



T.C.
Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı



**ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ
LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİK KALINLIĞININ
IŞIKLA POLİMERİZE REZİN SİMANIN
POLİMERİZASYON DÖNÜŞÜM DERECESESİNE
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Gülen DAL

UZMANLIK TEZİ

**DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Banu ÇUKURLUÖZ BAYINDIR**

KÜTAHYA-2022

T.C.
KÜTAHYA SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ
LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİK KALINLIĞININ
IŞIKLA POLİMERİZE REZİN SİMANIN
POLİMERİZASYON DÖNÜŞÜM DERECESENE
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Gülen DAL

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Banu ÇUKURLUÖZ BAYINDIR

KÜTAHYA-2022

T.C.
KÜTAHYA SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK EĞİTİM PROGRAMI

ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ
LİTYUM SİLİKAT CAM SERAMİK KALINLIĞININ
IŞIKLA POLİMERİZE REZİN SİMANIN
POLİMERİZASYON DÖNÜŞÜM DERECESESİNE
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Uzmanlık Tezi

Dt. Gülen DAL

Tez Savunma Tarihi: 24.02.2022

Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Banu ÇUKURLUÖZ BAYINDIR
(Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ
(Gazi Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Meryem Gülce SUBAŞI
(Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Eğitim
Programı Uzmanlık Tezi olarak 24.02.2022 tarihinde kabul edilmiştir.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vi
RESİMLER DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
TABLolar DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramik	4
2.1.1. Rezin Matriks Seramikler	11
2.1.1.1. Rezin Nanoseramik	12
2.1.1.2. Cam İnfiltrate Rezin Matriks Seramik	12
2.1.2. Polikristalin Seramikler	13
2.1.2.1. Alümina Seramik.....	13
2.1.2.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya Seramikler	14
2.1.2.3. Zirkonyum Dioksit Seramik	14
2.1.3. Cam Matriks Seramikler:.....	17
2.1.3.1. Feldspatik Cam Matriks Seramik	17
2.1.3.2. Cam İnfiltrate Seramikler	18
2.1.3.3. Sentetik Cam Matriks Seramik.....	18
2.2. Simanlar.....	23
2.2.1. Rezin Simanlar.....	26
2.2.1.1. Rezin Siman Polimerizasyonu.....	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	47
3.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması	51

3.2. Rezin Siman Örneklerin Hazırlanması.....	65
3.3. FTIR Analizi ve Monomer Dönüşüm Derecelerinin Tespit Edilmesi.....	69
3.4. Vicker's Mikrosertlik Ölçümü	72
3.5. İstatistiksel Analiz	74
4. BULGULAR.....	75
4.1. FTIR Analiz Bulguları.....	76
4.2. Mikrosertlik Ölçüm Bulguları	86
4.3. FTIR Analizi ve Mikrosertlik Ölçüm Korelasyonu.....	92
5. TARTIŞMA	94
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	111
KAYNAKLAR	113

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez hazırlık sürecimde bilgi ve tecrübeleri ile bana yol gösteren, klinik ve teorik mesleki çalışmalarında yardımlarını asla esirgemeyen bugünlere gelmemede büyük katkısı olan danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Banu ÇUKURLUÖZ BAYINDIR'a,

TDH-2021-79 proje numarası ile tez çalışmamı destekleyen Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne,

Bu süreçte beraber mutlu bir çalışma ortamı yakaladığım tüm hocalarıma ve çalışma arkadaşlarıma,

Çalışmalarım sırasında desteklerini esirgemeyen Ankara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı Teknisyeni Mustafa YEŞİL'e ve Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Protez Laboratuvarı Teknisyeni Abdullah Aygün'e,

Hayatım boyunca hep yanımda olan kıymetli aileme,

En içten teşekkürlerimi sunuyorum

Dt. Gülen DAL

ÖZET

Amaç: Tam seramik sistemlerde, mukavemeti artırmak ve materyal ile yakalanan optik avantajın sürdürülmesi amacıyla sıklıkla tercih edilen ışıkla polimerize rezin simanlarda belirli bir derinliğe kadar siman polimerizasyonu elde edilmektedir. Bu tez çalışmasının amacı, ZLS seramiklerin, LDS seramik ve monolitik zirkonya ile kıyaslanarak, farklı restorasyon kalınlıklarında ışıkla polimerize rezin simanın polimerizasyon dönüşüm derecesine ve rezin simanın mikrosertliğine etkisinin değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Üç farklı monolitik seramik materyalinden (IPS e.max CAD, inCoris TZI C, Vita Suprinity PC) 1, 1.5 ve 2 mm kalınlıklarda örnekler hazırlandı (n:10). Farklı kalınlıklardaki seramik örnekler altında polimerize etmek üzere ışıkla polimerize tek çeşit rezin siman (Variolink Esthetic LC) kullanıldı. Her alt grup için n=10 olacak şekilde 90 adet 0,1 mm kalınlığındaki rezin siman örneğin Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopi analizi ile polimerizasyon dönüşüm derecesi tespiti ve 90 adet 1 mm kalınlığındaki rezin siman örneğin mikrosertlik ölçümü yapıldı. Çalışmadan elde edilen veriler değerlendirilirken, parametrelerin normal dağılıma uygunluğunu incelemek için Kolmogorov Smirnov ve Shapiro Wilks testleri, parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Two-way Anova testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Tukey HSD ve Tamhane's T2 testleri kullanıldı ($p<0,05$).

Bulgular: Rezin siman örneklerin polimerizasyon dönüşüm derecesi değerleri, 1 mm kalınlıktaki seramiklerde LDS:47,33±5,02; MZ:39,23±2,45; ZLS:46,12±5,43, 1,5 mm seramiklerde LDS:41,89±3,22; MZ:34,29±4,29; ZLS:39,13±2,57 ve 2 mm seramiklerde LDS:36,62±2,47; MZ:33,03±2,96; ZLS:34,23±2,12 şeklinde kaydedildi. Rezin siman örneklerin mikrosertlik değerleri ise, 1 mm kalınlıktaki seramiklerde LDS:40,27±2,92; MZ:34,07±1,53; ZLS:39,26±1,50, 1,5 mm seramiklerde LDS:35,16±3,14; MZ:30,67±1,92; ZLS:34,65±3,89 ve 2 mm seramiklerde LDS:30,91±0,71; MZ:27,71±1,35; ZLS:29,60±1,18 şeklinde kaydedildi.

Sonuç: Işıkla polimerize rezin simanların polimerizasyonları LDS, MZ ve ZLS seramik kalınlıklarından ve seramik çeşidinden etkilenmektedir.

Anahtar Kelimeler: Cam seramik, FTIR, Lityum disilikat, Polimerizasyon, Sertlik testleri, Yttria stabilize tetragonal zirkonya.

ABSTRACT

Aim: In all-ceramic systems, light-cured resin cements, which are often preferred in order to increase the strength and maintain the optical advantage obtained with the material, exhibit polymerization up to a certain cement depth. The aim of this thesis is to evaluate the effect of ZLS ceramic thickness on the degree of conversion and the microhardness of light-cured resin cement by comparing it with LDS ceramic and monolithic zirconia.

Materials and Methods: Samples of 1, 1.5, 2 mm thickness were prepared from three different monolithic ceramic materials (IPS e.max CAD, inCoris TZI C, Vita Suprinity PC) (n:10). A single type of light-cured resin cement (Variolink Esthetic LC) was used to polymerize under ceramic samples of different thicknesses. The degree of conversion was determined by Fourier transform infrared spectroscopy of 0.1 mm thick 90 resin cement samples, and the microhardness of 1 mm thick 90 resin cement samples was measured (n:10). In the statistical analysis of the study, Kolmogorov Smirnov and Shapiro Wilks tests were used to examine the compatibility of the parameters with the normal distribution, the Two-way Anova test was used when comparing the parameters between groups, and the Tukey HSD and Tamhane's T2 tests were used to determine the group that caused the difference ($p < 0.05$).

Results: Degree of conversion values of the resin cement samples recorded as LDS: 47.33 ± 5.02 ; MZ: 39.23 ± 2.45 ; ZLS: 46.12 ± 5.43 for 1 mm thickness ceramics, LDS: 41.89 ± 3.22 ; MZ: 34.29 ± 4.29 ; ZLS: 39.13 ± 2.57 for 1.5 mm ceramics and LDS: 36.62 ± 2.47 ; MZ: 33.03 ± 2.96 ; ZLS: 34.23 ± 2.12 for 2 mm ceramics. Microhardness values of resin cement samples recorded as, LDS: 40.27 ± 2.92 ; MZ: 34.07 ± 1.53 ; ZLS: 39.26 ± 1.50 for 1 mm thickness ceramics, LDS: 35.16 ± 3.14 ; MZ: 30.67 ± 1.92 ; ZLS: 34.65 ± 3.8 for 1.5 mm ceramics and LDS: 30.91 ± 0.71 ; MZ: 27.71 ± 1.35 ; ZLS: 29.60 ± 1.18 for 2 mm ceramics.

Conclusion: The polymerization of light-cured resin cement effected by the type and thickness of LDS, MZ and ZLS ceramics.

Keywords: FTIR, Glass ceramic, Hardness tests, Lithium disilicate, Polymerization, Yttria stabilized tetragonal zirconia.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

$\pm$: Artı eksi

$\tilde{\nu}$: Dalga sayısı

λ : Dalga boyu

$^{\circ}\text{C}$: Derece santigrat

μm : Mikrometre

ν : Frekans

c : Işık hızı

3D: Üç Boyutlu

Al_2O_3 : Alüminyum oksit

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

ATR: Zayıflatılmış toplam yansıma (*Attenuated Total Reflectance*)

Bis-EMA: Etoksillenmiş bisfenol-A glisidil dimetakrilat

Bis-GMA: Bisfenol-A glisidil dimetakrilat

C=C: Karbon-karbon arası çift bağ

C-C: Karbon-karbon arası tek bağ

$\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$: Florapatit

CaO: Kalsiyum oksit

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım /Bilgisayar destekli üretim

Ce: Seryum

CeO_2 : Seryum Oksit

CH_3 : Metil

cm^{-1} : Santimetre üzeri eksi bir

CQ: Kamforokinon

DEGDMA: Dietilen glikol dimetakrilat

DSC: Diferansiyel taramalı kalorimetre (*Differential scanning calorimetry*)

DTA: Diferansiyel termal analiz (*differential thermal analysis*)

Eş.: Eşitlik

F: F değeri

FTIR: Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi (*Fourier Transform-Infrared Spectroscopy*)

g: Gram

Gpa: Cigapaskal

HEMA: Hidroksietil metakrilat
HfO₂: Hafniyum oksit
HV: Vickers Sertliği (*Hardness vickers*)
IR: Kızılötesi (*Infrared*)
ISO: Uluslararası Standartlar Teşkilatı
K⁺: Potasyum iyonu
K₂O: Potasyum oksid
KAlSi₂O₆: Lösit
KAlSi₃O₈: Feldspat
Kg: Kilogram
kgf/mm²: Kilogram kuvvet bölü milimetrekaire
La₂O₃: Lantanyum oksit
LDS: Lityum disilikat cam seramik
LED: Işık yayan diyot (*Light emitting diode*)
Li: Lityum
Li₂O: Lityum oksit
Li₃PO₄: Lityum ortofosfat
Li₂SiO₃: Lityum metasilikat
Li₂Si₂O₃: Lityum disilikat
LS₂: Lityum disilikat
Mg: Magnezyum
MgO: Magnezyum oksit
mm: Milimetre
Mn: Manganez
M.Ö.: Milattan önce
MPa: Megapaskal
MPa m^{1/2}: Megapaskal kökmetre
M.S.: Milattan sonra
MTA: Mineral trioksit agregat
MZ: Monolitik zirkonya
Mw: Moleküler ağırlık
mW/cm²: Miliwatt bölü santimetrekare
N: *Newton*
Na⁺: Sodyum iyonu

nm: Nanometre

Ort: Ortalama

p: p değeri

P₂O₅: Difosfor Pentoksid

PMMA: Polimetil metakrilat

PPD: Fenil-propandion

QTH: Kuvars tungsten halojen

Sd: Serbestlik derecesi;

Si-0-H: Silanol grupları

Si-0-Si: Siloksan bağlantı

SiO₂: Silisyum sioksit (Silika veya Kuvars)

(SiO₄)⁻⁴: Silisyum tetrahedron

sn: Saniye

SS: Standart Sapma

STL: Standart mozaikleme dili (*Standard Tessellation Language*)

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

TPO: Fosfin oksit

UDMA: Üretan dimetakrilat

V: Vanadyum

VHN: Vickers sertlik değeri (*Vickers hardness number*)

Y₂O₃: Yttriyum oksit

Y-TZP: Yttria ile stabilize edilmiş zirkonya

ZLS: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik

Zr: Zirkonyum

ZrO₂: Zirkonyum dioksit (Zirkonya)

ZrSiO₄: Zirkonyum silikat (Zirkon veya Badeleyit)

ZnO: Çinko oksit

RESİMLER DİZİNİ

<u>Resim No</u>	<u>Sayfa No</u>
Resim 3.1. IPS e.max CAD Lityum Disilikat Blok.	51
Resim 3.2. inCoris TZI C Monolitik Zirkonya Disk.....	51
Resim 3.3. Vita Suprinity PC Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Blok	52
Resim 3.4. Micracut 201 Doğrusal Hassas Kesit Alma Cihazı	52
Resim 3.5. Gripo 2V Aşındırma Cihazı	53
Resim 3.6. 1 mm LDS Seramik Örnek	53
Resim 3.7. 1,5 mm LDS Seramik Örnek	53
Resim 3.8. 2 mm LDS Seramik Örnek	53
Resim 3.9. Final Boyutlarına Ulaşmış Prekristalize LDS Seramik Örnekler	54
Resim 3.10. Solidworks Programı ile Hazırlanmış STL Format Tasarımların CAD/CAM Monolitik Zirkonya Disk İçinde Konumlandırılması	54
Resim 3.11. imes-icore 250i Beş Akslı Frezeleme Ünitesi.....	55
Resim 3.12. imes-icore Frezeleme Ünitesinin İçinde Monolitik Zirkonya CAD/CAM disk	55
Resim 3.13. Monolitik Zirkonya Diske Tijler Aracılığı İle Tutunan Frezelenmiş Seramik Örnekler	55
Resim 3.14. 1 mm ZLS Seramik Örnek	57
Resim 3.15. 1,5 mm ZLS Seramik Örnek	57
Resim 3.16. 2 mm ZLS Seramik Örnek	57
Resim 3.17. Final Boyutlarına Ulaşmış Prekristalize ZLS Seramik Örnekler.....	57
Resim 3.18. Kudos Ultrasonik Temizleme Cihazı.....	58
Resim 3.19. Programat P310 Kristalizasyon Fırını.....	59
Resim 3.20. Kristalizasyon Öncesi ve Sonrası e.max Örnekler.....	59
Resim 3.21. IPS Ivocolor Glaze Materyali	60
Resim 3.22. Petek Kristalizasyon Tepsisi Üzerinde Fibröz Ped ile Desteklenerek Glaze Fırınlamasına Hazırlanmış Kristalize LDS Örnekler	60
Resim 3.23. inFire HTC Speed Sinterleme Fırını	61
Resim 3.24. Sinterizasyon Fırın Tablasına Yerleştirilmiş Monolitik Zirkonya Örnekler Sinterizasyona Girmeden Önce	61

Resim 3.25. Sinterizasyon Fırın Tablasına Yerleştirilmiş Monolitik Zirkonya Örnekler Sinterizasyondan Çıktıktan Sonra	61
Resim 3.26. Monolitik Zirkonya Örneklerin Sinterizasyon Öncesi ve Sonrası Boyut Farkı	62
Resim 3.27. Sinterizasyon Öncesi 1 mm Monolitik Zirkonya Örnek.....	62
Resim 3.28. Sinterizasyon Öncesi 1,5 mm Monolitik Zirkonya Örnek.....	62
Resim 3.29. Sinterizasyon Öncesi 2 mm Monolitik Zirkonya Örnek.....	62
Resim 3.30. Sinterizasyon Sonrası 1 mm Monolitik Zirkonya Örnek.....	62
Resim 3.31. Sinterizasyon Sonrası 1,5 mm Monolitik Zirkonya Örnek.....	62
Resim 3.32. Sinterizasyon Sonrası 2 mm Monolitik Zirkonya Örnek.....	62
Resim 3.33. Final Boyutlarına Ulaşan Sinterlenmiş Monolitik Zirkonya Seramik Örnekler	63
Resim 3.34. Vita Akzent Plus Glaze Materyali	64
Resim 3.35. Petek Kristalizasyon Tepsisi Üzerinde Fibröz Ped ile Desteklenerek Glaze Fırınlamasına Hazırlanmış Monolitik Zirkonya Örnekler.....	64
Resim 3.36. Petek Kristalizasyon Tepsisi Üzerinde Fibröz Ped İle Desteklenerek Glaze Fırınlamasına Hazırlanmış Prekristalize ZLS Örnekler	65
Resim 3.37. Prekristalize Transparan ZLS Seramik Örnek ve Kristalize 2m2 Renk ZLS Seramik Örnek	65
Resim 3.38. Variolink Esthetic LC Işıklı Polimerize Rezin Siman	65
Resim 3.39. Kalınlığı 0,1 mm Olan Paslanmaz Çelik Rezin Siman Kalıbı.....	66
Resim 3.40. Kalınlığa 1 mm Olan Paslanmaz Çelik Rezin Siman Kalıbı	66
Resim 3.41. Işık Şiddeti 1000 (± 200) mW/cm ² Değerindeki LED Işık Kaynağı....	67
Resim 3.42. Rezin Siman Polimerizasyon Düzeneği.....	67
Resim 3.43. FTIR Analizi İçin Hazırlanan 0.1 mm Kalınlığa Sahip Rezin Siman Örnekler	68
Resim 3.44. Mikrosertlik Ölçümü İçin Hazırlanan 1 mm Kalınlığa Sahip Rezin Siman Örnekler	68
Resim 3.45. FTIR Cihazı Ölçüm Düzeneği	69
Resim 3.46. FTIR Cihazının ATR Birimi ve Elmas Okuyucu	70
Resim 3.47. Elmas Okuyucu Üzerine Yerleştirilen Rezin Siman Örnek.....	70
Resim 3.48. Numuneyi Elmas ATR İle Tam Temasa Getirmek Üzere Kapatılan Press	70
Resim 3.49. Ölçümler Esnasında Kapağı Kapatılan Karanlık Kutu Düzeneği.....	70

Resim 3.50. Shimadzu HVM Mikrosertlik Ölçüm Cihazı.....	72
Resim 3.51. Mikrosertlik Ölçüm Cihazının Tablasına Yerleştirilen Rezin Siman Örnek	73
Resim 3.52. Yük Uygulamasından Önce Rezin Siman Örneğin Mikroskop Görüntüsü.....	73
Resim 3.53. Yük Uygulamasından Sonra Rezin Siman Örneğin Mikroskop Görüntüsü.....	73
Resim 3.54. Cihaz Programı Tarafından Hesaplanmış Yüzey Mikrosertlik Değerinin Ekran Fotoğrafi	74
Resim 4.1. Vickers Mikrosertlik Ölçüm Cihazının Kare Tabanlı Elmas Piramit Ucu ile 15 Saniye Süresince 50 g Kuvvet Uygulaması Sonucu Rezin Siman Örnek Yüzeyinde Oluşan İz.	87

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Bileşimlerine Göre Dental Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller.....	11
Şekil 2.2. Zirkonya Seramikte Sıcaklığa Bağlı Faz Dönüşümü.....	15
Şekil 2.3. Metakrilat Bazlı Monomerlerin Kimyasal Yapısı.....	32
Şekil 2.4. Polimerizasyon Başlangıç Reaksiyonu	33
Şekil 2.5. Ardışık Monomer Birimlerinin Eklenmesiyle Polimer Zincirin Uzaması	33
Şekil 2.6. İki Radikal Monomerin Çarpışması ile Polimer Zincir Uzamasının Durması	34
Şekil 2.7. QTH ve LED Işık Kaynaklarının Emisyon Spektrumları ve Fotoaktivatörler ile İlişkileri. CQ:Kamforokinon; TPO:Difenilfosfinoksit; PPD:Fenil-propandion.	36
Şekil 2.8. Elektromanyetik Spektrum	40
Şekil 2.9. Moleküler Titreşim Hareketleri	41
Şekil 2.10. Sertlik Testlerinin Ölçüm Uç Şekilleri ve Materyal Yüzeyinde Oluşturdukları Çöküntülerin Morfolojileri.....	44
Şekil 3.1. Rezin Siman Polimerizasyon Düzenegi: Alt Yüzeyden Yukarıya Doğru: Siyah Karton Levha, Siman Camı, Şeffaf Kompozit Bantı, Paslamaz Çelik Kalıp, Şeffaf Kompozit Bantı, Seramik Örnek.....	66
Şekil 4.1. Kalınlığı 1 mm Olan LDS Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu	76
Şekil 4.2. Kalınlığı 1,5 mm Olan LDS Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu	76
Şekil 4.3. Kalınlığı 2 mm Olan LDS Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu	76
Şekil 4.4. Kalınlığı Polimerize Olan Edilmemiş Sıvı Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu	76
Şekil 4.5. Kalınlığı 1 mm Olan MZ Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu	78
Şekil 4.6. Kalınlığı 1,5 mm Olan MZ Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu	78

Şekil 4.7. Kalınlığı 2 mm Olan MZ Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu	78
Şekil 4.8. Polimerize Edilmemiş Sıvı Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu.....	78
Şekil 4.9. Kalınlığı 1 mm Olan ZLS Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu	79
Şekil 4.10. Kalınlığı 1,5 mm Olan ZLS Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu	79
Şekil 4.11. Kalınlığı 2 mm Olan ZLS Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu	80
Şekil 4.12. Polimerize Edilmemiş Sıvı Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu.....	80
Şekil 4.13. FTIR Analizi Sonucu Elde Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerlerinin Seramik Çeşidi ve Seramik Kalınlığı ile İlişkisi. (Mavi: 1 mm; Kırmızı: 1,5 mm; Yeşil: 2 mm)	83
Şekil 4.14. FTIR Analizi Sonucu Elde Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerlerinin Seramik Kalınlığı ve Seramik Çeşidi ile İlişkisi. (Mavi: Monolitik Zirkonya; Kırmızı: Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat; Yeşil: Lityum Disilikat.....	86
Şekil 4.15. Mikrosertlik Ölçümü Sonucu Elde Edilen Rezin Siman Mikrosertlik Değerlerinin Seramik Çeşidi ve Seramik Kalınlığı ile İlişkisi. (Mavi: 1 mm; Kırmızı: 1,5 mm; Yeşil: 2 mm)	90
Şekil 4.16. Mikrosertlik Ölçümü Sonucu Elde Edilen Rezin Siman Mikrosertlik Değerlerinin Seramik Kalınlığı ve Seramik Çeşidi ile İlişkisi. (Mavi: Monolitik Zirkonya; Kırmızı: Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat; Yeşil: Lityum Disilikat.....	92

TABLOLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Sertlik Testleri ve Endikasyonları	45
Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan Cihazlar.	48
Tablo 3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller.	49
Tablo 3.3. FTIR Analizi Çalışma Grupları	50
Tablo 3.4. Mikrosertlik Ölçümü Çalışma Grupları	50
Tablo 3.5. LDS Seramiğin Kristalizasyon ve Glaze Fırınlama Parametreleri	58
Tablo 3.6. “Speed+Dry” Sinterizasyon Fırınlama Parametreleri.....	61
Tablo 3.7. Monolitik Zirkonya Seramiğin Glaze Fırınlama Parametreleri.....	63
Tablo 3.8. ZLS Seramiğin Kristalizasyon + Glaze Fırınlama Parametreleri	64
Tablo 4.1. Çalışmanın Seramik ve Rezin Siman Grupları.	75
Tablo 4.2. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Lityum Disilikat (LDS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneklerin Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri	77
Tablo 4.3. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Monolitik Zirkonya (MZ) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneklerin Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri	79
Tablo 4.4. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneklerin Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri	80
Tablo 4.5. Seramik Çeşidinin ve Seramik Kalınlığının Rezin Siman Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Üzerindeki Ortak Etkisinin $p<0.05$ Anlamlılık Düzeyinde Two-Way ANOVA Testi ile Değerlendirilmesi. (Sd:Serbestlik Derecesi; F:“F değeri”-En büyük varyansa sahip grup varyansının, en küçük varyansa sahip grubun varyansına oranı; p:“p değeri”- istatistiksel anlamlılık varlığını ve düzeyini ifade eden değer).....	81

- Tablo 4.6. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Lityum Disilikat (LDS)
Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezin
Siman Gruplarında Tespit Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi
Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması.
(Ort:Ortalama; SS:Standart Sapma; p:p Değeri).....82
- Tablo 4.7. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Monolitik Zirkonya (MZ)
Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezin
Siman Gruplarında Tespit Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi
Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması.
(Ort:Ortalama; SS:Standart Sapma; p:p Değeri).....83
- Tablo 4.8. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Zirkonya ile Güçlendirilmiş
Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek
Oluşturulmuş Rezin Siman Gruplarında Tespit Edilen Polimerizasyon
Dönüşüm Derecesi Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak
Kıyaslanması. (Ort:Ortalama; SS:Standart Sapma; p:p Değeri)84
- Tablo 4.9. Kalınlığı 1 mm olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ)
ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler
Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezin Siman Gruplarında
Tespit Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerlerinin Two-
Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort:Ortalama;
SS:Standart Sapma; p:p Değeri).....85
- Tablo 4.10. Kalınlığı 1,5 mm olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya
(MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik
Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezin Siman
Gruplarında Tespit Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi
Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması.
(Ort:Ortalama; SS:Standart Sapma; p:p Değeri).....85
- Tablo 4.11. Kalınlığı 2 mm olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ)
ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler
Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezin Siman Gruplarında
Tespit Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerlerinin Two-

Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort:Ortalama; SS:Standart Sapma; p:p Değeri).....	86
Tablo 4.12. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilmiş Resin Siman Örneklerin Mikrosertlik Değerleri (VHN).....	88
Tablo 4.13. Seramik Çeşidinin ve Seramik Kalınlığının Resin Siman Mikrosertlik Değeri Üzerindeki Ortak Etkisinin $p < 0.05$ Anlamlılık Düzeyinde Two-Way ANOVA Testi ile Değerlendirilmesi. (Sd:Serbestlik Derecesi; F:“F değeri”-En büyük varyansa sahip grup varyansının, en küçük varyansa sahip grubun varyansına oranı; p:“p değeri”- istatistiksel anlamlılık varlığını ve düzeyini ifade eden değer.).....	89
Tablo 4.14. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Resin Siman Gruplarında Tespit Edilen Mikrosertlik Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort:Ortalama; SS:Standart Sapma; p:p Değeri).....	89
Tablo 4.15. Kalınlığı 1 mm ve 1.5 mm Olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Resin Siman Gruplarında Tespit Edilen Mikrosertlik Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort: Ortalama; SS: Standart Sapma; p:p Değeri).....	91
Tablo 4.16. Kalınlığı 2 mm Olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Resin Siman Gruplarında Tespit Edilen Mikrosertlik Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort: Ortalama; SS: Standart Sapma; p:p Değeri).....	92
Tablo 4.17. Kalınlığı 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum	

Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezin Siman Gruplarında Tespit Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi ve Mikrosertlik Değerlerinin Pearson Korelasyon Analizi ile Kıyaslanması. (r: Korelasyon Katsayısı; p:p Değeri).....	93
---	----



1. GİRİŞ

Seramik yapıya eklenen güçlendirici maddeler ile bükülme dayanımı artırılmış tam seramik sistemler, metal alt yapının lokal doku reaksiyonu ve metal iyon salınımına bağlı dişeti marjinde oluşan renklenme gibi dezavantajları ortadan kaldırarak, sabit protetik uygulamalar için iyi bir alternatif oluşturmuştur. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik, lityum metasilikat (Li_2SiO_3) ve lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) fazlı cam seramikler ile %10 tetragonal fazlı zirkonyum dioksit (ZrO_2) içeren CAD/CAM uyumlu yeni nesil bir monolitik seramik materyaldir. İçeriğindeki lityum disilikat cam seramik faz, gerçek diş dokusuna yakın restorasyon üretimi için gerekli olan optimum estetik beklentisini karşılarken, zirkonya katkısı seramiğe mekanik dayanım kazandırmaktadır. Tam seramiklerde mukavemet kadar uzun dönem klinik başarıyı etkileyen bir diğer unsur siman seçimi ve simantasyondur. Siman seçimi aynı zamanda tam seramik materyal ile yakalanan optik avantajın sürdürülmesi açısından da önem arz etmektedir. Mekanik ve optik avantajları sebebi ile rezin simanlar tam seramik restorasyonların simantasyonunda sıklıkla tercih edilmektedir. Rezin simanların polimerizasyonları, rezin simanın kimyasal özelliği, seramiğin fiziksel özellikleri ve polimerizasyon prosedürleri gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir. Rezin simanda yetersiz polimerizasyonun sebep olduğu düşük yüzey sertliği, düşük bükülme ve kırılma dayanımları gibi zayıf mekanik özellikler, devam eden bir dizi klinik başarısızlıkla birlikte restorasyonda yetersiz basma dayanımı, düşük renk stabilitesi, adeziv bağlantıda zayıflama, simanda su emilimi ve ikincil çürük ile sonuçlanabilmektedir. Ayrıca polimerizasyon reaksiyonuna katılmamış artık monomerler pulpada toksik etki oluşturabilmektedir.

Bu tez çalışmasının amacı, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklerin, lityum disilikat cam seramik ve monolitik zirkonya ile kıyaslanarak, farklı restorasyon kalınlıklarında ışıqla polimerize rezin simanın polimerizasyon dönüşüm derecesine ve mikrosertliğine etkisinin değerlendirilmesidir.

Bu tez çalışmasının hipotezleri aşağıda tanımlandığı gibidir.

- HİPOTEZ 1 ($\mu 1$): Işıkla polimerize rezin simanın polimerizasyonu değerlendirildiğinde, lityum disilikat cam seramik, monolitik zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiğin farklı kalınlıkları polimerizasyonu etkilemektedir.
- HİPOTEZ 2 ($\mu 2$): Işıkla polimerize rezin simanın polimerizasyonu değerlendirildiğinde, lityum disilikat cam seramik, monolitik zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiğin farklı kalınlıkları polimerizasyonu etkilememektedir.



