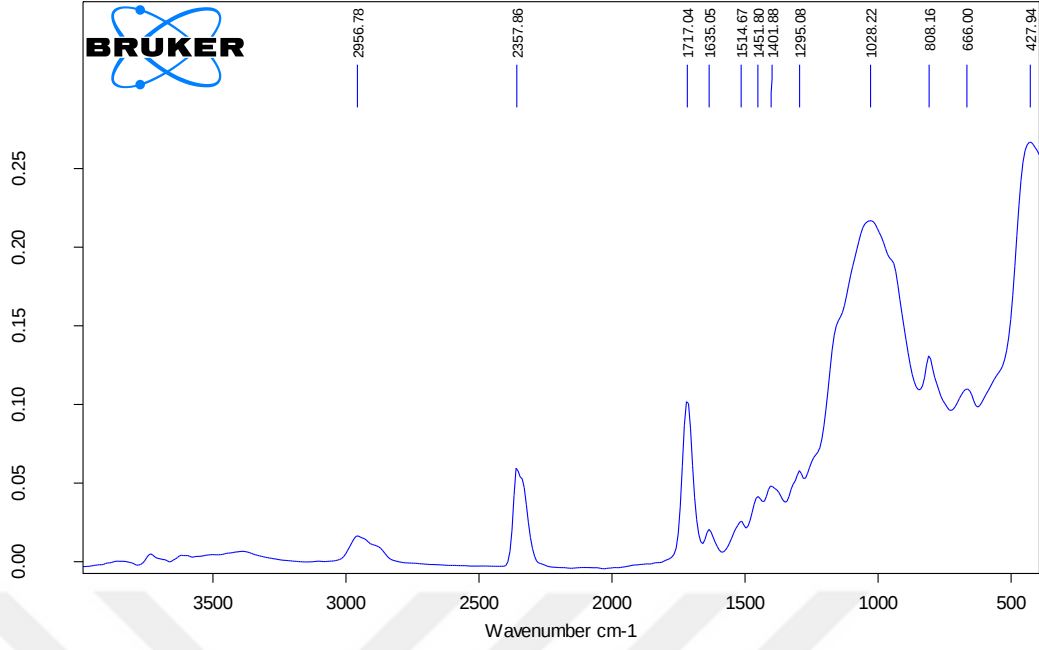
Şekil 3.23. Kalınlığı 1,5 mm olan DD Bio ZX² monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



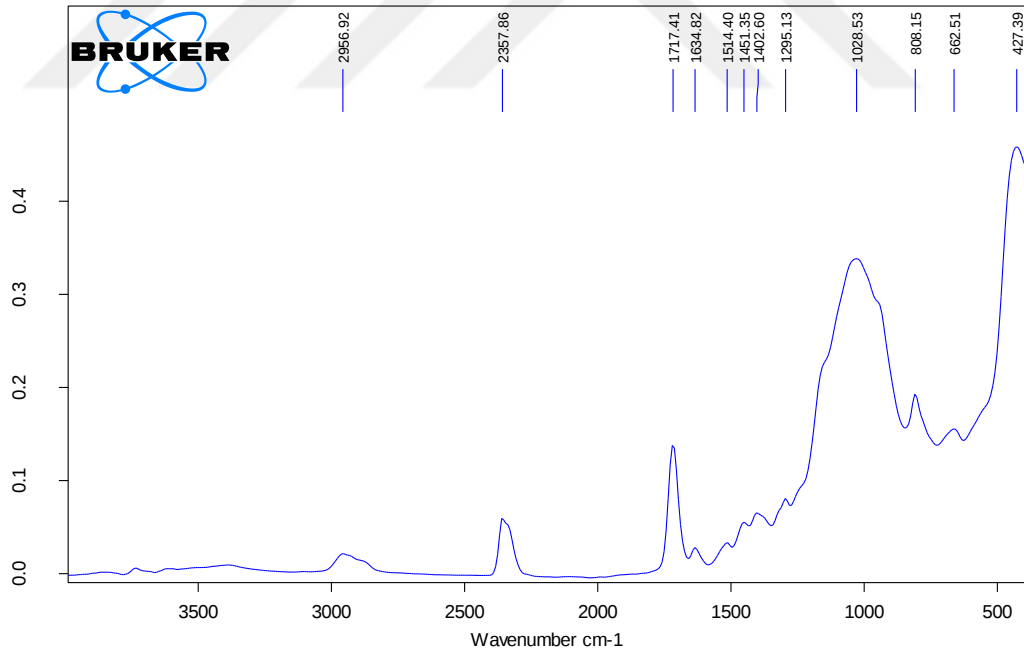
Şekil 3.24. Kalınlığı 2 mm olan DD Bio ZX² monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



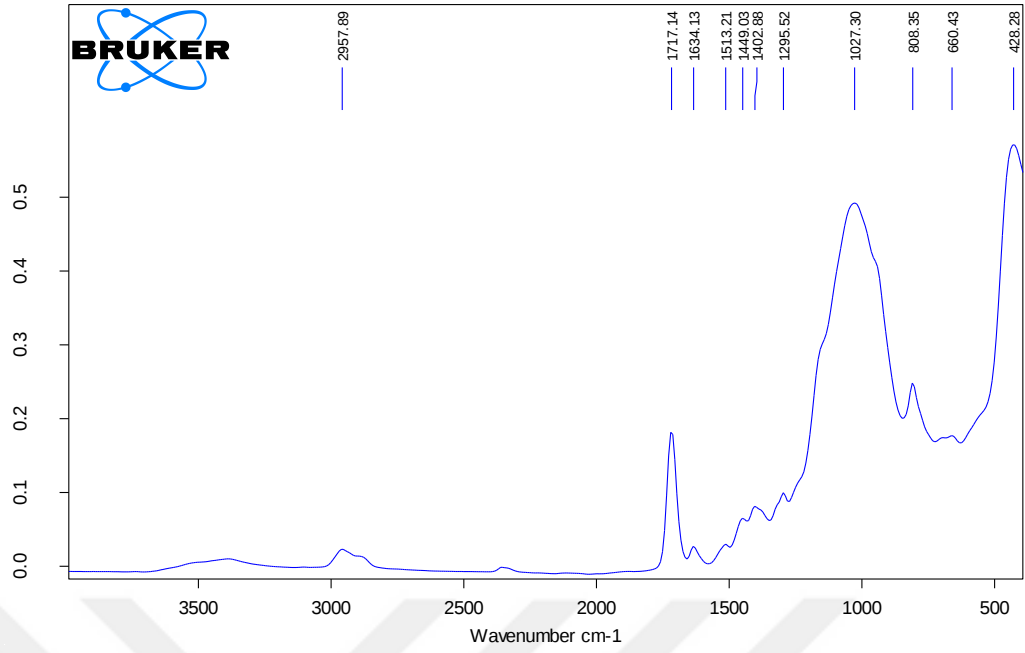
Şekil 3.25. Kalınlığı 2,5 mm olan DD Bio ZX² monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



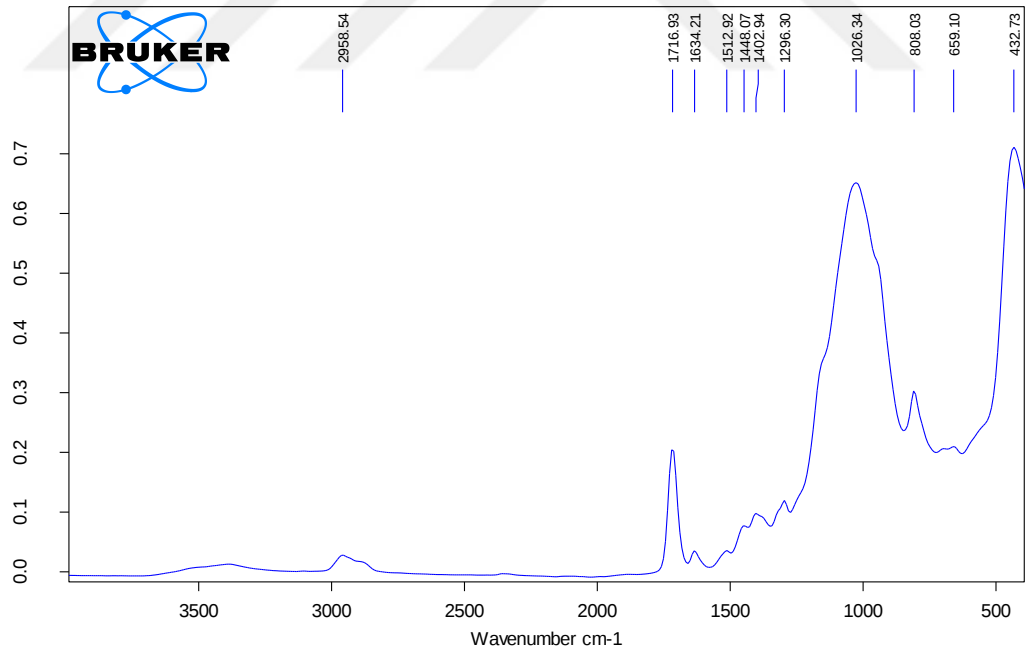
Şekil 3.26. Kalınlığı 0,5 mm olan Copra Supreme monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



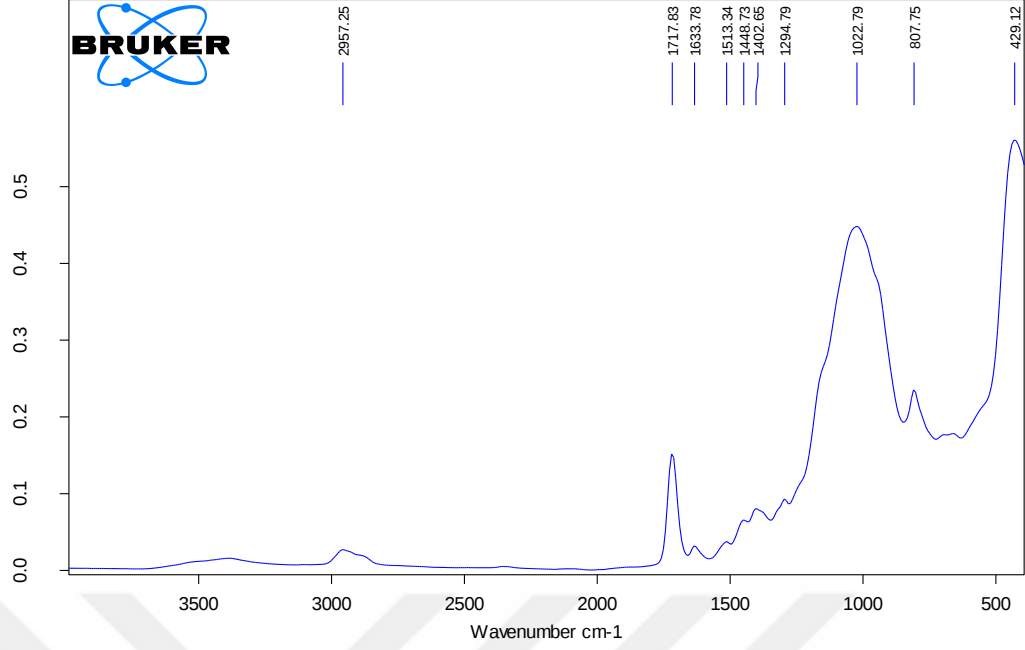
Şekil 3.27. Kalınlığı 1 mm olan Copra Supreme monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



Şekil 3.28. Kalınlığı 1,5 mm olan Copra Supreme monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



Şekil 3.29. Kalınlığı 2 mm olan Copra Supreme monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorbsiyon grafiği.



Şekil 3.30. Kalınlığı 2,5 mm olan Copra Supreme monolitik zirkonya kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen Calibra ile polimerize olan rezin siman grubundan bir örneğin absorpsiyon grafiği.

3.2. Polimerize Olan Rezin Siman Örneklerin Dönüşüm Derecesi Bulguları

ATR-FTIR ile gerçekleştirilen analizlerle hem kimyasal hem ışık ile polimerize olan Calibra ve Panavia SA rezin simanların, 3 farklı monolitik zirkonya seramiğinin farklı kalınlıklarda hazırlanan örnekleri altında gerçekleştirilen polimerizasyonu sonucu absorpsiyon değerleri elde edilmiştir. Değerler formülize edilerek dönüşüm derecesi değerleri (%) hesaplanmıştır. Seramik, kalınlık ve simana göre dönüşüm derecesi değerlerinin karşılaştırılması Çizelge 3.1’de, tanımlayıcı istatistik değerleri Çizelge 3.2’de, çoklu karşılaştırma sonuçları ise Çizelge 3.3’te gösterilmiştir.

Seramik türü, kalınlık ve simanın dönüşüm derecesi üzerine etkisi üç yönlü Robust ANOVA ile incelenmiştir. En yüksek dönüşüm derecesi Copra Supreme monolitik zirkonya seramiklerin altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerde ($57,19 \pm 8,74$) gözlenirken bunları DD Bio ZX² monolitik zirkonya seramiklerin altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örnekler ($56,82 \pm 9,11$) ve Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya seramik örnekleri altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örnekler ($56,19 \pm 9,63$) takip etmiştir (Çizelge 3.2). Ancak üç yönlü Robust ANOVA testinin sonucuna göre kalınlık ve simandan bağımsız olarak, seramik türü ana etkisi dönüşüm derecesi üzerine istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$) (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.1. Seramik, kalınlık ve simana göre dönüşüm derecesi değerlerinin karşılaştırılması.

	Q	P
Seramik Türü	8,134	0,051
Kalınlık	21725,38	<0,001
Siman	109,098	0,001
Seramik*Kalınlık	22,402	0,057
Seramik*Siman	9,645	0,051
Kalınlık*Siman	32,022	0,001
Seramik*Kalınlık*Siman	23,779	0,043

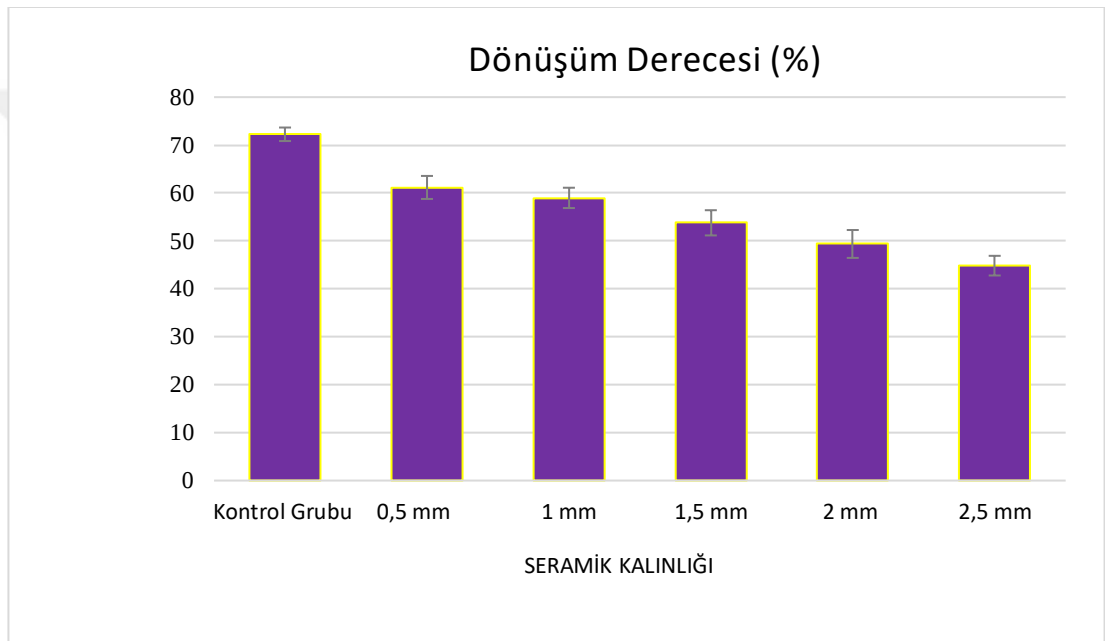
Q: Robust ANOVA Test İstatistiği, P: Önem düzeyi $P < 0,05$

Çizelge 3.2. Seramik, kalınlık ve simana göre dönüşüm derecesi değerlerinin (%) tanımlayıcı istatistikleri.

Siman	Kalınlık	Marka			Toplam
		DD Bio ZX ²	VİTA YZ/HT Color	COPRA SUPREME	
Calibra	0	73,35 ± 0,79	73,35 ± 0,79	73,35 ± 0,79	73,35 ± 0,76 ^A
	0,5 mm	62,86 ± 1,8	61,85 ± 0,98	62,12 ± 2,41	62,28 ± 1,81 ^B
	1 mm	59,42 ± 1,96	59,53 ± 1,24	60,15 ± 1,8	59,8 ± 1,67 ^D
	1,5 mm	55,79 ± 2,14	55,45 ± 3,37	55,06 ± 1,74	55,43 ± 2,44 ^F
	2 mm	51,13 ± 2,78	50,68 ± 0,87	52,8 ± 0,38	51,54 ± 1,88 ^G
	2,5 mm	44,66 ± 2,83	45,63 ± 0,8	46,06 ± 1,29	45,45 ± 1,89 ^{HI}
	Toplam	57,7 ± 9,4	57,58 ± 9,07	58,09 ± 8,79	57,79 ± 9,04
Panavia	0	71,15 ± 1,01	71,15 ± 1,01	71,15 ± 1,01	71,15 ± 0,97 ^C
	0,5	59,56 ± 1,09	60,24 ± 4,01	60,35 ± 1,11	60,05 ± 2,42 ^D
	1	56,4 ± 2,36	59,47 ± 2,06	58,92 ± 1,18	58,26 ± 2,31 ^E
	1,5	54,45 ± 4,26	55,07 ± 1,71	55,87 ± 0,96	55,13 ± 2,68 ^{EG}
	2	45,45 ± 1,37	48,11 ± 2,16	48,04 ± 1,02	47,2 ± 1,98 ^H
	2,5	43,03 ± 2,61	44,28 ± 0,96	45,39 ± 1,65	44,23 ± 2,05 ^I
	Toplam	54,67 ± 9,7	56,05 ± 9,16	56,29 ± 8,68	55,67 ± 9,17
Toplam	0	72,25 ± 1,43	72,25 ± 1,43	72,25 ± 1,43	72,25 ± 1,41 ^a
	0,5	61,21 ± 2,23	61,05 ± 2,96	61,23 ± 2,04	61,16 ± 2,4 ^b
	1	57,91 ± 2,62	59,5 ± 1,65	59,53 ± 1,61	58,98 ± 2,12 ^c
	1,5	55,62 ± 3,49	55,76 ± 2,7	55,97 ± 1,37	55,78 ± 2,63 ^d
	2	48,29 ± 3,61	49,39 ± 2,07	50,42 ± 2,55	49,37 ± 2,91 ^e
	2,5	43,84 ± 2,78	44,95 ± 1,1	45,72 ± 1,48	44,84 ± 2,05 ^f
	Toplam	56,19 ± 9,63	56,82 ± 9,11	57,19 ± 8,74	56,73 ± 9,15

Ortalama ± standart sapma; a-f: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-H: Aynı harfe sahip etkileşim etkileri arasında bir farklılık yoktur.

Kalınlık ana etkisinin dönüşüm derecesi üzerine etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$) (Çizelge 3.1). Seramik türü ve simandan bağımsız olarak tüm kalınlıklar için dönüşüm derecesinin ortalama değerleri farklılık göstermiştir. Kontrol gruplarının dönüşüm derecesi ortalama değeri $\%72,25 \pm 1,41$; 0,5 mm kalınlığındaki örnekler için $\%61,16 \pm 2,4$; 1 mm kalınlığındaki örnekler için $\%58,98 \pm 2,12$; 1,5 mm kalınlığındaki örnekler için $\%53,78 \pm 2,63$; 2 mm kalınlığındaki örnekler için $\%49,37 \pm 2,91$ ve 2,5 mm kalınlığındaki örnekler için ise $44,84 \pm 2,05$ olarak belirlenmiştir (Çizelge 3.2). Kalınlık değeri için dönüşüm derecesi grafikleri Şekil 3.33'te belirtilmiştir.