2. GENEL BİLGİLER

Sabit protetik tedaviler, çeşitli sebepler ile zarar görmüş dişlerin tam metal, metal destekli seramik ya da tam seramik materyal ile restore edildiği veya eksik dişlerin diş destekli protez tasarımlarının gövde parçaları ile ya da implant üstü protezler ile telafi edildiği inley, onley, veneer, kron, köprü, sabit tam protez ve sabit parsiyel protez tasarımıındaki hasta tarafından çıkarılamayan restorasyonları kapsamaktadır.⁽¹⁻³⁾

Türkiye Kamu Hastaneleri Genel Müdürlüğünün 2017 istatistik raporuna göre Türkiye’de ki beş yıllık (2013, 2014, 2015, 2016, 2017) diş hekimliği uygulamalarının %8’ini ve tüm protetik tedavilerin %83,18’ini oluşturan sabit protetik tedavilere toplumun yüksek oranda ihtiyaç duyduğu görülmektedir.⁽⁴⁾ Sailer ve ark.⁽⁵⁾, sabit protetik tedavilerin %96.6-92.1 oranında beş yıllık sağkalım oranı sergilediğini bildirmişlerdir. Sabit restorasyonlarda başarısızlık sebebinin dental, periodontal veya materyal kaynaklı olabileceği bildirilmektedir.⁽⁵⁻⁸⁾ Saravi ve ark.⁽⁶⁾, diş destekli CAD/CAM tam seramik sabit protetik tedavilerin 1, 5 ve 10 yıllık sağ kalım oranlarını ve başarısızlık nedenlerini inceledikleri meta-analiz çalışmalarında başarısızlığa %25’lik oran ile en sık sekonder çürük oluşumunun, bunu takiben %19,2’lik oran ile bilayer seramik uygulamalarında karşılaşılan chippingin ve %15,38’lik oran ile seramik altyapı kırıklarının sebep olduğunu bildirmişlerdir. Değirmenci ve ark.⁽⁷⁾’nin yaptıkları endemik bir araştırmada ise sabit protez sökümünün, %38,2 oranında destek dişte ağrı, %20,1 oranında periodontal problem ve %15,3 oranında yenileme sebepleri ile endikasyon aldığı bildirmiştir. Sağ kalımı büyük oranda dental ve periodontal kaynaklı problemlerden etkilenen sabit protezlerin başarısını etkileyen diğer unsurlar ise, retansiyon kaybı, kötü marjinal adaptasyon, bilayer seramik uygulamalarında chipping, tam seramik sistemlerde kırılma ve estetik yetersizlik gibi restoratif materyal kaynaklı sebeplerdir.^(5,6,17-21,9-16)

Uzun dönem klinik başarı için gerekli olan yüksek mukavemet ve optimum estetik özelliklerini bir arada sağlayabilecek dental materyal arayışı doğrultusunda dental seramikler;

- Restorasyonların ağız içi kuvvetlere karşı yüksek mukavemet ile uzun yıllar hizmet verebilmesi için seramik yapıya kristal faz eklemek, kontrollü çekirdeklenme ile cam fazı kristalize etmek, iyonik hareket ile kimyasal sertleştirme sağlamak, kristal faz değişimleri ile sertleşme dönüşümü elde etmek gibi mikroyapısal modifikasyonlarla güçlendirilerek⁽²²⁻²⁶⁾
- Yapısal bütünlüğü artırılmış monolitik kullanım imkânı sunarak⁽²⁷⁻²⁹⁾
- Basamak dizaynına yüksek marjinal adaptasyon sağlaması amacıyla seramik fırınlama döngülerinde boyutsal stabilite sergileyerek⁽³⁰⁻³³⁾
- Rezin simanlar ile adeziv karakterli bağlanma sağlayarak⁽³⁴⁻³⁹⁾ geliştirilmişlerdir.

2.1. Dental Seramik

Seramik terimi, içeriğinde nitrür, karbür, oksit ve silikat barındıran, metalik olmayan inorganik bir malzemeden yapılmış, yüksek sıcaklıkta pişirilerek işlenmiş herhangi bir ürünü ifade etmektedir.^(1-3,23,40-42) Porselen ise kaolin, kuvars ve feldspat bileşiminin yüksek sıcaklıkta pişirilmesi ile elde edilmiş seramiklerdir.^(40,42,43) Kayıp diş dokusunu anatomik yapı, işlev, konuşma ve estetik bakımından restore eden dental seramikler, yeterli fiziksel ve optik özellikleri sergileyebilmek amacıyla silikat cam matriks ve kristalin fazın farklı oranlarda bileşiminden oluşan, yüksek ısıda vakumlu fırınlama prosedürleri dolayısı ile diğer tüketim alanlarında kullanılan geleneksel porselenden farklı olarak sert, translüsent ve sızdırmaz özelliklere sahip restoratif materyallerdir.^(2,44,45) Ayrıca temel yapısı silisyum tetrahedrondan $((SiO_4)^{-4})$ oluşan dental seramikler, ardışık tetrahedronların birbirlerine köşelerinde bulunan ikişer oksijen anyonu ile bağlandıkları tetrahedral zincirlerden oluşmaktadır.^(2,44,45)

Tarihte izlerine ilk olarak M.Ö. 23000'lerde Çekoslovakya bölgesinde rastlanan seramik benzeri materyaller, avcı-toplayıcı medeniyetlerden bu yana insanlığın çeşitli alanlarda ihtiyaçlarını karşılamak amacıyla kullanılmıştır.⁽⁴⁶⁻⁴⁸⁾ M.Ö. 700 ile M.S. 1700'lü yıllar arasında, sadece eksik diş telafisi sağlayabilen ilkel protetik tedavilerde, seramiğin doğal diş rengine sahip olmaması sebebi ile nispeten daha estetik görünüm arz eden hayvan kemikleri, hayvan dişleri ve

çekilmiş insan dişleri kullanılırken ilerleyen yıllarda dental seramikler diş hekimliğinde kullanılabilir hale getirilmiştir.^(2,42,49)

Tarihsel süreçte üretilmiş olan ilk dental porselen, 1789-Paris’de Fransız diş hekimi de Chemant ve Fransız eczacı Duchateau tarafından geliştirilmiştir.^(2,47,49) Opak görünümlü dental porselenler bu dönemde kaide ve dişlerin yekpare bütün olduğu hareketli protez tasarımları için kullanılmışlardır.^(2,47,49) Translüsensi ve renk gibi optik özelliklerinin geliştirilmesi, 1838’de porselen kristalizasyonunda vakumlu fırınlamanın Wildman tarafından kullanımı ile başlamıştır.^(2,42,50) Vakumlu fırınlama, seramik materyalin porözitesini önemli miktarda azaltıp, daha homojen yoğun yapı ve translüsent görünüm sağlamıştır.^(2,42,50) Fırınlama metodlarının iyileştirilmesi ve 19. yüzyıl sonlarında seramiği destekleyecek ısıya dayanıklı kalıp (refraktör day) materyalinin geliştirilmesi, sabit porselen restorasyonların üretimine zemin hazırlamıştır.^(47,49,51) Bu gelişmeler ışığında Dr Charles LAND, 1903 yılında feldspat porselenden oluşan ilk sabit protezi üretmiştir.^(2,47,49,52) LAND tarafından üretilmiş olan feldspatik kronlar üstün estetik özelliklerine karşın düşük bükülme dayanımı ve yüksek kırılma insidansı sergilemiştir.^(2,47,49,52) Feldspat seramiklerin mukavemetini artırmak amacıyla; metal veya yüksek dayanımlı seramik altyapı ile desteklemek, seramik yapıya kristal faz eklemek ve Na^+ - K^+ iyon değişim ile seramik dış yüzeyinde kompresif stres oluşturarak kimyasal sertleştirme sağlamak gibi çeşitli güçlendirme metotları kullanılmıştır.^(2,23,26,42,47,49,50,53,54) 1962’de Weinstein ve ark.⁽⁵⁵⁾, tam seramik restorasyon materyali olarak kullanılması durumunda yetersiz mukavemet ve kötü marjinal adaptasyon sergileyen feldspatik seramiklere %11-15 oranında potasyum oksit (K_2O) ekleyerek seramik-metal termal genleşme katsayılarında uyumu sağlamışlardır. Metal-seramik restorasyonların günümüzdeki hali ile kullanımının temellerini atan bu gelişme, metal-seramik bağlantısını güçlendirmiş ve seramiğin metal ile desteklenerek uzun dönem ağız içi kullanımına olanak sağlamıştır.^(2,42,49) Seramik yapının mukavemetini güçlendirmek amacıyla yapılmış bu yöntemde metal alt yapının teşkil ettiği kötü estetik ve olumsuz biyolojik özellikler, klinisyenleri tam seramik sistemlere yönlendirmiştir.⁽⁴⁹⁾ 1965 yılında John McLean’in⁽⁵³⁾ elastik modülüsü yükseltip kırılma dayanımını artırmak amacıyla ağırlıkça %40-50 alüminyum oksit (Al_2O_3) katkısı ile geliştirdikleri alüminöz porselen, günümüzde kullanılmakta olan

tam seramik sistemlerinin başlangıcını teşkil etmektedir.^(42,47,53) 131 MPa bükülme dayanımına sahip bu porselen, opak görünümü doğrultusunda anterior bölgede estetik beklentiyi yeterince karşılayamamış ve feldspatik seramik ile veneerlenerek kullanılmıştır.⁽²⁾ Alüminöz porselenlerde olduğu gibi çift tabakalı tam seramik sistemlerde zamanla meydana gelen iki tabaka arasında koheziv kırılma chipping, yapısal bütünlüğe sahip monolitik sistem ihtiyacını doğurmuştur. Dental porselenlerin temelini teşkil eden feldspatik porselen, çatlak oluşumunu önlemek ve çatlak ilerlemesini durdurmak amacıyla yapısına eklenen alüminyum oksit (Al_2O_3), magnezyum (Mg), lösit (KAlSi_2O_6), lityum (Li) ve zirkonum dioksit (ZrO_2) gibi inorganik güçlendirici kristallerin katkısı ile kırılma ve basma dayanımları artırılmış, monolitik kullanıma uygun bir materyal haline getirilmiştir.^(23,49,54) Adair ve Grossman tarafından 1980'li yılların başında geliştirilen %45 cam matriks ve %55 tetrasiklik flormika kristal faz içerikli flormika cam seramikler, kontrollü kristalizasyon yöntemi ile güçlendirilen tam seramik materyallerin başlangıcını teşkil etmektedir.⁽⁴²⁾ 1370°C'de döküm tekniği ile üretilmiş restorasyonlara, üretim sonrası kontrollü kristalizasyon işlemi uygulanarak mika kristalleri oluşturulmuş ve 135-152 MPa bükülme dayanımı ile $1.31 \pm 0.12 \text{ MPa m}^{1/2}$ kırılma tokluğuna sahip yüksek mukavemetli seramik yapı elde edilmiştir.⁽⁴²⁾ 1990'ların başında piyasaya sürülen, hacimce %34 lösit kristali içerikli preslenebilir feldspatik seramikler, lösit kristalinin yüksek ışık geçirgenlik özelliği doğrultusunda sahip oldukları üstün estetik özelliklerine karşın 84-134 MPa değerinde düşük bükülme dayanımı sergilemişlerdir.^(2,49) Lösit takviyeli seramiklerin bu dezavantajları doğrultusunda 1998 yılında 300-440 MPa bükülme dayanımına sahip, hacimce %70 lityum disilikat kristali içeren preslenebilir lityum disilikat seramikler geliştirilmiştir.^(2,49)

Dental seramikler, günümüze kadar içerikleri, üretim yöntemleri, mekanik ve estetik özelliklerinde sürekli gelişim göstermiş ve bu doğrultuda çeşitlendirilmişlerdir. Günümüzde mevcut bulunan çok çeşitli tam seramik materyal, kullanım endikasyonları, translüsensi özellikleri, pişirme ısıları, mikroyapıları, temel kristal veya matriks fazları, hazırlama metotları veya bileşimleri gibi pek çok parametre temel alınarak sınıflandırılmaktadır: ^(2,40,45,56-60)

Kullanım Endikasyonlarına Göre Dental Seramikler^(2,40,45,59)

- Kron, Köprü, Veneer, İnley, Onley, Post-Core: Cam matriks seramikler, Resin matriks seramikler, Polikristalin seramikler
- İmplant ve İmplant Abutmenti: Lityum disilikat, Stabilize zirkonya, Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
- Ortodontik Braket: Aluminyum oksit seramik, Zirkonya, Kalsiyum Fosfat seramik
- Hareketli Protez Takım Dişleri: Al_2O_3 içeriği artırılmış feldspatik seramik
- Renklendirme ve Glaze Seramiği: Al_2O_3 içeriği azaltılmış feldspatik seramik

Translüsensi Özelliğine Göre Dental Seramikler^(2,60)

- Opak Seramik: Tetragonal faz zirkonya seramik, Alümina seramik, Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya ve Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina.
- Translüsent Seramik: Cam matriks seramikler, Kübik faz zirkonya ve 4Y-TZP, 5Y-TZP monolitik zirkonya seramikler
- Transparan Seramik: Glaze seramiği

Pişirme Isılarına Göre Dental Seramikler^(2,45,60)

- Yüksek Isı Porselenleri: 1300 °C'den yüksek (Hareketli protez takım dişleri, Sinterlenmiş zirkonya ve alümina altyapı seramikleri)
- Orta Isı Porselenleri: 1101 °C–1300 °C (Hareketli protez takım dişleri, Presinterize zirkonya)
- Düşük Isı Porselenleri: 850 °C–1100 °C (Feldspatik veneer seramiği)
- Çok Düşük Isı Porselenleri: 850 °C'den düşük (İnfiltrasyon camları, Glaze seramiği)

Mikroyapılarına Göre Dental Seramikler^(2,56-59)

- Amorf Cam Seramikler: Feldspatik Seramik
- Kristalin Seramikler: Alumina seramik, Zirkonya seramik, Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya seramik ve Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramik.
- Kristal Doldurucu İçerikli Cam Seramikler: Lösit bazlı seramik, Lityum disilikat seramik, Florapatit seramik

Temel Kristal veya Matriks Fazlarına Göre Dental Seramikler^(2,40,45)

- Silika Cam Seramik: Feldspat (KAlSi_3O_8), kuvars (silika- SiO_2) ve kaolinden ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) oluşan geleneksel seramiklerdir.
- Lösit Bazlı Feldspat Seramik: %34-45 lösit içeren feldspatik seramiktir. Lösit kristalleri feldspat molekülünün kontrollü fırınlanması sonucu oluşmaktadır.
- Lityum Disilikat Bazlı Cam Seramik: %65-70 lityum disilikat (LS_2) kristal fazdan içerikli cam seramiktir.
- Alüminöz Seramik: Seramik yapısı %99,5 alüminyumoksitten (Al_2O_3) oluşmaktadır.
- Cam İnfiltrat Seramik: Pöröz alümina cam iskelet yapıya, lantanyum cam infiltrasyonu ile elde edilen, iç içe geçmiş üç boyutlu iki cam fazdan oluşmaktadır.
- Zirkonya Seramik: Kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), yttrium oksit (Y_2O_3), seryum oksit (CeO_2) gibi stabilize edici oksitler ile tetragonal veya kübik fazda stabilize edilmiş zirkonyum dioksitten oluşmaktadır.

Hazırlama Metotlarına Göre Seramikler^(2,40,42,58)

Pek çok sınıflandırma içinden tam seramik sistemler için uzun süre en çok kullanılan bu sınıflama olmuştur. Bu sistem, seramikleri dört başlık altında toplamaktadır:

- Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri:^(42,58,59,61) Refraktör day yöntemi, platin folyo üzerinde üretilen restorasyonların uzun dönem başarılı klinik idame gösterememesi sebebi ile 1972 yılında geliştirilmiştir. Bu teknik, seramik restorasyonun fırınlama ısısına dayanıklı refraktör day materyalinden üretilmiş model üzerinde toz-likit karışımının kondenzasyon ile şekillendirilmesini takiben yine day üzerinde fırınlanması esasına dayanmaktadır.
- Dökülebilir Porselen Sistemleri:^(2,42) İlk olarak 1984 yılında Adair ve Grossman'ın 135- 152 MPa bükülme dayanımına sahip, hacimce %55 oranında tetrasiklik flormika kristali içeren dökülebilir cam matriks seramiği geliştirmesi ile uygulanmıştır. Bu yöntem ile üretilen restorasyonlar, kayıp mum tekniği ile oluşturulan boşluğa dökülebilir seramiğin 1370°C'de eritilip ısıya dayanıklı rövetman bir kalıp içerisine santrifüj yöntemi ile dökülmesi ile elde edilmektedir.
- Isı Altında Preslenebilir Porselen Sistemleri:^(42,58,59) Bu yöntemin üretim metodu, mum modelajın buharlaştırılmasını takiben elde edilen rövetman boşluğuna seramik ingotun ısı ve vakum altında preslenmesi esasına dayanmaktadır. Toz-likit formunda kullanılan seramiklerin fırınlama esnasında tozdan katı hale geçişi sırasında gözlenen büzülme bu sistemde görülmemektedir.
- Bilgisayar Destekli Tasarım Ve Üretim Tekniği (CAD/CAM): CAD/CAM (*Computer-aided design / Computer-aided manufacturing*) sistemi, tarayıcılar aracılığı ile elde edilen dijital görüntülerin veya üç boyutlu obje modelinin, prototip ya da nihai ürün tasarımı ve imalatı için kullanıldığı süreci tanımlamaktadır.⁽⁶²⁾ 1950 yılında uçak ve otomotiv imalatında kullanılmak üzere geliştirilmiş olan CAD/CAM sistem, dental uygulamalarda ilk olarak 1983 yılında Francois Duret tarafından kullanılmıştır.⁽⁶³⁾

Dental CAD/CAM sistemleri,

- a. Yapılandırılmış beyaz, mavi ya da kırmızı ışık yansıtarak fonksiyon gören, fiziksel geometriyi dijital verilere dönüştüren optik tarayıcı

- b. Objeden yansıyan ışığın kaydedilmesi ile elde edilen görüntü ya da videoları işleyerek, görüntü üzerinde yakaladığı belirli noktaları öncelikle x ve y ekseninde, ardından kameraya olan mesafeyi hesaplamak için z ekseninde değerlendirip 3D model oluşturan ve daha sonra dijitalleştirilmiş nesne için restorasyon tasarımı yapan yazılım
- c. Restorasyonun dijital verilerini fiziksel bir ürüne dönüştüren üretim teknolojisi olmak üzere üç üniteden oluşmaktadır.⁽⁶²⁾

Dijital tarama ile geleneksel ölçü alımı için gerekli olan karmaşık prosedürlerin önüne geçen dental CAD/CAM sistemleri, yüksek doğruluk ve hassasiyete sahip dijital ölçü, öngörülebilir tasarım, uyumu mükemmel, verimli ve geçici restorasyona gerek kalmaksızın tek seansta hızlı üretim imkânı sunmaktadır.⁽⁶⁴⁾ Tüm bu avantajlarının yanı sıra optik tarama ile elde edilen ölçünün niteliği hekimin tecrübesinden, preparasyon geometrisinden, kanama, tükürük gibi ağız içi koşullardan ve metal restorasyon, amalgam dolgu, abutmentler gibi ışık yansımasına sebep olan unsurlardan etkilenmektedir.^(64,65)

Erken dönem CAD/CAM sistemlerin kullanımı inley, onley ve kron gibi tek üye restorasyon üretimi ile sınırlıyken günümüzde tek üye restorasyonlardan, çok üyeli köprü restorasyonlara, implant destekli protezlere, konvansiyonel veya maksillofasiyal hareketli protezlere kadar geniş yelpazede üretim yapılabilmektedir.^(63,66-68) CAD/CAM üretim ile kullanılmakta olan pek çok materyal arasından hazır blok ve disk formundaki krom-kobalt alaşımı, titanyum ve titanyum alaşımları, sabit restorasyonlarda metal alt yapı, hareketli bölümlü protezde iskelet ve implant destekli protezlerde bar üretiminde kullanılırken, frezelenabilir polimetil metakrilat (PMMA) bazlı materyaller, metal altyapı ve metal iskeletlerin döküm metodu ile üretiminde kullanılan mum modelajların yerine veya geçici restorasyon üretiminde kullanılabilmektedir. Geçici restorasyon üretiminde kullanılmakta olan bir diğer materyal ise kompozit rezindir. Kompozit rezin bloklar, PMMA bloklara kıyasla sahip oldukları estetik ve biyolojik avantajları, yüksek yorulma dirençleri sayesinde uzun süreli geçici restorasyon üretiminde kullanılmaktadır. Bununla birlikte CAD/CAM kompozit rezin bloklar kuvvet absorbe etme özelliği nedeni ile brüksizimli hastalarda inley, onley ve kron

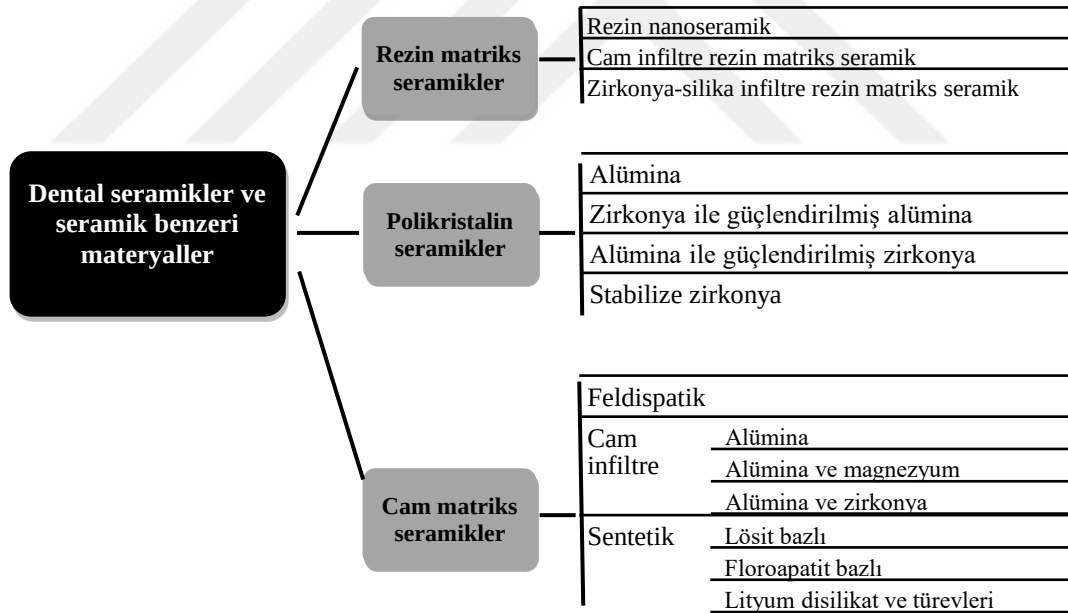
gibi daimî sabit restorasyonların üretiminde kullanım endikasyonuna sahiptir. Daimî sabit restorasyonların üretimi için kullanımı en sık tercih edilen dental seramik blok ve diskler veneer, inley, onley gibi minimal invaziv restorasyonlardan 14 üyeye kadar çok üyeli köprülere kadar geniş kullanım endikasyonuna sahiptir. Avantajları sebebi ile her geçen gün kullanımı yaygınlaşan CAD/CAM üretim metodu ile uyumlu pek çok yeni tam seramik materyal piyasaya sürülmektedir.^(22,69) Günümüzde dental pazarda düzinelerce tam seramik restoratif materyal seçeneği mevcuttur. Gracis ve Ark.,⁽⁷⁰⁾ 2015 yılında seramik ve seramik benzeri materyalleri bileşimlerine göre sınıflandırmayı önermişlerdir (Şekil 2.1).

Bileşimlerine göre dental seramikler ve seramik benzeri materyaller⁽⁷⁰⁾

2.1.1. Rezin matriks seramikler

2.1.2. Polikristalin seramikler

2.1.3. Cam matriks seramikler



Şekil 2.1. Bileşimlerine Göre Dental Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller.

2.1.1. Rezin Matriks Seramikler

Bu gruba ait seramikler, organik matriks içinde dağılmış ağırlıkça %50'den fazla inorganik seramik fazdan oluşmaktadır.⁽⁵⁴⁾ Rezin matriks, dentine yakın

elastik modül ve kırılma direnci kazandırırken, seramik içerik uzun dönem optik stabilite sağlamaktadır.⁽⁷¹⁾ CAD/CAM blok formunda üretilen rezin matriks seramiklerin düşük sertlik değerleri dolayısıyla frezelenmeleri kolaydır ve üretim aşamasında özel ısıtım işlem protokolüne tabi tutuldukları için şekillendirmeyi takiben sinterizasyon veya kristalizasyon fırınlamalarına gerek yoktur. Elastisite modülü dentine yakın değer gösteren rezin matriks seramikler, sahip oldukları yüksek kuvvet absorblayıcı özellikleri nedeni ile periodontal dokudan yoksun implant ile desteklenmiş sabit restorasyonlarda sıklıkla tercih edilmektedirler. Aynı mekanik dayanım ve minimum chipping özelliği bulunan bu seramik grubu, rezin içeriği sebebiyle kompozit rezinler ile ağız içi tamir imkânı sunmaktadır. Tüm bu avantajlarına karşın polimer içeriği, düşük bükülme dayanımı (150-240 MPa) ve yüksek esneklik özellikleri dolayısıyla kullanım endikasyonu tek diş restorasyonlar ile sınırlandırılmıştır. Resin nanoseramik, cam infiltre resin matriks seramik ve zirkonya-silika infiltre resin matriks seramik bu grubu oluşturmaktadır.

2.1.1.1. Resin Nanoseramik

Çapraz bağlı polimer matriks içinde dağılmış 20 nm çapında silika, 4-11 nm çapında zirkonya nanomerleri ve ortalama boyutu 0,6–10,0 µm'yi bulan agrege olmuş nanomer kümelerinden oluşmaktadır.⁽⁵⁴⁾ Parçacıkların nano boyutu, resin matriksin yüksek oranda (ağırlıkça yaklaşık %80) seramik materyal ile doldurulmasına imkân tanımaktadır. Kompozit resin ile kıyaslandığında içeriğindeki yoğun nano seramik faz sayesinde yüksek bükülme dayanımı (200 MPa), kırılma ve aşınma direnci, yüksek parlatalabilirlik ve üstün optik özellik sergilemektedir. İnley, onley ve veneer üretiminde kullanımı tavsiye edilirken, kron-köprü protez için kullanım endikasyonu yoktur.

2.1.1.2. Cam İnfiltre Resin Matriks Seramik

Sıkıştırılmış seramik tozunun sinterizasyonu sonucu elde edilen pöröz yapıya polimer infiltrasyonu ile üretilen, iç içe geçmiş iki adet üç boyutlu ağ yapısından oluşmaktadır. Bunlardan baskın olanı ince yapıli feldspat seramik ağı (hacimce %75), diğeri ise metakrilat polimerden oluşan polimer ağ yapısıdır (hacimce %25).⁽⁵⁴⁾ Bu üretim metodu nedeniyle polimer infiltre seramik ya da hibrit

seramik olarak da adlandırılmaktadır.⁽⁷²⁾ Elastik modül (30.14 GPa), sertlik (2.59 GPa), kırılma dayanımı ($1.72 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{-0.5}$) ve aşınma direnci değerleri bakımından mine ve dentine yakın değerler gösteren hibrit seramikler, diğer rezin matris seramikler ve kompozit rezinler ile kıyaslandığında en yüksek inorganik içeriğe (kütlece %73,1) ve en yüksek Vicker's sertlik değerine sahiptir.⁽⁷³⁾ Tüm bu özellikler, malzemenin çok ince kalınlıkta frezelenebilmesini ve böylece diş dokusunun korunmasına olanak tanımaktadır. Posterior bölgede minimal invaziv restorasyonlar, inleyler, onleyler, lamina veneerler ve posterior kronlar için kullanım endikasyonuna sahiptir.⁽⁷⁴⁾

2.1.2. Polikristalin Seramikler

Bu grupta yer alan seramiklerin spesifik özelliği cam matristen yoksun yoğun kristal faz yapılarıdır. İnce taneli kristallerin gösterdiği düzenli ve sıkı dizilim modeli, seramik materyale yüksek kırılma dayanımı kazandırmakla birlikte çatlak ilerlemesini önlemektedir. Gelişmiş mekanik özelliklerine karşın sahip oldukları düşük translüsensi özelliği polikristalin seramiklerin genel dezavantajını oluşturmaktadır. Alümina seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramik, alümina ile güçlendirilmiş zirkonya seramik ve stabilize zirkonya seramik polikristalin seramikler grubunda yer almaktadır.