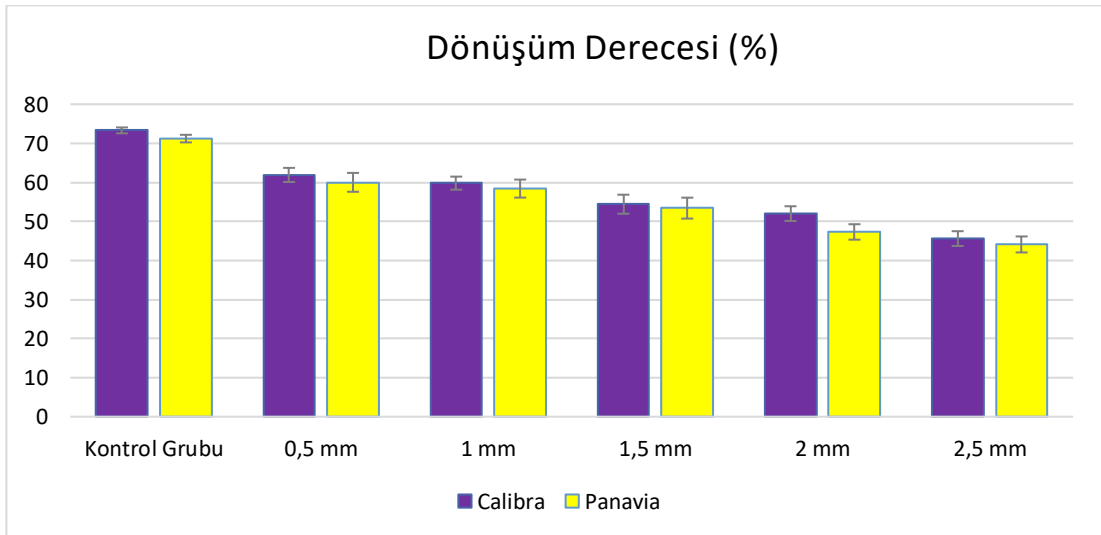


Şekil 3.33. Kalınlık ana etkisinin dönüşüm derecesi üzerine etkisi.

Rezin siman ana etkisinin dönüşüm derecesi üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$) (Çizelge 3.1). Seramik türü ve kalınlıktan bağımsız olarak Calibra ile polimerize edilen örneklerin ortalama dönüşüm derecesi değeri $\%57,79 \pm 9,04$ iken, Panavia ile polimerize edilen örneklerin ortalama dönüşüm derecesi değerleri $\%55,67 \pm 9,17$ olarak elde edilmiştir (Çizelge 3.2).

Seramik türü ve kalınlık etkileşim etkisinin dönüşüm derecesi üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$) (Çizelge 3.1). Seramik türü ve siman etkileşiminin dönüşüm derecesi üzerine etkisi incelenmiş ve veriler arasında istatistiksel olarak bir fark gözlemlenmemiştir ($P>0,05$) (Çizelge 3.1).

Kalınlık ve siman etkileşiminin dönüşüm derecesi üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$) (Çizelge 3.1). Elde edilen verilerde en yüksek dönüşüm derecesi ortalama değeri $\%73,35 \pm 0,76$ ile üzerine herhangi bir seramik kesit uygulanmadan polimerize edilen Calibra kontrol grubu örneklerinde elde edilmiştir. En düşük dönüşüm derecesi ortalaması ise $\%44,23 \pm 2,05$ ile 2,5 mm kalınlığındaki kesitler altında Panavia ile polimerize edilen örneklerde elde edilmiştir (Çizelge 3.2). Her iki rezin siman için de kalınlık arttıkça elde edilen dönüşüm değerleri azalmıştır. Resin simanlar kendi içerisinde değerlendirilmiş, farklı kalınlıktaki seramik kesitleri altında polimerize olan örnekleri birbirleri ile kıyaslandığında değerler arasında istatistiksel olarak fark gözlenmiştir ($P=0,001$) (Çizelge 3.1). Calibra ile polimerize edilen örneklerde en yüksek dönüşüm derecesi değeri kontrol grubunda gözlenirken ($73,35 \pm 0,76$) ve bunu sırasıyla 0,5 mm ($62,28 \pm 1,81$), 1 mm ($59,7 \pm 1,67$), 1,5 mm ($54,43 \pm 2,44$), 2 mm ($51,54 \pm 1,88$) ve 2,5 mm ($45,45 \pm 1,89$) kalınlığındaki seramik kesitler altında polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri takip etmiştir. Panavia ile polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri incelenmiştir. En yüksek dönüşüm derecesi değeri kontrol grubunda gözlenirken ($71,15 \pm 0,97$), bunu sırasıyla 0,5 mm ($60,05 \pm 2,42$), 1 mm ($58,26 \pm 2,31$), 1,5 mm ($53,13 \pm 2,68$), 2 mm ($47,2 \pm 1,98$) ve 2,5 mm ($44,23 \pm 2,05$) kalınlığındaki seramik kesitler altında polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri izlemiştir. Kalınlık ve siman etkileşiminin dönüşüm derecesi grafikleri Şekil 3.34'te gösterilmiştir.



Şekil 3.34. Kalınlık ve siman etkileşiminin dönüşüm derecesi üzerine etkisi.

Seramik, kalınlık ve siman etkileşimlerinin çoklu karşılaştırma sonuçları Çizelge 3.3'te belirtilmiştir. Seramik türü, kalınlık ve siman etkileşimleri incelenmiş ve bu etkileşimin dönüşüm derecesi üzerine etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,043$) (Çizelge 3.1). Seramik türü, kalınlık ve siman etkileşiminin dönüşüm derecesi değerleri çoklu karşılaştırma sonuçlarına göre; Calibra kontrol grubu ile DD Bio ZX² seramiklerinin 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ve 2,5 mm kalınlığındaki kesitleri altında Calibra ile polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,05$) (Çizelge 3.1). Calibra kontrol grubu ile Vita YZ/HT Color seramiklerinin 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ve 2,5 mm kalınlığındaki kesitleri altında Calibra ile polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,05$). Calibra kontrol grubu ile Copra Supreme seramiğinin 0,5 mm kesiti altında Calibra ile polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$). Fakat Calibra kontrol grubu ile Copra Supreme seramiğinin 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ve 2,5 mm kalınlıkları altında Calibra ile polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,05$) (Çizelge 3.3).

Panavia kontrol grubu ile DD Bio ZX² seramiklerinin 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ve 2,5 mm kalınlığındaki kesitleri altında Panavia ile polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,05$). Panavia kontrol grubu ile Vita YZ/HT Color seramiğinin 0,5 mm kalınlığındaki kesiti altında Panavia ile polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$). Fakat Panavia kontrol grubu ile VitaYZ/HT Color seramiğinin 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ve 2,5 mm kalınlığındaki kesitleri altında Panavia ile polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,05$). Panavia kontrol grubu ile Copra Supreme seramiğinin 0,5 mm kalınlığındaki kesiti altında Panavia ile polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$). Fakat Panavia kontrol grubu ile Copra Supreme seramiğinin 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ve 2,5 mm kalınlığındaki kesitleri altında Panavia ile polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,05$) (Çizelge 3.3).

Her bir seramik türünün 0,5 mm ve 1 mm kalınlığındaki kesitleri altında hem Calibra hem Panavia ile polimerize olan örneklerin dönüşüm derecesi sonuçları

arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$). DD Bio ZX² ve Viya YZ/HT Color 1,5 mm kalınlığındaki kesitleri altında Calibra ile polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri sonuçları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$). Her bir seramik türünün 1,5 mm kalınlığındaki Panavia ile polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri çoklu karşılaştırma sonuçları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$). Kalınlığı 2 mm olan DD Bio ZX² ve Vita YZ/HT Color seramiklerinin hem Calibra hem Panavia ile polimerize olan örneklerinin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$). Fakat kalınlığı 2 mm olan Copra Supreme seramiği altında Calibra ve Panavia ile polimerize olan örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,05$). Her bir seramik türünün 2,5 mm kalınlığındaki kesitleri altında hem Calibra hem Panavia ile polimerize olan örneklerin dönüşüm derecesi sonuçları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$) (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.3. Seramik, kalınlık ve siman etkileşiminin çoklu karşılaştırma sonuçları.

Etkileşimler	Çoklu karşılaştırma sonuçları
Calibra Kontrol	A
Panavia Kontrol	B
DD Bio ZX² 0,5 mm Calibra	C
DD Bio ZX² 0,5 mm Panavia	CDE
DD Bio ZX² 1 mm Calibra	CDE
DD Bio ZX² 1 mm Panavia	CDEFGHIJK
DD Bio ZX² 1,5 mm Calibra	DEFGHIJKL
DD Bio ZX² 1,5 mm Panavia	FGHIJKLMNO
DD Bio ZX² 2 mm Calibra	DEFGHIJKLMNOPQRST
DD Bio ZX² 2 mm Panavia	PQR
DD Bio ZX² 2,5 mm Calibra	MNOPQRST
DD Bio ZX² 2,5 mm Panavia	PQR
Vita YZ/HT Color 0,5 mm Calibra	CD
Vita YZ/HT Color 0,5 mm Panavia	ABCDEFGHIJKLMN
Vita YZ/HT Color 1 mm Calibra	CDEFG
Vita YZ/HT Color 1 mm Panavia	CDEFG
Vita YZ/HT Color 1,5 mm Calibra	EFGHIJKLMNOS
Vita YZ/HT Color 1,5 mm Panavia	FHILMNO
Vita YZ/HT Color 2 mm Calibra	HJLMNP
Vita YZ/HT Color 2 mm Panavia	LMPQRS
Vita YZ/HT Color 2,5 mm Calibra	QRS
Vita YZ/HT Color 2,5 mm Panavia	Q
Copra Supreme 0,5 mm Calibra	ABCDEGJK
Copra Supreme 0,5 mm Panavia	CDE
Copra Supreme 1 mm Calibra	CDE
Copra Supreme 1 mm Panavia	CDEFG
Copra Supreme 1,5 mm Calibra	HIJKNO
Copra Supreme 1,5 mm Panavia	HIJKNO
Copra Supreme 2 mm Calibra	İKOT
Copra Supreme 2 mm Panavia	LMPRS
Copra Supreme 2,5 mm Calibra	QRS
Copra Supreme 2,5 mm Panavia	PQRT

3.3. Polimerize Olan Rezin Siman Örneklerin Vickers Mikrosertlik Bulguları

Vickers yöntemi ile Panavia ve Calibra rezin simanların, 3 farklı monolitik zirkonya seramiğinin farklı kalınlıklarda hazırlanan örnekleri altında gerçekleştirilen polimerizasyonu sonucu yüzey mikrosertlik değerleri elde edilmiştir. Vickers mikrosertlik değerlerinin seramik, kalınlık ve simana göre karşılaştırılması Çizelge 3.4'te, tanımlayıcı istatistik değerleri Çizelge 3.5'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.4. Seramik türü kalınlık ve simana göre Vickers mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması.

	KT	sd	KO	F	P	Kısmi Eta Kare
Seramik Türü	62,5	2	31,26	15,06	<0,001	0,085
Kalınlık	15034,8	5	3006,95	1448,42	<0,001	0,957
Siman	19,2	1	19,21	9,25	0,003	0,028
Seramik Türü*Kalınlık	61,9	10	6,19	2,98	0,001	0,084
Seramik Türü *Siman	0	2	0,02	0,01	0,992	0,000
Kalınlık*Siman	58,5	5	11,7	5,63	<0,001	0,080
Seramik Türü *Kalınlık*Siman	0,3	10	0,03	0,02	1,000	0,000

$R^2 = 95,32\%$; KT: Kareler toplamı; sd: Serbestlik derecesi; KO: Kareler ortalaması; F: Varyans analizi test istatistiği; P: Önem düzeyi $P < 0,05$

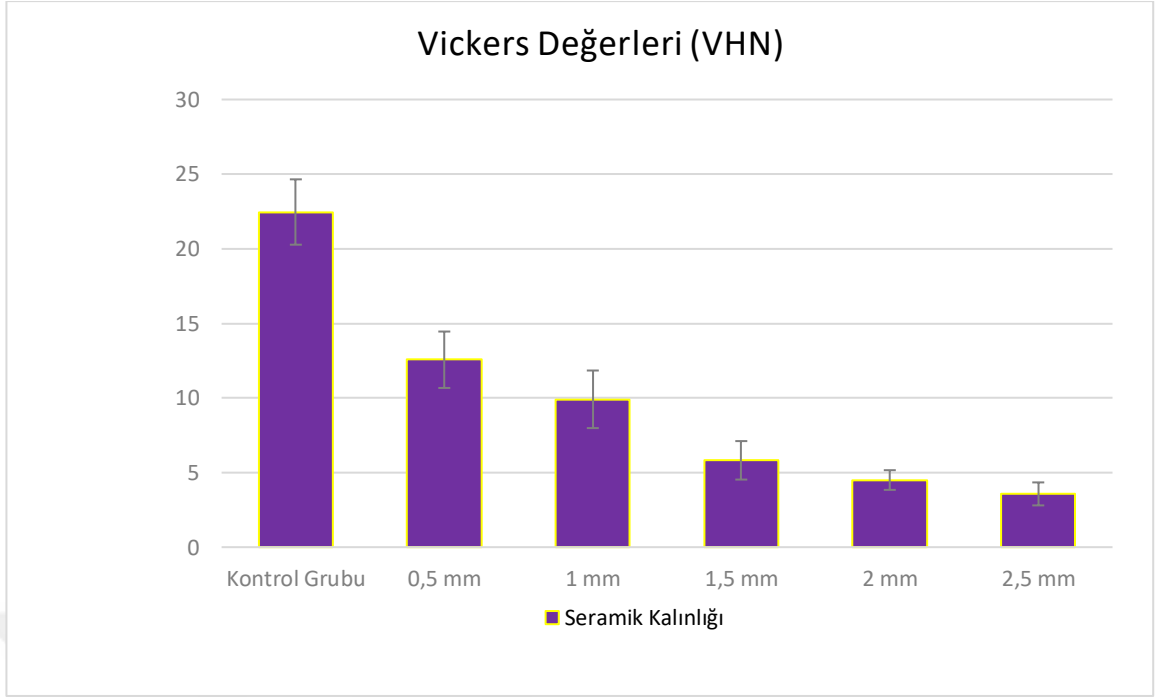
Çizelge 3.5. Seramik türü, kalınlık ve simana göre Vickers değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.

Siman	Kalınlık	Marka			Toplam
		DD Bio ZX ²	VİTA YX/HT Color	COPRA SUPREME	
Calibra	0	23,59 ± 2,49	23,59 ± 2,49	23,59 ± 2,49	23,59 ± 2,4 ^A
	0,5	11,46 ± 1,38	13,1 ± 2,08	13,24 ± 1,77	12,6 ± 1,89 ^C
	1	8,52 ± 1,62	10,56 ± 1,42	10,86 ± 2,22	9,98 ± 2,02 ^D
	1,5	5,73 ± 0,95	5,63 ± 1,27	6,41 ± 1,4	5,92 ± 1,23 ^E
	2	4,37 ± 0,71	4,5 ± 0,45	4,69 ± 0,58	4,52 ± 0,59 ^{FG}
	2,5	3,12 ± 0,68	3,69 ± 1,06	3,98 ± 0,76	3,6 ± 0,9 ^G
	Toplam	9,47 ± 7,08	10,18 ± 7,1	10,46 ± 6,98	10,04 ± 7,03
Panavia	0	21,33 ± 1,21	21,33 ± 1,21	21,33 ± 1,21	21,33 ± 1,16 ^B
	0,5	11,35 ± 1,65	13,08 ± 2,12	13,14 ± 1,57	12,52 ± 1,93 ^C
	1	8,27 ± 1,3	10,46 ± 1,24	10,77 ± 1,98	9,83 ± 1,87 ^D
	1,5	5,67 ± 1,26	5,4 ± 1,2	6,1 ± 1,65	5,72 ± 1,37 ^{EF}
	2	4,35 ± 1,04	4,54 ± 0,42	4,56 ± 0,69	4,48 ± 0,74 ^G
	2,5	3,05 ± 0,53	3,63 ± 0,61	3,96 ± 0,42	3,55 ± 0,63 ^G
	Toplam	9 ± 6,3	9,74 ± 6,35	9,98 ± 6,25	9,57 ± 6,28
Toplam	0	22,46 ± 2,23 ^A	22,46 ± 2,23 ^A	22,46 ± 2,23 ^A	22,46 ± 2,19 ^a
	0,5	11,41 ± 1,48 ^C	13,09 ± 2,04 ^B	13,19 ± 1,63 ^B	12,56 ± 1,89 ^b
	1	8,4 ± 1,43 ^D	10,51 ± 1,3 ^C	10,82 ± 2,05 ^C	9,91 ± 1,93 ^c
	1,5	5,7 ± 1,09 ^{EF}	5,52 ± 1,21 ^{EFG}	6,26 ± 1,5 ^E	5,82 ± 1,29 ^d
	2	4,36 ± 0,87 ^{FGH}	4,52 ± 0,42 ^{FGH}	4,63 ± 0,63 ^{FGH}	4,5 ± 0,66 ^e
	2,5	3,09 ± 0,59 ^H	3,66 ± 0,84 ^H	3,97 ± 0,6 ^{GH}	3,57 ± 0,77 ^f
	Toplam	9,23 ± 6,68 ^b	9,96 ± 6,71 ^a	10,22 ± 6,6 ^a	9,8 ± 6,66

Ortalama ± standart sapma; a-f: Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur; A-H: Aynı harfe sahip etkileşim etkileri arasında bir farklılık yoktur.

Seramik türü, kalınlık ve simanın Vickers mikrosertlik değerleri üzerine etkisi üç yönlü ANOVA testi ile incelenmiştir. Üç yönlü ANOVA testi sonucuna göre seramik türünün ana etkisi mikrosertlik değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$) (Çizelge 3.4). En düşük mikrosertlik ortalama değeri $9,23 \pm 6,68$ VHN ile DD Bio ZX² monolitik zirkonya seramiği altında polimerizasyonu gerçekleştirilen örneklerde gözlenmiştir. Bunu $9,96 \pm 6,71$ VHN ortalama ile Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya seramiği altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örnekler ve $10,22 \pm 6,6$ VHN ortalama ile Copra Supreme monolitik zirkonya seramiği altında polimerizasyonu gerçekleştirilen örnekler takip etmiştir (Çizelge 3.5). Copra Supreme ve Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya seramikleri altında polimerizasyonu gerçekleştirilen örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak bir fark gözlenmezken ($P>0,05$), bu örneklerin sertlik değerleri DD Bio ZX² monolitik zirkonya kesitleri altında polimerizasyonu gerçekleştirilen örneklerle kıyaslandığında elde edilen değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,05$) (Çizelge 3.5).

Kalınlık ana etkisinin mikrosertlik üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$) (Çizelge 3.4). Elde edilen değerler tüm kalınlıkların ortalama mikrosertlik değerleri için farklılık göstermiştir. Seramik türü ve simandan bağımsız olarak en yüksek mikrosertlik değeri ortalaması $22,46 \pm 2,19$ VHN ile kontrol gruplarında gözlenmiş; bunu $12,56 \pm 1,89$ VHN ortalama ile 0,5 mm seramik kesitleri altında polimerizasyonu gerçekleştirilen örnekler, $9,91 \pm 1,93$ VHN ile 1 mm seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen örnekler, $5,82 \pm 1,29$ VHN ile 1,5 mm seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen örnekler, $4,5 \pm 0,66$ VHN ile 2 mm seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştiren örnekler ve $3,57 \pm 0,77$ VHN ile 2,5 mm seramik kesiti altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örnekler takip etmiştir. Seramik örnek kalınlığı arttıkça mikrosertlik değerlerinin azaldığı gözlemlenmiştir (Çizelge 3.5). Kalınlık ana etkisinin Vickers mikrosertlik değerlerinin grafiği Şekil 3.35'te gösterilmiştir.

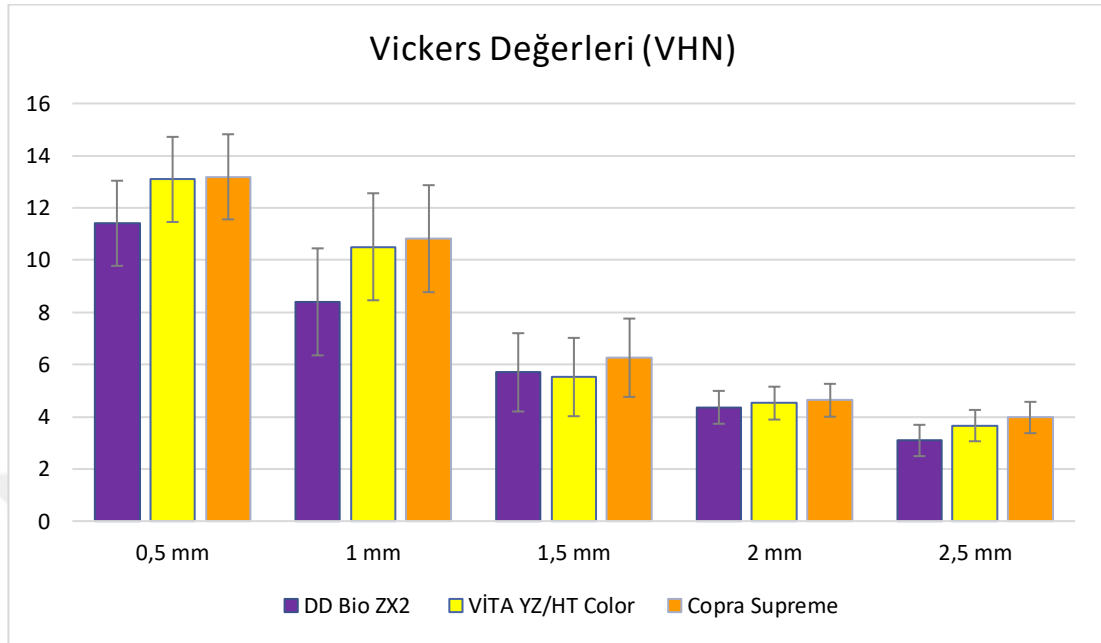


Şekil 3.35. Kalınlık ana etkisinin Vickers mikrosertlik değerleri üzerine etkisi.

Rezin siman ana etkisinin mikrosertlik üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,003$) (Çizelge 3.4). Seramik türü ve kalınlıktan bağımsız olarak, Calibra rezin siman ile polimerizasyonu gerçekleştirilen örneklerin mikrosertlik değerleri ortalaması $10,04 \pm 7,03$ VHN iken, Panavia rezin siman ile polimerizasyonu gerçekleştirilen örneklerin mikrosertlik değerleri ortalaması $9,57 \pm 6,28$ VHN olarak elde edilmiştir.

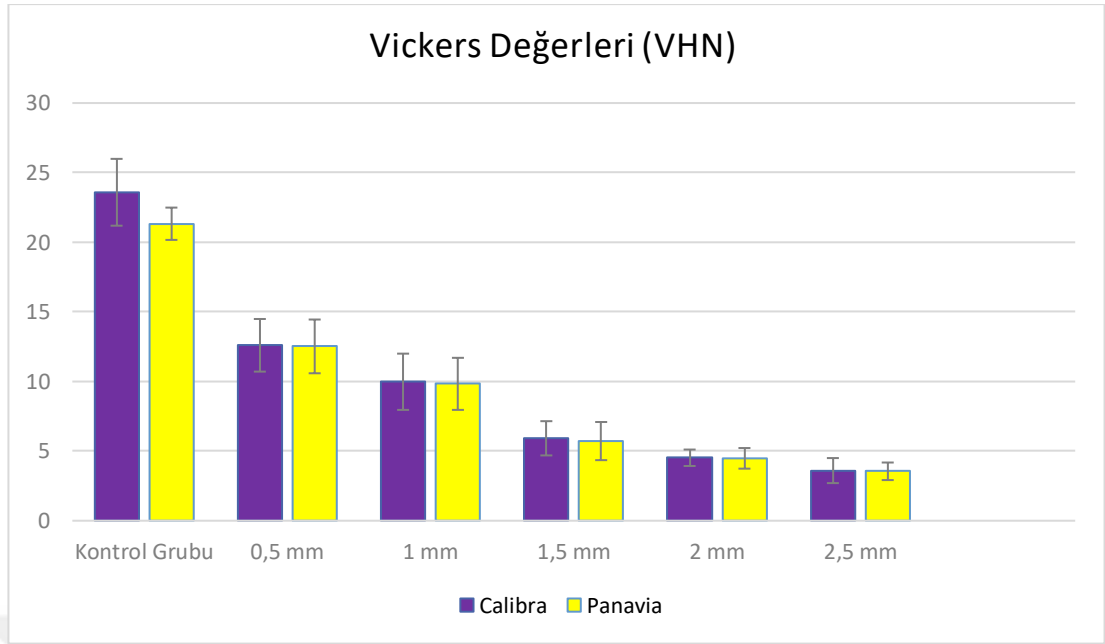
Seramik türü ve kalınlık etkileşiminin mikrosertlik üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0,001$) (Çizelge 3.4). En yüksek mikrosertlik değeri ortalaması üzerine seramik kesit uygulanmayan kontrol gruplarında elde edilmiştir ($22,46 \pm 2,23$ VHN). Kontrol gruplarından sonraki en yüksek mikrosertlik ortalama değeri 0,5 mm Vita YZ/HT Color seramiği ($13,09 \pm 2,04$ VHN) ve 0,5 mm Copra Supreme seramiği ($13,19 \pm 1,63$ VHN) altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin siman örneklerde gözlenmiştir. En düşük mikrosertlik ortalama değerleri ise farklı türdeki monolitik zirkonya örneklerin 2,5 mm kesitleri altında gerçekleştirilen örneklerde gözlenmiştir (DD Bio ZX²; $3,09 \pm 0,59$ VHN, Vita YZ/HT Color; $3,66 \pm 0,84$ VHN, Copra Supreme; $3,97 \pm 0,6$ VHN) (Çizelge 3.5). Her üç markaya ait monolitik zirkonya seramikler için de 0,5 mm ve 1 mm kalınlığa sahip örnekler altında

gerçekleşen polimerizasyon diğer seramik kalınlıklarına göre daha yüksek mikrosertlik değeri göstermiştir (Şekil 3.36).



Şekil 3.36. Seramik türü ve kalınlık etkileşim etkisinin mikrosertlik üzerine etkisi.

Seramik türü ve siman etkileşim etkisinin mikrosertlik üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$) (Çizelge 3.4). Kalınlık ve siman etkileşim etkisinin mikrosertlik değeri üzerine etkisi ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,001$) (Çizelge 3.4). Bu etkileşimde en yüksek ortalama mikrosertlik değeri Calibra kontrol grubunda ($23,59 \pm 2,4$ VHN) gözlenirken; en düşük ortalama mikrosertlik değeri 2,5 mm kalınlığındaki seramik kesitler altında Calibra ($3,6 \pm 0,9$ VHN) ve Panavia ($3,55 \pm 0,63$ VHN) ile polimerizasyonu gerçekleştirilen örneklerde gözlenmiştir (Çizelge 3.5). Calibra ve Panavia ile polimerize olan örnekler kıyaslandığında sadece üzerine seramik kesit uygulanmayan kontrol grupları arasında istatistiksel olarak fark gözlenmiş, diğer kalınlıklardaki (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ve 2,5 mm) farklı seramik türleri (DD Bio ZX², Vita YZ/HT Color, Copra Supreme) altında Calibra ve Panavia ile polimerizasyonu gerçekleştirilen örneklerin mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak bir fark gözlenmemiştir ($P>0,05$) (Çizelge 3.5). Kalınlık ve siman etkileşiminin Vickers mikrosertlik değerlerinin grafiği Şekil 3.37’de gösterilmiştir.



Şekil 3.37. Kalınlık ve siman etkileşim etkisinin mikrosertlik değeri üzerine etkisi.

Vickers mikrosertlik değerleri için seramik türü, kalınlık ve simanın etkileşimi istatistiksel anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$) (Çizelge 3.4).

3.4. Polimerize Olan Rezin Siman Örneklerin Dönüşüm Derecesi Değerleri ve Mikrosertlik Değerleri Arasındaki Korelasyonun İncelenmesi

Seramik türleri için dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasındaki ilişki incelenmiştir. Seramik türü, kalınlık ve rezin siman için dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasındaki korelasyon ilişkisi Çizelge 3.6’da gösterilmiştir.

DD Bio ZX² monolitik zirkonya seramik örnekleri altında polimerize olan örneklerin dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak pozitif yönde çok yüksek bir ilişki bulunmuştur ($r=0,927$; $P<0,001$) (Çizelge 3.6). Vita YZ/HT Color monolitik zirkonya seramik örnekleri altında polimerize olan örneklerin dönüşüm dereceleri ve mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak pozitif yönde çok yüksek bir ilişki bulunmuştur ($r=0,906$; $P<0,001$) (Çizelge 3.6). Copra Supreme monolitik zirkonya seramik örnekleri altında polimerize olan örneklerin dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak pozitif yönde çok yüksek bir ilişki bulunmuştur ($r=0,930$; $P<0,001$) (Çizelge 3.6).

Çizelge 3.6. Her bir seramik türü, kalınlık ve rezin siman için dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasındaki korelasyon ilişkisi.

		Vickers	
		r	P
Seramik Türü			
DD Bio ZX²	Dönüşüm derecesi	0,927**	<0,001
Vita YZ/HT Color	Dönüşüm derecesi	0,906**	<0,001
Copra Supreme	Dönüşüm derecesi	0,930**	<0,001
Kalınlık			
Kontrol Grubu	Dönüşüm derecesi	0,717**	<0,001
0,5 mm	Dönüşüm derecesi	-0,077*	0,558
1 mm	Dönüşüm derecesi	0,239*	0,066
1,5 mm	Dönüşüm derecesi	0,227**	0,081
2 mm	Dönüşüm derecesi	0,208*	0,111
Simanlar			
Calibra	Dönüşüm derecesi	0,920**	<0,001
Panavia	Dönüşüm derecesi	0,927**	<0,001

*Pearson Korelasyon Katsayısı; **Spearman's rho Korelasyon Katsayısı; P: Önem düzeyi P<0,05

Farklı kalınlıklar için dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde; üzerine seramik kesit uygulanmayan kontrol gruplarının dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak pozitif yönde çok yüksek bir ilişki bulunmuştur (r=0,717; P<0,001) (Çizelge 3.6). Diğer kalınlıklar

için (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ve 2,5 mm) dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde istatistiksel olarak bir fark gözlemlenmemiştir ($P>0,05$) (Çizelge 3.6).

Rezin simanlar için dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasındaki ilişki incelenmiş; hem Calibra ile polimerize olan örneklerin ($r=0,920$; $P<0,001$) hem de Panavia ile polimerize olan örneklerin ($r=0,927$; $P<0,001$) dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak pozitif yönde çok yüksek bir ilişki elde edilmiştir (Çizelge 3.6).



4. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı tip ve kalınlıklardaki monolitik zirkonya seramiklerin hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan iki farklı rezin simanın polimerizasyon ve mikrosertliğine olan etkisi in vitro olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmadan elde edilen bulgulara göre; beş farklı kalınlıktaki (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ve 2,5 mm) üç farklı monolitik zirkonya seramiğin hem kimyasal hem ışık ile polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecesi üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Farklı materyal, kalınlık ve siman etkileşiminin mikrosertlik üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildir ancak; farklı materyal, kalınlık, siman ana etkileşimleri ve materyal ile kalınlık, kalınlık ile siman etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Dolayısıyla çalışmanın sıfır hipotezleri reddedilmiştir.

Metal seramik restorasyonlar, 1960'ların başından beri yaygın olarak kullanılan sabit protetik tedavi için tercih edilen seramik sistemlerdir (Zarone ve ark 2011). Üstün fiziksel özelliklere sahip olan metal destekli seramik restorasyonların, marjinal ve internal adaptasyonları iyi, estetikleri ise klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir (Walton 1999, Wettstein ve ark 2008, Lin ve ark 2012). Ancak metali maskelemek için kullanılan opak porselen tabakasından, özellikle restorasyonun servikal üçte birinden yansıyan ışık, yapışık dişeti dokusunda açık gri bir yansımaya neden olmaktadır. Bu durum araştırmacıları sabit protezler üretmek için daha estetik çözümler aramaya yöneltmiştir.

İlk feldspatik porselen kron, diş hekimliği alanına 1903 yılında Land (Land 1904) tarafından tanıtılmış olsa da, metal içermeyen seramiklerin gelişimi ancak 1965 yılında McLean (McLean 1965) tarafından sağlanmıştır. McLean yapıya Al_2O_3 ekleyerek feldspatik porselenin güçlendirilmesini amaçlamış, böylece seramiklerin gelişimi hız kazanmıştır. O zamandan bu yana, hem hastaların hem de diş hekimlerinin estetik ve doğal görünümlü restorasyon taleplerini karşılamak için çeşitli türlerde tam seramik sistemleri geliştirilmiştir. Bununla birlikte, bu malzemelerin çatlak yayılımı, kırılma dayanımı, düşük gerilme mukavemeti, aşınma direnci, marjinal uyumu ve onarım zorluğu gibi bazı mekanik özellikleri klinik kullanımlarını sınırlandırmıştır (Sjögren ve ark 1999).

Zirkonya, diş hekimliğinde 1990'ların başında veneer seramikleri desteklemek için bir alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonya, paslanmaz

çeliğe benzer mekanik özelliklere sahiptir (Piconi ve Maccauro 1999). Tüm dental seramiklerin en güçlüsü ve en sert olan zirkonya, 900-1200 MPa eğilme dayanımına ve 9-10 MPa $m^{1/2}$ kırılma dayanımına sahiptir. Bu özellikler, azaltılmış alt yapı kalınlığına sahip posterior sabit bölümlü protezlerin üretilmesine katkı sağlar (Al-Amleh ve ark 2010). Zirkonya destekli restorasyonların klinik başarısızlığı, uygulanan zirkonya sisteminden bağımsız olarak, çoğunlukla veneer seramiğinin kırılmasından (veneer seramiği içindeki koheziv kırıklar) kaynaklanır (Guess ve ark 2008). Guess ve ark (2011), zirkonya alt yapılı veneer seramik sabit restorasyonlar için chipping (ufalanma) oranlarını tek kron için 2 ila 3 yıl sonunda % 2-9 ve 1 ila 5 yıl sonunda % 3-36 olarak bildirmiştir.

Zirkonya alt yapı ile veneer seramiği arasındaki termal genleşme katsayısı farklılıkları (Fischer ve Stawarczyk 2007), alt yapı tasarımı, hızlı soğuma oranları ve zirkonya alt yapıya kıyasla veneer seramiğinin düşük kırılma ve eğilme dayanımı bu kohesiv başarısızlığın nedeni olarak kabul edilmiştir (Manicone ve ark 2007, Cho ve Raigrodski 2014). Ayrıca oklüzal yükün miktarı, oklüzal kontakların boyutu, konumu ve porselenin kalınlığının da bu başarısızlıkta rol oynadığı düşünülmektedir (Sailer ve ark 2009, Ishibe ve ark 2011). Son zamanlarda, ufalanma (chipping) sorununun önlemek için tam konturlu zirkonya restorasyonlar gündeme gelmiştir (Malkondu ve ark 2016).

Zhang ve ark (2013) tarafından yapılan bir çalışmada monolitik zirkonya seramiklerin, lityum disilikat seramikler ve veneer porselenine kıyasla üstün ufalanma ve kırılma direncine sahip olduğu bildirilmiştir. Zesewitz ve ark (2014) yaptıkları bir çalışmada monolitik zirkonya seramik feldspatik seramik ve lityum disilikat seramiklerin kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda monolitik zirkonya seramiklerin feldspatik seramiklerden ve lityum disilikat seramiklerden daha fazla kırılma dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Kok ve ark (2015) tarafından yapılan bir başka çalışmada, tam kontur zirkonyanın eğilme dayanımı (1235 MPa), kompresiv dayanımı ve elastik modülü (113,1 GPa), lityum disilikat ve kompozit rezinlerden önemli ölçüde daha yüksek bulunmuştur.

Harada ve ark (2016) monolitik zirkonya seramiklerin optik özelliklerini incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda monolitik zirkonyaların translusensi özelliklerinin doğrudan kalınlıkla ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Kalınlık 0,5

mm'den, 1 mm'ye yükseldiğinde materyalin translusensi değerinin %10 azaldığını belirtmişlerdir. Church ve ark (2016) yaptıkları çalışmada üç farklı monolitik zirkonya seramik ve lityum disilikat seramiğin aynı kalınlıklardaki translusensi değerlerini karşılaştırmışlardır. Kalınlıklarını 1 mm olarak hazırladıklarını örneklerin translusensi değerlerini ölçmüşlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda lityum disilikat seramiklerin, monolitik zirkonya seramiklere göre daha düşük translusensi değeri gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Son zamanlardaki popüleritesi, konvansiyonel zirkonlara göre daha estetik sonuçlar elde edilmesi ve üstün mekanik özellikleri nedeniyle monolitik zirkonya günümüzde oldukça popüler hale gelmiştir. Bu çalışmada üç farklı markaya ait yüksek translusenside ikinci nesil (3Y-TZP) monolitik zirkonya seramikler kullanılmıştır. İkinci nesil monolitik zirkonya, üçüncü (5Y-TZP) ve dördüncü nesil (4Y-TZP) monolitik zirkonyaya göre daha az translusent bir yapı sergilese de, mekanik özellikleri ilk nesil zirkonyalara benzerdir (Elsaka 2019). Bu sayede özellikle yüksek dayanım ihtiyacı olan posterior bölgede kullanımına ve çoklu üyeli sabit protetik restorasyon yapımına olanak sağlar (Machry ve ark 2021). Bu sebeplerden ötürü yapılan bu çalışmada benzer içeriğe sahip monolitik zirkonya bloklar kullanılarak örnekler arasında standardizasyon sağlanması amaçlanmıştır.

Bazı çalışmalarda monolitik zirkonya seramiklerin mekanik, fiziksel ve optik özelliklerinin zirkonyanın sinterleme derecesinden etkilendiği rapor edilmiştir (Jiang ve ark 2011, Ebeid ve ark 2014, Oyar ve ark 2021, Yılmaz Savaş ve Akın 2022). Jiang ve ark (2011), yaptıkları bir çalışmada zirkonya kor seramiklerinin sinterleme sıcaklıklarını değiştirmişlerdir. Sinterleme sıcaklığı arttıkça seramik örneklerin translusensi değerlerinin arttığı sonucuna varmışlardır. Ebeid ve ark (2014), monolitik zirkonya seramiklerin sinterleme sıcaklıklarını ve sinterleme sürelerini değiştirdikleri bir çalışmada translusensi ve yüzey sertlik değerlerini incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda sinterleme sıcaklıklarının ΔE (renk değişimi) ve yüzey pürüzlülük değerlerini önemli ölçüde etkilediğini bildirmişlerdir. Oyar ve ark (2021) yaptıkları çalışmalarında, monolitik zirkonya seramiklerin sinterleme parametrelerini değiştirmişlerdir. Yazarlar sinterleme sürelerinin monolitik zirkonyaların eğilme dayanımını etkilediğini rapor etmişlerdir. Yılmaz Savaş ve Akın (2022), monolitik zirkonya seramiklerin sinterleme süresi ve sıcaklıklarını değiştirdikleri çalışmalarında

farklı sinterleme protokollerinin, monolitik zirkonyanın optik özelliklerini etkilediğini bildirmişlerdir. Bu nedenle yapılan bu çalışmada kullanılan monolitik zirkonya seramiklerin sinterleme süreleri ve sıcaklıkları sabit tutulmuş olup sinterleme işlemi üretici firmalarının talimatları doğrultusunda gerçekleştirilmiştir.