2.1.2.1. Alümina Seramik

Seramik yapısı %99.5 alüminyumoksitten (Al_2O_3) oluşan alümina seramik, yoğun kristalin içeriği dolayısıyla diğer seramik materyallere kıyasla düşük ısı iletkenliği, yüksek çözünme direnci, yüksek sertlik ve kırılma dayanımı sergilemektedir.⁽⁵⁴⁾ Presinterize blok formunda üretilmekle birlikte faz dönüşümü göstermemesi sebebi ile sinterize formda da frezelenabilmektedir.⁽⁵⁴⁾ Yüksek elastik modül (380GPa) özelliği ve faz dönüşümü sergilememesinin bir diğer sonucu olarak kütleli kırılma paterni sergilemektedir.⁽⁷⁰⁾ Zirkonya seramiğin, dönüşüm sertleşmesi ile çatlak ilerlemesini durdurucu etki göstermesi gibi bir takım mekanik avantajları doğrultusunda alümina seramik günümüzde popülaritesini yitirmiştir.⁽⁷⁰⁾

2.1.2.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya Seramikler

Ana faz alümina olduğunda zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve ana faz zirkonya olduğunda alümina ile güçlendirilmiş zirkonya olarak adlandırılan bu kompozit bileşik grubu, yüksek yük taşıma kapasiteleri ve biyouyumlulukları dolayısı ile ortopedide sıklıkla tercih edilmiş fakat diş hekimliğinde opak görünümü sebebiyle yeterli kullanım alanı bulamamıştır. ⁽⁷⁵⁾

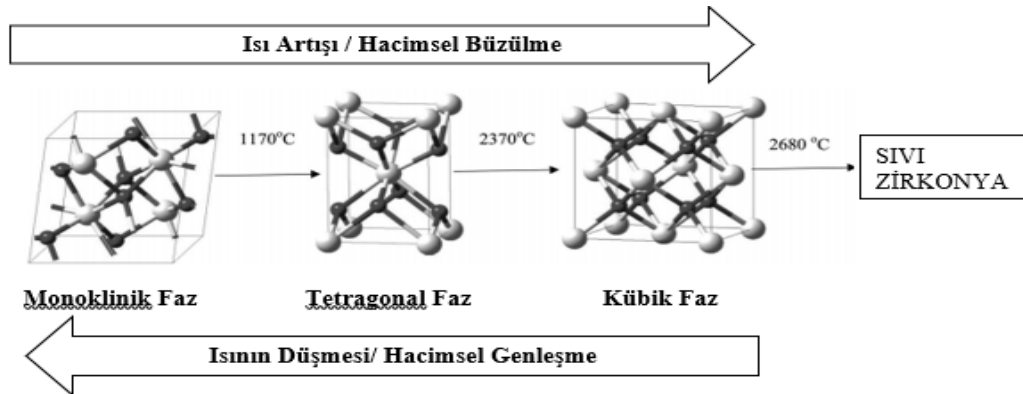
2.1.2.3. Zirkonyum Dioksit Seramik

Zirkonyum (Zr) gümüşümsü beyaz renkli bir metal elementidir. Doğada, zirkonyum silikat (zirkon veya badeleyit) ($ZrSiO_4$) ya da zirkonyum dioksit (zirkonya) (ZrO_2) formlarında bulunmaktadır.⁽⁷⁶⁾ İnsan gingival fibroblastların tutunması, proliferasyonu ve yayılımı bakımından altın standart olarak nitelendirilen zirkonya, düşük korozyon, düşük sitotoksisite ve mükemmel biyouyumluluk özellikleri doğrultusunda ortopedik kemik içi medikal tedavilerden, cerrahi ve restoratif dental uygulamalara kadar çok geniş kullanım alanına sahiptir.⁽⁷⁷⁻⁸⁰⁾

Tüm tam seramik materyaller içinde en yüksek kırılma dayanım değerine ($6-15 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{-0.5}$) ve Vicker's sertliğe (1200–1350 VHN) sahip olan zirkonya seramik, biyouyumluluğunun yansıra yüksek mekanik mukavemet ve düşük termal iletkenlik avantajları doğrultusunda sabit protetik tedavilerde sıklıkla tercih edilmektedir. 900 MPa'dan büyük bükülme dayanımına sahip zirkonya, anterior ve posterior bölgede diş ve implant destekli kronlar, üç üyeli inley ve onley köprüleri, iki abutment diş ile desteklenmekte olan maksimum bir premolar pontik genişliğine sahip kantilever köprüler, anterior adeziv köprüler, 14 üyeye kadar çok üyeli köprüler, anterior kurvatürlü bölgede birbirine bitişik 4 pontikli köprülerde ve posteriorda birbirine bitişik 3 pontikli köprülerde kullanım endikasyonuna sahiptir.⁽⁵⁴⁾ Ayrıca renk avantajı, aşınma direnci ve düşük bakteri plağı tutunma afinitesi sebebi ile kemik içi dental titanyum implant ve abutmentlere alternatif olarak gösterilmektedir.^(81,82) Minimum 0.5 mm okluzal kalınlık ile kullanım

endikasyonu sunan bazı ticari markalar, interokluzal mesafenin kısıtlı olduğu ve vital diş dokusunun korunmak istendiği klinik durumlarda tercih edilebilmektedir.

Protetik tedavilerde kullanılan zirkonya seramikler CAD/CAM freze ünitesinde şekillendirilmek üzere blok ve disk formunda, sinterlenmemiş (green stage), yarı sinterlenmiş (kısmi sinterize veya presinterize) ya da önceden sinterlenmiş olarak üretilmektedir. Greenstage ve kısmi sinterize CAD/CAM bloklardan frezelemeyi takiben elde edilen restorasyon, sinterizasyon fırınlamasına tabi tutulmaktadır. Sinterizasyon öncesi yaklaşık %50 poröziteye sahip tebeşirimsi sinterlenmemiş seramik materyal, fırınlama sonrası %20-30 hacimsel büzülme uğrayarak %99'luk yoğunluğa ve nihai mukavemetine ulaşmaktadır.⁽⁵⁴⁾ Fırınlama sonucu materyalde meydana gelen hacim ve yoğunluk değişimi, zirkonya seramiğin faz dönüşüm sürecinin bir sonucudur. Zirkonya, atmosferik basınç altında, ortam sıcaklığına bağlı olarak monoklinik, kübik ve tetragonal olmak üzere üç farklı kristal faz sergileyen allotropik bir materyaldir.^(2,54,80) Oda sıcaklığında en kararlı faz olan monoklinik fazda bulunan zirkonya, fırınlama esnasında 1170 °C'de tetragonal faza, 2370 °C ile erime sıcaklığı olan 2680 °C arasında ise kübik faza geçmektedir (Şekil 2.2).⁽⁵⁴⁾⁽⁸³⁾



Şekil 2.2. Zirkonya Seramikte Sıcaklığa Bağlı Faz Dönüşümü

Fırınlamayı takiben oda sıcaklığına getirilen zirkonya seramik, yüksek yoğunluğa sahip tetragonal fazdan, daha kararlı ve düşük yoğunluğa sahip monoklinik faza spontane bir dönüşüm sergilemektedir. Bu faz dönüşümü sırasında oluşan %3-5'lik hacim artışı, materyal içi gerilim streslerine ve sonunda restorasyonun erken dönem başarısızlığına yol açacak olan çok sayıda mikro

çatlağa neden olmaktadır. Bu sebeple zirkonya, dental uygulamalarda saf hali ile kullanılamamaktadır.⁽²⁾ Oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi amacıyla kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), yttrium oksit (Y_2O_3), seryum oksit (CeO_2) gibi stabilize edici oksitler eklenmektedir.^(2,84) Yttria (Y_2O_3), materyale kazandırdığı yüksek mukavemet avantajı sebebi ile dental uygulamada en sık tercih edilen stabilize edici oksittir.⁽⁸⁵⁾ %3-5 mol Y_2O_3 eklenerek tetragonal fazda stabilize edilmiş zirkonya, yttria ile stabilize edilmiş zirkonya veya yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya (Y-TZP) olarak adlandırılmaktadır. %3 mol eklenerek elde edilmiş 3Y-TZP zirkonya tetragonal fazda stabilize edilirken, %4 mol (4Y-TZP) ve %5 mol (5Y-TZP) ile stabilize edilmiş monolitik zirkonyalar kübik faz sergilemektedir.⁽⁸⁶⁾

Oksit eklenerek elde edilen tetragonal faz zirkonya, metastabil yani yarı kararlı bir bileşiktir. Mikro çatlak etrafında oluşan gerilim stresleri metastabil tetragonal zirkonyanın monoklinik faza dönüşümünü tetiklemektedir. Çatlak etrafında faz dönüşümüne uğrayan zirkonya, %3-5 oranında lokalize bir genleşme sergilemektedir. Çatlak sınırlarında meydana gelen lokal genleşme, sıkıştırıcı stres üreterek çatlağın yayılımını engellemektedir. Faz dönüşüm sertleşmesi olarak ifade edilen zirkonya seramiğe özgü bu davranış, seramik yapının mekanik mukavemetini artırmaktadır. Bu sebeple tetragonal fazın sınırlı oranda kontrollü olarak monoklinik faza dönüşümü arzu edilen bir durumdur.

Metastabil tetragonal zirkonya, gerilme stresleri, termal şok, parafonksiyona bağlı gelişen mekanik stres ve nem gibi dış kaynaklı bir enerjiye maruz kaldığında monoklinik faza dönüşüm göstermektedir.⁽⁸⁷⁻⁸⁹⁾ Nemli ağız içi ortamda uzun dönem kullanıma bağlı kronik harici etkiler altında meydana gelen bu faz dönüşümü, düşük sıcaklık bozunması olarak adlandırılmaktadır. Düşük sıcaklık bozunması, yüzey pürüzlülüğünü artırarak, kristaller arası bağları bozarak ve mikroçatlaklar oluşturarak materyalin mukavemeti ve estetik özellikleri üzerinde olumsuz etkiye bulunmaktadır. Lughî ve Sergo⁽⁸⁹⁾, zirkonya seramiğe özgü bu yaşlanma sürecini etkileyen ana faktörlerin stabilize edici (oksitler) içeriği, kristal boyutu ve artık stres olduğunu bildirmişlerdir.

Yoğun kristalin faz dolayısıyla sahip olduğu opak görünüm zirkonya seramiğin bir diğer dezavantajıdır. Bu dezavantajın üstesinden gelmek amacıyla uzun yıllar estetik bir seramik ile veneerlenerek kullanılmıştır. Veneerleme ile elde edilen çift tabakalı seramik sisteminde en sık karşılaşılan klinik problem, zaman içinde veneer porseleni ve zirkonya kor arasında meydana gelen koheziv kırılma chipping olmuştur.⁽⁹⁰⁻⁹²⁾ Veneerlenmiş zirkonyanın yüksek oranda chipping göstermesi, mukavemet ve estetik beklentileri, zirkonyanın monolitik kullanım ihtiyacını doğurmuştur.^(85,93) Monolitik zirkonya üretiminde yeterli translüsensinin sağlanması amacı ile materyalin alümina konsantrasyonu azaltılmış ve daha yüksek sıcaklıkta uygulanan sinterizasyon ile porözite minimuma indirilmiştir. Ayrıca yttria oksit miktarı artırılarak (%4 mol (4Y-TZP) veya %5 mol (5Y-TZP)) şeffaf bir faz olan kübik fazda stabilizasyon oluşturulmuştur.⁽⁹⁴⁾ Kübik faz materyalde kabul edilebilir translüsensi değerlerini sağlamasına karşın, stres karşısında dönüşüm sertleşmesi göstermemesi sebebi ile mukavemeti düşürmektedir. Zirkonyaya monolitik kullanım özelliği sağlayan bir diğer unsur ise renklendirme yöntemlerindeki gelişmelerdir.⁽⁹⁵⁾ İlk dönemde renksiz üretilen monolitik zirkonya seramiklerin, sinterizasyon öncesinde solüsyonlar ile renklendirilmeleri gerekiyorken günümüzde monokromatik ve polikromatik ön renklendirilmiş zirkonya materyaller mevcuttur.⁽⁹⁵⁾

2.1.3. Cam Matriks Seramikler

Cam matriks içine düzenli dağılım gösteren bir veya birkaç ince kristal fazdan oluşmuş inorganik seramik grubudur.⁽²⁴⁾ Seramik olmayan camlara kıyasla gelişmiş aşınma direnci, kimyasal direnç, bükülme dayanımı, sertlik ve kırılma tokluğu sergilemektedir. Mükemmel estetik, iyi translüsensi, düşük termal iletkenlik, düşük fırınlama büzülmesi, aşınma direnci ve biyouyumluluk gibi avantajlara sahip olan bu grup, feldspatik, cam infiltre ve sentetik cam matriks seramiklerden oluşturmaktadır.⁽²³⁾

2.1.3.1. Feldspatik Cam Matriks Seramik

Feldspat (KAlSi_3O_8), kuvars (silika- SiO_2) ve kaolinden ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) oluşan geleneksel seramiklerdir.^(23,96) Düşük

kırılma dayanımına (154 MPa) sahip olması sebebi ile %20–25 alümina (Al_2O_3) katkısı ile kullanılan feldspatik seramikler, metal ve seramik altyapılı çok üyeli köprülerde veneerleme seramiği, metal destekli sabit protezlerde metalin rengini maskelemek için opak seramik olarak kullanılmaktadır. Monolitik üretim için CAD/CAM blok formu mevcut olsa da kötü marjinal adaptasyon ve düşük kırılma dayanımı dezavantajları doğrultusunda monolitik tam seramik restorasyonların üretiminde sıklıkla tercih edilmemektedir.^(2,23,54)

2.1.3.2. Cam İnfiltre Seramikler

İç içe geçmiş üç boyutlu iki cam fazdan oluşmaktadır. Alüminyum silikat içerikli toz-likit karışımının day üzerinde fırınlanması sonucu elde edilen pöröz alümina cam iskelet yapıya, lantanyum cam infiltrasyonu ile elde edilmektedir.^(41,49) Hassasiyet gerektiren kompleks üretim süreci ve tam seramik sistemlerde lityum disilikat seramik ile zirkonyanın artan popülariteleri nedeniyle bu sınıfta bulunan seramik malzemeler günümüzde sıklıkla kullanılmamaktadır.⁽⁵⁴⁾

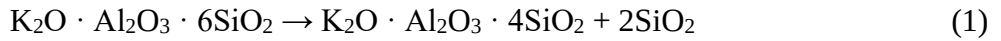
2.1.3.3. Sentetik Cam Matriks Seramik

Sentetik cam matriks seramik grubu, ham maddelerin doğal kaynağına olan bağımlılığı azaltmak amacıyla üretilmiştir.⁽⁷⁰⁾ Mikroyapısı diğer cam seramiklerde olduğu gibi, translüsent cam matriks ile çevrelenmiş kristal fazdan oluşmaktadır. Seramik yapıda bulunan kristaller, kontrollü çekirdeklenme ve kristalizasyonla yapay olarak üretilmektedir.⁽⁵⁴⁾ Cam matriks bileşimi ve fırınlama prosedürlerinde yapılan modifikasyonlar ile kristallerin boyutu ve dağılımı özel olarak düzenlenmektedir. Yapay kristalizasyon işlemi, homojen yapı, iyi optik özellik, aşınma dayanımı ve optimum mukavemet sergileyen malzemelerin üretilmesine olanak sağlamaktadır.⁽⁵⁴⁾ Cam matriks (camsı faz) seramiğe translüsensi ve kırılma gibi cama özgü özellikler sağlarken, kristal faz opasite, ışık kırılımı ile ilişkili renk adaptasyonu, mekanik mukavemet ve fırınlama esnasında yapısal stabilite özelliklerini kazandırmaktadır.⁽⁴⁵⁾ Yoğun kristal faz seramikte çatlak oluşum riskini azaltmakta ve mevcut çatlakların yayılımını engellemektedir.⁽⁴⁵⁾ Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikat cam seramik, zirkonya ile

güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik ve florapatit esaslı seramikler, sentetik seramik grubunu oluşturmaktadır.

Lösit ile Güçlendirilmiş Seramik

Feldspat seramiğin kontrollü fırınlanması sonucu potasyum alüminyum silikat molekülü lösit ve iki silikat molekülüne parçalanmaktadır (Eş 2.1).⁽⁵⁴⁾



Seramik kompozisyonunda bulunan ağırlıkça %60-65 silika, translüsensi, floresan ve opelasan özelliklerden sorumluyken, 1150 °C'de kontrollü fırınlama ile oluşturulmuş 1-5 µm çapındaki hacimce %35-45'lik lösit kristalleri, çatlak oluşumunu engelleyerek ve mevcut çatlakların ilerlemesini durdurarak seramiğe 160 MPa bükülme dayanımı kazandırmaktadır.⁽⁹⁶⁾

Florapatit Bazlı Cam Matriks Seramik

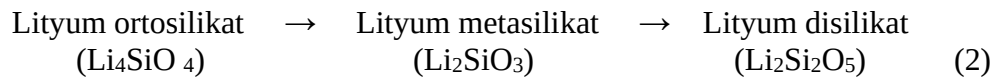
Cam matrikse dağılmış çeşitli ebatlarda florapatit kristalleri (Ca₅(PO₄)₃F) içermektedir. Yavaş flor salınım davranışı ile materyal yüzeyinde pH regülasyonu sağladığı bildirilmektedir.⁽⁹⁷⁾ Düşük bükülme dayanımına sahip (90-110 MPa) florapatit bazlı seramik, veneerleme seramiği olarak kullanılabilir.⁽⁵⁴⁾

Lityum Disilikat Seramik

Bu seramik grubu, cam matriks içine dağılmış %65-70 lityum disilikat (LS₂) kristal fazdan oluşmaktadır. İğsi forma sahip LS₂ kristal faz, katmanlı, sıkı kenetlenmiş dizilimi ile çatlak yayılımı önünde bariyer görevi görmektedir.⁽⁹⁸⁾ Cam ve kristal fazların genleşme katsayı farklılıklarından kaynaklanan kristal faz - camsı faz arası teğetsel sıkışma gerilimi (radyal gerilim) çatlak doğrultusunu saptırarak, LS₂ kristal fazın seramiğin mekanik performansını yükselten bir diğer özelliktir.^(50,98,99)

Lityum disilikat seramiklerin (LDS) üretim tekniğine göre ısı ile preslenebilir ve CAD/CAM ile şekillendirilebilir olmak üzere iki formu mevcuttur. Isı ile preslenebilir LDS ingot materyali, ısıtılarak visköz akışkan kıvam aldıktan sonra, kayıp mum tekniği ile elde edilmiş revetman kalıba, vakum altında basınçla yollanarak uygulanmaktadır ve 470 MPa bükülme dayanımına sahiptir. CAD/CAM ile şekillendirilebilir LDS ise, kullanım endikasyonuna uygun olarak farklı ebatlarda üretilmiş, mavimsi renkli, kullanma hazır blok formunda üretilmektedir.

LDS CAD/CAM bloklarda üretim, şekillendirme ve fırınlama aşamaları, materyalin farklı fazları üzerinden gerçekleştirilmektedir. CAD/CAM blokların üretim aşamasında lityum ortosilikat kristal faz, kısmi kristalizasyon işlemi ile lityum metasilikat faza dönüştürülmektedir. LDS bloklarda kazıma işlemi, 0,2–1,0 µm boyutunda ve trombosit şekilli %40 lityum metasilikat kristal içerikli bu ara faz üzerinden yapılmaktadır. Frezelemeyi hızlandırmak, frez aşınmasını azaltmak ve kusursuz marjin şekillendirmesi sağlamak amacıyla üretilmiş 130 ± 30 MPa bükülme dayanımına sahip yarı kararlı lityum metasilikat faz, frezelemeyi takiben kristalize edilmektedir. 840-850 °C'de 20-25 dakika vakum altında kristalizasyon fırınlaması gerçekleştirilen metasilikat ara faz, yüksek mukavemetli lityum disilikat faza dönüştürülmektedir.^(99,100) 1.5 µm boyutunda iğsi forma sahip %70 lityum disilikat kristali içerikli final faz seramiğinin bükülme dayanımı 360-400 MPa değerine ulaşmaktadır (Eş 2.2).⁽⁹⁹⁾



LDS seramik, renk tonlama seçenekleri ve çeşitli translüsensi değerleri dolayısıyla estetik kaygının ön planda olduğu rehabilitasyonlarda sıklıkla tercih edilmektedir. Renk tonlamaları, cam matriks içine dağılmış renklendirme iyonları ile sağlanmaktadır. Vanadyum ($\text{V}^{+4}/\text{V}^{+3}$) mavi/sarı, seryum (Ce^{+4}) sarı ve manganez (Mn^{+3}) kahverengi renk tonlarından sorumludur.^(24,100) Seramiğin metasilikat ara fazdan tam kristalize disilikat faza geçiş aşamasında, vanadyum iyonunun ($\text{V}^{+4}/\text{V}^{+3}$) oksidasyon durumunda meydana gelen değişiklik ile mavimsi renkli ara faz restorasyon final rengine kavuşmaktadır.⁽¹⁰⁰⁾ Materyalin optik özelliklerinde etkili olan bir diğer unsur kristal büyüklüğü ve kristal faz yoğunluğudur. Yüksek yoğunlukta dağılım gösteren küçük boyutlu kristaller düşük

translüsensiye sebep olurken, seyrek dağılımlı büyük ebatlı kristaller translüsensi değerini yükseltmektedir.⁽¹⁰¹⁾ LDS restorasyonların final polisajı, mavimsi renkli ara faz aşamasında uygulanan mekanik polisaj lastik kitleri ile veya disilikat final faz aşamasında uygulanan glaze seramiği ile sağlanmaktadır. İyi polisajlanmış LDS seramikler mine dokusuna yakın aşındırıcılık değerleri göstermektedir.⁽⁹⁹⁾

Yüksek biyouyumluluğa sahip LDS seramikler, üstün estetik ve rezin simanlara yüksek bağlanma dayanım özellikleri doğrultusunda, diş ve implant destekli kronlardan, üç üyeli anterior ve premolar köprü protezlere, anterior veneerlere, posterior inley, onley ve overley'lere kadar geniş kullanım endikasyonuna sahiptir.^(79,102) Dört ve üzeri üye sayısına sahip köprüler ve molar bölgeyi kapsayan köprü restorasyonlarda 360 MPa bükülme dayanımına sahip LDS seramiğin kullanımı önerilmemektedir. Bununla birlikte, 14 üyeye kadar çok üyeli köprüler ile kullanım endikasyonuna ve 900 MPa bükülme dayanımına sahip zirkonya seramik ile kıyaslandığında LDS seramiğin daha düşük aşınma direncine sahip olduğu bildirilmektedir.⁽¹⁰³⁾ Gerçek diş dokusuna yakın restorasyonların üretimi için gerekli olan optimum estetik ve mekanik mukavemet arayışları doğrultusunda son yıllarda LDS seramiğe zirkonya katkısı ile üretilen yeni nesil zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat CAD/CAM seramiği geliştirilmiştir.

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramik

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler (ZLS), homojen cam matris içine dağılmış lityum metasilikat (Li_2SiO_3), lityum ortofosfat (Li_3PO_4) ve kütlece %10 tetragonal faz zirkonyum dioksit (ZrO_2) kristal fazlardan oluşmaktadır.⁽¹⁰⁴⁻¹⁰⁶⁾ LDS'nin optik özellikleri ile zirkonyanın mekanik avantajlarını bir arada barındıran ZLS seramik, LDS seramiğin türevi olarak sınıflandırılmaktadır. Benzer kimyasal bileşime sahip materyallerin değişen mekanik özellikleri, mikroyapılarında ki farklılıklar ile ilişkilendirilmektedir.⁽⁹⁸⁾ Kristal fazın içeriği, tane boyutu, dağılımı ve şekli, cam matrisin kristal faza oranı ve homojenite değeri, seramiğin mikroyapısal özelliklerini oluşturmaktadır. ZLS seramikler, zirkonya ihtivasi (%8-12), küçük kristal boyutu (0,5-0,7 μm) ve yapısal homojenite değerleri bakımından CAD/CAM LDS seramikten farklılık göstermektedir. Mikroyapısal bu farklılık ZLS seramiğe yüksek mekanik

mukavemet ve daha iyi parlatılabilirlik sağlamaktadır.^(98,107–109) Hamza ve Şerif⁽²⁸⁾, Schwindling ve ark.⁽¹¹⁰⁾, Elsaka ve Elnaghy⁽¹¹¹⁾ çalışmalarında ZLS'nin, türevi olduğu CAD/CAM LDS seramikten daha yüksek kırılma dayanımı sergilediğini bildirmişlerdir. Buna karşın Kashkari ve ark.⁽¹¹²⁾ çalışmasında ZLS'nin LDS'den düşük kırılma dayanımı sergilediğini gözlemlemişlerdir.

ZLS ve LDS seramiklerde fırınlama öncesi ve sonrası kristal faz değişimini inceleyen bir raman spektroskopi çalışması, prekristalize ZLS seramiğin lityum metasilikat (Li_2SiO_3) ve lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristal fazları içerdiğini, kristalizasyon fırınlaması sonrası bu iki fazda gözlenen yoğunluk artışına ek olarak üçüncü bir faz olan lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) fazın oluştuğunu bildirmiştir.⁽¹⁰⁴⁾ LDS seramikte ise kristalizasyon öncesi lityum metasilikat (Li_2SiO_3) ve lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristal fazların tespit edildiği, fırınlama sonrası metasilikat fazın kaybolduğu bunun yerine daha yoğun lityum disilikat fazın oluştuğu rapor edilmiştir.⁽¹⁰⁴⁾ ZLS seramiğin başlangıç kristalizasyon durumuna göre isimlendirildiği presinterize ve hazır sinterlenmiş olmak üzere iki formu mevcuttur. Frezelemeyi takiben kristalize edilmesi gereken 180 Mpa bükülme dayanımına sahip presinterize form, kristalizasyon sonrası 420 MPa bükülme dayanımı değerine ulaşmaktadır. Hazır sinterlenmiş formda bulunan ZLS seramik ise frezelemeyi takiben direkt teslim edilebildiği gibi üretici firmanın opsiyonel olarak sunduğu ek bir fırınlama seçeneğine sahiptir. Ek fırınlama işlemi, matreyalin 210 MPa olan bükülme dayanımını, 370 MPa'a çıkarmaktadır. Mikroyapıları bakımından çok benzer olan iki farklı ticari isme sahip bu iki form, lityum metasilikat kristal boyutu bakımından farklılık göstermektedir. Hazır sinterlenmiş formda kullanıma sunulan ZLS, daha büyük boyutlu ($\sim 1 \mu\text{m}$) kristal içermektedir.⁽¹⁰⁴⁾ Presinterize ZLS seramikte, LDS CAD/CAM blokta olduğu gibi frezeleme işlemi lityum metasilikat içerikli ara faz üzerinde gerçekleştirilmektedir. Şekillendirme sonrası gerçekleştirilen kristalizasyon fırınlaması ile seramik materyal final kristal fazına ulaşmaktadır. Bu aşamada çekirdeklenme ajanı olarak difosfor pentoksidin (P_2O_5) görev almaktadır.⁽¹¹³⁾

Kristalizasyon fırınlamasını takiben elastik modül, bükülme dayanımı, kırılma dayanımı ve sertlik gibi karakteristik mekanik değerlerde artış gösteren ZLS seramik, fizyolojik oklüzal kuvvetler altında tatminkar mukavemet

sergilemektedir.⁽¹¹⁴⁾ Anterior ve posterior kronlar, inley, onley restorasyonlar ve 0.4 mm kalınlıkta ince laminate veneerler ile kullanım endikasyonuna sahiptir.

Dal Piva ve ark.⁽¹¹⁵⁾, ISO 10993-5 invitro sitotoksosite testlerine uygun gerçekleştirdikleri çalışmalarında ZLS seramiklerin güvenli sınırlarda sitotoksosite özelliği sergilediğini bildirmişlerdir. İnsan gingival fibroblastların tutunmasına, proliferasyonuna ve yayılımına izin veren ZLS seramik, peri-implant yumuşak dokularla temas halinde kullanıma elverişli biyouyumluluk teşkil etmektedir.^(114,115)

ZLS seramiklerde olduğu gibi yapıya eklenen çeşitli güçlendirici maddelerin katkısı ile monolitik kullanıma elverişli hale getirilen dental seramikler için mukavemet ve uzun dönem klinik başarıyı etkileyen bir diğer unsur siman seçimi ve simantasyondur.⁽¹¹⁶⁾ Rezin simanlar optik avantajlarının yanı sıra yüksek bağlanma dayanımı, optimal retansiyon ,düşük çözünürlük, marjinal tıkama ve marjina stabilite, yüksek basma ve çekme dayanımı gösterme özellikleri doğrultusunda tam seramik sisteme mukavemet kazandırmaktadır.^(34,36,38,117) Tüm bu avantajları sebebi ile tam seramik restorasyonların simantasyonunda sıklıkla tercih edilmektedir.^(35,38,118,119)

2.2. Simanlar

Dental simanlar, viskoz kıvamda uygulanıp uygulama sonrası katı hale geçerek restoratif dolgu, restorasyon altı kaide, koruyucu astar ya da yapıştırıcı görevi gören materyallerdir.^(1,120-124)

En eski yapıştırıcı simanı olan çinko fosfat siman, sahip olduğu yüksek basma dayanımı (110 MPa) avantajına karşın adeziv ve kimyasal karakterde bağlanma gösterememektedir. Asidik solüsyonlar karşısında dirençsiz kalan çinko fosfat simanlar, sertleşme sonrası az miktarda ve sürekli olarak fosfat, çinko ve magnezyum çözünmesi sergilemektedir. Polikarboksilat simanı takiben en fazla çözünen ikinci simandır ve bu özelliği doğrultusunda marjinal mikrosızıntı ve marjinal renklenme göstermesi sebebi ile tam seramik restorasyon ile kullanımı önerilmemektedir.⁽¹²⁵⁾

Çinko fosfat simanlardan sonra 1968 yılında geliştirilen Polikarboksilat simanlar, diş dokusuna kimyasal karakterde bağlanan ilk siman niteliği taşımaktadır.⁽¹²⁶⁾ Likitinde bulunan poliakrilik asitin mine ve dentin yapısındaki kalsiyum ile etkileşimi sonucu diş sert dokularına kimyasal olarak bağlanma avantajına karşın daimî simanlar arasında ağız sıvılarında en yüksek çözünürlük gösteren siman niteliğindedir ve asidik solüsyonlara dirençsizdir. Çiğneme kuvvetleri altında plastik deformasyona uğrayan ve zaman içinde mekanik dayanımı düşen polikarboksilat simanın tam seramik restorasyon ile kullanımı tercih edilmemektedir.