Passos ve ark (2013) yaptıkları çalışmada 3 farklı renkteki VITA VM7 (Vita Zahnfabrik) örneklerin hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine olan etkisini incelemişlerdir. Seramik restorasyonun kroma doygunluğundaki artışın seramik yarı saydamlığını ve rezin siman dönüşüm derecesini önemli ölçüde azalttığını bildirmişlerdir.

Palta ve ark (2016) yaptıkları çalışmada zirkonya örnekleri (F0, inCoris TZI, Sirona) renklerine göre 4 alt gruba (A1, A2, A3 ve A4) ayırmış ve rezin simanların dönüşüm derecesine olan etkisini incelemişlerdir. Daha açık renkteki monolitik zirkonya restorasyonların (A1-A2) polimerizasyon için yeterli ışık geçişine izin verdiğini; ancak koyu renkli monolitik zirkonya restorasyonların (A3), yeterli polimerizasyona izin vermeyebileceğini ve dönüşüm derecesini düşürebileceğini bildirmişlerdir.

Eğilmez ve ark (2017) 3 farklı markaya ait olan hibrit CAD-CAM materyallerini (GC Cerasmart, Lava Ultimate, Vita Enamic), farklı renk ve translusenside olacak şekilde hazırlamışlar (A1-HT, A1-LT, A3-LT) ve bu örneklerin rezin simanın dönüşüm derecesine olan etkisini incelemişlerdir. CAD-CAM seramiklerin renginin materyallerin ışık iletim özelliklerini etkilediğini bunun da dönüşüm derecesi değerlerini etkileyebileceğini bildirmişlerdir.

Mendonca ve ark (2019), 2 farklı translusenside (düşük translusensi ve orta opasite) lityum disilikat seramik ve zirkonya seramik örnekleri 5 farklı renkte (A2, A3,5, B2, C2, D3) hazırlanmış ve hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların (Variolink II, Ivoclar Vivadent / Rely X U 200, 3M ESPE) polimerizasyonuna olan etkisini incelemiştir. Resin simanların dönüşüm derecesi değerlerinin, seramiklerin bileşimi ve renginden etkilendiğini belirtmişlerdir. Seramiklerin ışık geçirgenliği ile simanların dönüşüm derecesi arasında pozitif yönde bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir.

Farklı renkteki seramik örneklerin rezin simanların polimerizasyonunu olumlu ya da olumsuz yönde etkileyeceği farklı çalışmalarla bildirilmiştir (Passos ve ark 2013, Palta ve ark 2016, Egilmez ve ark 2017, Mendonça ve ark 2019). Seramik renginin sabit tutulduğu zirkonya ve monolitik zirkonya seramiklerin, rezin simanların polimerizasyonuna etkisinin incelendiği çalışmalarda çoğunlukla A2 renk tonu kullanılmıştır (Turp ve ark 2018, Caprak ve ark 2019, Olcay ve ark 2022, Phua ve ark 2022). Standardizasyonu sağlamak açısından, bu çalışmada monolitik zirkonya seramikler A2 rengine ve aynı translusensi değerinde seçilmiştir.

Farklı kalınlıktaki seramik örneklerin rezin simanların polimerizasyon derinliğine olan etkilerinin incelendiği çalışmalarda pek çok kalınlık kullanılmıştır. Zirkonya ve monolitik zirkonya seramiklerin farklı kalınlıklarının polimerizasyon derecesine etkisinin incelendiği çalışmalarda sıklıkla 0,5 mm'den 4 mm'ye kadar seramik kalınlıkları tercih edilmiştir (Kim ve ark 2013, Sulaiman ve ark 2015, Bansal ve ark 2016, Turp ve ark 2018, Olcay ve ark 2022). Tam seramik restorasyonlar için gerekli diş preperasyon miktarı anterior ve posterior bölgelerde restore edilecek dişin durumuna göre farklılık gösterebilmektedir. Yapılacak restorasyonun dayanımı ve klinik kullanım süresi bakımından doğru materyalin doğru kalınlıklarda kullanılması oldukça önemlidir. Bunun için tercih edilen seramikleri üretici talimatlarına uygun kalınlıklarda kullanmak gerekmektedir. Anterior ve posterior bölgede tek kron için gerekli minimum materyal kalınlığı Vita YZ/HT için 0,4 mm/0,5 mm, Dental Direkt (DD Bio ZX²) için 0,5 mm, Copra Supreme için ise anteriorda 0,5 mm, posteriorda 0,6 mm'dir. Bu doğrultuda çalışmada 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ve 2,5 mm kalınlığında seramik kesitler kullanılmıştır. Kalınlıklar üretici firmaların önerdiği aralıklar dahilinde tercih edilmiştir.

Yan ve ark (2021), farklı kalınlıklarda hazırladıkları monolitik zirkonya örneklerin rezin simanların dönüşüm derecesine olan etkilerini incelemişlerdir. Elde ettikleri seramik örneklerin sinterizasyon işlemi tamamlandıktan sonra yüzeylerini su soğutması altında silikon karbit aşındırıcı kağıtlar ile zımparalamışlardır. Supornpun ve ark (2021), zirkonya, monolitik zirkonya ve lityum disilikat örneklerin rezin simanların dönüşüm derecesine olan etkisini incelemişlerdir. Yazarlar sinterizasyon ve kristalizasyon işlemi tamamlanan seramik örnekleri su soğutması altında #600, #800, #1000 ve #1200 grenli silikon karbit aşındırıcı kağıtlar ile zımparalamışlardır.

Yapılan bu çalışmada Supornpun ve ark (2021), Yan ve ark (2021) yaptıkları çalışmalara benzer şekilde sinterizasyon işlemi tamamlanan örnekler su soğutması altında #1000, #1200 ve #1500 grenli silikon karbit aşındırıcı kağıtlar ile zımparalanmıştır. Yapılan bu zımparalama işlemi ile tüm seramik yüzeylerde standardizasyon sağlanması ve rezin simanların farklı yüzey özelliklerinden kaynaklanabilecek polimerizasyon derecelerindeki farkları elimine edilmesi amaçlanmıştır.

Monolitik zirkonyanın farklı yüzey işlemlerinin antagonistleri üzerindeki aşındırıcı etkisi, monolitik zirkonya restorasyonların kullanımının popüler hale gelmesiyle son yıllarda kapsamlı bir şekilde incelenmiştir (Beuer ve ark 2012, Sabrah ve ark 2013). Janyavula ve ark (2013) bir aşınma test cihazı kullanarak, polisajlanmış ya da glaze uygulanmış zirkonyanın, polisajlanmış ve tekrar glaze uygulanmış zirkonyaya kıyasla karşıt minedeki aşınma etkisini araştırmışlardır. Minedeki hacim kaybının en az polisajlanmış zirkonya grubunda olduğunu bildirmişlerdir (200.000 döngüde $0,11 \pm 0,04 \text{ mm}^3$ ve 400.000 döngüde $0,21 \pm 0,05 \text{ mm}^3$). Kontos ve ark (2013) çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları zirkonyanın aşınma kapasitesini bir aşınma test cihazı kullanarak test etmişler ve polisajlanmış zirkonyanın antagonisti üzerinde düşük bir aşınma etkisine sahipken ($66 \pm 23 \text{ } \mu\text{m}$), glaze uygulanmış zirkonyanın en yüksek aşınma etkisine sahip olduğunu ($85 \pm 33 \text{ } \mu\text{m}$) bildirmişlerdir.

Sripetchdanond (2014) tarafından yapılan çalışmada monolitik zirkonyanın neden olduğu mine aşınmasının ortalama derinliği ($1,23 \pm 0,75 \text{ mm}$), cam seramik ($7,32 \pm 2,06 \text{ mm}$) ve minenin neden olduğu aşınma derinliğinden ($10,72 \pm 6,31 \text{ mm}$ ve $8,81 \pm 5,16 \text{ mm}$) önemli ölçüde daha düşük bulunmuştur. Amer ve ark (2014), polisajlanmış zirkonyanın, aşınma testinden sonra, antagonist minede daha az aşınmaya neden olduğunu belirtmişlerdir.

Stoper ve ark (2014) monolitik zirkonyanın 6 aylık klinik kullanım sonrası karşıt minede neden olduğu aşınmayı incelemişlerdir. Hem ortalama hem de maksimum aşınma miktarı için, zirkonya kronların antagonistleri ile kontralateral kontrol grubundaki dişlerin antagonistleri arasında önemli ölçüde fark bulmuşlardır. Monolitik zirkonya kronların karşıt minede meydana getirdiği aşınma, kontralateral dişlerin antagonist minelerinde meydana getirdiği aşınmadan önemli ölçüde daha

yüksek bulunmuştur. Araştırmacılar, aşınma testi sırasındaki, yükün süresinin ve hızının, minenin aşınmasını etkilediğini bildirmişlerdir.

Aljomard ve ark (2022) yaptıkları sistematik derleme sonucunda monolitik zirkonya restorasyonların kabul edilebilir düzeyde antagonist mine aşınmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Monolitik zirkonya - mine grubu ile mine - mine grubu arasında aşınma açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını, polisajlanmış zirkonyanın, en az miktarda antagonist aşınmaya neden olduğunu bildirmişlerdir. Klinik ağız içi düzenlemelerden sonra zirkonya restorasyonunun yeniden polisajlanmasının çok önemli olduğu bildirilmiştir. Ayrıca ağır brüksist veya diş gıcırdatan hastalarda monolitik zirkonya restorasyonlarının kullanılmasının, karşıt minede yüksek aşınma oranlarına neden olabileceğini de belirtmişlerdir.

Literatürdeki çalışmalar ile benzer olarak bu çalışmada monolitik zirkonya örneklerle glaze işlemi uygulanmamış olup, tek bir operatör tarafından Ultradent Diamond Polish Mint (Ultradent, South Jordan, Utah, ABD) polisaj pastası ve polisaj diskleri ile 10.000 Rpm'de 30 sn süre ile polisaj işlemi uygulanmıştır (Cağlar ve ark 2018, Jin ve ark 2022).

Son zamanlarda, estetik restorasyona yönelik artan talep, rezin simanların kullanımının artmasını sağlamıştır. Kullanım alanları arasında seramik kronların, postların, metalik olmayan inlaylerin, onlaylerin, ve sabit parsiyel protezlerin simantasyonu yer almaktadır (Fabianelli ve ark 2006). Resin simanlar sadece mükemmel estetik ve renk uyumu sağlamakla kalmaz, aynı zamanda diğer dental simanlara kıyasla daha iyi eğilme ve sıkışma dayanım gösterirler (Piwowarczyk ve Lauer 2003). Resin simanlar, basma ve çekme bağlanma dayanımı açısından, cam iyonomer siman ve çinko fosfat siman gibi diğer siman türlerinden daha güçlüdür (Begazo ve ark 2004, Piwowarczyk ve ark 2005). Geliştirilmiş fiziksel özelliklere ek olarak, resin simanların adeziv yapısı, üstün retansiyon ve kırılma direncine sahip inlaylerin ve kronların üretilebilmesini sağlamıştır (Zidan ve Ferguson 2003). Ayrıca, adeziv simantasyon ile minimum düzeyde mikrosızıntı ve daha düşük suda çözünürlük meydana geldiği belirtilmiştir (Lee ve ark 2008).

Resin simanlar polimerizasyon türüne göre sınıflandırılmaktadır. Çoğunlukla metalik restorasyonlar için kullanılan kimyasal olarak polimerize olan resin simanlar,

uzun bir sertleşme süresi gerektirir ve kontrol edilemeyen bir çalışma zamanına sahiptir. Işıkla polimerize olan simanlar, yalnızca foto başlatıcıları uyaran ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatan bir ışık kaynağı varlığında aktive edilebilirler (Scotti ve ark 2016). Bu mekanizma; renk stabilitesi, yeterli çalışma süresi ve foto aktivasyondan önce fazla simanın daha kolay temizlenmesi gibi avantajlara sahiptir (Novais ve ark 2017). Polimerizasyon reaksiyonu, her ürünün bileşiminden (monomer tipi, inorganik partiküllerin içeriği ve bağlama sistemi ile siman arasındaki olası etkileşimler) seramiğin ışık geçirgenliği ve kalınlığı, kullanılan ışık kaynağının türü, gücü, uygulama süresi, uzaklığı gibi dış faktörlerden etkilenebilmektedir. Bu da yetersiz polimerizasyon derinliği ile sonuçlanabilmektedir (Gajewski ve ark 2012, Alkudhairi ve ark 2018).

Işık ile polimerizasyonun karmaşık olduğu bölgelerde, ışıkla sertleşen simanların limitasyonlarının üstesinden gelmek ve yeterli polimerizasyonu sağlamak için hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanlar üretilmiştir (Tanoue ve ark 2003, Arrais ve ark 2009). Bu sistemler, benzoil peroksit (başlatıcı) katalizör pastası ve ışıkla sertleşen rezin siman içeren baz pastadan oluşmaktadır (Tanoue ve ark 2003). Kimyasal reaksiyon sonucu oluşan serbest radikaller (tersiyer aminler, benzoil peroksit), ışıkla aktive olan başlatıcı sisteminden (alifatik aminler, foto başlatıcılar) kaynaklanan serbest radikallerin eksikliğini telafi eder (Di Francescantonio ve ark 2013).

Elde edilecek olan restorasyonun kalınlığı 1,5-2 mm'nin üzerinde olduğu durumlarda restorasyon kalınlığının ışık geçişini engellediği ve hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların kullanılması gerektiği bildirilmiştir (Hackman ve ark 2002, Koishi ve ark 2002, Barghi ve McAlister 2003, Tanoue ve ark 2003). Yapılan bu çalışmada 2 mm ve 2,5 mm kalınlığında seramik kesitler kullanılmasından dolayı ışıkla polimerize olan rezin simanlara yer verilmeyip sadece hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanlar kullanılmıştır.

Öztürk ve ark (2005), IPS Empress CAD bloklardan (Ivoclar Vivadent) seramik örnekler hazırlamışlar ve 4 farklı renkte ışıkla sertleşen rezin simanın (HV +1, HV+3, LV-1, LV-3, Variolink Veneer, Ivoclar Vivadent) mikrosertlik değeri üzerine olan etkisini araştırmışlardır. Resin siman renginin Vickers mikrosertlik değerleri üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan bu

çalışmada iki farklı markaya ait olan hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin siman kullanılmıştır. Bu çalışmada siman renginin polimerizasyon ve mikrosertlik üzerine etkisi çalışma dışı tutulmuş olup, kullanılan rezin simanların (Panavia SA ve Calibra) translusent (şeffaf) olanları tercih edilmiştir.

Francescantonio ve ark (2013), hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların viskozitesinin ve polimerizasyon modunun dönüşüm derecesi üzerine etkilerini incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmada iki farklı markaya ait hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanları, hem düşük hem yüksek viskozitede kullanmışlardır. Doğrudan ışık aktivasyonu ve düşük viskoziteli versiyonu kullanılan hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecesini 24 saat sonunda daha yüksek bulmuşlardır. Ayrıca son okluzal düzeltmelerin, bitirme ve polisaj işlemlerinin de bu dönüşüm derecesini sağlamak için 24 saat sonunda yapılmasının daha uygun olduğunu belirtmişlerdir. Özyeşil ve ark (2004) IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent) seramikleri kullandıkları çalışmada hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecesine olan etkilerini incelemişlerdir. Polimerizasyondan hemen sonra ve 24 saat sonra dönüşüm derecesi değerlerine bakılmış ve en yüksek polimerizasyon derecesinin 24 saat sonunda gerçekleştiğini belirtmişlerdir. Yan ve ark (2021) yaptıkları çalışmada zirkonyanın üç farklı hem kimyasal hem ışıkla sertleşen rezin simanın dönüşüm derecesine olan etkisini incelemişlerdir. Resin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri polimerizasyondan 24 saat sonra ve 1 hafta sonra ölçülmüştür. Bir hafta sonundaki dönüşüm derecesi değerleri, 24 saat sonunda yapılan ölçümlerden daha yüksek olmakla birlikte aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu nedenle bu çalışmada örnekler polimerizasyondan sonra ışık geçirmeyen kapalı bir kutuda 24 saat bekletilmiş ve bu sürenin sonunda dönüşüm dereceleri ölçülmüştür.

Resin simanlarda belirlenecek olan film kalınlığının polimerizasyon derecesini etkileyebileceği bildirilmiştir (Heffernan ve ark 2002). Oluşturulması gereken film kalınlığı için çalışmalarda farklı değerler kullanılmıştır. Ganjkar ve ark (2017) laminate veneerlerde seramik kalınlığının dönüşüm derecesi üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında siman film kalınlığını 50 µm olarak belirlemişlerdir. Calgaro ve ark (2013) seramiklerin resin simanlarının dönüşüm derecesi ve sertliği üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında siman film kalınlığını 100 µm olarak

belirlemişlerdir. De Jesus ve ark (2020) seramiklerin translusensi değeriinin rezin simanların polimerizasyonuna etki edip etmediğini inceledikleri çalışmalarında siman film kalınlığını 300 µm olarak belirlemiştir. Liporini ve ark (2020) lityum disilikat seramiklerinin kalınlığının ve translusensisinin rezin materyallerin dönüşüm derecesi üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada siman film kalınlığını 500 µm olarak belirlenmiştir. Novais ve ark (2017) farklı polimerizasyon modlarını kullanarak rezin simanların dönüşüm derecesi ve feldspatik seramiğe bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında siman film kalınlığını 1000 µm olarak belirlemiştir. Farklı çalışmalarda rezin siman film kalınlığı 50-1000 µm aralığında değişmekle birlikte rezin simanların polimerizasyon derecesini FTIR ile belirleyen ve mikrosertlik değerleri inceleyen çalışmalarda siman film kalınlığının 170 µm olarak belirlendiği saptanmıştır (Öztürk ve ark 2005, Pereira ve ark 2010, Scotti ve ark 2016, Dönmez ve Yücel 2019). Yapılan bu çalışmada önceki çalışmalar ile paralel olarak rezin siman film kalınlığı 170 µm olarak belirlenmiştir.

Dönüşüm derecesi iç faktörlerden etkilenebildiği gibi kullanılan ışık cihazının türü, uygulanan optik ucun çapı, uygulanacak yüzeye olan uzaklığı, uygulama süresi ve uygulama modu gibi dış faktörlerden de etkilenebilmektedir (Jung ve ark 2006, Kim ve ark 2013). Rasetto ve ark (2001) ışık kaynağının ve zamanın seramik veneerlerde rezin simanın polimerizasyonuna etkisini incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmada üç farklı türde ışık cihazını (konvansiyonel halojen ışık kaynağı, plazma ark ışık kaynağı ve yüksek yoğunlukta halojen ışık kaynağı) farklı sürelerle kullanmışlardır. Yüksek yoğunlukta halojen ışık kaynağının, konvansiyonel halojen ışık kaynağına göre daha kısa sürede daha uygun polimerizasyon sağladığını belirtmişlerdir.

Özyeşil ve ark (2004) farklı ışık kaynaklarının bir seramik kesit altındaki kompozitin polimerizasyonuna etkisini incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmada preslenebilen bir seramik (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent) iki farklı rezin siman (Variolink II, Ivoclar Vivadent,) kullanılmıştır. Işık kaynağı olarak konvansiyonel halojen ışık kaynağı (20 sn ve 40 sn uygulama zamanı), plazma ark (3 sn ve 6 sn uygulama süresi) ve yüksek yoğunlukta halojen ışık kaynağı (10 sn ve 20 sn uygulama süresi) kullanılmıştır. Dönüşüm derecesi değerleri ışık kaynağına, polimerizasyon türüne, ölçüm zamanına ve her bir ışık kaynağına maruz kalma süresine göre değişiklik

göstermiştir. Işık kaynağı ile polimerizasyon türü, ışık kaynağı ile uygulama süresi ve polimerizasyon türü ile uygulama süresi arasında önemli etkileşimler bulmuşlardır.