Polikarboksilat simanlarda olduğu gibi diş dokusuna kimyasal karakterde bağlanan bir diğer siman, 1 yıl sonra, 1969 yılında geliştirilmiş olan cam iyonomer simandır.⁽¹²⁶⁾ Cam iyonomer simanlar, flor salınımı ile bakteriyostatik özellik göstermesi, asidik solüsyonlara karşı çözünme direnci, sertleşme sonrası uzun dönem çözünürlüğünün düşük olması, adeziv karakterde yüksek bağlanma dayanımı, dentin dokusuna yakın termal genleşme katsayısı ve yüksek basma dayanımı gibi olumlu özellikleri nedeni ile uzun yıllardır klinik uygulamalarda başarıyla kullanılmaktadır. Cam iyonomer simanın en büyük dezavantajı erken dönem çözünürlüğü ve sertleşme aşamasındaki nem hassasiyetidir. Nem teması ile ıslanan alüminyum ve kalsiyum iyonları siman yapısını bozmaktadır. Sertleşme aşamasında su emerek hacimsel genleşmeye uğrayan cam iyonomer siman, tam seramik restorasyonu çatlatma riskine sahiptir ve bu sebeple silikat esaslı seramikler ile kullanımı önerilmemektedir.⁽¹²⁷⁾

Cam iyonomer simanların erken dönem çözünürlük dezavantajının önüne geçilmesi ve fiziksel mukavemetinin güçlendirilmesi amacıyla, 80'li ve 90'lı yıllarda rezin siman ile farklı oranlarda karıştırılarak üretilmiş hibrit iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Hibrit iyonomer simanlar, cam iyonomer simanın poliakrilik asit zincirine metakrilat grubunun eklenmesi ile üretilmiş rezin modifiye cam iyonomer siman ve rezin monomerine asit-baz reaksiyonu gösterebilen fonksiyonel asit gruplarının eklenmesi ile üretilmiş poliasit modifiye kompozit rezin (kompomer)'lerden oluşmaktadır. Resin modifiye cam iyonomer simanlar, içeriğindeki resin sayesinde polimerizasyon başlangıç aşamasını hızlı tamamlamaktadır. Bu özellik, cam iyonomer simanların başlangıç nem

hassasiyetini önlemektedir. Fakat içeriğinde bulunan hidroksietil metakrilat (HEMA) monomerinin hidrofilik özelliği, simanın uzun dönemde su emilimi göstermesine sebep olmaktadır. Kompomer simanlarda ise fonksiyonel asit gruplarının, flor salınım mekanizmasında rol oynayabilmesi için belirli oranda su emilimi gereklidir. Başlangıç polimerizasyonunu takiben su emilimi gösteren kompomer simanın yapısından karboksilik asit, hidrolize olarak serbestleşmektedir. Serbestleşen karboksilik asit, salınımına sebep olduğu metal iyonlar ile çapraz bağ oluştur ve bu reaksiyon sonucu bir miktar flor salınımı gerçekleşir. Yapısal özellikleri ve fonksiyonel gereklilikleri doğrultusunda zaman içinde su emilimi ve genleşme gösteren bu iki simanın tam seramik restorasyonları çatlatma riski sebebi ile kullanımı endike değildir

Yapıştırma simanı, restorasyon ile diş arasındaki boşluğu doldurarak sertleştiğinde restorasyonu diş üzerine sabitleyen ara maddedir.^(1,120-124) Yapıştırma simanları için farklı değişkenler temel alınarak oluşturulmuş çeşitli sınıflamalar mevcuttur.

Ağızda Kalma Süresine Göre Simanlar^(37,120,128-131)

- Geçici: Yağ bazlı simanlar
- Daimi: Su bazlı ve rezin bazlı simanlar

İçeriklerine Göre Simanlar^(120,124,129,130,132,133)

- Su Bazlı: Cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer, çinkofosfat ve çinko polikarboksilat simanlardan oluşan su bazlı siman grubu için eski ve yaygın bir ifade olarak geleneksel simanlar tabiri de kullanılmaktadır.
- Rezin Bazlı: Polimerizasyon reaksiyonu ile sertleşen rezin bazlı simanlar ise adeziv yol ile yüksek bağlanma mukavemeti ve güçlü fiziksel özelliklere sahip olmakla birlikte, polimerizasyon süreci teknik detaylara çok duyarlıdır.

- Yağ Bazlı: Geçici simantasyon için kullanılan yağ bazlı simanlar, su ve rezin bazlı simanlardan daha büyük film kalınlığına, çok daha düşük fiziksel özelliklere ve düşük bağlanma dayanımına sahiptir

Sertleşme Mekanizmalarına Göre Simanlar^(120,126,129,132,133)

- Asit-Baz Reaksiyonu Gösterenler: Toz-likit formunda bulunan su bazlı simanlar, aynı zamanda asit-baz reaksiyonu gösteren simanlar ile aynı sınıfı oluşturmaktadır. Genellikle sıvının asidik yapıda, tozun ise bazik yapıda olduğu ve cam + metal oksitlerden oluşan bu siman grubunda, karıştırma işlemi asit-baz reaksiyonu şeklinde seyreden sertleşme reaksiyonunu başlatmaktadır
- Hidrasyon ile Sertleşenler (sulu ortamda çözünme ve tekrar çökeltme): Mineral trioksid agregat (MTA), hidrasyon sertleşme mekanizması sebebi ile toz-likit simanların istisnasıdır.
- Polimerizasyon ile Sertleşenler: Rezin simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve kompomer (poliasit modifiye kompozit rezin) simanlar bu grubu oluşturmaktadır. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve kompomer simanlar yapılarında bulunan fonksiyonel asit grupları sayesinde polimerizasyon esnasında asit-baz reaksiyonunda sergilemektedirler.

2.2.1. Rezin Simanlar

Ağızda kalma süresine göre daimî, içeriğine göre rezin esaslı ve sertleşme reaksiyonuna göre polimerizasyon ile sertleşen siman sınıflamasında yer alan rezin simanlar, doldurucu dağılımı ve polimerizasyon başlatıcı içeriği, düşük film kalınlığına, uygun çalışma ve sertleşme sürelerine izin verecek şekilde ayarlanmış düşük viskoziteli kompozit materyaldir.^(37,120,129)

Organik polimer faz, inorganik doldurucu faz ve ara faz olmak üzere üç ana fazdan oluşan rezin simanlarda organik faz, dimetakrilat monomerleri ve oligomerleri içermektedir.⁽¹³⁴⁾ Yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesi elde etmek, materyalin viskozitesini düşürmek ve polimerizasyon büzülmesini minimum

tutmak amacıyla organik faz içerisinde Bis-GMA (bisfenol-A glisidil dimetakrilat, $M_w=512\text{g/mol}$), UDMA (üretan dimetakrilat, $M_w=480\text{g/mol}$) ve Bis-EMA (etoksillenmiş Bis-GMA, $M_w=540\text{g/mol}$) gibi yüksek moleküler ağırlıklı monomerler, etilen glikol dimetakrillerden türetilen daha küçük moleküler ağırlıklı monomerler (DEGDMA, $M_w=242\text{g/mol}$ ve TEGDMA, $M_w=286\text{g/mol}$) ile kombine kullanılmaktadır.^(129,134-136)

Materyalin hacimce %30-66 'lık kısmını oluşturan inorganik faz, partikül büyüklüğü ortalama 0,5-8,0 μm arasında değişen baryum, stronsiyum, zirkonya gibi silanlı radyopak camlar ve kuartz, lityum, alüminyum silikat gibi silika parçacıkları içermektedir.^(129,134) İnorganik faz, rezinin mukavemetini artırmakta, manüplasyonunu kolaylaştırmakta, radyopasite özeliği kazandırmakta, polimerizasyon büzülmesi ve ısıya bağımlı genleşmeyi azaltmaktadır.⁽¹³⁴⁾ Doldurucu miktarının artırılması ile materyale olumlu fiziksel özellikler kazandırılmasına karşın artan viskozite, simanın restorasyon dış arasında homojen yayılımını zorlaştırmaktadır.

Organik faz ile inorganik faz arasında bağlantıyı sağlayan ara faz, organik bir silikon bileşiği olan silandan (γ -metakriloksipropil trimetoksisilan) oluşmaktadır ve materyal yapısındaki inorganik doldurucu üzerinde seyreden homopolimer film tabakası şeklinde seyretmektedir.^(134,135)

Bu üç ana faza ek olarak rezin siman yapısında bulunan organik peroksit kimyasal polimerizasyon başlatıcı, tersiyer amin reaksiyon hızlandırıcı, kamforokinon ise ışıkla polimerize olan simanlarda fotoaktivatör olarak görev almaktadır. Absorbsiyon aralığı görünür ışık bölgesinde (400-500 nm dalga boyunna sahip mavi bölge) yer alan kamforokinon-diketon fotoaktivatör sistemi, günışığı ve normal ışık kaynaklarından etkilenecek kısa çalışma süresi sergilemektedir.^(134,137-139) Aynı zamanda materyalin final rengi üzerinde de sarımsı etki oluşturan kamforokinon'un bu dezavantajları doğrultusunda, farklı ticari markalar kendi rezin bazlı materyallerinde kullanmak üzere fosfin oksit (TPO), fenil-propandion (PPD) ve ivocerin gibi patentli fotoaktivatörler geliştirmiştir.^(134,137-139)

Rezin simanlar inleylerden köprü restorasyonlara, prefabrik postlara ve ortodontik apareylere kadar geniş bir kullanım alanına sahiptir.^(37,39,140,141) Sıklıkla tam seramik restorasyonların ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonunda tercih edilmekle birlikte adeziv bağlanma yeteneği sebebi ile ekstra retansiyonun gerekli olduğu durumlarda döküm restorasyonlarla da kullanılmaktadır.^(37,142)

Metal destekli seramik ile kıyaslandığında düşük kırılma dayanımı, düşük bükülme dayanımı ve düşük elastik modüle sahip tam seramik materyalin, fiziksel mukavemetini güçlendiren bir siman ile kullanılması önem arz etmektedir.^(37,39,140,141) Tam seramiklerde göz önünde bulundurulması gereken bir diğer unsur ise seçilen simanın, seramiğin estetik ve optik özellikleri ile olan uyumudur.^(37,140) Zirkonya gibi yüksek dayanımlı ve opak restorasyonların simantasyonunda opak özelliğe sahip geleneksel cam iyonomer siman kullanılabiliriyken, silikat esaslı translüsent seramik materyallerde farklı translüsensi dereceleri ve doğala yakın renk seçenekleri sunan rezin esaslı yapıştırma simanlar tercih edilmektedir. Geleneksel simanlar ile kıyaslandığında rezin simanlar, retansiyon, mekanik ve optik avantajları doğrultusunda tam seramik restorasyonların simantasyonunda sıklıkla tercih edilmektedir.^(35,38,118-120,130,143)

Rezin Siman Bağlanma Mekanizmaları

Geleneksel simanların bağlanma yöntemi mekanik veya kimyasal bir mekanizmaya dayanırken rezin esaslı simanlar adeziv karakterde bağlanma sergilemektedir.⁽³⁹⁾ Adezyon, tam temas halindeki iki cisimin yüzey molekülleri arasında var olan çekimden kaynaklı bir arada kalma özelliği olarak tanımlanmaktadır.⁽¹⁾ Güçlü adezyon için adezivin adherent boyunca kolay yayılması yani adherentin ıslanabilirliğinin yüksek olması gerekmektedir.⁽¹⁴⁴⁾ Yüksek yüzey enerjisi, adezivin materyal içi koheziv bağ kuvvetini aşarak adherent ıslanabilirliği artırmaktadır.

Tam seramik restorasyonda adherent seramik yüzeylerde yüzey enerjisini yükseltmeye yönelik uygulanan yüzey şartlandırma işlemleri ile rezin simanlarda adeziv karakterli bağlanma sağlanmaktadır.⁽¹⁴⁵⁻¹⁵¹⁾ Tam seramik sistemler için kullanımı sıklıkla tercih edilen yüzey şartlandırma işlemleri şu şekildedir ⁽¹⁴⁷⁻¹⁵⁰⁾:

- Cam matriks seramiklerde hidroflorik asit ve silan kombinasyonu^(37,140,152): %5-10 konsantrasyonda bulunan hidroflorik asidin 60 sn uygulanması ile gerçekleştirilen asitle pürüzlendirmede asit, silika içeren cam matriks ile reaksiyona girerek heksaflorosilika oluşturmaktadır.⁽¹⁴⁰⁾ Bu reaksiyon sonucunda cam matriks ortadan kalkar ve kristal yapı açığa çıkar. Sonuç olarak seramik yüzeyinde, daha yüksek yüzey enerjisine sahip mikro mekanik retansiyon alanları oluşmaktadır. Silan, silika esaslı seramikler ile kullanılan, adherentin ıslanabilirliğini artırıcı bir ajandır.⁽¹⁵³⁾ Seramik yüzeyin hidroksil grubu ve rezin simanın organik matriksi ile bağlanma sağlayan bifonksiyonel moleküllere sahiptir.⁽¹⁴⁶⁾ Silan-rezin siman bağlantısı rezin matriks ve silan molekülünün her birinde bulunan metakrilat grupları arasında ilave polimerizasyon reaksiyonu ile, silan-silika seramik yüzey bağlantısı (siloksan bağlantı: Si-O-Si) ise seramik yüzeyi ve hidrolize silan molekülünün her birinde mevcut olan silanol grupları (Si-O-H) arasında kondenzasyon reaksiyonu ile oluşmaktadır.⁽¹⁵⁴⁾
- Rezin matriks seramiklerde hidroflorik asit-silan kombinasyonu⁽¹⁵⁵⁾: Gözenekli seramik ağ yapı içine infiltre edilmiş polimer ağdan oluşan rezin matriks seramiklerin hacimce %50'den fazlası inorganik bileşenden oluşmaktadır. Bu nedenle rezin matriks seramikler de indirekt kompozit veya bir cam matriks seramik ile aynı yüzey şartlandırma prosedürlerine tabi tutulmaktadır
- Polikristalin seramiklerde Al₂O₃ kumlama ya da tribokimyasal silika kaplama-silan kombinasyonu: 30-250 µm boyutlu Al₂O₃ partiküllerinin 2-3 bar basınç ile, 5-20 mm mesafeden 15 saniye seramik yüzeyine uygulanması ile gerçekleştirilen kumlama yüzey şartlandırma işlemi sıklıkla zirkonya tam seramik sistem ile kullanılmaktadır.^(37,39,140) Kontrolsüz kumlama işlemi zirkonya restorasyonlarda yüzey faz dönüşüm riski taşımaktadır.⁽¹⁵⁶⁾ Moon ve ark.⁽¹⁵⁶⁾, zirkonya seramikte sinterleme öncesinde yapılan kumlamanın, sinterleme sonrası yapılan kumlama ile kıyaslandığında daha düşük faz dönüşüm oranına sebep olduğunu ve siman bağlanma dayanımı açısından iki grup arasında

anlamlı farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Bağlanma mekanizmaları doğrultusunda silanlar, silika bazlı seramik ve rezin siman arasında güçlü bir bağ oluşturabiliyorken, silika bazlı olmayan dental restoratif materyallerde etkili olamamaktadır.^(37,39) Bu nedenle zirkonya gibi silika içeriği bulunmayan zirkonya gibi polikristalin seramiklerin öncelikle silika ile kaplanmaları gerekmektedir. İntraoral ve ekstraoral tribokimyasal silika kaplama, pirokimyasal silika kaplama methodları bu amaçla kullanılmaktadır.^(116,157)

Rezin simanların sergilediği adeziv karakterde bağlantı, tam seramik sisteme güçlü retansiyon, yapısal bütünlük, ara yüz sızdırmazlığı sağlayarak materyal mukavemetini artırmaktadır.^(37,39,140–142)

2.2.1.1. Rezin Siman Polimerizasyonu

Siman adezyonuna ve seramik materyalin mekanik mukavemetine etkide bulunan bir diğer unsur polimer yapıdaki rezin simanların polimerizasyonlarıdır. Polimer, tekrar eden birçok küçük birimin (mer) birleşmesiyle oluşan büyük organik moleküldür (makromolekül). Polimerizasyon terimi ise düşük moleküler ağırlıklı monomerlerin yüksek moleküler ağırlıklı polimer zincirine dönüştüğü kimyasal reaksiyonu ifade etmektedir.⁽¹⁵⁸⁾

ISO 4049 (2019) standartı rezin simanları, polimerize olma yöntemlerine göre,

- Kimyasal polimerizasyon,
- Işık ile polimerizasyon,
- Hem ışık hem kimyasal (dual) polimerizasyon olmak üzere üç başlık altında sınıflandırmaktadır.⁽¹⁵⁹⁾

Kimyasal polimerize rezin simanlar, aromatik tersiyer amin ve benzoil peroksitten oluşan ikili pat sisteminden ya da polimetil metakrilat toz ile metakrilat monomer içerikli likitten oluşmaktadır.⁽¹²⁰⁾ Pat ya da toz-likit sisteminin karıştırılması sonrası amin-peroksit sisteminin redoks reaksiyonu ile oluşan serbest radikaller, polimerizasyon reaksiyonunu başlatmaktadır.⁽¹²⁹⁾ Kimyasal polimerize rezin siman, renk seçeneğinin kısıtlı olması, yapısındaki aromatik tersiyer aminin

zamanla renk değiştirmesinden kaynaklı oluşan kötü renk stabilitesi, kısa çalışma süresi, polimerizasyon büzölmesi göstermesi ve karıştırma esnasında oksijen ile temasın polimerizasyonu engellemesi gibi dezavantajları sebebi ile sık tercih edilmemektedir.⁽¹²⁰⁾

Işıkla polimerize rezin simanların kullanımı ile kimyasal polimerize rezin simanın düşük renk stablitesi ve klinik uygulamada zorluk dezavantajlarının üstesinden gelinmiştir. Işıkla polimerize rezin siman, düşük viskoziteli monomer içerikli tek pat sisteminden oluşmaktadır. Polimerizasyon reaksiyonu, 420-450 nm dalga boyunda görünür mavi ışık ile sağlanmaktadır. Işığı absorbe eden fotoaktivatörün (kamforokinon veya luserin) yapısı bozulur ve açığa çıkardığı serbest radikaller reaksiyonu başlatır.⁽¹²⁷⁾ Polimerizasyonun ışıkla başlatılması klinik uygulamada uzun çalışma süresi sağlarken uzun dönem renk stabilitesi avantajı estetik restorasyonlarda bu simanı ilk tercih haline getirmektedir.^(131,139,160) Işıkla polimerize rezin simanlarda polimerizasyon, optimum ışık kaynağı altında sadece ışığın ulaşabildiği sınırlı bir derinliğe kadar sağlanabilmektedir. Işığın yeterli ulaşamadığı derinlikte polimerizasyonunun sağlanamaması, bu simanın dezavantajıdır.⁽¹³¹⁾

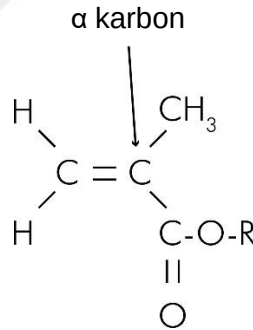
Bu dezavantajın önüne geçmek için hem kimyasal reaksiyon ile hem de ışıkla polimerize olan dual polimerize rezin simanlar, ışık geçirgenliği az olan restoratif materyaller ile kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Işığın yeterli ulaşamadığı derinlikte eksik kalan polimerizasyon kimyasal reaksiyon ile telafi edilmektedir. Fotoaktivatör kamfororokinon içerikli baz ve amin/peroksit içerikli katalizör olmak üzere karıştırılarak kullanılan ikili pat sisteminden oluşmaktadır. Kimyasal polimerize rezin simanların aminperoksit bileşenlerini ve ışıkla polimerize rezin siman fotoaktivatörü kamforokinonu bir arada barındıran dual polimerize rezin simalarda, polimerizasyon ışık uygulaması ile başlayıp kimyasal olarak devam etmektedir. Işıkla polimerizasyonun sağladığı uzun çalışma süresi avantajı ve kimyasal polimerizasyon kaynaklı düşük renk stabilitesi dezavantajını bir arada taşımaktadır.⁽¹⁶⁰⁾ İçeriğinde bulunan aromatik tersiyer amin, zaman içinde renk değişimine sebep olmaktadır.

Farklı polimerizasyon yöntemlerine sahip rezin simanların tümünde reaksiyon temel olarak, polimerizasyon başlatıcıdan açığa çıkan serbest radikalın monomer molekül yapısındaki çift bağı açması ile başlamaktadır.^(134,138) Bu yol ile aktiflenen monomerler çapraz bağ kurarak polimer zincirini oluşturmaktadır.^(127,138) Polimerizasyon, serbest radikallerin ve reaktif monomerlerin hareketliliği, rezinin artan viskozitesi ile kısıtlanarak daha fazla ilerleyemeyinceye kadar devam etmektedir.^(129,136,138)

Rezin simanların polimerizasyon reaksiyonu, başlangıç, ilerleme ve bitim olmak üzere üç temel aşama üzerinde ilerlemektedir.^(127,134)

Başlangıç Reaksiyonu

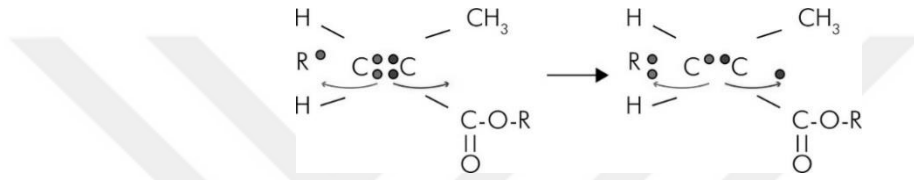
Vinil terimi, elektronca zengin, karbon karbon arası çift bağı ifade etmektedir. Spesifik olarak metakrilatlar, vinilin alfa karbon atomuna kovalent bağlı metil grubunun (CH₃) varlığı ile ayırt edilmektedir⁽¹⁶¹⁾ (Şekil 2.3)



Şekil 2.3. Metakrilat Bazlı Monomerlerin Kimyasal Yapısı

Metakrilat yapısındaki değişken R grubu yerin geçen çeşitli fonksiyonel gruplar ile farklı metakrilat bazlı monomerler elde edilmektedir. R yerine geçen metil grubu metil metakrilat, etil grubu geçici restoratif materyal bileşeni olan etil metakrilat, hidroksietil grubu hidroksietil metakrilat (HEMA), ek bir metakrilat grubu ise dimetakrilat monomerleri olarak bilinen Bis-GMA, TEGDMA, UDMA eldesini sağlamaktadır.

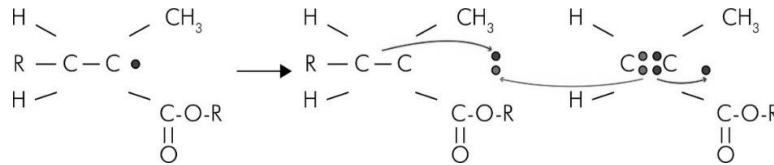
Polimerizasyon başlangıç aşamasında metakrilat vinil monomerlerin yüksek yoğunluklu elektron konumuna (karbon çift bağına) afinite gösteren serbest radikallerden yararlanılmaktadır. Harici bir enerji (Isı, kimyasallar, ışık) ile aktiflenerek polimerizasyon başlatıcıdan üretilmiş serbest radikal, monomer ile kararlı kovalent bağ kurarak C=C bağını kırmaktadır.⁽¹³⁴⁾ Serbest radikal ile vinil çift bağ arasında etkileşimin yaşandığı bu aşama polimerizasyonun başlangıç reaksiyonu olarak adlandırılmaktadır.⁽¹³⁴⁾ Polimerizasyon başlangıç aşaması karbon çift bağının açılarak monomerin yüksek iç enerjisinin açığa çıkması ile sonuçlanmaktadır.⁽¹⁶¹⁾ (Şekil 2.4)



Şekil 2.4. Polimerizasyon Başlangıç Reaksiyonu

İlerleme (zincir yayılımı)

C=C bağ kırılması sonucu açığa çıkan iki elektrondan bir tanesi serbest radikal ile bağ oluştururken kalan fazla elektron, diğer metakrilat monomerlerini serbest radikal haline getirmektedir. Aktiflenen reaktif monomer, reaksiyona girebileceği elektronca zengin karbon çift bağını aramak için düşük viskoziteli reçine ortamında aktif olarak yayılır ve birleştiği her monomer birimini yeni bir radikale dönüştürür (Şekil 2.5). Monomer birimlerinin kovalent bağ ile eklenerek polimer zincirini oluşturdıkları bu aşama, ilerleme olarak adlandırılmaktadır.⁽¹⁶¹⁾

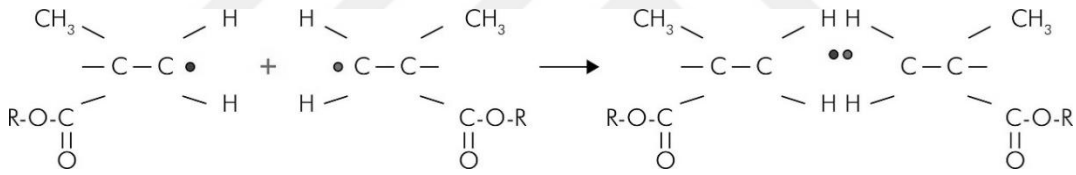


Şekil 2.5. Ardışık Monomer Birimlerinin Eklenmesiyle Polimer Zincirin Uzaması

Bitim (Sonlanma)

Polimerizasyonun sonlanması ile alakalı iki farklı teori mevcuttur. İlk teori monomer hareketliliği ile ilişkilidir.⁽¹³⁶⁾ Reaksiyon ilerledikçe monomer konsantrasyonunun azalması ve başlangıçta jel kıvamda matriks içinde kolay ilerleyen reaktif monomerlerin polimerizasyon oranı arttıkça cam benzeri rezin matrikse diffüzyonunun zorlaşması sonucu sonlanmanın gerçekleştiği savunulmaktadır.⁽¹³⁶⁾

İkinci ve en çok kabul bulan teori, büyüyen iki radikal ucun çarpıştığı senaryodur. Bu teoriye göre, serbest radikal halindeki iki reaktif monomer arasında kurulan kimyasal bağ ile, monomerlerin polimerizasyon iletici özelliği söndürülür ve her iki polimer zincirinin büyümesi sonlandırılır.⁽¹⁶¹⁾ (Şekil 2.6)



Şekil 2.6. İki Radikal Monomerin Çarpışması ile Polimer Zincir Uzamasının Durması

Rezin Siman Polimerizasyonunu Etkileyen Faktörler

Rezin simanların polimerizasyonları, temel olarak

- Rezin siman
- Işık kaynağı
- Seramik materyal değişkenlerinden etkilenmektedir.^(137,162–169)

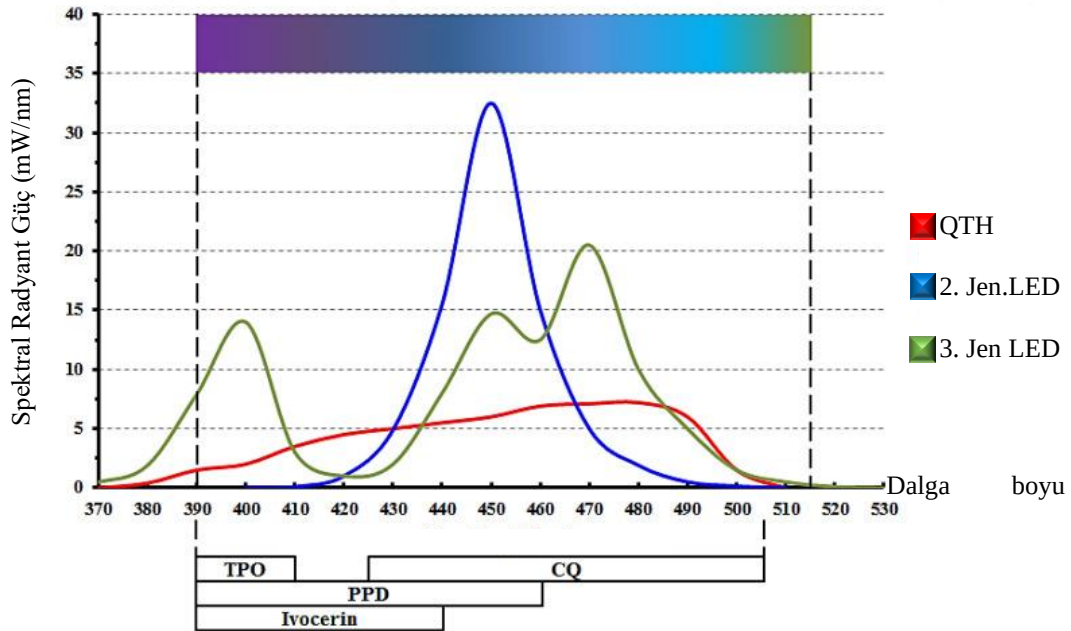
Rezin simanın kompozisyonu, kalınlığı, rengi ve translüsensi değeri, ışığa olan afinite ve ışığın materyal içi penetrasyonu üzerinden polimerizasyona etkide bulunmaktadır.^(136,137,165–167) Soğuk saklama koşullarında muhafaza edilmeleri gereken rezin bazlı malzemelerin materyal sıcaklıkları polimerizasyonu etkileyen bir diğer unsurdur.⁽¹⁶³⁾ Sıcaklığın yükseltilmesi, materyal viskozitesinde düşüş, matriks içinde monomer hareketliliğinin artışı, serbest radikal oluşumunun

kolaylaştırılması ve yüksek polimerizasyon dönüşüm oranı ile sonuçlanmaktadır. Bu nedenle, rezin bazlı materyallerin klinik uygulama öncesi oda sıcaklığına getirilmesi tavsiye edilmektedir.^(168,169)

Polimerizasyonda rol alan bir diğer etken ışık kaynağı ve uygulanma prosedürüdür. Işık kaynağının türü, ışık yoğunluğu, güç ve dalga boyu değişenleri, ışığın uygulanma süresi, uygulanma modu ve uygulanma mesafesi polimerizasyonda rol oynamaktadır.^(138,139,170,171) Resin esaslı materyallerin polimerizasyonunda kullanılan dört adet ışık kaynak türü mevcuttur:

- QTH⁽¹³⁸⁾: Halojen bazlı gazla doldurulmuş kuvars balon kapsül içinde tungsten filamandan oluşan QTH, 380-550 nm dalga boyu spektrumunda görünür mavi ışık üreten geleneksel tip ışık aktivasyon sistemidir. Kızılötesi ışık üretimi sebebi ile pulpada ısı artışına sebep olan QTH ışık kaynağının filtreleme ile kullanımı gerekmektedir. Zamanla ışık gücünde meydana gelen azalma QTH'nin bir diğer dezavantajıdır.
- Plazma ark⁽¹³⁸⁾: Plazma ark, zenon ampul kullanan, ışık yoğunluğu büyük, son derece yüksek güç değerine sahip bir ışık kaynağıdır. Geleneksel ışık kaynaklarında tercih edilen 30 saniyelik ışınlama süresine kıyasla 2-3 saniyelik süre yeterli gelmektedir. Geniş elektromanyetik spektrumda yaydığı ışınlam sayesinde piyasada mevcut olan tüm fotoaktivatörleri etkinleştirebilmektedir. Yüksek güç değerine karşın, plazma ark ile gerçekleştirilen polimerizasyonda rezin siman dış katmanın yeterli, iç katman polimerizasyonunun ise zayıf kaldığı bildirilmektedir.⁽¹⁶²⁾ Gürültülü, büyük hacimli ve pahalı olması sebebi ile kullanımı popülerite kazanamamıştır.
- Argon lazer⁽¹³⁸⁾: Tatminkâr polimerizasyon sağlamakla birlikte ağır, hacimli ve pahalı bir sistemdir. Kamforokinon dışı fotoaktivatörlerin aktivasyonunda etkin olamamaktadır.
- LED^(138,160): QTH ve diğer ışık kaynakları ile kıyaslandığında çeşitli avantajları olan LED, binlerce saatlik kullanım ömrüne ve yüksek ışık verimine sahiptir, ısı üretmemesi sebebi ile pulpa dokusuna zarar

vermemektedir. Ayrıca kablosuz, hafif ve kullanımı rahat bir cihazdır. Avantajları doğrultusunda günümüzde en sık kullanılan ışık kaynağı olduğu bildirilmektedir.⁽¹³⁸⁾ 1990'ların sonunda piyasaya sürülen LED'in günümüze kadar üç jenerasyonu geliştirilmiştir. İlk nesil LED'ler düşük güç değerinde çıktı sergilemiş ve QTH ile kıyaslanabilir niteliğe ulaşamamıştır. İkinci nesil LED'ler, birinci nesilden daha yüksek güç değerine sahip olmalarına rağmen spektral genişlikleri, birinci nesil LED'lerinkine benzer şekilde ve QTH'inkinden daha dar olmuştur. Birinci ve ikinci nesil LED ışık cihazları, yalnızca 420 nm'nin üzerindeki dalga boylarına sahip mavi ışık ile sınırlı kalmışlardır. Bu nedenle ilk iki nesil LED cihazlar tek tepe (monodalga) LED'ler olarak isimlendirilmişlerdir. Üçüncü ve son nesil LED cihazlar, birden fazla dalga boyu aralığında (370-510 nm), geniş spektrumda ışık yaymaktadırlar. Bu nedenle çok tepeli (çok dalgalı) olarak da adlandırılmaktadırlar. Üçüncü nesil LED cihazlar fotoaktivatörlerin çoğu ile uyum göstermektedir.⁽¹³⁸⁾ (Şekil 2.7)



Şekil 2.7. QTH ve LED Işık Kaynaklarının Emisyon Spektrumları ve Fotoaktivatörler ile İlişkileri.
CQ: Kamforokinon; TPO: Difenilfosfinoksit; PPD: Fenil-propandion

Rezin siman polimerizasyonunda etkili son unsur ise seramiğe bağlı değişkenlerdir. Seramiğin türü, kalınlığı, rengi, translüsensi değeri, yüzey

pürüzlülüğü, yapısal porözitesi ve fırınlanma sayısı ışık geçirgenlik özelliği üzerinden rezin siman polimerizasyonunu etkilemektedir.^(172,173,182,174-181) Kurt ve ark.⁽¹⁸³⁾ farklı glaze metodlarının silikat seramiklerin optik ve yüzey özelliklerine etkisini inceledikleri çalışmalarında artan yüzey pürüzlülüğünün translüsensi değerini düşürdüğünü bildirirken, Barutçigil ve Büyükkaplan⁽¹⁸¹⁾ translüsensiye düşüren bir diğer etkenin artan kristal boyutu olduğunu ve 380-700 nm dalga boyuna sahip görünür ışığın dalga boylarından daha küçük kristal yapının daha translüent görüldüğünü ifade etmişlerdir. Blumentritt ve ark.⁽¹⁸⁴⁾ ise seramik kalınlık artışının translüsensiye olumsuz etkilediğini bildirmişlerdir.