Kim ve ark (2013) zirkonya seramik örnekler (Katana, Kuraray Noritake) ile iki farklı hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanın (Duo-Link, Bisco Inc. ve Panavia F2.0, Kuraray Noritake) dönüşüm derecesini incelemişlerdir. Rezin simanların polimerizasyonu için ışık kaynağı olarak quartz tungsten halojen ışık kaynağı ve LED ışık kaynağı kullanılmıştır. Kullanılan ışık kaynakları iki farklı mod (standart mod ve yüksek güç modu) ve süre (40 sn ve 120 sn) ile kullanılmıştır. Dönüşüm derecesinin polimerizasyon yöntemine ve kullanılan ışık cihazına bağlı olarak değiştiğini belirtilmişlerdir.

Scotti ve ark (2016) polimerizasyon süresinin, yüksek yarı saydam monolitik zirkonya (Katana UTML, Kuraray Noritake) ile hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların (Panavia SA, Kuraray Noritake ve Rely-X Ultimate, 3M ESPE) özellikleri üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Bu rezin simanları bir dakikalık self cure fazından sonra üç farklı polimerizasyon süresine (ışınlama yok, 20 sn ve 120 sn ışınlama) tabii tutmuşlardır. Her iki siman için de 20 sn ve 120 sn süre ile polimerize edilenler, hiç ışık uygulanmayan siman örneklerden daha yüksek dönüşüm derecesi göstermekle birlikte, her iki siman için de uygulama süresinin dönüşüm derecesini etkilemediğini belirtmişlerdir.

Meng ve ark (2022) lityum disilikat örnekleri (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) kullandığı çalışmada polimerizasyon protokolünü değiştirerek ışıkla polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecesine olan etkisini değerlendirmişlerdir. Kullanılacak olan ışık cihazını düşük ve yüksek güçte olacak şekilde kullanmışlar, bu polimerizasyon modlarını da 20 sn ve 40 sn süre ile kullanmışlardır. Elde ettikleri sonuçlarda polimerizasyon modlarının dönüşüm derecesi üzerine etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Farklı ışık kaynaklarının, uygulama sürelerinin ve uygulama modlarının dönüşüm derecesini etkilediği ya da etkilemediği yönde sonuçlar bulunmaktadır (Rasetto ve ark 2001, Ozyesil ve ark 2004, Kim ve ark 2013, Scotti ve ark 2016, Meng ve ark 2022). LED ışık cihazları kamforokinon aktivasyonu için optimum ve etkili bir spektral dalga boyuna sahiptir (Bala ve ark 2005). Çetindemir ve ark (2018) monolitik

seramik restorasyonlar için bir LED ışık kaynağı ve hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanının birlikte kullanılmasını tavsiye etmiştir. Bu çalışmada monolitik zirkonya seramikler ve rezin simanlarda fotobaşlatıcı olarak kamforokinon içerenler tercih edilmiştir. Tüm bunlar göz önünde bulundurularak tek bir markaya ait LED ışık cihazı (Woodpecker, 420nm-480nm dalga boyu, 1400mw/cm² ışık gücü) kullanılmış, uygulama modu olarak soft start mod tercih edilmiş ve uygulama süresi olarak üretici firmaların talimatları uygulanıp (her örnek için 20 sn) herhangi bir değişiklik yapılmamıştır.

Polimerizasyon derinliği kullanılan ışık kaynağının uzaklığından ve dış ortamdan gelen ışıktan etkilenebilmektedir (Kilinc ve ark 2011). Bu çalışmada, polimerize edilecek tüm rezin siman örneklerin aynı ortamda ve aynı uzaklıktan polimerizasyonunun sağlanabilmesi için karanlık bir kutu tasarlanmıştır. Hazırlanan bu kutu, kullanımı kolay, içerisinde lamin sabit durmasını sağlayacak şekilde boşluğu olan, siyah renkte ışığı geçirmeyen bir düzeneştir. Kutunun üst kısmında seramik örneklerin hizasına gelecek şekilde, LED ışık cihazının çapında bir deliğe sahiptir. Oluşturulan bu delik ile ışığın dışarı saçılmadan seramik yüzeyine ulaşması ve her örnekte aynı uzaklıktan uygulama kolaylığı sağlanması amaçlanmıştır.

Rezin simanların polimerizasyon derecesini belirlemede birçok direkt yöntem kullanılmaktadır. Direkt yöntem olarak sıklıkla FTIR-ATR cihazı kullanılmıştır (DeWald ve Ferracane 1987, Eliades ve ark 1987, Mills ve ark 1999, Pianelli ve ark 1999, Bouschlicher ve ark 2004, Moraes ve ark 2008, Jafarzadeh ve ark 2015, Sulaiman ve ark 2015, Şahin ve ark 2017, Shim ve ark 2018, Phua ve ark 2022). Benzer şekilde bu çalışmada da polimerizasyon derecelerini belirlemek için FTIR cihazı kullanılmıştır.

Kompozit materyallerde aromatik karbon çift bağları 1608 cm⁻¹, alifatik karbon çift bağları ise 1637 cm⁻¹ dalga bandında titreşim oluştururlar. Kullanılan formülde rezin simanların monomer ve polimer halinin bu dalga boylarındaki değerleri kullanılmaktadır (Rueggeberg ve ark 1990, Ganjkar ve ark 2017, Fahmy ve ark 2021). Bu nedenle bu çalışmada literatür ile uyumlu olarak 1608 cm⁻¹ ve 1637 cm⁻¹ dalga boyundaki değerler kullanılmıştır.

Eğilmez ve ark (2017) farklı CAD-CAM seramiklerinin (GC Cerasmart, GC Dental Products; Lava Ultimate, 3M ESPE ve Vita Enamic, Vita Zahnfabrik) rezin simanların dönüşüm derecesine olan etkilerini incelemişlerdir. Elde ettikleri dönüşüm derecesi sonuçlarında materyallerin dönüşüm dereceleri arasında istatistiksel olarak bir fark gözlenmediğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada A2 rengine, materyal içeriği olarak birbirine benzer olan yüksek translusenside monolitik zirkonya seramikler kullanılmıştır. Farklı monolitik zirkonya seramiklerin dönüşüm derecesi kıyaslandığında dönüşüm dereceleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmemiştir. Dönüşüm dereceleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmemesi seramik örneklerin kimyasal kompozisyonun birbirine benzer olması ile aynı renk ve translusensi değerinde seramik kullanılması ile açıklanabilir.

Literatürde kalınlığın dönüşüm derecesi üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmalar bulunmaktadır. Kim ve ark (2013), 3 farklı kalınlıkta (1 mm, 2 mm ve 4 mm) hazırladıkları zirkonya örneklerin hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesi üzerine olan etkilerini incelemişlerdir. Dönüşüm derecesi değerlerinin seramik kalınlığı arttıkça kademeli olarak azaldığı bildirilmiştir. Sulaiman ve ark (2015) farklı kalınlıklarda (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm) ve türdeki monolitik zirkonya seramiklerin hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine olan etkisini incelemişlerdir. Monolitik zirkonya restorasyonların dönüşüm derecesi seramik türü fark etmeksizin kalınlık arttıkça azalmıştır. Inokoshi ve ark (2016), farklı tür ve kalınlıklarda (0,5 mm ve 1,5 mm) hazırladıkları zirkonya örneklerin rezin simanlar üzerine dönüşüm derecesini incelemişlerdir. Yazarlar seramik kalınlığı arttıkça zirkonyadan geçen ışık miktarının azaldığını bunun da simanın dönüşüm derecesini olumsuz yönde etkilediğini bildirmişlerdir. Bayındır ve ark (2016), monolitik zirkonya seramik kalınlıklarının rezin simanların dönüşüm derecesi üzerine etkilerini ATR-FTIR ile incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmada kalınlık arttıkça dönüşüm derecesinin azaldığını bildirmişlerdir. Zhang ve ark (2018) monolitik zirkonya seramikleri kullandıkları çalışmalarında 3 farklı kron tasarlamışlardır. Tasarladıkları kronlarda kasp açılarını değiştirip, hem kimyasal hem ışıkla sertleşen rezin simanın dönüşüm derecesi üzerine etkilerini incelemişlerdir. Kasp açısı arttıkça kron kalınlığını arttırdığını, bunun da dönüşüm derecesini azalttığını bildirmişlerdir. Yapılan bu çalışmada seramik türü ve simandan bağımsız olarak kalınlığın dönüşüm derecesi üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı

bulunmuştur. Kalınlık arttıkça rezin simanların dönüşüm derecesi değerleri azalmıştır. Elde edilen bu sonuçlar monolitik zirkonya restorasyonların kalınlıklarının rezin simanların dönüşüm derecesi üzerine etkilerinin incelendiği çalışmalarla tutarlıdır (Kim ve ark 2013, Sulaiman ve ark 2015, Bayındır ve ark 2016, Inokoshi ve ark 2016, Zhang ve ark 2018).

Bayındır ve ark (2016) farklı kalınlıklarda hazırladıkları monolitik zirkonya (1 mm, 1,5 mm ve 2 mm) ve zirkonya alt yapıli seramiklerin (2 mm) dönüşüm derecesi üzerine etkilerini incelemişlerdir. Hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecesi sonuçları monolitik zirkonya örneklerin her bir kalınlığı için farklı değerler göstermiştir. Elde edilen dönüşüm derecesi değerleri arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Yapılan bu çalışmada, dönüşüm derecesi değerleri her bir seramik kalınlığı için farklılık göstermiştir ve bu sonuçlar Bayındır ve ark (2016) elde ettikleri sonuçlar ile örtüşmektedir.

Scotti ve ark (2016) farklı kalınlıklarda hazırladıkları lityum disilikat seramik örneklerin hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanın ve ışıkla polimerize olan rezin simanın dönüşüm derecesine olan etkilerini araştırmışlardır. Elde ettikleri sonuçlarda kalınlıkları 1,5 mm'ye kadar olan seramiklerin altında hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan örneklerin kabul edilebilir düzeyde dönüşüm derecesi gösterdiğini belirtmişlerdir. Shim ve ark (2018), 1 mm kalınlığında hazırladıkları zirkonya örneklerin hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecesine olan etkilerini incelemişlerdir. Resin örneklerin polimerizasyonu için gücü 1500 mW/cm² olan ışık kaynağını 20 sn süre ile kullanılmıştır. Elde ettikleri sonuçlarda 1 mm kalınlığındaki örnekler %55'ten fazla dönüşüm derecesi değeri göstermiştir. Yapılan bu çalışmada 1400mW/cm² ışık gücüne sahip olan LED ışık cihazı 20 sn süre ile kullanılmıştır. Kalınlığı 1 mm olan seramik kesitlerin altında polimerize olan örneklerin ortalama dönüşüm derecesi değerleri %58,98 ± 2,63'tür. Kalınlığı 1,5 mm'ye kadar örnekler ise %55'ten fazla dönüşüm derecesi göstermiş olup elde edilen sonuçlar Scotti ve ark (2016) ile Shim ve ark'ının (2018) yaptıkları çalışmaların sonuçları ile uyumludur.

Eğilmez ve ark (2017) farklı kalınlık (1 mm, 1,5 mm ve 2 mm) ve türdeki CAD-CAM blokların (Vita Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart) ışıkla polimerize olan ve hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecesine olan

etkisini incelemişlerdir. Yazarlar, CAD-CAM blokların türünün dönüşüm derecesi değerleri arasında istatistiksel olarak bir fark yaratmadığını, kalınlığın dönüşüm derecesi üzerinde etkili olduğunu belirtmişlerdir. Kalınlık arttıkça dönüşüm derecesinin azaldığı bildirilmiştir. Sundukları sonuç raporunda, kalınlığı 1,5 mm ve 2 mm olan seramiklerin altında polimerizasyonu gerçekleştirilen rezin örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca 1 mm kalınlığındaki seramiklerin altında polimerizasyonu gerçekleştirilen örneklerin ise çok daha yüksek dönüşüm derecesi gösterdiği de belirtilmiştir. Yazarlar materyal ile kalınlık etkileşim sonuçlarını incelediklerinde ise elde edilen sonuçlar arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Yapılan bu çalışmada; Eğilmez ve ark (2017) yaptıkları çalışmaya benzer şekilde seramik türü ile kalınlık etkileşim sonuçları arasında istatistiksel olarak bir fark gözlenmemiştir. Kalınlığı 1,5 mm ve 2 mm olan seramik kesitler altında polimerize edilen örneklerin dönüşüm derecesi değerleri arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Elde edilen bu sonucun Eğilmez ve ark'ın (2017) bildirdiği sonuçtan farklı olmasının sebebinin çalışılan seramik türü, siman ve ışık cihazı gibi farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Literatürde farklı türdeki monolitik zirkonyaların dönüşüm derecelerini inceleyen çalışma sayısı kısıtlıdır; bu yüzden sonuçlar direkt olarak kıyaslanamamaktadır (Bayındır ve ark 2016).

Rezin simanlarda yetersiz polimerizasyon sonucu diş ile siman arasındaki bağlantı zayıflamakta, zayıf retansiyon, ve renk stabilitesi, marjinal uyumda bozulmalar, post-operatif hassasiyet ve sitotoksosite ile sonuçlanabilmektedir (Passos ve ark 2013). Polimerize olamayan monomer miktarı %15-50 olarak bildirilirken (Atalayın ve ark 2016), ideal olan bir polimerizasyonun dönüşüm derecesinin %55-80 aralığında olduğu bildirilmiştir (Öztürk ve ark 2005). Yapılan bu çalışmada her bir seramik türünün her iki rezin siman için de 1,5 mm'ye kadar olan kesitleri altında polimerize edilen rezin simanların dönüşüm derecesi değerleri %55' ten fazla dönüşüm derecesi göstermiştir. Ancak kalınlığı 2 mm ve 2,5 mm olan seramik kesitlerin altında polimerize olan rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerlerinde bu değere ulaşılammıştır.

Dönüşüm derecesi materyalin monomer içeriği, kimyasal kompozisyonu, monomerin partikül boyutu, miktarı, viskozitesi ve türü gibi iç faktörlerden

etkilenebilmektedir (Küçükkesmen ve ark 2022). Yapılan bu çalışmada iki farklı markaya ait olan hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin siman kullanılmıştır. Üretici firmalar tarafından yüzdeleri belirtilmemekle birlikte Calibra içeriğinde UDMA, Panavia SA içinde ise Bis-GMA ve TEGDMA bulunmaktadır. Her iki siman da fotobaşlatıcı olarak kamforokinon içermektedir.

Doldurucu oranı arttıkça polimerizasyon büzülmesi azalmakta ve dönüşüm derecesi değeri artmaktadır (Meng ve ark 2006, Czasch ve Ilie 2013). De Araújo-Neto ve ark (2021), konvansiyonel, bulk-fill ve biyoaktif rezin içerikli kompozitlerin fiziko-mekanik özelliklerini ve doldurucu partiküllerinin karakterizasyonunu incelemişlerdir. Yazarlar doldurucu partikülleri küçük doldurucu oranı fazla olduğunda kompozit viskozitesinin arttığını belirtmişlerdir. De Godoy Fróes-Salgado (2015), Andrea Soraes ve ark (2017) ile Habib ve ark (2018) ise artan viskozitenin polimerizasyon reaksiyonunun sonlanma hızını azaltıp, polimerizasyon oranını artırdığını rapor etmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan Calibra rezin simanının inorganik partikül doldurucu boyutu, Panavia SA rezin simanında bulunan inorganik partikül doldurucu boyutundan daha küçüktür. Calibra içeriğindeki doldurucu yüzdesi ise Panavia SA içeriğindeki doldurucu yüzdesinden daha fazladır. Elde edilen sonuçlarda Calibra rezin siman örnekler, Panavia SA ile polimerize olan rezin örneklerle kıyasla daha yüksek dönüşüm derecesi değeri göstermiştir. Seramik türü ve kalınlıktan bağımsız olarak, simanın dönüşüm derecesi değeri üzerine etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu sonuçlar literatürdeki çalışmalarla (de Araújo-Neto ve ark (2021, Meng ve ark 2006, Czasch ve Ilie 2013) paralel sonuçlar sergilemektedir. Ancak monomerlerin spesifikasyonu, malzeme içeriğinin miktarı veya yüzdesi ile ilgili ayrıntılar üreticiler tarafından yeterince açıklanmamaktadır ve bu bulguları tam olarak destekleyebilmek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır. Ek olarak; Calibra ve Panavia SA rezin simanların her ikisinin farklı monolitik zirkonya ile beraber kullanıldığı dönüşüm derecesini inceleyen bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Bu nedenle sonuçların diğer çalışmalarla doğrudan kıyaslaması yapılamamaktadır.

Alovisi ve ark (2018) yaptıkları çalışmada yüksek translusenside monolitik zirkonya seramiklerin (Katana UTML, Kuraray Noritake) hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların (Rely-X, 3M ESPE ve Panavia SA, Kuraray Noritake) özellikleri üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Kalınlığı 1 mm olan monolitik

zirkonya seramik altında 20 sn süre ile polimerize olan Panavia SA rezin örneklerin ortalama dönüşüm derecesi değerinin $52,8 \pm 5,7$ olduğu bildirilmiştir. Yapılan bu çalışmada 1 mm kalınlığındaki seramik kesitler altında 20 sn süre ile polimerize olan Panavia SA rezin örneklerin ortalama dönüşüm derecesi değeri $58,26 \pm 2,31$ 'dir. Elde edilen bu sonuç Alovise ve ark'ının (2018) elde ettikleri değerden daha yüksektir. Aradaki fark kullanılan monolitik zirkonyanın, ışık kaynağının ve test koşullarının farklı olmasından kaynaklanabilir.

Grasel ve ark (2020) translusent zirkonyanın, üç farklı hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanın (Panavia F 2.0, Kuarary Noritake, RelyX Unicem 2 Automix, 3M ESPE ve Calibra, Dentsply Sirona) dönüşüm derecesi üzerine etkilerini incelemişlerdir. Üzerine seramik kesit uygulanmayan Calibra kontrol grubu 1330 mW/cm^2 gücüne sahip ışık kaynağı ile polimerize edildiğinde $61,72 \pm 1,23$ ortalama dönüşüm derecesi değeri göstermiştir. Gücü 1750 mW/cm^2 olan ışık kaynağı ile polimerize olan Calibra kontrol grubu ise $62,02 \pm 1,21$ ortalama dönüşüm derecesi değeri göstermiştir. Yapılan bu çalışmada Grasel ve ark'ının (2020) elde ettiği sonuçlara benzer şekilde Calibra simana ait kontrol grubu örnekleri yüksek bir ortalama dönüşüm derecesi değeri ($73,35 \pm 0,76$) göstermiştir. Grasel ve ark (2020) kalınlık ile siman etkileşimini incelediklerinde ise elde ettikleri sonucun istatistiksel olarak bir fark yaratmadığını belirtmişlerdir. Yapılan bu çalışmada kalınlık ile siman etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Elde edilen bu sonucun Grasel ve ark'ının (2020) bildirdiği sonuçtan farklı olmasının nedeninin seramik kalınlığından kaynaklandığı düşünülmektedir. Grasel ve ark (2020) monolitik zirkonya örnekleri 0,1 mm kalınlığında olacak şekilde hazırlamışlardır. Yapılan bu çalışmada kullanılan en ince monolitik zirkonya örnek kalınlığı ise 0,5 mm'dir.

Yapılan bu çalışmada materyal ile siman ikili etkileşimi istatistiksel olarak anlamsız iken; materyal, siman, kalınlık üçlü etkileşim sonuçları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Literatürde farklı türdeki monolitik zirkonya seramiklerin materyal siman ikili etkileşimini ve materyal, siman, kalınlık üçlü etkileşimini inceleyen çalışmalara rastlanılamamıştır. Bu yüzden elde edilen sonuçlar diğer çalışmalar ile doğrudan kıyaslanamamaktadır.