Rezin Simanlarda Polimerizasyon Tespit Yöntemleri

İdeal olarak, dental rezin materyallerde, polimerizasyon reaksiyonu sırasında tüm monomerlerin polimer yapısına katılması beklenmektedir.⁽¹⁸⁵⁾ Ancak polimerizasyon bu şekilde ilerlemez ve reaksiyon sonrası rezin materyal maksimum %50-70 oranında monomer-polimer dönüşümü sergiler.^(46,134)

Polimer yapısına katılmış monomer yüzdesinin hesaplanması için polimerizasyon dönüşüm derecesi (polimerizasyon dönüşüm oranı veya konversiyon derecesi) hesabından faydalanılmaktadır.^(139,174,194-198,186-193) Polimerizasyon dönüşüm derecesi, polimer yapısına katılmak üzere karbon tekli bağlarına (C-C) dönüştürülmüş karbon çift bağlarının (C=C) yüzdesini ifade etmektedir.^(46,134,192-198,139,174,186-191)

Literatürde polimerizasyon miktarını tespit etmek amacıyla kullanımı bildirilmiş çeşitli yöntemler mevcuttur.^(159,185,206,189,199-205)

Bunlar,

1. Diferansiyel termal analiz (*Differential Thermal Analysis DTA*):

İncelenecek numune ve termal referans materyale uygulanan aynı sıcaklık uygulama programı sonucu numunede meydana gelen fiziksel ve kimyasal değişimler referans materyal ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmektedir.

2. **Diferansiyel taramalı kalorimetre (*Differential Scanning Calorimetry DSC*):** İncelenecek numune ve termal referans materyale uygulanan aynı sıcaklık uygulama programı sonucu numunede meydana gelen sıcaklık değişimleri referans materyal ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmektedir. Numune tarafından soğurulan veya salınan enerji (ısı) miktarı değerlendirilmektedir.
3. **Yüksek performanslı likit kromatografisi:** Bu analiz yönteminde karışımlar bileşenlerine ayrıldıktan sonra niteliksel ve niceliksel özellikleri belirlenmektedir.
4. **Gaz kromatografisi:** Materyalin saflığını tespit etmek, karışımları bileşenlerine ayırmak ve bileşenlerin karışım içindeki göreceli miktarlarını tespit etmek için kullanılmaktadır.
5. **Penetrometre:** Penetrometre test cihazına entegre iğne formundaki test ucunun belirli bir yük değeri ile numune yüzeyine uygulanması sonrasında iğnenin materyal içindeki penetrasyon derinliği ölçülmektedir.
6. **Kazıma:** ISO 4049 standartının rezin esaslı dental materyallerde polimerizasyon derinliğini ölçmek için tanımladığı bu yöntemde rezin siman 6 mm derinlikte paslanmaz çelik silindir kalıp içinde polimerize edildikten sonra siman numunenin alt kısmında polimerize olmamış kısım spatül ile kazınıp kalan materyalin yüksekliği ölçülmektedir. ISO 4049 standartının 2019 tarihli güncel versiyonu bu metodun, rezin esaslı yapıştırma simanlarında uygulamasının uygun olmadığını bildirmiştir.
7. **Görsel değerlendirme:** Niteliksel bir yöntem olan bu değerlendirme metodunda polimerize oldukça katılaştıran simanın katı sıvı hal durumu üzerine görsel değerlendirme yapılmaktadır.

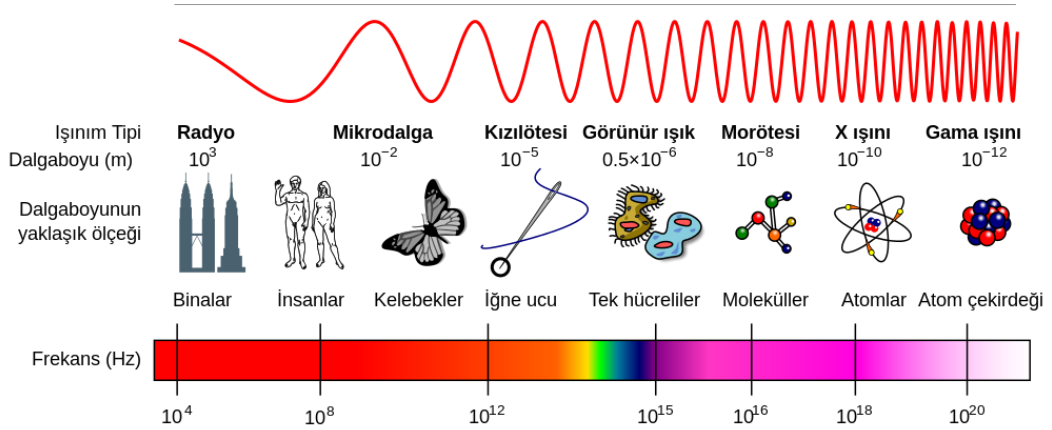
Rezin esaslı dental restoratif materyallerin polimerizasyon tespiti için kullanılan pek çok yöntem arasından, spektroskopik yöntemler ve destekleyici olarak yüzey mikrosertlik ölçümleri, güncel çalışmalar tarafından en sık kullanılan yöntemlerdir.^(139,160,211,181,184,189,206–210)

- 8. Spektroskopik yöntemler:** Spektroskopi, elektromanyetik ışınının atomlar veya moleküller tarafından absorpsiyonunun, yayılmasının ya da saçılmasının incelemesi veya ölçülmesidir.⁽²¹²⁾ Rezin esaslı dental materyallerin polimerizasyon kinetiğinin incelenmesi amacıyla elektromanyetik ışınının farklı spektrum bölgelerini kullanarak analiz gerçekleştiren farklı spektroskopi yöntemleri mevcuttur ^(87,93,189,206,213–215)
- a. Çoklu İç Yansıma Spektroskopisi:** Spektroskopi cihazı tarafından yönlendirilen elektromanyetik ışınım, materyal yüzeyindeki farklı kırılma indislerine sahip bileşimler tarafından farklı karakterlerde geri yansıtılmaktadır. Bu spektroskopi metodunun çalışma yöntemi yansıtılan ışığın yorumlanması esasına dayanmaktadır.
 - b. Nükleer Manyetik Rezonans Spektroskopisi:** Bu yöntemin çalışma prensibi, moleküllerin yapısı, reaksiyon dinamikleri ve kimyasal çevreleri hakkında bilgi sağlamak üzere kuvvetli bir manyetik alanda atom çekirdeklerinin radyo dalgası ile uyarımı esasına dayanmaktadır.
 - c. Raman Spektroskopisi:** İncelenecek numuneye lazer gibi güçlü ışık kaynağı tarafından yönlendirilen monokromatik ışığın materyal tarafından absorbe edildikten sonra geri kalan ve yansıyan kısmı yorumlanmaktadır.
 - d. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (*Fourier Transform-Infrared Spectroscopy FTIR*):** Molekölü oluşturan atomlar arasındaki her bir bağ, spesifik bir titreşim karakteristiği göstermektedir.^(216,217) Molekül içi bağlara ait bu karakteristik titreşimler, spektrometre cihazı tarafından molekülden geçirilen elektromanyetik dalga'nın spesifik dalga boylarında parazit oluşturmaktadır.⁽²¹⁸⁾ Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisinin çalışma prensibi, spektrometrenin kızılötesi dedektörünce algılanan bu parazitlerin yorumlanması ile molekül içi bağların tespiti esasına dayanmaktadır.^(216,217) Algılanan parazitler doğrultusunda üretilen, belirli bir dalga boyu aralığında karakteristik absorpsiyon pikleri sahip spektrum, moleküler yapının resmini ortaya ^(217,219)

Elektromanyetik ışınlm, birbirine dik vektörler halinde seyreden elektrik ve manyetik alan bileşenlerinden oluşan bir enerji türüdür.⁽²²⁰⁾ Hem tanecik hem dalga özelliği göstermektedir.⁽²²⁰⁾ Elektromanyetik ışınlmda, birbirini seyreden iki dalganın zirve noktaları arası mesafe dalga boyu, dalganın 1 saniyede gerçekleştirdiği titreşim ise frekans olarak adlandırılmaktadır. Frekans (ν) , dalga boyu (λ) ile ters ve enerji ile doğru orantılıdır. (Eş 2.3)

$$\lambda = \frac{c}{\nu} = \frac{1}{\tilde{\nu}} \quad (3)$$

Vakum altında ışık hızı (c) ile hareket etmekte olan elektromanyetik ışınlm, dalga boyu (λ), dalga sayısı ($\tilde{\nu}$) veya frekansına (ν) göre kategorize edilmektedir.⁽²¹²⁾ Elektromanyetik ışınlmın sınıflandırılmasını ifade eden elektromanyetik spektrum veya elektromanyetik tayf, düşük enerjili radyo dalgalarından yüksek enerjili gama ışınlmına kadar geniş bir kapsama sahiptir.⁽²¹²⁾ (Şekil 2.8) İnsan gözünün görebildiği tek elektromanyetik ışınlm türü olan 380-700 nm dalga boyuna sahip görünür ışık bölgesi, elektromanyetik spektrumun çok küçük bir bölgesini kapsamaktadır.⁽²²¹⁾



Şekil 2.8. Elektromanyetik Spektrum

Bütün elektromanyetik ışınlm türleri aynı hıza (ışık hızı c : 2.998×10^{10} cm/s) sahip olmalarına karşın atom veya molekül ile farklı etkileşimler göstermektedir. Bir molekül, maruz kaldığı elektromanyetik ışınlmın artan enerji düzeyine göre, sırasıyla rotasyon, titreşim veya iyonizasyon gösterebilmektedir.⁽²¹²⁾ Genellikle, santimetre başına düşen dalga sayısı ile ifade edilen elektromanyetik spektrumun

kızılötesi frekans bölgesi, $12800-10\text{ cm}^{-1}$ dalga numarasına? ve yaklaşık 2–12 kcal/mol enerji değerine sahiptir.⁽²²²⁾ Bu enerji miktarı, molekülde bağ titreşimine (bağ gerilmesi veya bağ eğilmesi hareketleri) sebep olmakta fakat iyonizasyon için yetersiz kalmaktadır.

Moleküller, atomlar arası kimyasal bağ uzunluğunun periyodik olarak artıp azalması veya molekül içi açıların değişmesi kaynaklı titreşim hareketleri göstermektedirler (Şekil 2.9).⁽²²²⁾ Etkileşime girdiği molekülün titreşim enerji seviyelerini uyaran (arttıran) kızılötesi ışınım için absorpsiyon bandları tanımlanmıştır. Kızılötesi spektrumunda $4000-1000\text{ cm}^{-1}$ bandı fonksiyonel grup bölgesi, 1000 cm^{-1} ve daha düşük dalga sayısına sahip kısım ise parmak izi bölgesi olarak adlandırılmaktadır. Parmak izi bölgesinde gözlenen bandların tümü incelenen moleküle özgüdür.



Şekil 2.9. Moleküler Titreşim Hareketleri

Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi, polimer malzemelerin kimyasal bileşimlerinin, moleküler yapılarının ve molekül içi bağların tespitinde kullanılmakta olan değerli bir yöntemdir.⁽²¹⁹⁾ Polimer malzemelerin analizinde kullanılan en önemli tekniklerden biri olarak kabul edilmektedir.⁽²¹⁹⁾

FTIR ölçümünde farklı frekanslara sahip polikromatik kızılötesi ışınım demeti numuneye yönlendirilmekte ve her frekans için absorpsiyon değeri

ölçülmektedir. İncelenen frekans aralığına bağlı olarak, kızılötesi (IR) spektroskopi üç kategoriye ayrılmaktadır:⁽²¹⁷⁾

- 12800 - 4000 cm^{-1} dalga sayısı veya 400 - 2500 nm dalga boyu'na sahip yakın IR bölgesi
- 4000 - 400 cm^{-1} dalga sayısı veya 2500 - 25000 nm dalga boyu'na sahip orta IR bölgesi
- 400 - 10 cm^{-1} dalga sayısı veya 2500 – 25000 – 1.000.000 nm dalga boyu'na sahip uzak IR bölgesi

Orta IR bölgesi spektrumları tipik olarak fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi (FTIR) sistemleri kullanılarak elde edilmektedir. Moleküller, yönlendirilen kızılötesi ışınımı absorbe ettiklerinde temel titreşim durumundan uyarılmış titreşim durumuna geçmektedirler. Orta ve yakın kızılötesi spektrumlarına ait ışınımın bir molekül ile etkileşime girebilmesi için, kızılötesi ışınımın ve moleküler titreşimden kaynaklanan dipol momentinin aynı frekans değerine sahip olması gerekmektedir.⁽²²³⁾ Dipol momenti, molekülü oluşturan atomlar arasında eşit olmayan elektriksel yük dağılımı olarak tanımlanmaktadır. Atomların elektriksel yük farkı miktarının, atomlar arası mesafe ile çarpımı sonucu hesaplanmaktadır. Bu doğrultuda atomlar arası bağlar uzadıkça veya kısaldıkça dipol momentide değişiklik meydana gelmektedir. Bir molekülün kızılötesi spektrumunda gözlemlenebilmesi için, kızılötesi ışınımı absorbe etmesi ile oluşan yeni titreşim seviyesi sonucu dipol momentinde bir değişim olması gerekmektedir.⁽²²⁴⁾

Orta IR bölgesindeki incelemeler için, polimer numunenin 1-100 μm arasında bir film kalınlığına sahip olması gerekmektedir.⁽²¹⁹⁾ 100 μm 'den daha kalın numunelerde, numune tarafından absorbsiyona uğrayan büyük miktarda IR enerjisi, spektrumda düşük miktarda parazit oluşumuna neden olmaktadır.⁽²¹⁷⁾ Bu durum, yansıma prensibi ile çalışan, spektrometre cihazına entegre, cilalı elmas veya germanyum kristal yüzeyden oluşan ATR “*Attenuated Total Reflectance*” ünitesi ile aşılabilmektedir.⁽²¹⁷⁾ ATR ünitesine sahip ATR-FTIR, katı ve sıvı numuneler ile direkt temas ederek herhangi bir ön işlem uygulanmadan numuneden direkt hızlı ve zarar vermeksizin ölçüm yapılabilmesine olanak sağlamaktadır.⁽²¹⁷⁾

FTIR analiz, birkaç saniye içinde tüm frekans aralıklarında tarama yapmaya olanak sağlayan yüksek hızlı ve tahribatsız bir yöntemdir. Bu sayede kararsız bir materyali bozunma başlamadan tarama imkânı sunmaktadır. Yüksek hassasiyet özelliği sayesinde çok küçük miktarlarda numunelerin ölçümleri yapılabilmektedir. Geniş uygulama alanına sahiptir. Hemen hemen tüm organik bileşiklerin ve bazı inorganik bileşiklerin katı, sıvı ve gaz fazlarında nitel ve nicel analizleri gerçekleştirilebilmektedir. Bu avantajlarına karşın, güçlü IR absorpsiyonu sebebi ile su içerikli bileşenlerin FTIR analizi gerçekleştirilememektedir ve IR spektrumu karmaşık bir datadır bu nedenle yorumlanması deneyim gerektirmektedir.

Polimerizasyon sonrası rezin materyal yapısında kalan alifatik C=C çift bağ konsantrasyonunun, polimerizasyon öncesi materyal yapısındaki toplam alifatik C=C çift bağ konsantrasyonuna oranı polimerizasyon dönüşüm derecesini ifade etmektedir. Rezin esaslı dental polimerlerin polimerizasyon dönüşüm derecesi tespitinde fotopolimerize Bis-GMA (bisfenol-A glisidil dimetakrilat), UDMA (üretan dimetakrilat), Bis-EMA (etoksillenmiş Bis-GMA) ve DEGDMA, TEGDMA (etilen glikol dimetakril türevleri) monomerlerinin vinil yapılarında mevcut olan karbon çift bağ dönüşüm yüzdesi değerlendirilmektedir.⁽¹³⁶⁾ Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi (FTIR), polimerizasyon reaksiyonu esnasında odaklanılan C=C çift bağlarının gerilme titreşiminin tespitini sağlamaktadır.⁽²²⁵⁾

Polimerizasyon dönüşüm derecesi (PDD) hesaplaması için,

1. Alifatik C=C bağı gerilme titreşim bandına ait 1638 cm^{-1} de gözlenen pik absorpsiyon değeri ve
2. Polimerizasyonla değişim göstermemesi sebebi ile iç standart olarak kullanılan aromatik C=C bağı gerilme titreşim bandına ait, 1608 cm^{-1} pik absorpsiyon değerleri ⁽²²⁵⁾ ,

rezin esaslı materyalin polimerize edilmemiş ve polimerize edilmiş numunelerinden FTIR tarama ile elde edilerek Eş.2.4'te bulunan formül ile kullanılmaktadır.^(189,226)

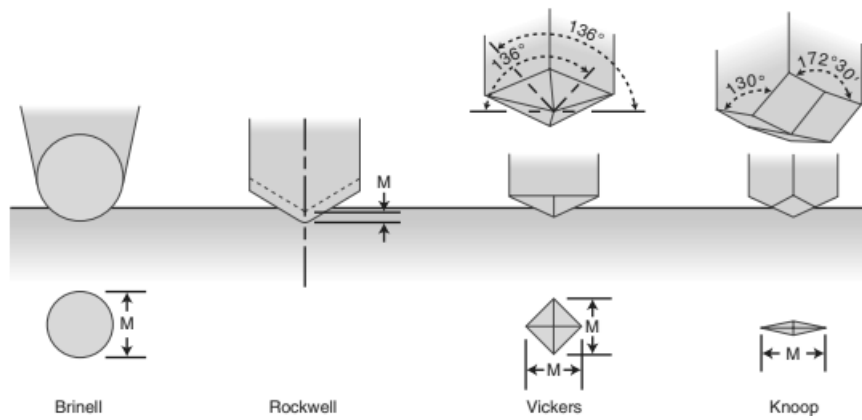
$$\text{PDD (\%)} = 100 \times \left(1 - \left(\frac{(1638 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}}{(1608 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}} \right) / \left(\frac{(1638 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}}{(1608 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}} \right) \right) \quad (4)$$

9. Mikrosertlik Ölçümü

Sertlik, mekanik bir kuvvetin neden olduğu çöküntü, çizilme veya aşınma gibi lokal plastik deformasyon oluşumuna karşı materyalin gösterdiği direnci ifade etmektedir.⁽²²⁷⁾

Modern sertlik ölçüm testlerinin çoğu bu tanım temelinde tasarlanmıştır. Sertlik ölçüm test metodu keskin bir noktanın veya aşındırıcı parçacığın standart bir kuvvet veya ağırlıkla materyal yüzeyine uygulanması sonucu oluşan çöküntünün yorumlanması esasına dayanmaktadır. Simetrik şekilli çöküntünün derinliği, alanı veya genişliği bir mikroskop altında ölçülmektedir. Elde edilen veriler daha sonra tablo halindeki sertlik değerleriyle ilişkilendirmektedir.⁽²¹⁶⁾

Dental materyallerin sertlik değerinin belirlenmesinde Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vicker's ve Knoop gibi çeşitli sertlik ölçüm testleri kullanılmaktadır.⁽²²⁸⁾ (Şekil. 2.10)



Şekil 2.10. Sertlik Testlerinin Ölçüm Uç Şekilleri ve Materyal Yüzeyinde Oluşturdukları Çöküntülerin Morfolojileri

Uygun test metodunun seçimi, ölçülen materyalin yapısal özellikleri temelinde şekillenmektedir (Tablo 2.1). Knoop ve Vickers mikrosertlik testleri olarak adlandırılırken Brinell ve Rockwell makrosertlik testleri olarak isimlendirilmişlerdir. Mikrosertlik test ölçüm metodlarında 9,8 N'den daha küçük kuvvet uygulanmaktadır ve 19 µm'den daha küçük derinliklerle çöküntü oluşturulmaktadır. Bu nedenle, rezin simanlar gibi ince nesnelerin küçük bölgelerindeki sertliği ölçümlemlerinde kullanılmaktadırlar. Rockwell ve Brinell testleri ise çok daha geniş alanlarda ortalama sertlik değerleri vermektedirler. Endüstride kalite kontrol için kullanılmakta olan, kompakt taşınabilir ekipmandan oluşmuş Shore ve Barcol testleri daha basit bir ölçüm metoduna sahiptir. Kauçuk ve plastik tipteki dental materyallerin sertlik ölçümleri için kullanılmaktadırlar.^(216,228)

Tablo 2.1. Sertlik Testleri ve Endikasyonları

SERTLİK TESTİ	ENDİKASYON
Vickers	İnce plastik, metal veya kırılğan malzemeler
Knoop	İnce plastik, metal veya kırılğan malzemeler
Brinell	Metal ve metalik malzeme
Rockwell	Kırılğan malzeme
Shore	Kauçuk ve Plastik materyal
Barcol	Kauçuk ve Plastik materyal

Vickers sertlik testi, 136°'lik tepe açısına sahip elmas kare piramit uç kullanmakta olan, statik girinti sertlik ölçüm metodudur.⁽²²⁹⁾ Ölçümlerin µm hassasiyetinde gerçekleştirilmesi sebebi ile yüzey düzensizliğinden etkilenmektedir. Çok İnce ve küçük numune ölçümlerinde materyale uygun kuvvet miktarı seçimi önem arz etmektedir. Materyal kalınlığı – test kuvvet ilişkisi ölçüm doğruluğunu ekilemektedir.

Sertlik hesaplaması yapılırken uygulanan kuvvet değeri, elmas piramit ucun materyal yüzeyinde oluşturduğu kare şekilli iz alan değerine bölünmektedir.⁽²²⁸⁾ Sertlik ölçüm test cihazının elmas ucu kontrollü sabit hız ile numune yüzeyinde 6-30 saniye uygulandıktan sonra kaldırılmaktadır. Cihaz mikroskobu ile elde edilen girinti alanı yüzey ölçümleri gerçekleştirilmektedir.⁽²²⁹⁾

Eş.2.5'te yer alan formülü üzerinden yapılan Vickers sertlik değeri (VHN) kgf/mm^2 birimi ile ifade edilmektedir. P, kg cinsinden kuvvet değeri ve d, milimetre cinsinden kare şekilli iz alanının ortalama köşegen uzunluğudur.⁽²²⁸⁾

$$\text{HV} = \frac{2P \sin(\alpha/2)}{d^2} = 1.854 \frac{P}{d^2} \quad (5)$$

Rezin siman polimerizasyon verimi, simanın yüzey sertliği, çekme ve basma dayanımları, kırılma dayanımı, aşınma direnci, elastik modülü, çözünürlüğü ve adezyonu gibi mekanik özellikleri üzerinde doğrudan etkiye sahiptir.^(134,136,138,183,230)

Yetersiz polimerizasyon sonucu geride kalan artık monomerlerin zaman içinde bozunmasına bağlı olarak, mikrosızıntı, marjinal renklenme, ikincil çürük, pulpal irritasyon ve desimantasyon gibi sonuçlar ile restorasyonda başarısızlık meydana gelmektedir.^(134,136,138)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Biriminin TDH-2021-79 proje numarası ile desteklenmiştir. Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nda, Kütahya Dumlupınar Üniversitesi İleri Teknolojiler Merkezi'nde ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yürütülmüştür.

Lityum disilikat (LDS) seramik, monolitik zirkonya (MZ) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) seramiklerden

- 12.4x14.5x1, 12.4x14.5x1.5, 12.4x14.5x2 mm boyutlarındaki LDS
- 10x10x1, 10x10x1.5, 10x10x2 mm boyutlarında MZ
- 12x14x1, 12x14x1.5, 12x14x2 mm boyutlarındaki ZLS

seramik örnekler hazırlandı.

Polimerizasyonunu değerlendirmek üzere ışıkla polimerize olan tek çeşit rezin siman kullanıldı.

Seramik örnekler altında yer alan 0.1 mm kalınlıkta paslanmaz çelik levha kullanılarak hazırlanmış düzenek içinde polimerize edilen 0.1 mm kalınlığındaki ışıkla polimerize rezin siman örneklerinin FTIR yöntemi ile polimerizasyon dönüşüm derecesi tespitleri yapıldı.

Seramik örnekler altında yer alan 1 mm kalınlıkta paslanmaz çelik levha kullanılarak hazırlanmış düzenek içinde polimerize edilen 1 mm kalınlığındaki ışıkla polimerize rezin siman örneklerinin mikrosertlik ölçümleri yapıldı.

Çalışmada kullanılan cihazlar Tablo 3.1’de, çalışmada kullanılan materyaller ise Tablo 3.2’de listelendi.

Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

CİHAZ	ÜRETİCİ FİRMA
Hassas Kesit Alma Cihazı	Micracut 201 (Metkon, Bursa, Türkiye)
Zımparalama Cihazı	Gripo 2V Grinder-Polisher (Metkon, Bursa, Türkiye)
CAD/CAM Frezeleme Ünitesi	Model 250i (imes-icore GmbH, Eiterfeld, Almanya)
Dijital Kumpas	Mitutoyo (Mitutoyo, Kanagawa, Japonya)
Ultrasonik Temizleme Cihazı	Kudos SK 2210HP (Kudos, Şangay, Çin)
Kristalizasyon Fırını	Ivoclar Programat P310 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn)
Sinterleme Fırını	inFire HTC Speed (Dentsply Sirona, ABD)
Işık Cihazı	LED C (Guilin Woodpacker, Çin)
FTIR	Bruker / Alpha (Bruker, Massachusetts, ABD)
Vickers Mikrosertlik Ölçüm Cihazı	HMV (Shimadzu, Tokyo, Japonya)

Tablo 3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller

MATERYAL	LOT NO (Parti No)	TİCARİ İSİM/ ÜRETİCİ	İÇERİK
Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok	Z01Z4F	IPS e.max CAD LT A2/C14 Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	• SiO₂ %57-80 • Li₂O %11-19 • K₂O %0-13 • P₂O₅ %0-11 • ZrO₂ %0-8 • ZnO %0-8 • Renklendirici oksitler %0-12
Monolitik zirkonya CAD/CAM disk	2016290057	inCoris TZI C A2 16 mm Disk Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya	• ZrO₂+HfO₂+Y₂O₃ ≥ %99.0 • Y₂O₃ > %4.5 ; ≤ %6.0 • HfO₂ ≤ %5 • Al₂O₃ ≤ %0.04 • Diğer oksidler ≤ %1.1
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok	78242	Vita suprinity PC 2m2-T, PC-14 Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	• SiO₂ %56-64 • Li₂O %15-21 • K₂O %1-4 • P₂O₅ %3-8 • Al₂O₃ %1-4 • ZrO₂ %8-12 • CeO₂ %0-4 • La₂O₃ %0.1 • Pigmentler %0-6
Glaze materyali	Y19261/ Y19261	IPS Ivocolor Glaze Toz/Likit Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	Toz: Alkali aluminosilicate glass Likit: Solvent
Glaze materyali	94440/ 98770	Vita Akzent Plus Toz/Likit Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	Düşük ısı porseleni
Işıklı polimerize rezin siman	Z01M03	Variolink Esthetic LC Neutral / 2 gr Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	• YbF₃ %10-25 • UDMA %3-10 • 1,10-Dekanediol dimetakrilat %3-10

LDS seramik, monolitik zirkonya ve ZLS seramiklerden elde edilen 1, 1.5 ve 2 mm kalınlıklardaki dörtgen formlu örnekler ile dokuz grup oluşturuldu (n:10). (Tablo 3.3-4). Power analiz sonucunda tespit edilen örneklem sayısı her alt grup için minimum n=10 olarak saptandı. Her alt grup için 10'ar adet olmak üzere toplamda 90 adet seramik örnek hazırlandı. Polimerizasyonunu değerlendirmek üzere ışıqla polimerize olan tek çeşit rezin siman kullanıldı. Seramik örnekler üzerinden ışıqla uygulaması ile polimerizasyon gerçekleştirilerek FTIR analizi için 0.1 mm kalınlıkta (Tablo 3.3) ve mikrosertlik ölçümü için 1 mm kalınlıkta (Tablo 3.4) olmak üzere toplam 180 adet disk şeklinde rezin siman örnekler hazırlandı.

Tablo 3.3. FTIR Analizi Çalışma Grupları

Seramik Çeşidi	Seramik Kalınlığı	Seramik Örnek Sayısı	İşıqla Polimerize Resin Siman	0.1 mm Kalınlıkta İşıqla Polimerize Resin Siman Örnek Sayısı
Lityum Disilikat Seramik	1 mm	n ₁ : 10	Variolink Esthetic LC	n _{f1} : 10
	1,5 mm	n ₂ : 10		n _{f2} : 10
	2 mm	n ₃ : 10		n _{f3} : 10
Monolitik Zirkonya	1 mm	n ₄ : 10	(Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)	n _{f4} : 10
	1,5 mm	n ₅ : 10		n _{f5} : 10
	2 mm	n ₆ : 10		n _{f6} : 10
Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramik	1 mm	n ₇ : 10		n _{f7} : 10
	1,5 mm	n ₈ : 10		n _{f8} : 10
	2 mm	n ₉ : 10		n _{f9} : 10

Tablo 3.4. Mikrosertlik Ölçümü Çalışma Grupları

Seramik Çeşidi	Seramik Kalınlığı	Seramik Örnek Sayısı	İşıqla Polimerize Resin Siman	1 mm Kalınlıkta İşıqla Polimerize Resin Siman Örnek Sayısı
Lityum Disilikat Seramik	1 mm	n ₁ : 10	Variolink Esthetic LC	n _{m1} : 10
	1,5 mm	n ₂ : 10		n _{m2} : 10
	2 mm	n ₃ : 10		n _{m3} : 10
Monolitik Zirkonya	1 mm	n ₄ : 10	(Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)	n _{m4} : 10
	1,5 mm	n ₅ : 10		n _{m5} : 10
	2 mm	n ₆ : 10		n _{m6} : 10
Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramik	1 mm	n ₇ : 10		n _{m7} : 10
	1,5 mm	n ₈ : 10		n _{m8} : 10
	2 mm	n ₉ : 10		n _{m9} : 10

3.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması

Çalışmanın LDS seramik örneklerini hazırlamak için 12,4x14,5x18 mm boyutlarında A2 renkte düşük translüsent özellikte LDS CAD/CAM blok (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kullanıldı (Resim 3.1).



Resim 3.1. IPS e.max CAD Lityum Disilikat Blok

Monolitik zirkonya örnekleri hazırlamak için 98.5 mm çap ve 16 mm boy ebatlarında, sinterlenmemiş, A2 renk translüsent özellikte monolitik zirkonyum dioksit CAD/CAM disk (inCoris TZI C Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) kullanıldı (Resim 3.2).



Resim 3.2. inCoris TZI C Monolitik Zirkonya Disk

ZLS örnekleri hazırlamak için 12x14x18 mm boyutlarında 2m2 renkte translüsent özellikte presinterize ZLS CAD/CAM blok (Vita Suprinity PC, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı (Resim 3.3).



Resim 3.3. Vita Suprinity PC Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Blok

LDS seramik bloklar, 0.02 mm hassasiyete sahip doğrusal hassas kesit alma cihazı (Micracut 201, Metkon, Bursa, Türkiye) (Resim3.4) kullanılarak özel elmas separe yardımıyla düşük hızda, su soğutması altında, 1.05, 1.55 ve 2.05 mm kalınlıklarda kesildi.



Resim 3.4. Micracut 201 Doğrusal Hassas Kesit Alma Cihazı

Hassas kesit alma cihazının kesim hassasiyeti gözetilerek normalden 0.05 mm kalın kesilen LDS seramik örnekler, dakikada 200 devir dönen aşındırma cihazında (Gripo 2V Grinder-Polisher, Metkon, Bursa, Türkiye) (Resim 3.5), su soğutması altında, 400 grit silikon karbit aşındırma kağıdı ile (English Abrasives, Londra, İngiltere) nihai kalınlıklarına getirilecek şekilde aşındırıldı. Aşındırma sonrasında seramik örneklerin kalınlıkları, dijital kumpas ile (Mitutoyo, Kanagawa, Japonya) kontrol edildi. (Resim3.6-8). Final kalınlığına ulaşan LDS örneklerle aşındırma cihazında su soğutması altında, sırasıyla 600, 800, 1000 ve 2000 grit silikon karbit aşındırma kağıtları kullanılarak, dakikada 100 devir hız ile 15'er saniye boyunca polisaj işlemi uygulandı.



Resim 3.5. Gripo 2V Aşındırma Cihazı



Resim 3.6. 1 mm LDS
Seramik Örnek



Resim 3.7. 1,5 mm LDS
Seramik Örnek

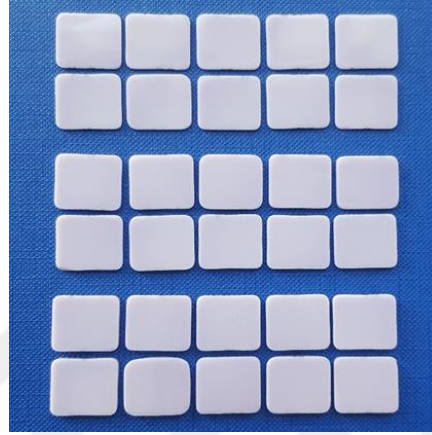


Resim 3.8. 2 mm LDS
Seramik Örnek

LDS seramiklerin kesim, aşındırma ve polisaj işlemleri sonucunda

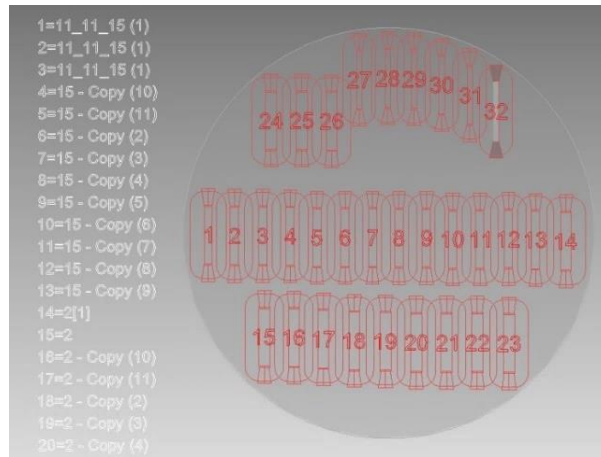
- 10 adet 12.4 x 14.5 x 1 mm
- 10 adet 12.4 x 14.5 x 1.5 mm
- 10 adet 12.4 x 14.5 x 2 mm

final boyutlarına ulaşmış, dörtgen formunda 30 adet seramik örnek hazırlandı (Resim 3.9).



Resim 3.9. Final Boyutlarına Ulaşmış Prekristalize LDS Seramik Örnekler

Monolitik zirkonya örneklerin disk üzerinden elde edilebilmesi için CAD/CAM frezeleme yöntemi kullanıldı. Örneklerin disk üzerinden freze edilerek oluşturulabilmesi için öncelikle Solidworks CAD yazılımı ile (Dassault Systemes, Massachusetts, ABD) 10x10x1, 10x10x1,5 ve 10x10x2 mm boyutlarına sahip 3D çizimler yapıldı (Resim 3.10).

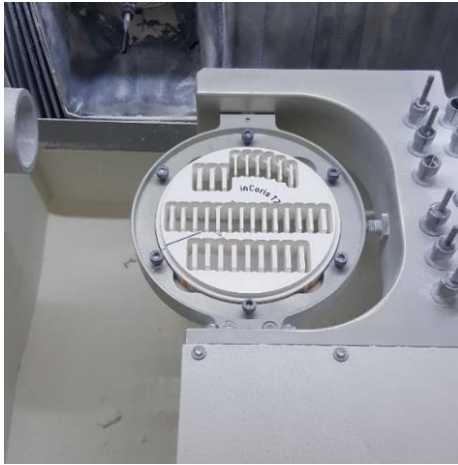


Resim 3.10. Solidworks Programı ile Hazırlanmış STL Format Tasarımların CAD/CAM Monolitik Zirkonya Disk İçinde Konumlandırılması

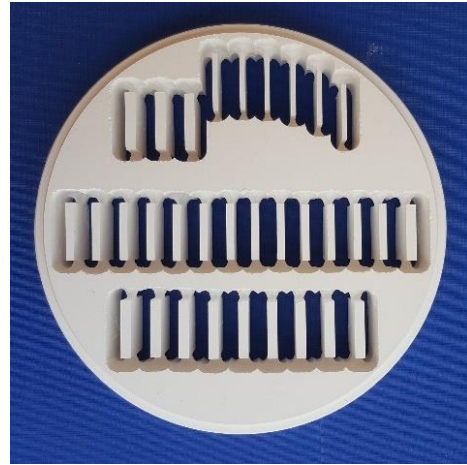
STL (*Standard Tessellation Language*) formatında hazırlanan bu tasarımlar Coritec icam (ver. 4.6) dental CAD/CAM programına aktarılıp kazıma datası elde edildi ve imes-icore 250i beş akslı frezeleme ünitesinde (imes-icore GmbH, Eiterfeld, Almanya) presinterize monolitik zirkonya diskin kuru frezeleme işlemi gerçekleştirildi (Resim3.11-13). Freze işlemi tamamlanan monolitik zirkonya örnekler kırmızı bantlı seramik frezi (Meisinger, USA) ile tijlerinden ayrıldı.



Resim 3.11. imes-icore 250i Beş Akslı Frezeleme Ünitesi



Resim 3.12. imes-icore Frezeleme Ünitesinin İçinde Monolitik Zirkonya CAD/CAM disk



Resim 3.13. Monolitik Zirkonya Diske Tijler Aracılığı ile Tutunan Frezelenmiş Seramik Örnekler

Sinterizasyon fırınlamasında hacimsel büzülme ile final boyutlarına ulaşacak olan monolitik zirkonya örnekler, bu büzülmeyi kompanse etmek için frezeleme cihazı tarafından x, y ve z eksenlerinde normalin 1.236 katı büyüklükte üretildi.

Monolitik zirkonya seramiklerin frezeleme işlemleri sonucunda

- 10 adet 12.36 x 12.36 x 1 mm
- 10 adet 12.36 x 12.36 x 1.5 mm
- 10 adet 12.36 x 12.36 x 2 mm

boyutlarına sahip, sinterizasyon öncesi henüz final boyutlarına ulaşmamış dörtgen formunda seramik örnek hazırlandı.

Monolitik zirkonya seramik örnekler üretici talimatlarına ve rutin klinik prosedüre uygun olarak freze cihazında gerekli polisaj özelliği ile üretildiği için, hassas kesme cihazında kesilmiş LDS ve ZLS seramiklere uygulanan aşındırma cihazında polisaj işlemi bu seramik grubuna uygulanmadı.

ZLS seramik örneklerin kesim işlemi için, 0.02 mm hassasiyete sahip doğrusal hassas kesit alma cihazı (Micracut 201, Metkon, Bursa, Türkiye) (Resim 3.4) kullanıldı. Seramik bloklar, cihazın kesim hassasiyeti gözetilerek özel elmas separe yardımıyla, düşük hızda, su soğutması altında, 1.05, 1.55 ve 2.05 mm kalınlıklarda kesildi. Normalden 0.05 mm kalın kesilen seramik örnekler, dakikada 200 devir dönen aşındırma cihazında (Gripo 2V Grinder-Polisher, Metkon, Bursa, Türkiye) (Resim 3.5), su soğutması altında, 400 grit silikon karbit aşındırma kağıdı ile (English Abrasives, Londra, İngiltere) nihai kalınlıklarına getirilecek şekilde aşındırıldı. Aşındırma sonrasında seramik kesitlerin kalınlıkları, dijital kumpas ile (Mitutoyo, Kanagawa, Japonya) kontrol edildi (Resim 3.14-16). Final kalınlığına ulaşan ZLS seramik örneklere aşındırma cihazında su soğutması altında, sırasıyla 600, 800, 1000 ve 2000 grit silikon karbit aşındırma kağıtları kullanılarak, dakikada 100 devir hız ile 15'er saniye boyunca polisaj işlemi uygulandı.



Resim 3.14. 1 mm ZLS
Seramik Örnek



Resim 3.15. 1,5 mm ZLS
Seramik Örnek

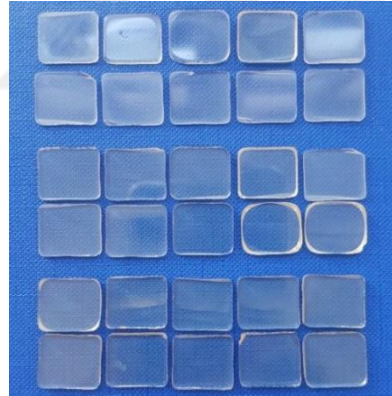


Resim 3.16. 2 mm ZLS
Seramik Örnek

ZLS seramiklerin kesim ve aşındırma işlemleri sonucunda

- 10 adet 12 x 14 x 1 mm
- 10 adet 12 x 14 x 1.5 mm
- 10 adet 12 x 14 x 2 mm

final boyutlarına ulaşmış, dörtgen formuna sahip seramik örnek hazırlandı (Resim 3.17).



Resim 3.17. Final Boyutlarına Ulaşmış Prekristalize ZLS Seramik Örnekler

Elde edilen toplam 30 adet LDS, 30 adet monolitik zirkonya ve 30 adet ZLS örnek, fırınlama işlemleri öncesinde ultrasonik temizleme cihazında (SK 2210HP, Kudos, Şangay, Çin) (Resim 3.18) 20 dakika boyunca distile su ile temizlendi.



Resim 3.18. Kudos Ultrasonik Temizleme Cihazı

Ultrasonik temizleme işlemi tamamlanan LDS örneklerin Programat P310 fırınında (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) (Resim 3.19) iki ayrı aşamada kristalizasyon fırınlamaları ve glaze fırınlamaları gerçekleştirildi. Seramikler, kristalizasyon için 403 °C başlangıç sıcaklığında 6 dk bekletildikten sonra dakikada 90 °C ısıtma oranı ile 850 °C pişim sıcaklığına ulaştırıldı. 7 dk pişim sıcaklığında bekletilen seramik örneklerin, uzun süreli soğutma ile 710 °C bitim sıcaklığında fırınlama işlemleri tamamlandı (Resim 3.20) (Tablo 3.5)

Tablo 3.5. LDS Seramiğin Kristalizasyon ve Glaze Fırınlama Parametreleri

	Kristalizasyon	Glaze
Başlangıç sıcaklığı (°C)	403	403
Başlangıç sıcaklığında bekleme zamanı (dk.)	6:00	6:00
Isıtma Oranı (°C/dk)	90	60
Pişim sıcaklığı (°C)	830-850	710
Bekleme süresi (dk.)	7:00	1:00
Bitim sıcaklığı (°C)	710	-



Resim 3.19. Programat P310 Kristalizasyon Fırını



Resim 3.20. Kristalizasyon Öncesi ve Sonrası e.max Örnekler

Kristalize edilmiş LDS seramiklerin birer yüzlerine IPS Ivocolor Toz/Likit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) glaze materyali uygulandıktan sonra glaze fırınlama işlemleri gerçekleştirildi (Resim 3.21-22). Seramikler, 403 °C başlangıç sıcaklığında 6 dk bekletildikten sonra dakikada 60 °C ısıtma oranı ile 710 °C pişim sıcaklığına ulaştırıldı. 1 dk pişim sıcaklığında bekletilen seramik örneklerin fırınlama işlemleri uzun süreli soğutma kullanılmadan tamamlandı (Tablo 3.5).



Resim 3.21. IPS Ivocolor Glaze Materyali



Resim 3.22. Petek Kristalizasyon Tepsisi Üzerinde Fibröz Ped ile Desteklenerek Glaze Fırınlamasına Hazırlanmış Kristalize LDS Seramik Örnekler

Frezeleme işlemi tamamlanan ve ultrasonik cihazda temizlenen monolitik zirkonya örnekler, inFire HTC Speed (Dentsply Sirona, ABD) sinterleme fırını (Resim 3.23) kullanılarak sinterize edildi (Resim 3.24-25). Seramik örnekler firma talimatları doğrultusunda Tablo 3.6’da yer alan ön kurutmalı “*speed+dry*” sinterizasyon programı ile sinterlendi.

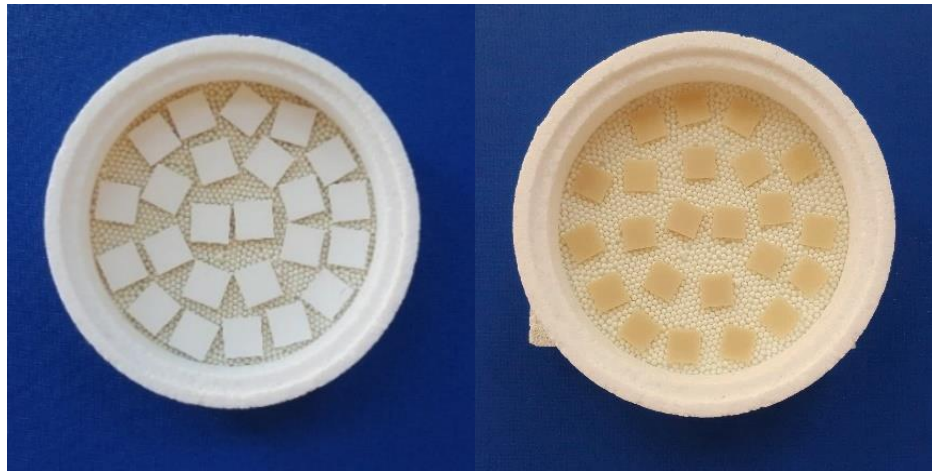
Sinterizasyon programının 1. aşamasında seramik örnekler, 80 °C başlangıç sıcaklığında 30 dk bekletildikten sonra sıcaklık, dakikada 15 °C ısıtma oranı ile 800 °C’ye yükseltildi. 2. Aşamada örnekler 800 °C’de 5 dk bekletildikten sonra sıcaklık, dakikada 99 °C ısıtma oranı ile 1510 °C’ye yükseltildi. Sinterizasyonun 3. aşamasına ulaşan örnekler 1510 °C’de 30 dk bekletildikten sonra 4. aşamada sıcaklık, dakikada 99 °C ısıtma oranı ile 750 °C’ye düşürüldü ve sinterizasyon fırınlaması tamamlandı.

Tablo 3.6. “Speed+Dry” Sinterizasyon Fırınlama Parametreleri.

	Isıtma Oranı (°C/dk)	Tutma sıcaklığı (°C)	Tutma Süresi (dk)
Aşama 1	15	80	30
Aşama 2	99	800	5
Aşama 3	50	1510	30
Aşama 4	99	750	0



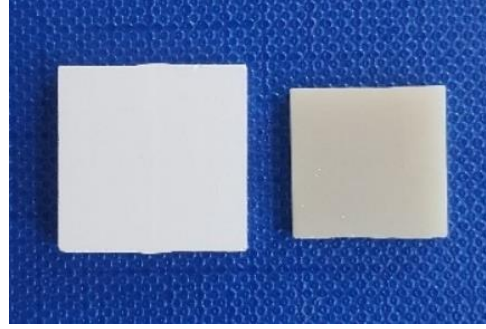
Resim 3.23. inFire HTC Speed Sinterleme Fırını



Resim 3.24. Sinterizasyon Fırın Tablasına Yerleştirilmiş Monolitik Zirkonya Örnekler Sinterizasyona Girmeden Önce

Resim 3.25. Sinterizasyon Fırın Tablasına Yerleştirilmiş Monolitik Zirkonya Örnekler Sinterizasyondan Çıktıktan Sonra

Sinterleme aşamasında oluşacak hacimsel büzülme için x, y ve z eksenlerinde normalin 1.236 katı büyüklükte frezelenen monolitik zirkonya örnekler, fırınlama sonrasında nihai boyutlarına ulaştı (Resim 3.26-32).



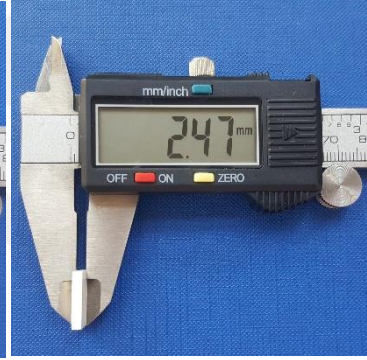
Resim 3.26. Monolitik Zirkonya Örneklerin Sinterizasyon Öncesi ve Sonrası Boyut Farkı



Resim 3.27. Sinterizasyon Öncesi 1 mm Monolitik Zirkonya Örnek



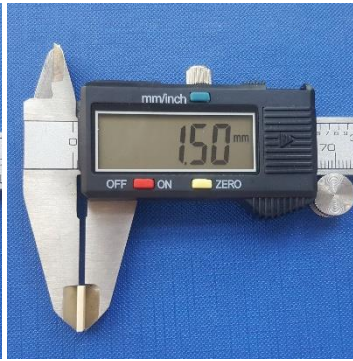
Resim 3.28. Sinterizasyon Öncesi 1,5 mm Monolitik Zirkonya Örnek



Resim 3.29. Sinterizasyon Öncesi 2 mm Monolitik Zirkonya Örnek



Resim 3.30. Sinterizasyon Sonrası 1mm Monolitik Zirkonya Örnek



Resim 3.31. Sinterizasyon Sonrası 1,5 mm Monolitik Zirkonya Örnek

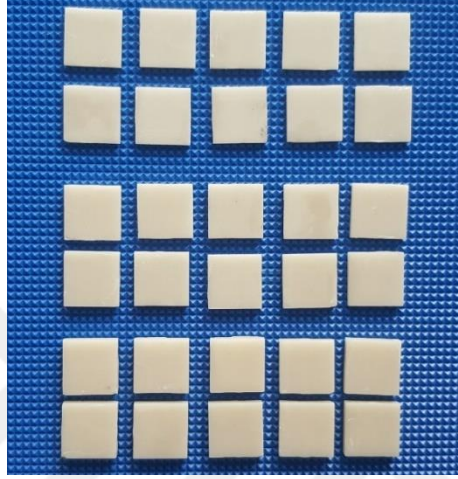


Resim 3.32. Sinterizasyon Sonrası 2 mm Monolitik Zirkonya Örnek

Monolitik zirkonya seramiklerin sinterizasyon fırınlamaları sonucunda

- 10 adet 10 x 10 x 1 mm
- 10 adet 10 x 10 x 1.5 mm
- 10 adet 10 x 10 x 2 mm

final boyutlarına ulaşmış, dörtgen formuna sahip seramik örnek hazırlandı (Resim 3.33)



Resim 3.33. Final Boyutlarına Ulaşan Sinterlenmiş Monolitik Zirkonya Seramik Örnekler

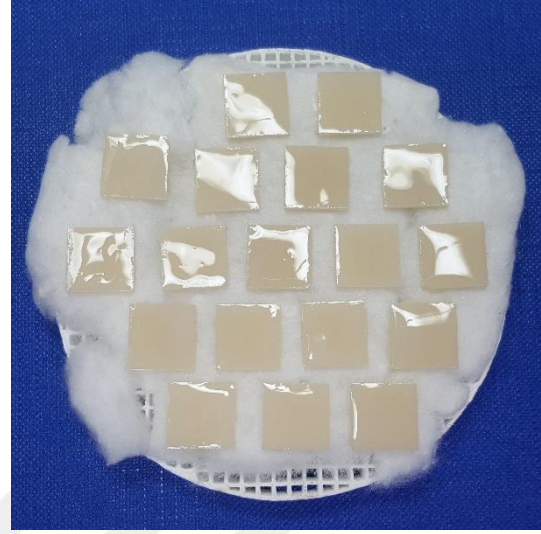
Sinterlenmiş monolitik zirkonya örneklerin birer yüzlerine (Vita Akzent Plus (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) glaze materyali uygulandıktan sonra Programat P310 kristalizasyon fırınında glaze fırınlama işlemleri gerçekleştirildi (Resim 3.34-35). Seramikler glaze fırınlamaları için, 400 °C başlangıç sıcaklığında 4 dk bekletildikten sonra dakikada 80 °C ısıtma oranı ile 850 °C pişim sıcaklığına ulaştırıldı. 1 dk pişim sıcaklığında bekletilen seramik örneklerin fırınlama işlemleri uzun süreli soğutma kullanılmadan tamamlandı (Tablo 3.7).

Tablo 3.7. Monolitik Zirkonya Seramiğin Glaze Fırınlama Parametreleri

	Glaze
Başlangıç sıcaklığı (°C)	400
Başlangıç sıcaklığında bekleme zamanı (dk)	4:00
Isıtma oranı (°C/dk)	80
Pişim sıcaklığı (°C)	850
Bekleme süresi (dk)	1:00



Resim 3.34. Vita Akzent Plus Glaze Materyali

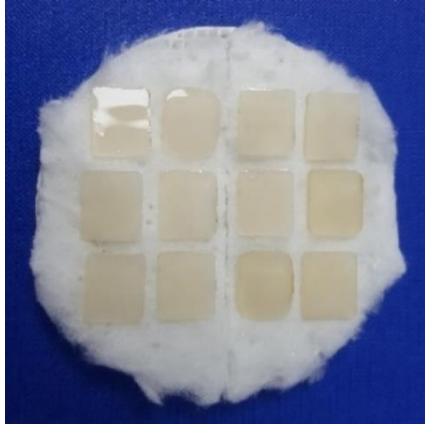


Resim 3.35. Petek Kristalizasyon Tepsisi Üzerinde Fibröz Ped ile Desteklenerek Glaze Fırınlamasına Hazırlanmış Monolitik Zirkonya Örnekler

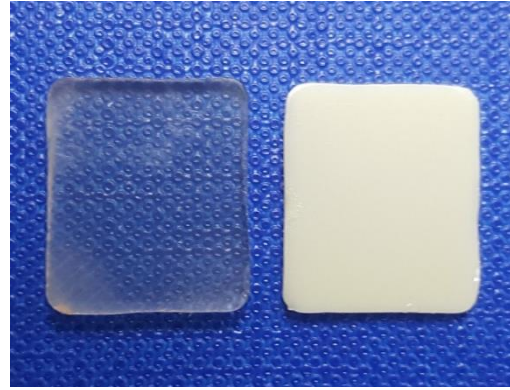
ZLS örneklerin kristalizasyon fırınlamaları ve glaze fırınlamaları Programat P310 fırınında üretici firma talimatlarına uygun olarak tek aşamada gerçekleştirildi. Seramik örneklerin birer yüzlerine Vita Akzent Plus glaze materyali uygulandı. Fırınlama işlemi için 400 °C başlangıç sıcaklığında 8 dk bekletilen örnekler dakikada 55 °C ısıtma oranı ile 840 °C pişim sıcaklığına ulaştırıldı. 8 dk pişim sıcaklığında bekletilen seramik örneklerin, uzun süreli soğutma ile 680 °C bitim sıcaklığında fırınlama işlemleri tamamlandı (Resim 3.36-37) (Tablo 3.8)

Tablo 3.8. ZLS Seramiğin Kristalizasyon + Glaze Fırınlama Parametreleri

	Kristalizasyon + Glaze
Başlangıç sıcaklığı (°C)	400
Başlangıç sıcaklığında bekleme zamanı (dk.)	8:00
Isıtma oranı (°C/dk)	55
Pişim sıcaklığı (°C)	840
Bekleme süresi (dk.)	8:00
Bitim sıcaklığı (°C)	680



Resim 3.36. Petek Kristalizasyon Tepsisi Üzerinde Fibröz Ped ile Desteklenerek Glaze Fırınlamasına Hazırlanmış Prekristalize ZLS Örnekler



Resim 3.37. Prekristalize Transparan ZLS Seramik Örnek ve Kristalize 2m2 Renk ZLS Seramik Örnek

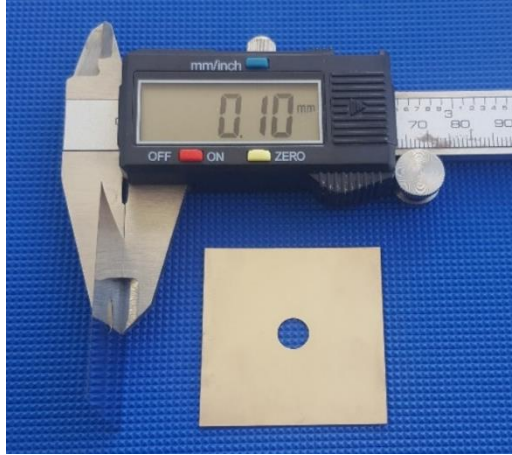
3.2. Rezin Siman Örneklerin Hazırlanması

Çalışmanın siman örnekleri, nötral renk Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ışıkla polimerize tek çeşit rezin siman kullanılarak hazırlandı (Resim 3.38).