Polimerizasyon derecesinin indirekt olarak belirlenmesinde çoğunlukla Vickers yüzey sertlik analiz yöntemi kullanılmaktadır. Çalışmalarda Vickers yüzey

sertlik analizi basit ve güvenilir bir yöntem olduğu için tercih edildiği bildirilmiştir (Rasetto ve ark 2001, Reges ve ark 2008, Çekiç Nagaş ve ark 2013, Gregor ve ark 2014, Gültekin ve ark 2015, Alovisi ve ark 2018). Yapılan çalışmalarda FTIR ve mikrosertlik testleri sonuçları arasında pozitif bir ilişki bulunduğu, iki analizin birlikte test edilmesinin sonuçları destekleyeceği belirtilmiştir (Turp ve ark 2018, Caprak ve ark 2019). Yapılan bu çalışmada rezin simanların dönüşüm dereceleri için FTIR analiz yöntemi ve mikrosertlik testleri uygulanmış, bu test yöntemlerinin sonuçları arasında bir korelasyon olup olmadığı incelenmiştir.

Vickers ile mikrosertlik değerlerinin belirlendiği çalışmalarda uygulanacak olan kuvvetin süresi ve değeri ile ilgili bir fikir birliği bulunmamaktadır. Literatürde monolitik zirkonya seramiklerin rezin simanların Vickers mikrosertlik değerine etkilerinin incelendiği çalışmalarda 50 grf yükün 15 sn süre ile uygulandığı saptanmıştır (Turp ve ark 2018, Türkoğlu ve Şen 2019, Olcay ve ark 2022). Literatürdeki bilgiler doğrultusunda bu çalışmada rezin siman örneklerine 15 sn süre ile 50 grf yük uygulanmıştır.

Koser (2014) ışık ile polimerize edilen kompozit rezinlerin polimerizasyon dönüşüm derecelerinin belirlenmesinde üç farklı yöntemi karşılaştırdığı çalışmasında FTIR analizinin, Vickers mikrosertlik değerine göre daha hassas sonuçlar verdiğini belirtmiştir. Vickers testinin materyalin fiziksel özelliklerini temel alarak dönüşüm derecesi ile ilgili indirekt sonuçlar verdiğini, bu testin uygulanmasının zor ve subjektif olduğunu belirtmiştir. Bu çalışmada farklı türdeki seramiklerin Vickers mikrosertlik değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı iken, dönüşüm derecesi değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Seramik türünün ana etkisinin dönüşüm derecesi ve Vickers mikrosertlik değerleri arasındaki bu farkın sebebi FTIR ölçümünün daha hassas bir ölçüm yapmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Literatürde kalınlığın Vickers mikrosertlik değeri üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmalar bulunmaktadır. Turp ve ark (2018) monolitik zirkonya ve lityum disilikat seramiklerden altı farklı kalınlıkta (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 2,5 mm ve 3 mm) hazırladıkları örneklerin, üç farklı markaya ait hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların mikrosertliği üzerine etkilerini incelemişlerdir. Seramik kalınlığı arttıkça mikrosertlik değerinin azaldığını belirtmişlerdir. Tüm örnekler için kalınlık arttıkça mikrosertlik değerinin azalmıştır. Yapılan bu çalışmada

Turp ve ark'ının (2018) çalışmasının sonuçlarına benzer şekilde kalınlık arttıkça mikrosertlik değeri azalmıştır.

Türkoğlu ve ark (2019) iki farklı türdeki monolitik zirkonya seramikleri (Prettau anterior, Prettau posterior, Zirkonzahn) dört farklı kalınlıkta (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm) olacak şekilde hazırlamışlar ve hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanın (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake) mikrosertlik değeri üzerine etkisini incelemişlerdir. Zirkonya türü fark etmeksizin kalınlık arttıkça mikrosertlik değerinin azaldığı rapor edilmiştir. Ayrıca materyal ve kalınlık ikili etkileşim sonuçlarının mikrosertlik değeri üzerine etkisini istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Benzer olarak yapılan bu çalışmada da monolitik zirkonya kalınlığı arttıkça mikrosertlik değeri azalmıştır ve materyal ile kalınlık ikili etkileşiminin mikrosertlik değeri üzeri etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Elde edilen bu sonuç, Türkoğlu ve ark'ının (2019) yaptıkları çalışmanın sonucu ile tutarlıdır. Türkoğlu ve ark'ının (2019), kalınlığı 0,5 mm ve 1 mm olan kesitlerin altında polimerize edilen örneklerin mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada 0,5 mm ve 1 mm seramik kesitleri altında polimerize olan örneklerin mikrosertlik değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olması, Türkoğlu ve ark (2019) elde ettikleri sonuçlarla çatışmaktadır. Bu iki çalışma arasındaki farkın seramik türü, siman, ışık cihazı gibi farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Olçay ve ark (2022) farklı itriyum içeriğine sahip 2 farklı monolitik zirkonya seramiği ve lityum disilikat cam seramiği dört farklı kalınlıkta (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm) hazırlamışlardır. Elde ettikleri sonuçlarda kalınlık ana etkisini istatistiksel olarak anlamlı bulmuşlar ve kalınlık arttıkça mikrosertlik değerinin azaldığını belirtmişlerdir. Ayrıca yaptıkları çalışmada materyal ile kalınlık etkileşim sonuçlarını incelemişler ve elde ettikleri sonucun mikrosertlik değeri üzerine istatistiksel olarak bir fark yarattığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada Olçay ve ark (2022) çalışmasının sonuçlarına benzer şekilde en yüksek mikrosertlik değerleri en düşük kalınlıktaki seramik kesitlerin altında polimerize edilen örneklerde gözlenmiştir ve seramik ile kalınlık etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Doldurucu oranı arttıkça polimerizasyon büzülmesi azalmakta ve dönüşüm derecesi değeri artmaktadır (Meng ve ark 2006, Czasch ve Ilie 2013). De Araújo-Neto

ve ark (2021), farklı içerikteki rezin kompozitlerin mekanik özelliklerini ve doldurucu partiküllerinin karakterizasyonunu incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlar doldurucu partiküllerinin küçük, doldurucu oranının fazla olduğu durumda kompozitin viskozitesinin arttığını rapor etmişlerdir. Çekiç Nagaş ve ark (2013), farklı kalınlıklardaki zirkonya seramiklerin üç farklı rezin simanın (Rely-X, 3M ESPE; Panavia F, 3M ESPE ve Clearfil SA, Kuraray Noritake) mikrosertlik değerine etkisini incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda marka ve kalınlıktan bağımsız olarak simanların mikrosertlik değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Resin simanlar arasındaki bu mikrosertlik değeri farkının içeriklerindeki doldurucu partikül oranı, doldurucu türü ve formülasyondan kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Yazarlar kullandıkları resin simanlar içerisinde en fazla doldurucu partikül oranına sahip olan Rely-X resin simanının diğerlerine göre daha yüksek mikrosertlik değeri gösterdiği bildirmişlerdir.

Alovis ve ark (2018) monolitik zirkonya seramiklerin farklı doldurucu içeriğine sahip olan resin simanların (Rely-X, 3M ESPE ve Panavia SA, Kuraray Noritake) mikrosertlik değerine olan etkisini incelemişlerdir. Rely-X simanını içeriğindeki doldurucu yüzdesinin, Panavia SA simanı içerisindeki doldurucu yüzdesinden daha fazla olduğu bildirmişlerdir. Rapor ettikleri sonuçlarda Rely-X resin örneklerinin mikrosertlik değerinin, Panavia SA resin örneklerin mikrosertlik değerinden daha yüksek olduğunu bildirilmişlerdir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre Calibra markasına ait örneklerin ortalama mikrosertlik değeri ($10,04 \pm 7,03$ VHN) Panavia markasına ait örneklerin ortalama mikrosertlik değerine göre ($9,57 \pm 6,28$ VHN) daha yüksek değerler göstermiş ve bu değer istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Calibra simanının inorganik partikül doldurucu boyutu, Panavia SA resin simanında bulunan inorganik partikül boyutundan daha küçüktür ve doldurucu yüzdesi olarak daha fazladır. Elde edilen bu sonuçlar da Çekiç Nagaş (2013), Alovis ve ark (2018) ve de-Araújo-Neto ve ark (2021) elde ettikleri sonuçlarla paraleldir.

Ansarifad ve ark (2021), monolitik zirkonya seramiklerin hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan resin simanların (Variolink N, Ivoclar Vivadent ve Panavia SA, Kuraray Noritake) mikrosertlik değeri üzerine etkilerini incelemişlerdir. Üzerine seramik kesit uygulanmadan polimerize olan Panavia SA resin örneklerin ortalama

VHN değeri $24,34 \pm 0,79$ olarak bildirilmiştir. Kalınlığı 1 mm olan monolitik zirkonya seramik altında polimerize olan Panavia SA örneklerin ortama VHN değeri ise $6,11 \pm 0,81$ olarak bildirilmiştir. Yapılan bu çalışmada kontrol grubuna ait Panavia SA örneklerin ortalama VHN değeri $21,33 \pm 1,16$ iken 1 mm kalınlığındaki seramikler altında polimerize olan Panavia SA örneklerin ortalama değeri $9,83 \pm 1,87$ olarak elde edilmiştir. Elde edilen bu mikrosertlik değerleri Ansarifard ve ark'ının (2021) bildirdiği sonuçlarla tutarlıdır.

Lopes ve ark (2015) farklı türlerdeki tam seramik sistemlerin (feldspatik cam seramik, lityum disilikat cam seramik ve zirkonya) hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların (Allcem, FGM Dental; Variolink II, Ivoclar Vivadent ve RelyX U200, 3M ESPE) mikrosertlik değerine olan etkilerini incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda materyal ile siman etkileşimi sonuçlarının istatistiksel olarak bir fark yarattığını belirtmişlerdir. Yapılan bu çalışmada materyal ile siman etkileşiminin mikrosertlik değeri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu sonucun Lopes ve ark'ının (2015) belirttikleri sonuçlardan farklı olmasının nedeninin kullanılan monolitik zirkonya seramiklerin benzer kimyasal içeriği sahip olmasından ve bu çalışmada lityum disilikat cam seramik kullanılmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür.

Go ve ark (2022) üç farklı CAD-CAM seramiğinin (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent; Celtra Duo, Dentsply Sirona; Lava Ultimate, 3M ESPE ve Vita Enamic, Vita Zahnfabrik) rezin simanların (Variolink N, Ivoclar Vivadent ve Rely-X U200, 3M ESPE) mikrosertlik değerine olan etkisini incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda kalınlık ile siman etkileşiminin mikrosertlik değeri üzerine olan etkisini istatistiksel olarak anlamlı bulmuşlardır. Kalınlık arttıkça Variolink rezin simanının mikrosertlik değeri daha belirgin şekilde azalmıştır. Yapılan bu çalışmada Go ve ark'ının (2022) sonuçlarına benzer şekilde kalınlık ile siman etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Ferracane (1985) dental restoratif rezinlerin polimerizasyonunda sertlik ve dönüşüm derecesi arasındaki korelasyonu incelediği çalışmada dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasında bir korelasyon olduğunu belirtmiştir. Oréface ve ark (2003) kompozitlerin dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasındaki

korelasyonu incelemişler ve FTIR ile elde ettikleri değerlerle yüzey sertliğinden elde ettikleri değerler arasında bir korelasyon olduğunu belirtmişlerdir.

Bu çalışmada farklı seramik türlerinin dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak pozitif yönde bir ilişki bulunmuştur. Üzerine seramik kesit uygulanmayan rezin siman örneklerin dönüşüm dereceleri ve mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak pozitif yönde bir ilişki elde edilmişken, diğer kalınlıkların dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Aynı şekilde her iki marka rezin siman için de dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak pozitif yönde bir ilişki elde edilmiştir. Literatürde farklı tip ve kalınlıklardaki monolitik zirkonya seramiklerin hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasında bir korelasyon olup olmadığını inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle elde edilen sonuçların desteklenebilmesi için daha çok çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

Bu çalışmada bazı limitasyonlar bulunmaktadır. Çalışmada sadece farklı türdeki ikinci nesil 3Y-TZP monolitik zirkonya seramikler kullanılmıştır. Farklı kimyasal kompozisyona sahip monolitik zirkonya seramikler (4Y-TZP ve 5Y-TZP gibi) ve farklı türdeki cam seramikler ile kıyas yapılamamıştır. Literatürde seramik renginin ve translusensisinin dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerlerini olumlu ya da olumsuz yönde etkileyebildiği bildirilmiştir. Bu çalışmada kullanılan monolitik zirkonya seramikler tek bir renk ve translusenside seçilmiştir. Bu nedenle seramik rengi ve translusensi parametreleri bu çalışmaya dahil edilmemiştir. Elde edilen seramik kesitlerin kalınlıkları her yerde eşit ve yüzeyleri düzdür. Tam kontur restorasyonların farklı bölgelerinde farklı kalınlıklar bulunmaktadır. Bu nedenle geometrik şekildeki örnekler ağız içini tam olarak yansıtmamaktadır.

Rezin siman olarak sadece hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan simanlara yer verilmiş olup, ışık ile polimerize olan ve kimyasal polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri ile kıyas yapılamamıştır.

İn vitro olarak yapılan bu çalışma intraoral ortamı birebir yansıtmamaktadır. Ağızda bulunan tükürük varlığı ve termal yaşlanmanın etkisi bu çalışmada yok sayılmıştır. Yapılan bu çalışma in vivo çalışmalarla desteklenmelidir. Farklı kalınlıklardaki monolitik zirkonya seramiklerin dönüşüm derecesi ve mikrosertlik

değerlerini incelemek için farklı seramiklerin renginin, translusensi derecelerinin, rezin siman renginin, kullanılan ışık cihazının, süresinin ve polimerizasyon modunun değişkenlik gösterdiği daha çok sayıda çalışmaya ihtiyaç vardır.



5.SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada üç farklı tipte ve beş farklı kalınlıktaki (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ve 2,5 mm) monolitik zirkonya seramiklerin, hem kimyasal hem ışıkla polimerize (dual – cure) olan iki farklı rezin simanın dönüşüm derecesine olan etkisi Fourier dönüşüm infrared spektroskopisi ile mikrosertlik değerleri ise Vickers testi ile incelenmiştir. Bu in-vitro çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar ve çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, tüm seramik örnekler iki rezin siman için de istatistiksel olarak daha düşük dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri göstermiştir.

2. Kalınlık arttıkça rezin siman örneklerin dönüşüm derecesi değerleri ve Vickers mikrosertlik değerleri azalmıştır.

3. Tüm seramik türlerinin 1,5 mm'ye kadar olan kesitleri altında polimerizasyonu gerçekleştirilen iki tür rezin simanın da dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri kabul edilebilir düzeydedir.

4. Her iki rezin siman için de 2,5 mm kalınlığına sahip kesitler altında polimerizasyonu gerçekleştirilen örneklerin dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri en düşük değere sahiptir.

5. Farklı inorganik doldurucu partikül boyutuna ve farklı oranda yüzdeye sahip rezin simanların dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri farklılık gösterebilmektedir.

6. Farklı tip monolitik zirkonya seramiklerin dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasındaki istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır.

7. Hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır.

8. Kalınlığı 0,5 mm ila 1,5 mm arasında olan monolitik zirkonya restorasyonların simantasyonu için hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanlar kullanılabilir. Ancak; 1,5 mm'nin üzerindeki kalınlıklarda yeterli dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değeri elde edilemediği için hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan rezin simanların kullanımı önerilmemektedir. Kalınlığı 2 mm ve daha fazla olan tam seramik restorasyonların simantasyonunda kimyasal polimerize rezin simanların kullanımı tercih edilebilir. Ayrıca kalınlığı >2 mm olan 3Y-TZP monolitik zirkonya seramiklerin konvansiyonel simanlarla kullanımı önerilebilir.

6.KAYNAKLAR

- Acar Ö, 2016. Farklı yüzey hazırlıklarının CAD/CAM hibrit seramiğin kompozit rezin ile tamirine etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 33, 3, 121-5.
- Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC, 2015. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dent Mater*, 31, 10, 1207-13.
- Al-Amleh B, Lyons K, Swain M, 2010. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 37, 8, 641-52.
- Albakry M, Guazzato M, Vincent Swain M, 2004. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont*, 13, 3, 141-9.
- Aldegheishem A, Loannidis G, Att W, Petridis H, 2017. Success and survival of various types of all-ceramic single crowns: A critical review and analysis of studies with a mean follow-up of 5 years or longer. *Int J Prosthodont*, 30, 2, 168-81.
- Aljomard YR, Altunok EÇ, Kara HB, 2022. Enamel wear against monolithic zirconia restorations: A meta-analysis and systematic review of in vitro studies. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34, 3, 473-89.
- Alkhudhairy F, AlKharaif A, Naseem M, Khan R, Vohra F, 2018. Degree of conversion and depth of cure of Ivocerin containing photo-polymerized resin luting cement in comparison to conventional luting agents. *Pak J Med Sci*, 34, 2, 253.
- Alovisi M, Scotti N, Comba A, Manzon E, Farina E, Pasqualini D, Tempesta RM, Breschi L, Cadenaro M, 2018. Influence of polymerization time on properties of dual-curing cements in combination with high translucency monolithic zirconia. *J Prosthodont Res*, 62, 4, 468-72.
- AlShaafi MM, 2016. Effects of different temperatures and storage time on the degree of conversion and microhardness of resin-based composites. *J Contemp Dent Pract*, 17, 3, 217-23.
- Amer R, Kürklü D, Johnston W, 2015. Effect of simulated mastication on the surface roughness of three ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 114, 2, 260-5.
- Amer R, Kürklü D, Kateeb E, Seghi RS, 2014. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *J Prosthet Dent*, 112, 5, 1151-5.
- Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B, 1996. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*, 76, 2, 187-93.
- Andrea Soares QSF, Allana D, Pedro Paulo AC, Livia R, Carmem SP, Luis Felipe JS, 2017. Effect of monomer type on the CC degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites. *Dent Mater*, 33, 4, 394-401.
- Ansarifard E, Panbehzan Z, Giti R, 2021. Evaluation of microhardness and water sorption/solubility of dual-cure resin cement through monolithic zirconia in different shades. *J Indian Prosthodont Soc*. 21, 1, 50.
- Anusavice K, Shen C, HR R, 2013b. *Dental Ceramics*. , Elsevier Saunders: St. Louis, p.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, 2013. *Phillips' science of dental materials*, Elsevier Health Sciences, p. 275-290.
- Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA, 2009. Kinetic analysis of monomer conversion in auto-and dual-polymerizing modes of commercial resin luting cements. *J Prosthet Dent* 101, 2, 128-36.
- Arslan Malkoç M, 2010. Yapıştırıcı simanlarda polimerizasyon sonrası oluşan hava kabarcıkları, çözünürlük, su emilimi ve sıkışma direncinin incelenmesi, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi.
- Aydın C, Yılmaz H, Yalug S, 1999. Değişik kron köprü veneer materyallerinin sertliklerinin incelenmesi. *Gazi üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1, 27-32.
- Bala O, Uctasli MB, Tuz M, 2005. Barcoll hardness of different resin-based composites cured by halogen or light emitting diode (LED). *Oper Dent*, 30, 1, 69-74.
- Bansal R, Taneja S, Kumari M, 2016. Effect of ceramic type, thickness, and time of irradiation on degree of polymerization of dual-cure resin cement. *J Conserv Dent.*, 19, 5, 414.
- Barghi N, McAlister EH, 2003. LED and halogen lights: effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin. *Compend Contin Educ Dent*, 24, 7, 497-500, 2, 4 passim; quiz 8.
- Bayındır BÇ, Nemli SK, Bayarı SH, Bal BT, 2016. The effect of monolithic zirconia thickness on the degree of conversion of dental resin cements: ATR-FTIR spectroscopic analysis. *Vibrational Spectroscopy*, 86, 212-7.