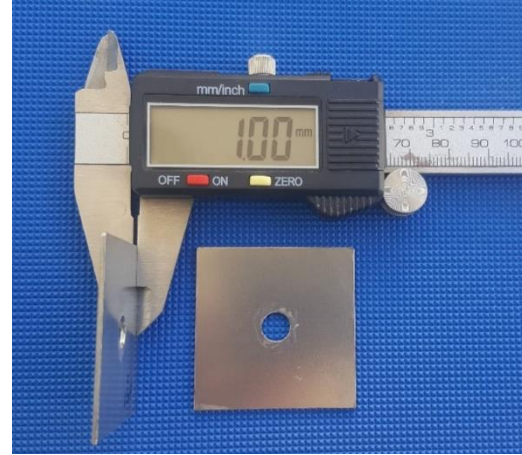


Resim 3.38. Variolink Esthetic LC Işıkla Polimerize Rezin Siman

Rezin siman örneklerin çap ve kalınlıklarında standardizasyon sağlamak amacıyla, FTIR analiz numuneleri için 0,1 mm kalınlıkta, mikrosertlik ölçüm numuneleri için ise 1 mm kalınlıkta paslanmaz çelik şablon kalıplar hazırlandı (Resim 3.39-40). 40x40 mm dış çerçeveye sahip çelik levhaların merkezinde, polimerizasyon ışık ünitesinin uç çapı ile uyumlu olacak şekilde, 7 mm çapa sahip siman şablon boşluğu oluşturuldu. Kalıp üretiminde sınır bitim hassasiyetinin sağlanması amacı ile tel erozyon üretim yöntemi kullanıldı.

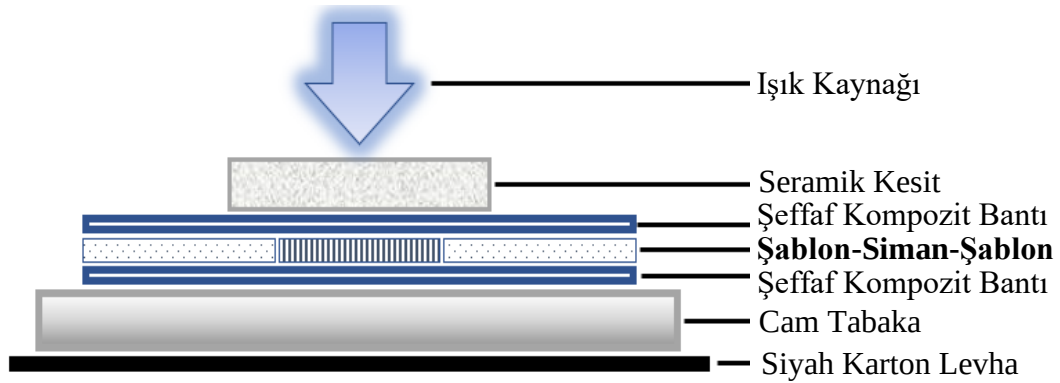


Resim 3.39. Kalınlığı 0,1 mm Olan Paslanmaz Çelik Rezin Siman Kalıbı



Resim 3.40. Kalınlığı 1 mm Olan Paslanmaz Çelik Rezin Siman Kalıbı

Düzgün bir rezin siman yüzeyi elde etmek için siman şablon boşluğu, alt yüzeyden pürüzsüz siman camı ile, üst yüzeyde seramik örnek ile sınırlandırıldı. Rezin siman örneklerde oksijen inhibisyon zonu oluşumunu önlemek ve rezin simanı cam ile seramik örneklerden separe etmek için şablon boşluğun alt ve üst yüzeylerinde şeffaf kompozit bantı kullanıldı. Işık yansımalarını önlemek için düzeneğin en alt yüzeyine mat siyah mukavva yerleştirildi (Şekil 3.1).

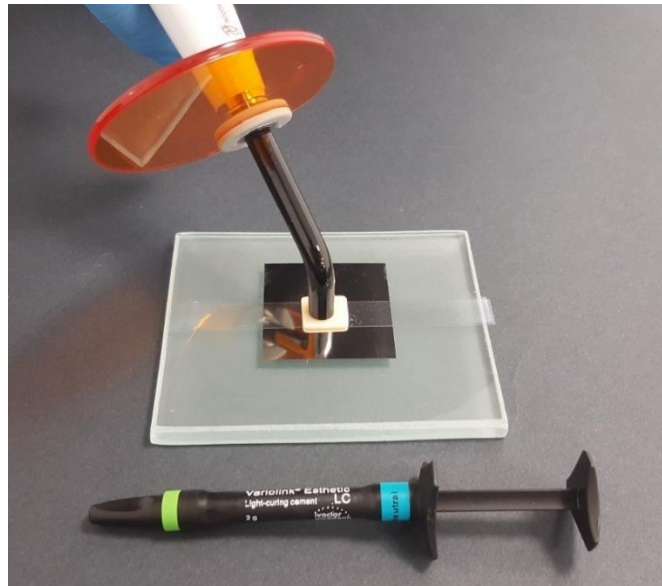


Şekil 3.1. Rezin Siman Polimerizasyon Düzeneği: Alt Yüzeyden Yukarıya Doğru; Siyah Karton Levha, Siman Camı, Şeffaf Kompozit Bantı, Paslanmaz Çelik Kalıp, Şeffaf Kompozit Bantı, Seramik Örnek

Polimerizasyon düzeneğine yerleştirilen rezin simanlar, farklı kalınlıklardaki seramik örnekler üzerinden ışık uygulaması ile polimerize edildi. Numunelerin polimerizasyonları, $1000 (\pm 200) \text{ mW/cm}^2$ ışık şiddetine sahip LED ışık kaynağı (LED C, Guilin Woodpacker, China) ile, dental restorasyon simantasyonunu taklit edecek şekilde dört yüzeyden 40'ar saniye ışık uygulaması ile gerçekleştirildi (Resim 3.41-42). Polimerizasyon dönüşüm derecelerinin etkilenmemesi amacı ile rezin siman örnekler karanlık ortamda polimerize edildi.

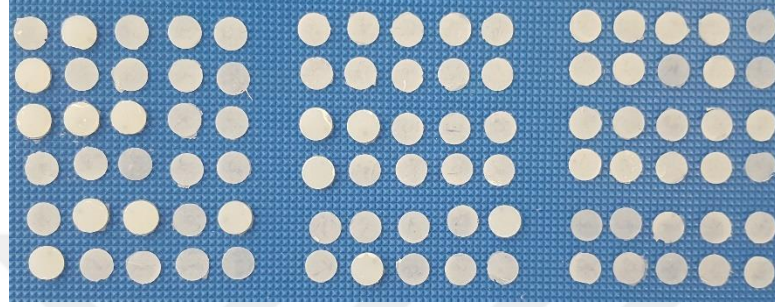


Resim 3.41. Işık Şiddeti $1000 (\pm 200) \text{ mW/cm}^2$ değerindeki LED Işık Kaynağı



Resim 3.42. Rezin Siman Polimerizasyon Düzeneği

FTIR analizi ile polimerizasyon dönüşüm derecesi tespiti için 0.1 mm kalınlıkta paslanmaz çelik levha kullanılarak hazırlanan düzenekte 90 adet 0.1 mm kalınlığa sahip ışıkla polimerize rezin siman örnek hazırlandı (Resim 3.43). Ölçümlerden 24 saat önce hazırlanan rezin siman örnekler, karanlık ve kuru ortamda muhafaza edildi.



Resim 3.43. FTIR Analizi İçin Hazırlanan 0.1 mm Kalınlığa Sahip Rezin Siman Örnekler

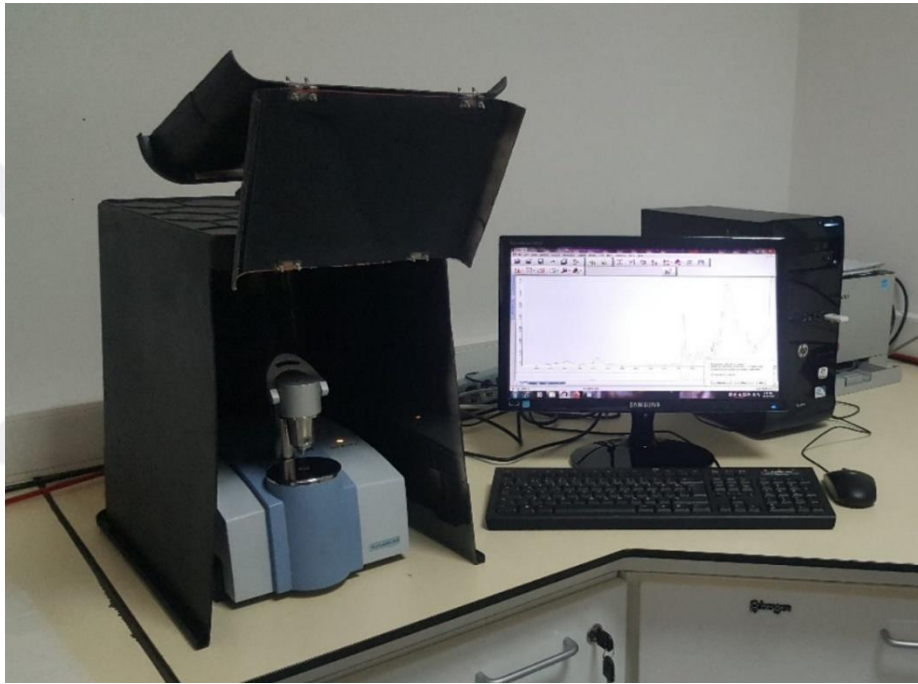
Vickers mikrosertlik yöntemi ile yüzey mikrosertlik ölçümleri için 1 mm kalınlıkta paslanmaz çelik levha kullanılarak hazırlanan düzenekte 90 adet 1 mm kalınlığa sahip ışıkla polimerize rezin siman örnek hazırlandı (Resim 3.44). Ölçümlerden 24 saat önce hazırlanan rezin siman örnekler, karanlık ve kuru ortamda muhafaza edildi.



Resim 3.44. Mikrosertlik Ölçümü İçin Hazırlanan 1 mm Kalınlığa Sahip Rezin Siman Örnekler

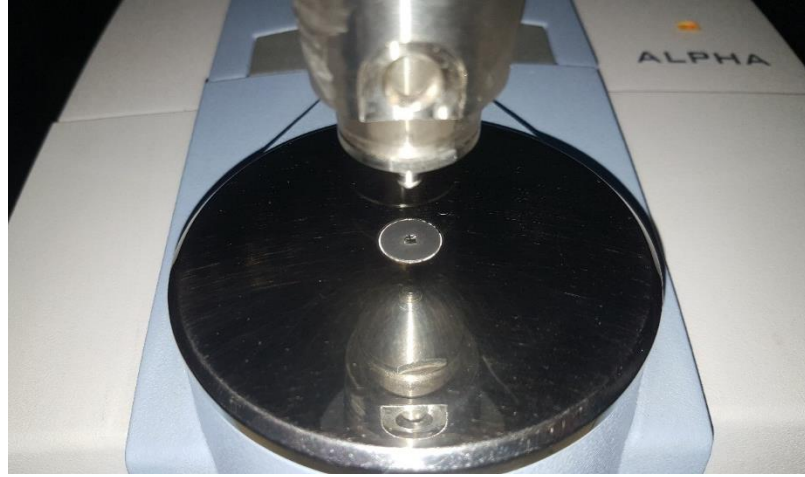
3.3. FTIR Analizi ve Monomer Dönüşüm Derecelerinin Tespit Edilmesi

Standart boyutlardaki 0,1 mm kalınlığa ve 7 mm’lik çapa sahip 90 adet rezin siman örneğin analizi, Bruker / Alpha (Massachusetts, ABD) fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopi cihazının ATR birimi ile gerçekleştirildi (Resim 3.45). Ölçümler esnasında FTIR taramalarının hava akımından etkilenmemesi ve rezin siman numunelerin ışık maruziyetinin önlenmesi amacı ile cihaz, ışık geçirmez karanlık kutu düzeneği ile kapatıldı.

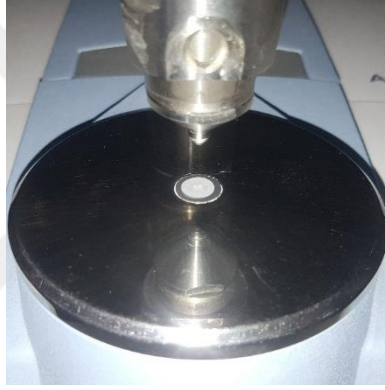


Resim 3.45. FTIR Cihazı Ölçüm Düzeneği

Her ölçümden önce ATR birimi etil alkol ve gazlı bez ile temizlendikten sonra karanlık düzeneğin kapağı kapatılarak çevresel faktörü uzaklaştırmak için background spektrumu alındı. Background spektrumun tamamlanmasını takiben ATR biriminin elmas okuyucusuna yerleştirilen polimerize olmamış ve polimerize olmuş numunelerin ölçümleri, 4000 ile 400 cm^{-1} dalga boyları arasında, 4 cm^{-1} çözünürlükte, dakikada 32 tarama ile absorbans modunda gerçekleştirildi (Resim 3.46-48). Ölçümler esnasında karanlık kutunun kapağı kapalı tutuldu (Resim 3.49).



Resim 3.46. FTIR Cihazının ATR Birimi ve Elmas Okuyucu



Resim 3.47. Elmas Okuyucu Üzerine Yerleştirilen Rezın Siman Örnek



Resim 3.48. Numuneyi Elmas ATR İle Tam Temasa Getirmek Üzere Kapatılan Press



Resim 3.49. Ölçümler Esnasında Kapağı Kapatılan Karanlık Kutu Düzeneği

Tüm rezin siman örneklerin polimerizasyon dönüşüm derecesi hesaplarında ortak referans değer olarak kullanılacak polimerize olmamış numunelerin taraması, elmas okuyucuya yerleştirilen akışkan rezin siman üzerinden gerçekleştirildi. Polimerize olmuş numunelerin her birinin üst yüzeyinden (ışık kaynağına yakın olan yüzey) üç adet ve alt yüzeyinden bir adet olmak üzere toplamda dört farklı lokasyonundan tarama verisi kaydedildi. Polimerize olmuş numunenin pik absorpsiyon değerleri için dört farklı lokasyondan kaydedilen tarama verilerinin ortalaması kullanıldı.

Elde edilen FTIR tarama verileri ışığında, Variolink Esthetic LC rezin simanın monomer vinil yapısında bulunan karbon çift bağların dönüşüm yüzdesi (polimerizasyon dönüşüm derecesi-PDD) Eş 3.1'de yer alan formül kullanılarak hesaplandı.

Polimerize olmuş ve polimerize olmamış numunelerin FTIR taramaları ile elde edilen

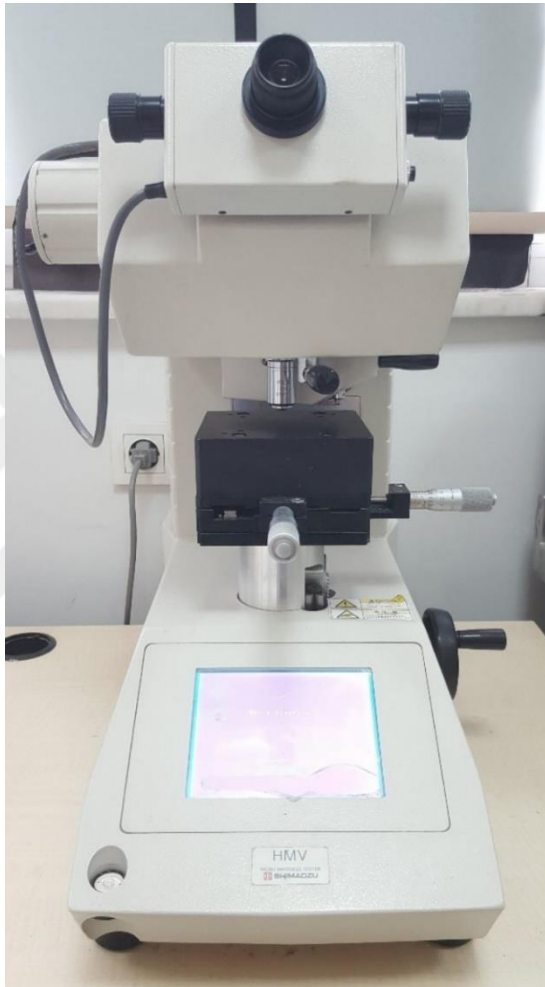
1. Alifatik C=C bağı gerilme titreşim bandına ait 1638 cm^{-1} dalga boyunda gözlenen kızılötesi pik absorpsiyon değeri ve
2. Polimerizasyonla değişim göstermemesi sebebi ile iç standart olarak kullanılan aromatik C=C bağı gerilme titreşim bandına ait, 1608 cm^{-1} dalga boyunda gözlenen kızılötesi pik absorpsiyon değerleri formüle yerleştirilerek hesaplamalar gerçekleştirildi.

Polimerize olmuş (katı) numunenin **Polimerize olmamış (sıvı) numunenin**
pik absorpsiyon değerleri pik absorpsiyon değerleri

$$\text{PDD (\%)} = 100 \times \left(1 - \left(\frac{(1638\text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}}{(1608\text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}} \right) \right) / \left(\frac{(1638\text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}}{(1608\text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}} \right) \quad (1)$$

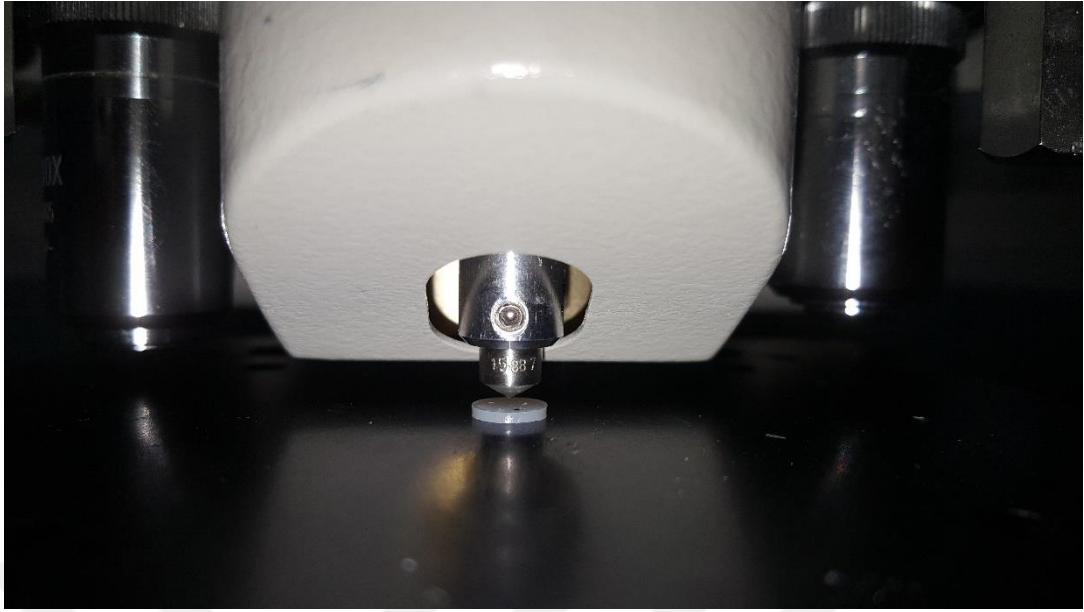
3.4. Vicker's Mikrosertlik Ölçümü

Standart boyutlardaki 1 mm kalınlığa ve 7 mm çapa sahip 90 adet rezin siman örneğin vickers mikrosertlik ölçümleri, HMV (Shimadzu, Tokyo, Japonya) mikrosertlik ölçüm cihazı ile yapıldı (Resim 3.50).



Resim 3.50. Shimadzu HMV Mikrosertlik Ölçüm Cihazı

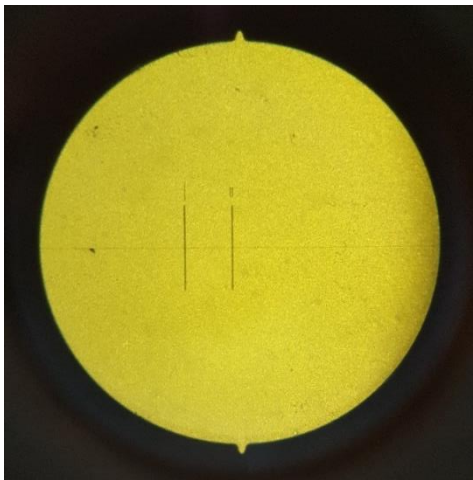
Ölçümler, 15 saniye süresince 50 g kuvvet uygulaması ile gerçekleştirildi (Resim 3.51). Her bir rezin siman örneğin üst yüzeyinde (ışık kaynağına yakın yüzey) üç farklı lokasyondan kaydedilen değerlerin ortalaması alınarak mikrosertlik değeri belirlendi.



Resim 3.51. Mikrosertlik Ölçüm Cihazının Tablasına Yerleştirilen Rezin Siman Örnek

Cihazın kare tabanlı piramit formundaki elmas ucu ile kuvvet uygulandıktan sonra cihaza entegre mikroskop aracılığı ile resin siman örnek yüzeyinde oluşan çöküntünün köşegen uzunlukları ölçüldü (Resim 3.52-53). Mikrosertlik cihaz programı Eş 3.2’de yer alan formüle, kilogram (kg) ile ifade edilen test yükünü ve mm ile ifade edilen köşegen uzunlukları ortalamasını yerleştirerek resin siman örneğin mikrosertlik değerini (VHN) hesapladı (Resim 3.54).

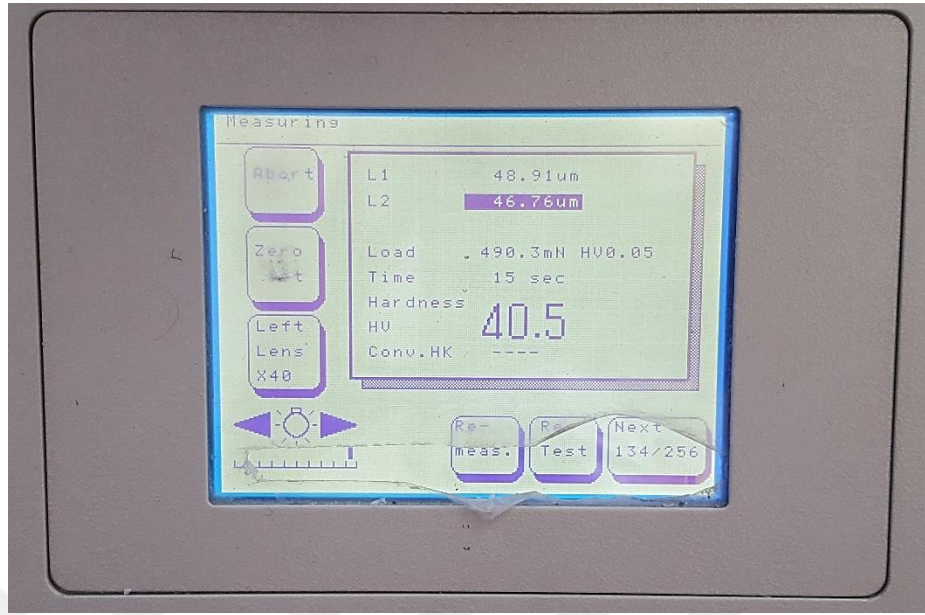
$$\text{VHN} = 1.854 \times (\text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2) \quad (2)$$



Resim 3.52. Yük Uygulamasından Önce Rezin Siman Örneğin Mikroskop Görüntüsü



Resim 3.53. Yük Uygulamasından Sonra Rezin Siman Örneğin Mikroskop Görüntüsü



Resim 3.54. Cihaz Programı Tarafından Hesaplanmış Yüzey Mikrosertlik Değerinin Ekran Fotoğrafi

3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışmanın örneklem büyüklüğü hesaplaması yapılırken, G*Power programı kullanıldı. Power analiz sonucunda etki boyutu 0.464, standart sapması 12.8 Power:0.80 ve α :0.05 için tespit edilen örneklem sayısı her alt grup için minimum $n=10$ olarak saptandı.

Çalışma sonucu elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testleri ile değerlendirildi. Seramik çeşit ve kalınlık etkileşiminin polimerizasyon dönüşüm derecesi ve mikrosertlik üzerindeki etkisi Two-way ANOVA testi ile değerlendirildi. Post hoc analizlerde varyansları homojen olan gruplar için Tukey HSD test, homojen olmayan gruplar için Tamhane's T2 test kullanıldı. Polimerizasyon dönüşüm derecesi ve mikrosertlik arasındaki ilişki için Pearson korelasyon analizi kullanıldı. Tüm testlerde anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Lityum disilikat cam seramik (Grup LDS), monolitik zirkonya (Grup MZ) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklerden (Grup ZLS) hazırlanan farklı kalınlıklardaki örnekler altında polimerize edilmiş ışıkla polimerize rezin simanların polimerizasyon dönüşüm dereceleri (n:10) ve mikrosertlik değerleri (n:10), toplam 18 alt grupta değerlendirildi. (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Çalışmanın Seramik ve Rezin Siman Grupları.

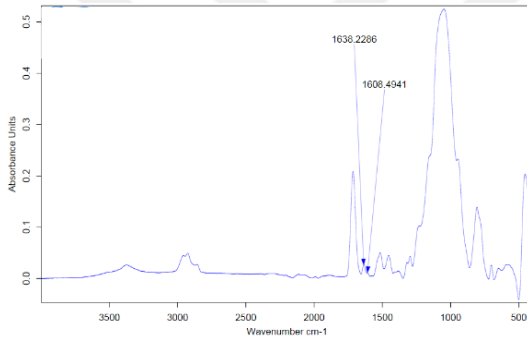
Seramik Çeşidi	Seramik Kalınlığı	Seramik Örnek Sayısı	İşıklı Polimerize Rezin Siman Çeşidi	FTIR Analizi İçin 0.1 mm Kalınlıkta Işıklı Polimerize Rezin Siman Örnek Sayısı	Mikrosertlik Ölçümü İçin 1 mm Kalınlıkta Işıklı Polimerize Rezin Siman Örnek Sayısı
Grup LDS	1 mm	n ₁ : 10	Variolink Esthetic LC	n _{f1} : 10	n _{m1} : 10
	1,5 mm	n ₂ : 10		n _{f2} : 10	n _{m2} : 10
	2 mm	n ₃ : 10		n _{f3} : 10	n _{m3} : 10
Grup MZ	1 mm	n ₄ : 10	(Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)	n _{f4} : 10	n _{m4} : 10
	1,5 mm	n ₅ : 10		n _{f5} : 10	n _{m5} : 10
	2 mm	n ₆ : 10		n _{f6} : 10	n _{m6} : 10
Grup ZLS	1 mm	n ₇ : 10		n _{f7} : 10	n _{m7} : 10
	1,5 mm	n ₈ : 10		n _{f8} : 10	n _{m8} : 10
	2 mm	n ₉ : 10		n _{f9} : 10	n _{m9} : 10

Farklı kalınlıklardaki lityum disilikat seramik (Grup LDS), monolitik zirkonya (Grup MZ) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Grup ZLS) seramiklerden hazırlanan örnekler altında polimerize edilmiş ışıklı polimerize rezin simanların polimerizasyon dönüşüm derecesi ve mikrosertlik sonuçlarının normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testleri ile değerlendirildi, parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptandı.

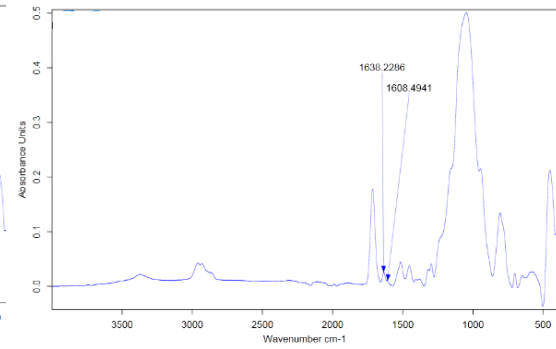
4.1. FTIR Analiz Bulguları

Farklı kalınlıklardaki seramik örnekler altında polimerize edilmiş 0,1 mm kalınlığa ve 7 mm çapa sahip disk formunda 90 adet rezin siman örneğin dört farklı lokasyonunda FTIR taraması yapıldı.

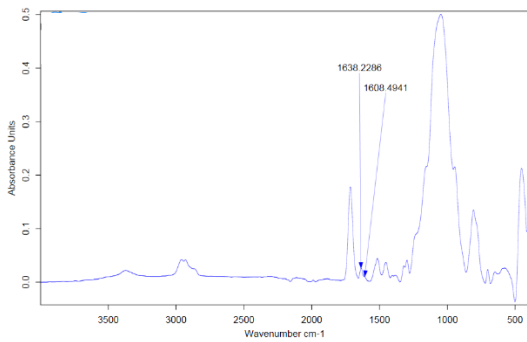
Lityum disilikat seramikler altında polimerize edilmiş katı rezin siman örneklerin ve polimerize olmamış sıvı rezin siman örneklerin FTIR taramaları sonucunda karakteristik spektrumları elde edilerek, spektrumların x eksenindeki 1608 cm^{-1} ve 1638 cm^{-1} dalga boylarına karşılık gelen y eksenindeki kızılötesi pik absorpsiyon değerleri tespit edildi (Şekil 4.1-4).