- Begazo CC, de Boer HD, Kleverlaan CJ, Van Waas MA, Feilzer AJ, 2004. Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxide-reinforced glass ceramic core material. *Dental materials*, 20, 10, 901-7.
- Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D, 2009. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings—a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 25, 1, 121-8.
- Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M, 2012. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*, 28, 4, 449-56.
- Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH, 2006. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*, 22, 1, 29-36.
- Borges GA, Faria JS, Agarwal P, Spohr AM, Correr-Sobrinho L, Miranzi BA, 2012. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems before and after cementation. *Oper Dent*, 37, 6, 641-9.
- Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM, 2004. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent*, 29, 6, 698-704.
- Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P, 2010. Zirkonyanın Mikroyapılarına ve Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44, 3, 197-204.
- Butler HJ, Ashton L, Bird B, Cinque G, Curtis K, Dorney J, Esmonde-White K, Fullwood NJ, Gardner B, Martin-Hirsch PL, 2016. Using Raman spectroscopy to characterize biological materials. *Nature protocols*, 11, 4, 664-87.
- Çağlar İ, Ateş SM, Yeşil Duymuş Z, 2018. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *jap*, 10, 2, 132-7.
- Calgaro PAM, Furuse AY, Correr GM, Ornaghi BP, Gonzaga CC, 2013. Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements. *Braz Oral Res* 27, 403-9.
- Callister WD, 2000. *Fundamentals of materials science and engineering*, London, Wiley Publishing, p.
- Callister WD, Rethwisch DG, 2014. *Materials science and engineering: an introduction*, Wiley New York, p. 617.
- Callister WD, Rethwisch DG, 2018. *Materials science and engineering: an introduction*, Wiley New York, p.
- Caprak YO, Turkoglu P, Akgungor G, 2019. Does the translucency of novel monolithic CAD/CAM materials affect resin cement polymerization with different curing modes? *Journal of Prosthodontics*, 28, 2, e572-e9.
- Caprak YÖ, Türkoğlu P, Akgüngör G, 2019. Does the translucency of novel monolithic CAD/CAM materials affect resin cement polymerization with different curing modes? *J Prosthodont* 28, 2, e572-e9.
- Chaiyabutr Y, Kois JC, LeBeau D, Nunokawa G, 2011. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent*, 105, 2, 83-90.
- Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G, 1999. Subcritical crack propagation in 3Y-TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc*, 82, 11, 3129-38.
- Cho S-H, Lopez A, Berzins DW, Prasad S, Ahn KW, 2015. Effect of different thicknesses of pressable ceramic veneers on polymerization of light-cured and dual-cured resin cements. *J Contemp Dent Pract*, 16, 5, 347.
- Cho S-H, Lopez A, Berzins DW, Prasad S, Ahn KW, 2015. Effect of different thicknesses of pressable ceramic veneers on polymerization of light-cured and dual-cured resin cements. *The journal of contemporary dental practice*, 16, 5, 347.
- Cho Y, Raigrodski AJ, 2014. The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 111, 6, 443-7.
- Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P, 1988. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci.*, 523, 1, 234-56.
- Chung KH, Greener E, 1990. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil*, 17, 5, 487-94.
- Church T, (2016). *Translucency and strength of high translucency monolithic zirconium oxide materials*, 81 MEDICAL GROUP SAN ANTONIO United States.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ, 2007. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98, 5, 389-404.

- Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci G, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A, 1999. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 20, 4, 371-6.
- Craig RG, 1989. Restorative dental materials.
- Cranin AN, Schnitman PA, Rabkin M, Dennison T, Onesto E, 1975. Alumina and zirconia coated vitallium oral endosteal implants in beagles. *J Biomed Mater Res* 9, 4, 257-62.
- Czasch P, Ilie N, 2013. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical oral investigations*, 17, 1, 227-35.
- Çekiç Nagaş I, Eğilmez F, Ergün G, Kaya BM, 2013. Light transmittance of zirconia as a function of thickness and microhardness of resin cements under different thicknesses of zirconia. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*, 18, 2, e212.
- Çekiç Nagaş I, Eğilmez F, Ergün G, Kaya BM, 2013. Light transmittance of zirconia as a function of thickness and microhardness of resin cements under different thicknesses of zirconia. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*, 18, 2, e212.
- Çetindemir AB, Şermet B, Öngül D, 2018. The effect of light sources and CAD/CAM monolithic blocks on degree of conversion of cement. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 10, 4, 291-9.
- D'arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F, 2016. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent*, 115, 3, 350-5.
- Da Rosa WLDO, Piva E, da Silva AF, 2015. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 43, 7, 765-76.
- Da Silva EM, Poskus LT, Guimarães JGA, 2008a. Influence of light-polymerization modes on the degree of conversion and mechanical properties of resin composites: a comparative analysis between a hybrid and a nanofilled composite. *Oper Dent*, 33, 3, 287-93.
- de Araújo-Neto VG, Sebold M, de Castro EF, Feitosa VP, Giannini M, 2021. Evaluation of physico-mechanical properties and filler particles characterization of conventional, bulk-fill, and bioactive resin-based composites. *J Mech Behav Biomed Mater.*, 115, 104288.
- de Godoy Fróes-Salgado NR, Gajewski V, Ornaghi BP, Pfeifer CSC, Meier MM, Xavier TA, Braga RR, 2015. Influence of the base and diluent monomer on network characteristics and mechanical properties of neat resin and composite materials. *Odontology*, 103, 2, 160-8.
- de Jesus RH, Quirino AS, Salgado V, Cavalcante LM, Palin WM, Schneider LF, 2020. Does ceramic translucency affect the degree of conversion of luting agents? *Applied Adhesion Science*, 8, 1, 1-10.
- de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ, 2015. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent*, 114, 1, 59-66.
- Denry I, Kelly JR, 2008. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24, 3, 299-307.
- Denry I, Kelly JR, 2014. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*, 93, 12, 1235-42.
- DeWald J, Ferracane J, 1987. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J dent res.*, 66, 3, 727-30.
- Di Francescantonio M, Aguiar TR, Arrais CAG, Cavalcanti AN, Davanzo CU, Giannini M, 2013. Influence of viscosity and curing mode on degree of conversion of dual-cured resin cements. *Eur J Dent*, 7, 1, 81.
- Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR, 1999. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 81, 2, 135-41.
- Dickens SH, Stansbury J, Choi K, Floyd C, 2003. Photopolymerization kinetics of methacrylate dental resins. *Macromolecules*, 36, 16, 6043-53.
- Donovan TE, 2008. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Ceram Soc*, 139, S14-S8.
- Dönmez MB, Yücel MT, 2019. Effect of monolithic CAD-CAM ceramic thickness on resin cement polymerization: An in-vitro study. *Am J Dent*, 32, 5, 240-4.
- Drago CJ, Peterson T, 2007. Treatment of an edentulous patient with CAD/CAM technology: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 16, 3, 200-8.
- Durkan R, Deste G, Şimşek H, 2018. Monolitik Zirkonya Seramik Sisteminin Üretim Tipleri İle Aşınma, Optik ve Estetik Özellikleri Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 28, 2, 263-70.
- Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M, 2014. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater*, 30, 12, e419-24.
- Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila L, 2017. Light transmission of novel CAD/CAM materials and their influence on the degree of conversion of a dual-curing resin cement. *J Adhes Dent*, 19, 1, 39-48.

- El-Badrawy WA, El-Mowafy OM, 1995. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent*, 73, 6, 515-24.
- El-Naga AAA, El-fallal AA-E, Ibraheim SAAE-F, Alaraby HA, 2014. Fracture strength of two zirconia all-ceramic crown systems: influence of intaglio surface conditioning. *Mansoura Journal of Dentistry*, 1, 3, 67-71.
- Eliades G, Vougiouklakis G, Caputo A, 1987. Degree of double bond conversion in light-cured composites. *Dent Mater*, 3, 1, 19-25.
- Elsaka SE, 2019. Optical and mechanical properties of newly developed monolithic multilayer zirconia. *J Prosthet Dent*, 28, 1, e279-e84.
- Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ, 2008. Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *The International journal of prosthodontics*, 21, 2, 155-60.
- Fabianelli A, Goracci C, Bertelli E, Davidson CL, Ferrari M, 2006. A clinical trial of Empress II porcelain inlays luted to vital teeth with a dual-curing adhesive system and a self-curing resin cement. *Int J Prosthodont*, 8, 6.
- Fahmy YA, Abdelsattar GA, Zohdy MM, 2021. Degree of Monomer conversion for different resinous materials used to lute ceramic laminate veneers (in vitro study).
- Fasbinder DJ, 2002. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 23, 10, 911-6, 8, 20 passim; quiz 24.
- Fasbinder DJ, 2010. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 31, 9, 702-4, 6, 8-9.
- Ferracane J, Greener E, 1984. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins—methods comparison. *J Dent Res* 63, 8, 1093-5.
- Ferracane JL, 1985. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater*, 1, 1, 11-4.
- Ferracane JL, 1995. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 6, 4, 302-18.
- Ferracane JL, Stansbury J, Burke FJT, 2011. Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* . 38, 4, 295-314.
- Fischer J, Stawarczyk B, 2007. Compatibility of machined Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and a veneering ceramic. *Dent Mater*, 23, 12, 1500-5.
- Fradeani M, Redemagni M, 2002. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence international*, 33, 7, 503-10.
- Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RR, 2012. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J*, 23, 508-14.
- Ganjkar MH, Heshmat H, Ahangari RH, 2017. Evaluation of the effect of porcelain laminate thickness on degree of conversion of light cure and dual cure resin cements using FTIR. *J Dent* 18, 1, 30.
- Garg N, Garg A, 2010. Tooth preparation for composite restorations. *Textbook of Operative Dentistry*. 2010. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishing, 260.
- Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L, 2016. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology*, 104, 3, 291-7.
- Ghauch A, Deveau P-A, Jacob V, Baussand P, 2006. Use of FTIR spectroscopy coupled with ATR for the determination of atmospheric compounds. *Talanta*, 68, 4, 1294-302.
- Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, Tagami J, 2015. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J* 26, 3-10.
- Giordano R, 2006. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 137 Suppl, 14s-21s.
- Giordano R, 2006. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 137, 14S-21S.
- Go Y-R, Kim K-M, Park S-H, 2022. Influence of inhomogeneity of the polymerization light beam on the microhardness of resin cement under a CAD-CAM block. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Goormaghtigh E, Raussens V, Ruyschaert J-M, 1999. Attenuated total reflection infrared spectroscopy of proteins and lipids in biological membranes. *Biochim Biophys Acta* 1422, 2, 105-85.
- Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA, 2015. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 28, 3.

- Grasel R, Butler S, Santos Jr GC, Santos MJ, 2020. The influence of LED irradiance on the degree of conversion of resin luting agents under translucent zirconia. *Gen Dent*, 4, 44-8.
- Gregor L, Bouillaguet S, Onisor I, Ardu S, Krejci I, Rocca GT, 2014. Microhardness of light-and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *J Prosthet Dent* 112, 4, 942-8.
- Griffin Jr JD, 2013. Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dent Today*, 32, 1, 124-31.
- Griggs JA, 2007. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 51, 3, 713-27.
- Gseibat M, Sevilla P, Lopez-Suarez C, Rodríguez V, Peláez J, Suárez MJ, 2022. Prospective Clinical Evaluation of Posterior Third-Generation Monolithic Zirconia Crowns Fabricated with Complete Digital Workflow: Two-Year Follow-Up. *Materials*, 15, 2, 672.
- Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR, 2008. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater*, 24, 11, 1556-67.
- Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR, 2011. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics*, 55, 2, 333-52.
- Gültekin P, Pak E, Öngül D, Turp V, Bultan Ö, Karataşlı B, 2015. Curing efficiency of dual-cure resin cement under zirconia with two different light curing units. *J Istanbul Univ Fac Dent* 49, 2, 8-16.
- Habib E, Wang R, Zhu X, 2018. Correlation of resin viscosity and monomer conversion to filler particle size in dental composites. *Dent Mater*, 34, 10, 1501-8.
- Hackman S, Pohjola R, Rueggeberg FA, 2002. Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques. *Oper Dent*, 27, 6, 593-9.
- Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, Stawarczyk B, Özcan M, Hämmerle CH, 2012. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 100, 2, 447-56.
- Hamza TA, Sherif RM, 2017. In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems. *J Prosthet Dent* 117, 6, 762-6.
- Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC, 2000. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc*, 83, 3, 461-87.
- Harada K, Raigrodski AJ, Chung K-H, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA, 2016. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*, 116, 2, 257-63.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA, 2002. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 88, 1, 10-5.
- Heintze SD, Zimmerli B, 2011. Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials, a review in 3 parts. Part 1: Approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specifications. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 121, 9, 804-16.
- Heuer A, Evans G, Lange F, Swain M, 1986. Transformation Toughening: An Overview. *J. Am. Ceram. Soc*, 69, 3.
- Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P, 2009. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 88, 2, 519-29.
- Hjerpe J, Närhi T, Fröberg K, P V, Lassila L, 2008. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand* 66, 5, 262-7.
- Hjerpe J, Närhi T, Fröberg K, Vallittu PK, Lassila LV, 2008. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand* 66, 5, 262-7.
- Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V, 2000. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of biomedical materials research*, 53, 4, 297-303.
- Imazato S, McCabe J, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S, 2001. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dent Mater*, 17, 2, 178-83.
- Inokoshi M, Pongprueksa P, De Munck J, Zhang F, Vanmeensel K, Minakuchi S, Vleugels J, Naert I, Van Meerbeek B, 2016. Influence of light irradiation through zirconia on the degree of conversion of composite cements. *J Adhes Dent*, 18, 2, 161-71.
- Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung K-H, Spiekerman C, Winter RR, 2011. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent*, 106, 1, 29-37.
- Ivoclar Vivadent AG, IPS e-max Concept Brochure. Lihtenštajn, Ivoclar-Vivadent.

- Jafarzadeh T-S, Erfan M, Behroozibakhsh M, Fatemi M, Masaeli R, Rezaei Y, Bagheri H, Erfan Y, 2015. Evaluation of polymerization efficacy in composite resins via FT-IR spectroscopy and vickers microhardness test. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 9, 4, 226.
- Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO, 2013. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent*, 109, 1, 22-9.
- Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W, 2011. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med.*, 22, 11, 2429-35.
- Jin M, Zhao J, Zheng Y, 2022. Effects of grinding and polishing on surface characteristics of monolithic zirconia fabricated by different manufacturing processes: Wet deposition and Dry milling. *J Prosthet Dent*.
- Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult von Steyern P, 2014. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand* 72, 2, 145-53.
- Jones DW, 1985. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 29, 4, 621-44.
- Jung H, Friedl K-H, Hiller K-A, Furch H, Bernhart S, Schmalz G, 2006. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent*, 31, 1, 68-77.
- Kassardjian V, Varma S, Andiappan M, Creugers NH, Bartlett D, 2016. A systematic review and meta analysis of the longevity of anterior and posterior all-ceramic crowns. *J Dent*, 55, 1-6.
- Kelly JR, 2004. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental clinics of North America*, 48, 2, viii, 513-30.
- Kelly JR, Benetti P, 2011. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*, 56 Suppl 1, 84-96.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD, 1996. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75, 1, 18-32.
- Kesim B, Ersoy NM, 2011. Hızlandırılmış yaşlandırma sonrası farklı porselen laminate veneerlerin renk değişimine kompozit rezin simanların etkisi. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 20, 165-72.
- Kilinc E, Antonson S, Hardigan PC, Kesercioglu A, 2011. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light-and dual-cure resin cements. *Oper Dent*, 36, 6, 661-9.
- Kim M-J, Kim K-H, Kim Y-K, Kwon T-Y, 2013. Degree of conversion of two dual-cured resin cements light-irradiated through zirconia ceramic disks. *J Adv Prosthodont.*, 5, 4, 464-70.
- Koishi Y, Tanoue N, Atsuta M, Matsumura H, 2002. Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites. *J Oral Rehabil*, 29, 4, 387-93.
- Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y, 2019. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent Mater*, 35, 5, 797-806.
- Kontos L, Schille C, Schweizer E, Geis-Gerstorfer J, 2013. Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontol Scand* 71, 3-4, 482-7.
- Koser C, 2014. Işık ile Polimerize Edilen Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Dönüşüm Derecelerinin Belirlenmesinde Üç Farklı Yöntemin Karşılaştırılması, PhD, Ankara Üniversitesi, Ankara.
- Koupiş NS, Vercruyşe CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM, 2004. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent Mater*, 20, 10, 908-14.
- Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R, 2000. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 13, Spec No, 60D-76D.
- Krüger S, Deubener J, Ritzberger C, Höland W, 2013. Nucleation kinetics of lithium metasilicate in ZrO₂-bearing lithium disilicate glasses for dental application. *Int J Appl Glass Sci*, 4, 1, 9-19.
- Küçükkesmen C, Üşümez A, Uludağ B, Gündüz B, Küçükkesmen C, Acar O, 2022. Effect of Light Curing Mode and Type on Conversion of Resin Composites. *West Indian Medical Journal*, 69, 8.
- Lameira DP, De Souza GM, 2015. Fracture strength of aged monolithic and bilayer zirconia-based crowns. *Biomed Res Int* 2015.
- Land CH, 1904. Porcelain dental art, p.
- Larsson C, Wennerberg A, 2014. The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *Int J Prosthodont* 27, 1.
- Lawn BR, Deng Y, Thompson VP, 2001. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent*, 86, 5, 495-510.
- Lee IB, An W, Chang J, Um CM, 2008. Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent Mater*, 24, 8, 1141-7.

- Leinfelder KF, 2000. Porcelain esthetics for the 21st century. *Journal of the American Dental Association* (1939), 131 Suppl, 47s-51s.
- Leung R, Kahn R, Fan P. Comparison of depth of polymerization evaluation methods for photo-activated composite, 292-.
- Levartovsky S, Pilo R, Shadur A, Matalon S, Winocur E, 2019. Complete rehabilitation of patients with bruxism by veneered and non-veneered zirconia restorations with an increased vertical dimension of occlusion: an observational case-series study. *J Prosthodont Res* 63, 4, 440-6.
- Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP, 2014. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*, 58, 4, 208-16.
- Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP, 2014. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*. 58, 4, 208-16.
- Lilo T, Morais CL, Shenton C, Ray A, Gurusinge N, 2022. Revising Fourier-transform infrared (FT-IR) and Raman spectroscopy towards brain cancer detection. *Photodiagnosis Photodyn Ther* 102785.
- Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D, 2012. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont* 21, 5, 353-62.
- Liporoni PC, Ponce AC, de Freitas MR, Zanatta RF, Pereira MC, Catelan A, 2020. Influence of thickness and translucency of lithium disilicate ceramic on degree of conversion of resinous materials. *J Clin Exp Dent*, 12, 8, e745-e8.
- Liu PR, Essig ME, 2008. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, N.J. : 1995), 29, 8, 482, 4, 6-8 passim.
- Lopes CdCA, Rodrigues RB, Simamoto Júnior PC, Soares CJ, Novais VR, 2015. Degree of conversion and mechanical properties of resin cements cured through different all-ceramic systems. *Brazilian Dental Journal*, 26, 484-9.
- Lughi V, Sergo V, 2010. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater*, 26, 8, 807-20.
- Machry RV, Cadore-Rodrigues AC, Borges ALS, Pereira GK, Kleverlaan CJ, Venturini AB, Valandro LF, 2021. Fatigue resistance of simplified CAD–CAM restorations: Foundation material and ceramic thickness effects on the fatigue behavior of partially-and fully-stabilized zirconia. *Dent Mater*, 37, 4, 568-77.
- Malament KA, Grossman DG, 1987. The cast glass-ceramic restoration. *The Journal of prosthetic dentistry*, 57, 6, 674-83.
- Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoglu E, 2016. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & biotechnological equipment*, 30, 4, 644-52.
- Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L, 2007. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35, 11, 819-26.
- Mao L, Kaizer M, Zhao M, Guo B, Song Y, Zhang Y, 2018. Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. *J Dent Res*, 97, 11, 1222-8.
- McLean J, 1965. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, 119, 251-67.
- McLean JW, 2001. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85, 1, 61-6.
- McLean JW, 2019. *The Science and Art of Dental Ceramics-Volume I: The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use*, Quintessenz Verlag, p.
- McMurry JE, 2014. *Organic chemistry with biological applications*, Cengage Learning, p.
- Meirowitz A, Bitterman Y, Levy S, Mijiritsky E, Dolev E, 2019. An in vitro evaluation of marginal fit zirconia crowns fabricated by a CAD-CAM dental laboratory and a milling center. *BMC oral health*, 19, 1, 1-6.
- Mendonça LMd, Ramalho IS, Lima LASN, Pires LA, Pegoraro TA, Pegoraro LF, 2019. Influence of the composition and shades of ceramics on light transmission and degree of conversion of dual-cured resin cements. *Journal of Applied Oral Science*, 27.
- Meng K, Wang L, Wang J, Yan Z, Zhao B, Li B, 2022. Effect of Optical Properties of Lithium Disilicate Glass Ceramics and Light-Curing Protocols on the Curing Performance of Resin Cement. *Coatings*, 12, 6, 715.
- Meng X, Yoshida K, Atsuta M, 2006. Hardness development of dual-cured resin cements through different thicknesses of ceramics. *Dental materials journal*, 25, 1, 132-7.
- Mills R, Jandt K, Ashworth S, 1999. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 186, 8, 388-91.
- Miura S, Kasahara S, Yamauchi S, Okuyama Y, Izumida A, Aida J, Egusa H, 2018. Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic single crowns: an up to 12-year retrospective cohort study. *Clin Oral Investig*, 22, 2, 697-706.

- Miyazaki T, Hotta Y, 2011. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*, 56 Suppl 1, 97-106.
- Moffa JP, Lugassy AA, Guckes AD, Gettleman L, 1973. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. *J Prosthet Dent*, 30, 4, 424-31.
- Moraes LGP, Rocha RSF, Menegazzo LM, Araújo EBd, Yukimito K, Moraes JCS, 2008. Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci* 16, 2, 145-9.
- Moraes RR, Brandt WC, Naves LZ, Correr-Sobrinho L, Piva E, 2008b. Light-and time-dependent polymerization of dual-cured resin luting agent beneath ceramic. *Acta Odontol Scand* 66, 5, 257-61.
- Moraes RR, Faria-e-Silva AL, Ogliari FA, Correr-Sobrinho L, Demarco FF, Piva E, 2009. Impact of immediate and delayed light activation on self-polymerization of dual-cured dental resin luting agents. *Acta Biomater* 5, 6, 2095-100.
- Morais CL, Lilo T, Ashton KM, Davis C, Dawson TP, Gurusinghe N, Martin FL, 2019. Determination of meningioma brain tumour grades using Raman microspectroscopy imaging. *Analyst*, 144, 23, 7024-31.
- Nakamoto K, 2009. Infrared and Raman spectra of inorganic and coordination compounds, part B: applications in coordination, organometallic, and bioinorganic chemistry, John Wiley & Sons, p.
- Nakamura K, Harada A, Kanno T, Inagaki R, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U, 2015. The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 47, 49-56.
- Noguchi T, 2001. Detection of protein-cofactor interactions by means of Fourier transform infrared spectroscopy. *Riken Review*, 41-2.
- Noguchi T, Noguchi T, 2001. Detection of protein-cofactor interactions by means of Fourier transform infrared spectroscopy. *Riken Review*, 41-2.
- Novais VR, Raposo LHA, MIRANDA RRD, Lopes CdCA, SIMAMOTO PC, Soares CJ, 2017. Degree of conversion and bond strength of resin-cements to feldspathic ceramic using different curing modes. *J Appl Oral Sci*, 25, 61-8.
- O'Brien WJ, 2002. Dental materials and their selection, Quintessence, p. 464.
- O'Brien WJ, 2002. Dental Materials and Their Selection, Canada, Quintessence books, p. 464.
- Oh S-C, Dong J-K, Lüthy H, Schärer P, 2000. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*, 13, 6.
- Olçay EO, Turksayar AAD, Demirel M, Donmez MB, Şahmalı SM, 2022. Effect of partially stabilized zirconia thickness on the translucency and microhardness of resin cement. *J Prosthet Dent*.
- Oréface R, Discacciati J, Neves A, Mansur H, Jansen W, 2003. In situ evaluation of the polymerization kinetics and corresponding evolution of the mechanical properties of dental composites. *Polymer testing*, 22, 1, 77-81.
- Oyar P, Durkan R, Deste G, 2021. Effects of sintering time and hydrothermal aging on the mechanical properties of monolithic zirconia ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 126, 5, 688-91.
- Ozyesil AG, Usumez A, Gunduz B, 2004. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prosthet Dent*, 91, 2, 151-7.
- Özalp Y, Özdemir AN, 1996. Biyomateryaller ve biyoyumluluk. *Ankara Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Dergisi*, 25, 2, 57-72.
- Özkan Y, Bayramoğlu E, 2012. Cam seramik restorasyonlar ve zirkonya alt yapıli seramik restorasyonların karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012, Supplement 6, 110-23.
- Öztürk E, Bolay Ş, Hickel R, Ilie N, 2015. Effects of ceramic shade and thickness on the micro-mechanical properties of a light-cured resin cement in different shades. *Acta Odontol Scand.*, 73, 7, 503-7.
- Öztürk N, Üşümez A, Üşümez S, 2005. Degree of conversion and surface hardness of resin cement cured with different curing units. *Quintessence Int* 36, 10.
- Palta N, Secilmis A, Yazicioglu H, 2016. Effect of monolithic zirconia on the degree of conversion of two resin cements analyzed by FT-IR/ATR spectroscopy. *J Adhes Sci Technol*, 30, 9, 972-82.
- Palta N, Secilmis A, Yazicioglu H, 2016. Effect of monolithic zirconia on the degree of conversion of two resin cements analyzed by FT-IR/ATR spectroscopy. *Journal of adhesion science and Technology*, 30, 9, 972-82.
- Pameijer CH, 2012. A review of luting agents. *Int J Dent*, 2012.
- Park J-H, Park S, Lee K, Yun K-D, Lim H-P, 2014. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*, 111, 1, 20-9.

- Pashley DH, 1996. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med* 7, 2, 104-33.
- Passos SP, Kimpara ET, Bottino MA, Santos-Jr GC, Rizkalla AS, 2013. Effect of ceramic shade on the degree of conversion of a dual-cure resin cement analyzed by FTIR. *Dental Materials*, 29, 3, 317-23.
- Pathan MS, Kheur MG, Patankar AH, Kheur SM, 2019. Assessment of antagonist enamel wear and clinical performance of full-contour monolithic zirconia crowns: one-year results of a prospective study. *J Prosthodont* 28, 1, e411-e6.
- Paul N, Swamy KR, Dhakshaini M, Sowmya S, Ravi M, 2020. Marginal and internal fit evaluation of conventional metal-ceramic versus zirconia CAD/CAM crowns. *J Clin Exp Dent*, 12, 1, e31.
- Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM, 2007. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 51, 2, 453-71.
- Pereira G, Silvestri T, Amaral M, Rippe M, Kleverlaan C, Valandro L, 2016. Fatigue limit of polycrystalline zirconium oxide ceramics: Effect of grinding and low-temperature aging. *J Mech Behav Biomed Mater* 61, 45-54.
- Pereira SG, Fulgêncio R, Nunes TG, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM, 2010. Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements. *Dent Mater*, 26, 7, 710-8.
- Phillips RW, 1991. Skinner's science of dental materials, W.B. Saunders Co, p.
- Phua EMJ, Waddell JN, Choi JJE, 2022. Curing through Ceramics: Influence of Different Light-Curing Units and Curing Modes on Bond Strength. *Oral*, 2, 1, 62-74.
- Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G, 1999. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *J Biomed Mater Res* 48, 5, 675-81.
- Piconi C, Labanti M, Magnani G, Caporale M, Maccauro G, Magliocchetti G, 1999. Analysis of a failed alumina THR ball head. *Biomaterials*, 20, 18, 1637-46.
- Piconi C, Maccauro G, 1999. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1, 1-25.
- Pilathadka S, Vahalova D, 2007. Contemporary all-ceramic materials, part-1. *Acta medica (Hradec Kralove)*, 50, 2, 101-4.
- Piwowarczyk A, Lauer H-C, 2003. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent*, 28, 5, 535-42.
- Piwowarczyk A, Lauer H, Sorensen JA, 2005. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*, 30, 3, 382.
- Pontevedra P, Lopez-Suarez C, Pelaez J, Garcia-Serdio S, Suarez MJ, 2021. Prospective Clinical Evaluation of Posterior Monolithic Zirconia Fixed Partial Dentures Using a Complete Digital Workflow: Two-Year Follow-Up. *J Prosthodont* 30, 4, 298-304.
- Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M, 2015. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *J Dent*, 43, 1, 133-9.
- Raigrodski A, 2004a. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 48, 2, 531-44.
- Raigrodski AJ, 2004. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 48, 2, 531-44.
- Raigrodski AJ, 2004. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92, 6, 557-62.
- Raigrodski AJ, 2004. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92, 6, 557-62.
- Raigrodski AJ, Chiche GJ, 2001. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 86, 5, 520-5.
- Rasetto FH, Driscoll CF, von Fraunhofer JA, 2001. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. *J Prosthodont.*, 10, 3, 133-9.
- Rasetto FH, Driscoll CF, von Fraunhofer JA, 2001. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. *J Prosthodont*, 10, 3, 133-9.
- Rau SA, Raedel M, Mikeli A, Walter M, 2018. Clinical Fit of Monolithic Zirconia Single Crowns. *Int J Prosthodont*, 31, 5, 443-5.
- Rayyan MR, 2019. Marginal adaptation of monolithic high-translucency versus porcelain-veneered zirconia crowns. *Int. J. Prosthodont*, 32, 364-6.
- Reges RV, Moraes RR, Correr AB, Sinhorette MA, Correr-Sobrinho L, Piva E, Nouer PR, 2008. In-depth polymerization of dual-cured resin cement assessed by hardness. *J Biomater Appl* 23, 1, 85-96.
- Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P, 2002. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17, 6.

- Rinke S, Pabel A-K, Rödiger M, Ziebolz D, 2016. Chairside fabrication of an all-ceramic partial crown using a zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Case Rep Dent* 2016.
- Roberson T, Heymann H, Swift E, 2002. Sturdevant's art & science of operative dentistry p.
- Ronald Sakaguchi, John Powers, 2012. *Craig's Restorative Dental Materials*, p. 253-75.
- Roulet J-F, 1987. 7. Degradation of Posterior Composite Resins in vivo. In: *Degradation of Dental Polymers*. Eds: Karger Publishers, p. 161-214.
- Rueggeberg F, Craig RG, 1988. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res.*, 67, 6, 932-7.
- Rueggeberg F, Hashinger D, Fairhurst C, 1990. Calibration of FTIR conversion analysis of contemporary dental resin composites. *Dent Mater*, 6, 4, 241-9.
- Sabrah AH, Cook NB, Luangruangrong P, Hara AT, Bottino MC, 2013. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dent Mater*, 29, 6, 666-73.
- Sadid-Zadeh R, Liu P-R, Aponte-Wesson R, O'neal SJ, 2013. Maxillary cement retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a full mouth rehabilitation: a clinical report. *J Adv Prosthodont.*, 5, 2, 209-17.
- Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M, 2009. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.*, 20, 4-31.
- Sakaguchi R, Powers J, 2012. *Craig's restorative dental materials-e-book*, Elsevier Health Sciences, p.
- Santos Jr GC, Santos MJMC, Rizkalla AS, 2009. Adhesive Cementation of Etchable Ceramic Esthetic Restorations. *Journal of the Canadian Dental Association*, 75, 5.
- Sciasci P, Abi-Rached FO, Adabo GL, Baldissara P, Fonseca RG, 2015. Effect of surface treatments on the shear bond strength of luting cements to Y-TZP ceramic. *J Prosthet Dent*, 113, 3, 212-9.
- Scotti N, Comba A, Cadenaro M, Fontanive L, Breschi L, Monaco C, Scotti R, 2016. Effect of Lithium Disilicate Veneers of Different Thickness on the Degree of Conversion and Microhardness of a Light-Curing and a Dual-Curing Cement. *J Prosthet Dent*, 29, 4, 384-8.
- Seghi R, Denry I, Rosenstiel S, 1995. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 74, 2, 145-50.
- Shenoy A, Shenoy N, 2010. Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry : JCD*, 13, 4, 195-203.
- Shillingburg HT, Sather DA, 2012. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, Chicago, Quintessence, p.
- Shim JS, Han SH, Jha N, Hwang ST, Ahn W, Lee JY, Ryu JJ, 2018. Effect of irradiance and exposure duration on temperature and degree of conversion of dual-cure resin cement for ceramic restorations. *Oper Dent* 43, 6, E280-E7.
- Shortall A, Baylis R, Fisher S, Harrington E, 1993. Operating variables affecting the working time of a dual-cure composite luting cement. *Eur J Prosthodont Restor Dent.*, 1, 4, 185-8.
- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G, 2002. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 23, 8, 1819-29.
- Silikas N, Eliades G, Watts D, 2000. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 16, 4, 292-6.
- Sjögren G, Lantto R, Granberg Å, Sundström B-O, Tillberg A, 1999. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *J Prosthet Dent*, 12, 2.
- Skoog D, Holler FJ, Crouch S, 2007. *Principles of Instrumental Analysis*. Thomson Brooks. Cole, Canada.
- Soares L, Liporoni P, Martin A, 2007. The effect of soft-start polymerization by second generation LEDs on the degree of conversion of resin composite. *Oper Dent*, 32, 2, 160-5.
- Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G, 2017. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatologia*, 8, 1, 1.
- Soh M, Yap A, Siow K, 2003. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper Dent*, 28, 6, 707-15.
- Sorensen J, Kang S, Avera S, 1991. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater*, 7, 2, 118-23.
- Sorensen L, 1992. In-Ceram all-ceramic bridge technology. *Quintessence Dent Technol*, 15, 41-6.
- Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W, 1998. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent*, 26, 2, 137-45.
- Sripetchdanond J, Leevailoj C, 2014. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 112, 5, 1141-50.

- Stangel I, Ellis TH, Sacher E, 2007. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin North Am.*, 51, 3, 677-94.
- Stansbury J, Dickens SH, 2001. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater*, 17, 1, 71-9.
- Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N, 2017. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*, 48, 5.
- Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hammerlet CH, 2013. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig.*, 17, 1, 269-74.
- Stober T, Bermejo J, Rammelsberg P, Schmitter M, 2014. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil*, 41, 4, 314-22.
- Suárez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martínez F, 2004. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *The International journal of prosthodontics*, 17, 1, 35-8.
- Subbarao E, 1981. Zirconia-an overview. *Advances in ceramics*, 1, 1-24.
- Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Lassila LV, Vallittu PK, Närhi TO, 2015. Degree of conversion of dual-polymerizing cements light polymerized through monolithic zirconia of different thicknesses and types. *J Prosthet Dent*, 114, 1, 103-8.
- Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, Longquan S, 2014. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.*, 35, 93-101.
- Swift Jr E, Bayne S, 1997. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *Am J Dent.*, 10, 4, 184-8.
- Şahin O, Dede D, Köroğlu A, Özgüven Y, Doğan D, 2017. Effect of irradiation on the shear bond strength of self-adhesive luting cement in different preparation depths. *Niger J Clin Pract.*, 20, 8, 924-9.
- Tabatabaian F, 2019. Color aspect of monolithic zirconia restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent.*, 28, 3, 276-87.
- Tang Z, Zhao X, Wang H, Liu B, 2019. Clinical evaluation of monolithic zirconia crowns for posterior teeth restorations. *Medicine*, 98, 40.
- Tanoue N, Atsuta M, Matsumura H, 2003. Properties of a new photo-activated composite polymerized with three different laboratory photo-curing units. *J Oral Rehabil.*, 30, 8, 832-6.
- Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H, 2003. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil.*, 30, 10, 1015-21.
- Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H, 2003. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil.*, 30, 10, 1015-21.
- Thongnopkun P, Ekgasit S, 2006. Attenuated total reflection Fourier transform infrared spectra of faceted diamonds. *Analytica chimica acta*, 576, 1, 130-5.
- Tiba A, Zeller GG, Estrich CG, Hong A, 2013. A laboratory evaluation of bulk-fill versus traditional multi-increment-fill resin-based composites. *J Am Dent Assoc.*, 144, 10, 1182-3.
- Tinschert J, Zweg D, Marx R, Anusavice KJ, 2000. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry*, 28, 7, 529-35.
- Tokgöz Çetindağ M, Meşe A, 2016. Dış hekimliğinde kullanılan cad/cam (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26, 3, 524-33.
- Turp V, Turkoglu P, Sen D, 2018. Influence of monolithic lithium disilicate and zirconia thickness on polymerization efficiency of dual-cure resin cements. *J Esthet Restor Dent.*, 30, 4, 360-8.
- Turp V, Türkoğlu P, Şen D, 2018. Influence of monolithic lithium disilicate and zirconia thickness on polymerization efficiency of dual-cure resin cements. *J Esthet Restor Dent.*, 30, 4, 360-8.
- Türkoğlu P, Şen D, 2019. Evaluation of dual-cure resin cement polymerization under different types and thicknesses of monolithic zirconia. *Biomed Res Int.*, 2019.
- Ulu H, Bayındır F, 2015. Monolitik Zirkonum Restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*.
- Uzun Gülay, 2018. Konvansiyonel Rezin Bazlı Simanlar ve Self Adeziv Rezin Simanların Bağlanma Mekanizmaları ve Klinik Uygulamalarının Değerlendirilmesi. In. Eds. Ankara: Türkiye Klinikleri, p.
- van Dijken JW, 1999. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 20, 12, 1115-24, 26 passim; quiz 36.
- Vigano C, Ruyschaert J-M, Goormaghtigh E, 2005. Sensor applications of attenuated total reflection infrared spectroscopy. *Talanta*, 65, 5, 1132-42.

- Walton TR, 1999. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.*, 12, 6.
- Warashina H, Sakano S, Kitamura S, Yamauchi K-I, Yamaguchi J, Ishiguro N, Hasegawa Y, 2003. Biological reaction to alumina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria. *Biomaterials.*, 24, 21, 3655-61.
- Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH, 2008. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci.*, 116, 3, 272-9.
- Weyhrauch M, Wentaschack S, Igiel C, Scheller H, Lehmann KM, 2015. Influence of abutment-configuration on fracture strength of CAD/CAM-fabricated ceramic crowns. *Journal of Restorative Dentistry*, 3, 3, 80.
- Whitters C, Strang R, Brown D, Clarke R, Curtis R, Hatton P, Ireland A, Lloyd C, McCabe J, Nicholson J, 1999. Dental materials: 1997 literature review. *Journal of dentistry*, 27, 6.
- Williams HA, (1980). The science and art of dental ceramics: The nature of dental ceramics and their clinical use.(Vol. 1). John W. McLean, OBED SC., MDS (University of London) LDSRCS (England). Chicago, 1979, Quintessence Publishing Co., Inc., illustrated in color. Price \$42.00, Mosby.
- Williams R, Bibb R, Rafik T, 2004. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent.*, 91, 1, 85-8.
- Yan Y, Zhang H, Yang J, Chen C, 2021. Evaluating the Bonding Performance of a Novel Dual-curing Composite Cement to Zirconia. *J Adhes Dent.* , 23, 6, 569-78.
- Yan YL, Kim YK, Kim K-H, Kwon T-Y, 2010. Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cements. *Oper Dent* 35, 2, 203-10.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E, 2005. Tam porselen sistemleri I. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 22, 1, 41-8.
- Yılmaz Savaş TY, Akın C, 2022. Effects of sintering protocol and dipping time on the optical properties of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.*
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A, Aksu L, 1993. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara, AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, p. 183-223.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L, 1993. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara, 515.
- Zarone F, Russo S, Sorrentino R, 2011. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*, 27, 1, 83-96.
- Zesewitz TF, Knauber AW, Nothdurft FP, 2014. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont*, 27, 3, 264-6.
- Zhang C-Y, Yu H, Cheng Y-L, Wu W-Z, Xu L-J, Cheng H, 2018. Polymerization efficiency of a dual-cured resin cement through zirconia with three different cusp inclinations. *Journal of Spectroscopy*, 2018.
- Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B, Naert I, Vleugels J, 2015. Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta biomaterialia*, 16, 215-22.
- Zhang Y, Lawn B, 2018. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res.* , 97, 2, 140-7.
- Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR, 2013. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*, 29, 12, 1201-8.
- Zidan O, Ferguson GC, 2003. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent.* , 89, 6, 565-71.