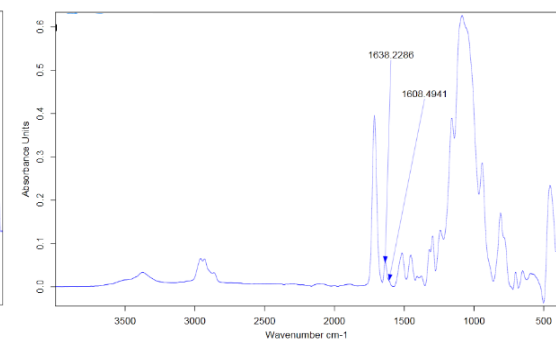
Şekil 4.1. Kalınlığı 1 mm Olan LDS Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Resin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu



Şekil 4.2. Kalınlığı 1,5 mm Olan LDS Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Resin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu



Şekil 4.3. Kalınlığı 2 mm Olan LDS Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Resin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu



Şekil 4.4. Polimerize Edilmemiş Sıvı Resin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu

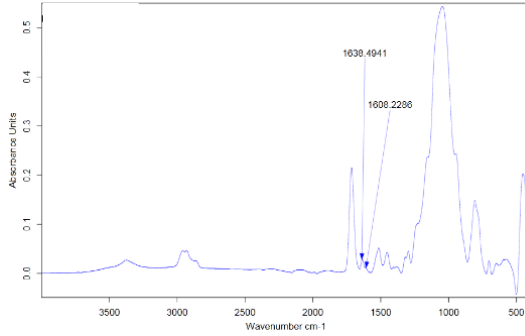
Lityum disilikat seramikler altında polimerize olmuş her bir katı rezin siman örneğin dört farklı lokasyonundan kaydedilen absorbsiyon değerlerinin ortalamaları ve polimerize edilmemiş rezin simanların referans absorbsiyon değerleri Eş.4.1’de yer alan formüle yerleştirilerek örneklerin polimerizasyon dönüşüm derecesi değerleri hesaplandı (Tablo 4.2).

$$\text{PDD (\%)} = 100 \times \left(1 - \left(\frac{(1638 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}}{(1608 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}} \right) \right) / \left(\frac{(1638 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}}{(1608 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}} \right) \quad (1)$$

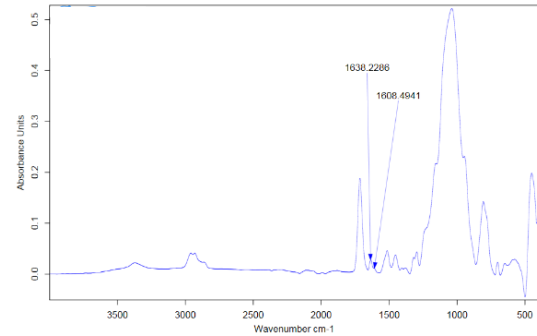
Tablo 4.2. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Lityum Disilikat (LDS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneklerin Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri

	1 mm LDS	1,5 mm LDS	2 mm LDS
LDS Seramikler Altında Polimerize Edilmiş Rezin Simanların Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri	47,91697852	42,59607489	31,71887151
	44,59872934	40,73713376	36,3664246
	42,05225063	43,23422965	36,1950033
	43,78387217	41,68135172	39,23059542
	58,9767383	48,85141113	37,57947605
	47,33889642	38,55629042	34,96557346
	44,8942128	41,00182911	38,68752204
	47,16819083	40,5466309	36,64125445
	52,48268877	44,43836634	34,7271846
	44,0701521	37,28597316	40,10033488

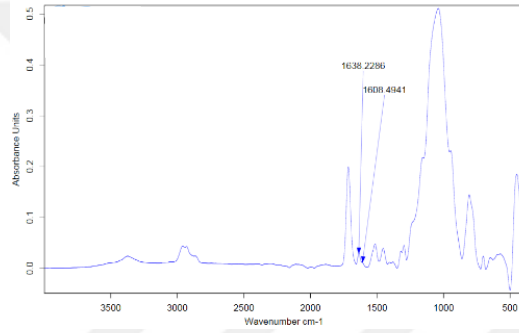
Monolitik zirkonya seramikler altında polimerize edilmiş katı rezin siman örneklerin ve polimerize olmamış sıvı rezin siman örneklerin FTIR taramaları sonucunda karakteristik spektrumları elde edilerek, spektrumların x eksenindeki 1608 cm^{-1} ve 1638 cm^{-1} dalga boylarına karşılık gelen y eksenindeki kızılötesi pik absorbsiyon değerleri tespit edildi (Şekil 4.5-8)



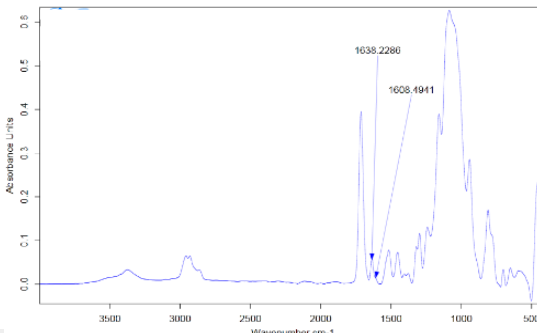
Şekil 4.5. Kalınlığı 1 mm Olan MZ Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Resin Siman Örneğın Karakteristik FTIR Spektrumu



Şekil 4.6. Kalınlığı 1,5 mm Olan MZ Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Resin Siman Örneğın Karakteristik FTIR Spektrumu



Şekil 4.7. Kalınlığı 2 mm Olan MZ Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Resin Siman Örneğın Karakteristik FTIR Spektrumu



Şekil 4.8. Polimerize Edilmemiş Sıvı Resin Siman Örneğın Karakteristik FTIR Spektrumu

Monolitik zirkonya seramikler altında polimerize olmuş her bir katı resin siman örneğın dört farklı lokasyonundan kaydedilen absorpsiyon değeri ortalamaları ve polimerize edilmemiş resin simanların referans absorpsiyon değeri Eş.4.2’de yer alan formüle yerleştirilerek örneklerin polimerizasyon dönüşüm derecesi değeri hesaplandı (Tablo 4.3).

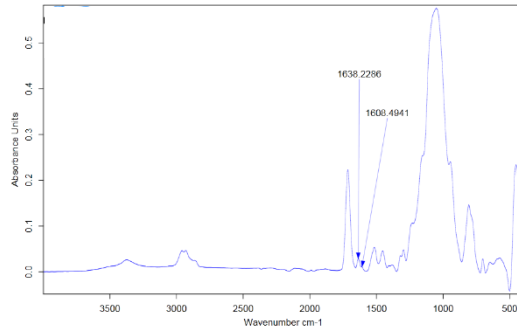
Polimerize olmuş (katı) numunenin **Polimerize olmamış (sıvı) numunenin**
pik absorpsiyon değeri pik absorpsiyon değeri

$$PDD (\%) = 100 \times \left(1 - \left(\frac{(1638 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}}{(1608 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}} \right) \right) / \left(\frac{(1638 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}}{(1608 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}} \right) \quad (2)$$

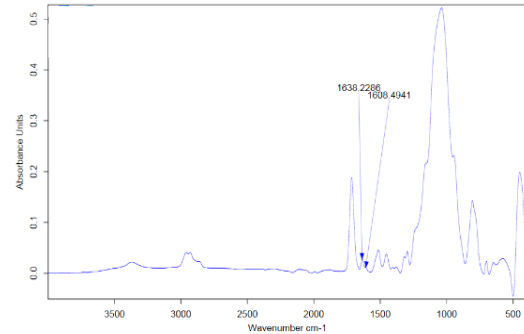
Tablo 4.3. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Monolitik Zirkonya (MZ) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneklerin Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri

	1 mm MZ	1,5 mm MZ	2 mm MZ
MZ Seramikler Altında Polimerize Edilmiş Rezin Simanların Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri	38,39360767	38,75181489	34,56688612
	35,48677487	30,1064853	29,98752575
	40,17939369	28,75411023	28,33804304
	37,34177559	38,86923569	30,37422573
	41,78254525	30,84228865	29,97447532
	41,23509858	28,93301223	35,47430264
	39,11082083	34,55130786	35,19692429
	43,49507636	38,66916685	35,58185133
	38,38629863	35,12369198	35,27902022
	36,88218149	38,29597407	35,57355076

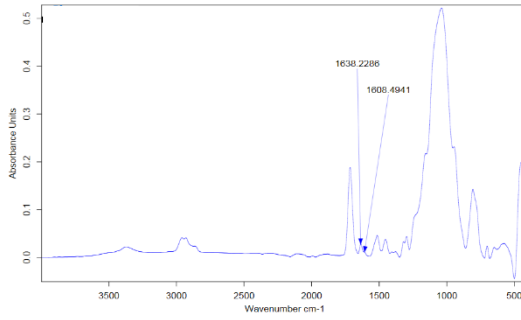
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler altında polimerize edilmiş katı rezin siman örneklerin ve polimerize olmamış sıvı rezin siman örneklerin FTIR taramaları sonucunda karakteristik spektrumları elde edilerek, spektrumların x eksenindeki 1608 cm^{-1} ve 1638 cm^{-1} dalga boylarına karşılık gelen y eksenindeki kızılötesi pik absorpsiyon değerleri tespit edildi (Şekil 4.9-12)



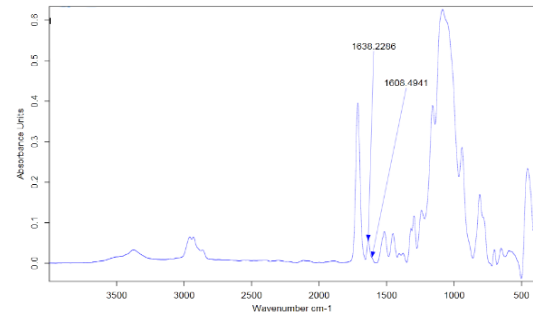
Şekil 4.9. Kalınlığı 1 mm Olan ZLS Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu



Şekil 4.10. Kalınlığı 1,5 mm Olan ZLS Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu



Şekil 4.11. Kalınlığı 2 mm Olan ZLS Seramik Örnek Altında Polimerize Edilmiş Resin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu



Şekil 4.12. Polimerize Edilmemiş Sıvı Resin Siman Örneğin Karakteristik FTIR Spektrumu

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler altında polimerize olmuş her bir katı resin siman örneğin dört farklı lokasyonundan kaydedilen absorpsiyon değerlerinin ortalamaları ve polimerize edilmemiş resin simanların referans absorpsiyon değerleri Eş.4.3'te yer alan formüle yerleştirilerek örneklerin polimerizasyon dönüşüm derecesi değerleri hesaplandı (Tablo 4.4).

Polimerize olmuş (katı) numunenin **Polimerize olmamış (sıvı) numunenin**
pik absorpsiyon değerleri pik absorpsiyon değerleri

$$PDD (\%) = 100 \times \left(1 - \left(\frac{(1638 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}}{(1608 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}} \right) \right) / \left(\frac{(1638 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}}{(1608 \text{ cm}^{-1})_{\text{abs}}} \right) \quad (3)$$

Tablo 4.4. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilmiş Resin Siman Örneklerin Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri

	1 mm ZLS	1,5 mm ZLS	2 mm ZLS
ZLS	46,402503	39,52625549	36,40419482
Seramikler	53,82935176	41,20258021	34,37085373
Altında	42,09117086	35,21419152	35,52562523
Polimerize	42,15267024	42,79023616	35,204334
Edilmiş Resin	41,1260815	38,64544978	33,71801634
Simanların	46,74785694	36,68313736	32,70519812
Polimerizasyon	42,98771789	39,42549647	31,83092037
Dönüşüm	56,32448376	42,54488501	35,71415797
Derecesi	40,86446585	39,05353059	30,14107156
Değerleri	48,69389186	36,24000586	36,64195443

Elde edilen polimerizasyon dönüşüm derecesi verileri istatistiksel olarak $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde Two-Way ANOVA testi ile değerlendirildi. Tablo 4.5'te yer alan veriler değerlendirildiğinde, farklı seramik çeşitleri altında polimerize edilerek oluşturulmuş rezin siman grupları arasında polimerizasyon dönüşüm dereceleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($p < 0.05$)

Farklı kalınlıklardaki seramikler altında polimerize edilerek oluşturulmuş rezin siman grupları arasında polimerizasyon dönüşüm dereceleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($p < 0.05$) (Tablo 4.5).

Seramik çeşidinin ve kalınlığının polimerizasyon dönüşüm derecesi üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Seramik Çeşidinin ve Seramik Kalınlığının Rezin Siman Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Üzerindeki Ortak Etkisinin $p < 0.05$ Anlamlılık Düzeyinde Two-Way ANOVA Testi ile Değerlendirilmesi. (Sd: Serbestlik Derecesi; F:“F değeri”-En büyük varyansa sahip grup varyansının, en küçük varyansa sahip grubun varyansına oranı; p:“p değeri”- istatistiksel anlamlılık varlığını ve düzeyini ifade eden değer)

Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerlendirmesinde Kullanılan Parametreler	Tip III Kareler Toplamı	Sd	Kareler		
			Ortalaması	F	p
Seramik	644,027	2	322,014	25,111	0,001*
Kalınlık	1401,76	2	700,88	54,655	0,001*
Seramik * Kalınlık	100,835	4	25,209	1,966	0,108

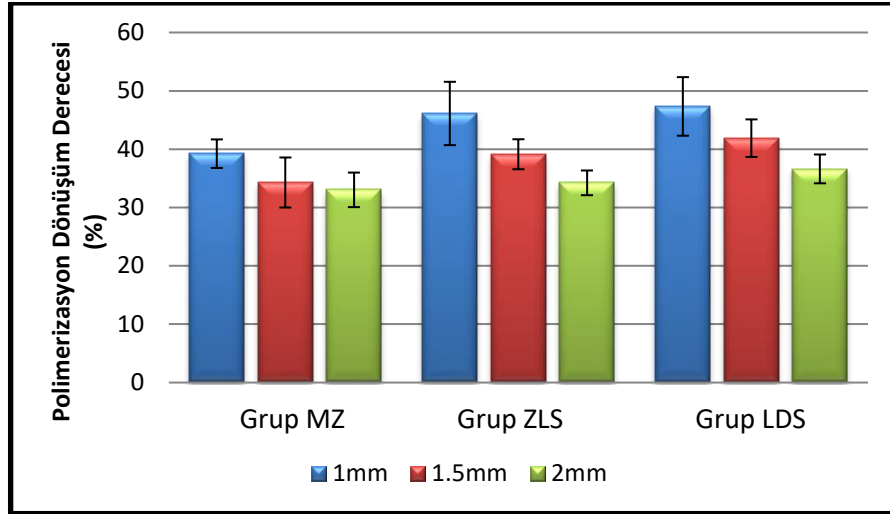
Seramik çeşidi ve seramik kalınlığının rezin siman polimerizasyon dönüşüm derecesi üzerindeki etkisi, alt gruplarda Two-Way ANOVA testi kullanılarak kıyaslandığında LDS, MZ ve ZLS seramikler altında polimerize edilerek oluşturulmuş rezin siman gruplarının farklı seramik kalınlıklarında siman polimerizasyon dönüşüm dereceleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık sergilediği tespit edildi ($p < 0.05$) (Tablo 4.6-8) (Şekil 4.13).

Üç seramik çeşidinde farklı seramik kalınlıkları altında polimerize edilmiş rezin siman grupları arasında polimerizasyon dönüşüm dereceleri açısından farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan post hoc analizlerde, varyansı homojen olan Grup LDS'de Tukey HSD test, varyansları homojen olmayan Grup MZ ve Grup ZLS'de ise Tamhane's T2 test kullanıldı (Tablo 4.6-8) (Şekil 4.13).

Grup LDS'de, 1 mm kalınlıktaki seramik örnekler altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun polimerizasyon dönüşüm derecesi, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıklardaki seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman gruplarının polimerizasyon dönüşüm derecelerinden anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$). 1.5 mm kalınlıktaki LDS örnekler altında polimerize edilen rezin siman örneklerin polimerizasyon dönüşüm derecesi ise 2 mm kalınlık grubundaki rezin siman örneklerin polimerizasyon dönüşüm derecelerinden anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$) (Tablo 4.6) (Şekil 4.13).

Tablo 4.6. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Lityum Disilikat (LDS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezin Siman Gruplarında Tespit Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort:Ortalama; SS:Standart Sapma; p:p Değeri)

Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri	Seramik Kalınlığı				
	Seramik Çeşidi	1 mm Ort±SS	1,5 mm Ort±SS	2 mm Ort±SS	P
Grup LDS		47,33±5,02	41,89±3,22	36,62±2,47	0,001*



Şekil 4.13. FTIR Analizi Sonucu Elde Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerlerinin Seramik Çeşidi ve Seramik Kalınlığı ile İlişkisi. (Mavi: 1 mm; Kırmızı: 1,5 mm; Yeşil: 2 mm)

Grup MZ’de, 1 mm kalınlıktaki seramik örnekler altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun polimerizasyon dönüşüm derecesi, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıklardaki seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman gruplarının polimerizasyon dönüşüm derecelerinden anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p < 0.05$). 1.5 mm ve 2 mm kalınlıktaki MZ örnekler altında polimerize edilen rezin siman örneklerin polimerizasyon dönüşüm dereceleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmedi ($p > 0.05$) (Tablo 4.7) (Şekil 4.13).

Tablo 4.7. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Monolitik Zirkonya (MZ) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezin Siman Gruplarında Tespit Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort:Ortalama; SS:Standart Sapma; p:p Değeri)

Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri	Seramik Kalınlığı			
Seramik Çeşidi	1 mm Ort±SS	1,5 mm Ort±SS	2 mm Ort±SS	p
Grup MZ	39,23±2,45	34,29±4,29	33,03±2,96	0,001*

Grup ZLS’de, 1 mm kalınlıktaki seramik örnekler altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun polimerizasyon dönüşüm derecesi, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıklardaki seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman gruplarının

polimerizasyon dönüşüm derecelerinden anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$). 1.5 mm kalınlıktaki ZLS örnekler altında polimerize edilen rezin siman örneklerin polimerizasyon dönüşüm derecesi ise 2 mm kalınlık grubundaki rezin siman örneklerin polimerizasyon dönüşüm derecelerinden anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$) (Tablo 4.8) (Şekil 4.13).

Tablo 4.8. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezın Siman Gruplarında Tespit Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort:Ortalama; SS:Standart Sapma; p:p Değeri)

Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri	Seramik Kalınlığı			
Seramik Çeşidi	1 mm Ort±SS	1,5 mm Ort±SS	2 mm Ort±SS	p
Grup ZLS	46,12±5,43	39,13±2,57	34,23±2,12	0,001*

Seramik çeşidi ve seramik kalınlığının rezin siman polimerizasyon dönüşüm derecesi üzerine etkisi, alt gruplarda Two-Way ANOVA testi kullanılarak kıyaslandığında 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıklardaki farklı seramik çeşitleri altında polimerize edilmiş rezin siman grupları arasında polimerizasyon dönüşüm dereceleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($p<0.05$) (Tablo 4.9-11) (Şekil 4.14).

Aynı kalınlıklardaki farklı seramik çeşitleri altında polimerize edilmiş rezin siman grupları arasında polimerizasyon dönüşüm dereceleri açısından farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan post hoc analizlerde, varyansı homojen olan 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm kalınlık gruplarının hepsinde Tukey HSD test kullanıldı (Tablo 4.9-11) (Şekil 4.14).

Kalınlıkları 1 mm ve 1.5 mm olan seramik örnekler altında polimerize edilmiş rezin simanların polimerizasyon dönüşüm dereceleri değerlendirildiğinde; 1 mm, kalınlıktaki Grup LDS - Grup ZLS seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman grupları arasında ve 1.5 mm kalınlıktaki Grup LDS - Grup ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grupları arasında polimerizasyon dönüşüm

derecesi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmedi ($p>0.05$). Grup MZ seramik örnekler altında polimerize edilmiş rezin simanların polimerizasyon dönüşüm derecesi ise hem 1 mm kalınlıkta hem de 1,5 mm kalınlıkta Grup ZLS ve Grup LDS seramik örnekler altında polimerize edilen rezin simanların polimerizasyon dönüşüm derecesinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulundu ($p<0.05$) (Tablo 4.9-10) (Şekil 4.14).

Tablo 4.9. Kalınlığı 1 mm olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezine Siman Gruplarında Tespit Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort:Ortalama; SS:Standart Sapma; p:p Değeri)

Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri	Seramik Çeşidi			
Seramik Kalınlığı	Grup LDS Ort±SS	Grup MZ Ort±SS	Grup ZLS Ort±SS	P
1 mm	47,33±5,02	39,23±2,45	46,12±5,43	0,001*

Tablo 4.10. Kalınlığı 1,5 mm olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezine Siman Gruplarında Tespit Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort:Ortalama; SS:Standart Sapma; p:p Değeri)

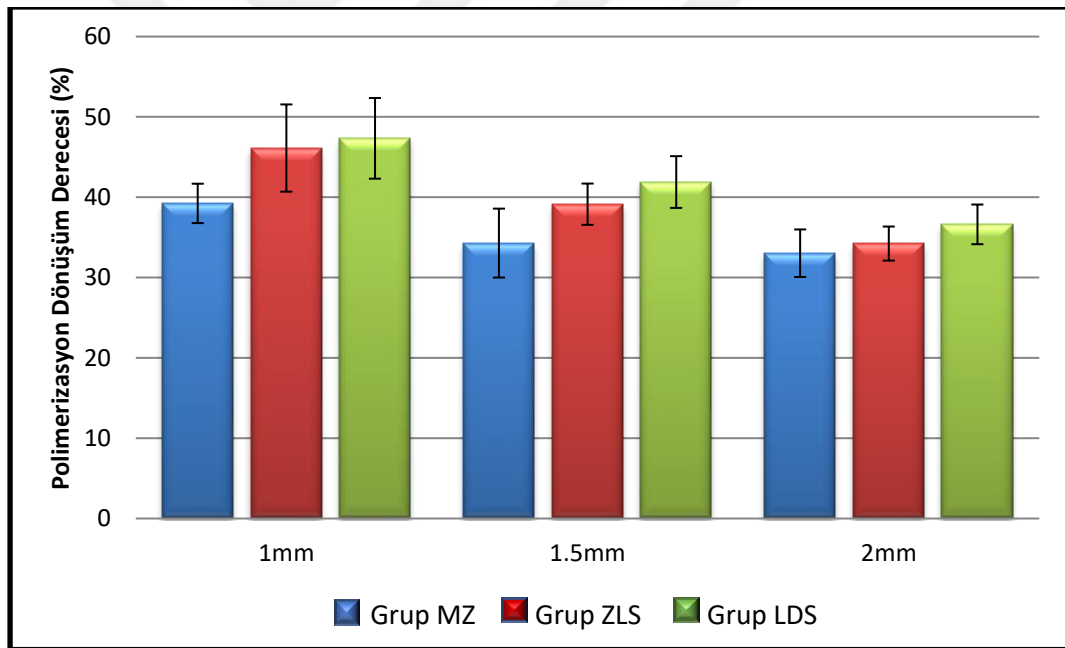
Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri	Seramik Çeşidi			
Seramik Kalınlığı	Grup LDS Ort±SS	Grup MZ Ort±SS	Grup ZLS Ort±SS	P
1.5 mm	41,89±3,22	34,29±4,29	39,13±2,57	0,001*

Kalınlığı 2 mm olan seramik örnekler altında polimerize edilmiş rezin simanların polimerizasyon dönüşüm dereceleri değerlendirildiğinde; 2 mm kalınlıktaki Grup ZLS - Grup LDS grupları arasında ve 2 mm kalınlıktaki Grup MZ - Grup ZLS arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmedi ($p>0.05$). 2 mm kalınlıktaki Grup MZ seramik örnekler altında polimerize edilmiş rezin simanların polimerizasyon dönüşüm derecesi, 2 mm kalınlıktaki Grup LDS seramik örnekler altında polimerize edilen rezin simanların polimerizasyon

dönüşüm derecesinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulundu ($p<0.05$) (Tablo 4.11) (Şekil 4.14).

Tablo 4.11. Kalınlığı 2 mm olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramikler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezın Siman Gruplarında Tespit Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort:Ortalama; SS:Standart Sapma; p:p Değeri)

Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerleri	Seramik Çeşidi			
Seramik Kalınlığı	Grup LDS Ort±SS	Grup MZ Ort±SS	Grup ZLS Ort±SS	p
2 mm	36,62±2,47	33,03±2,96	34,23±2,12	0,012*



Şekil 4.14. FTIR Analizi Sonucu Elde Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi Değerlerinin Seramik Kalınlığı ve Seramik Çeşidi ile İlişkisi. (Mavi: Monolitik Zirkonya; Kırmızı: Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat; Yeşil: Lityum Disilikat)

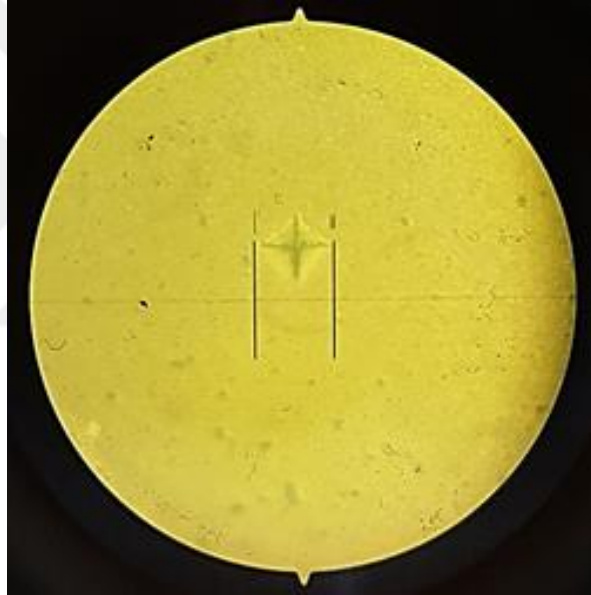
4.2. Mikrosertlik Ölçüm Bulguları

Farklı kalınlıklardaki seramikler altında polimerize edilmiş 1 mm kalınlığa ve 7 mm çapa sahip disk formunda 90 adet rezın siman örneğın ışıık kaynağına

yakın olan üst yüzeyinde üç farklı noktadan, kare tabanlı elmas piramit uç ile 15 saniye süresince 50 g kuvvet uygulanarak mikrosertlik ölçümü yapıldı.

Elmas uç ile kuvvet uygulaması sonrası kilogram (kg) ile ifade edilen test yükü (50g= 0,05 kg) ve cihaza entegre mikroskop aracılığı ile örnek yüzeyinde oluşan çöküntünün köşegen uzunlukları ölçülerek elde edilen mm cinsinden köşegen uzunlukları ortalaması Eş.4.4.'de yer alan formüle yerleştirilerek kgf/mm² cinsinden mikrosertlik değeri (VHN=*vickers hardness number*) hesaplandı. (Resim 4.1)

$$\text{VHN} = 1.854 \times (\text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2) \quad (4)$$



Resim 4.1. Vickers Mikrosertlik Ölçüm Cihazının Kare Tabanlı Elmas Piramit Ucu ile 15 Saniye Süresince 50 g Kuvvet Uygulaması Sonucu Rezin Siman Örnek Yüzeyinde Oluşan İz.

Her bir rezin siman örnek için kaydedilen üç ölçümün ortalaması alınarak 90 adet rezin siman örneğin mikrosertlik değerleri Tablo 4.12'de listelendiği gibi tespit edildi. Mikrosertlik ölçüm sonuçları incelendiğinde; en düşük ortalama değer 2 mm monolitik zirkonya grubunda, en yüksek ortalama değerin ise 1 mm LDS grubunda olduğu gözlemlendi.

Tablo 4.12. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilmiş Rezin Siman Örneklerin Mikrosertlik Değerleri (VHN).

Gruplar	1 mm LDS	1,5 mm LDS	2 mm LDS	1 mm MZ	1,5 mm MZ	2 mm MZ	1 mm ZLS	1,5 mm ZLS	2 mm ZLS
VHN	43,93	38,23	30,07	33,53	31,27	28,23	41,10	42,4	29,27
	37,53	32,63	30,63	34,23	31,57	25,63	39,07	37,83	30,80
	44,13	32,47	31,63	31,57	32,43	28,43	39,97	34,07	31,30
	43,03	32,27	30,33	35,53	30,77	26,10	35,80	37,60	27,60
	42,07	35,17	31,43	36,37	32,33	28,83	38,93	30,03	30,63
	41,27	32,63	31,93	34,97	27,10	25,97	39,20	32,73	29,37
	38,13	32,47	31,53	34,80	28,53	29,30	38,33	28,17	28,10
	37,43	40,70	29,83	33,77	32,60	28,23	40,47	33,97	30,20
	38,60	36,60	30,93	34,20	28,60	28,97	40,60	32,5	29,10
	36,60	38,47	30,77	31,70	31,50	27,37	39,13	32,23	29,67
Ortalama	40,27	35,16	30,91	34,07	30,67	27,71	39,26	34,65	29,60

Elde edilen mikrosertlik verileri istatistiksel olarak $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde Two-Way ANOVA Testi ile değerlendirildi. Tablo 4.12 ve 4.13'te yer alan veriler değerlendirildiğinde, farklı seramik çeşitleri altında polimerize edilerek oluşturulmuş rezin siman grupları arasında mikrosertlik açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($p < 0.05$).

Farklı kalınlıklardaki seramikler altında polimerize edilerek oluşturulmuş rezin siman grupları arasında mikrosertlik açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($p < 0.05$) (Tablo 4.13).

Seramik türü ve kalınlığının rezin siman mikrosertliği üzerindeki ortak etkisi incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.13).

Tablo 4.13. Seramik Çeşidinin ve Seramik Kalınlığının Rezin Siman Mikrosertlik Değeri Üzerindeki Ortak Etkisinin $p < 0.05$ Anlamlılık Düzeyinde Two-Way ANOVA Testi ile Değerlendirilmesi. (Sd: Serbestlik Derecesi; F: “F değeri”-En büyük varyansa sahip grup varyansının, en küçük varyansa sahip grubun varyansına oranı; p:“p değeri”- istatistiksel anlamlılık varlığını ve düzeyini ifade eden değer.)

Mikrosertlik Değerlendirmesinde Kullanılan Parametreler	Tip III Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Seramik Çeşidi	359,923	2	179,961	35,633	0,001*
Seramik Kalınlığı	1073,972	2	536,986	106,325	0,001*
Çeşit * Kalınlık	34,756	4	8,689	1,720	0,153

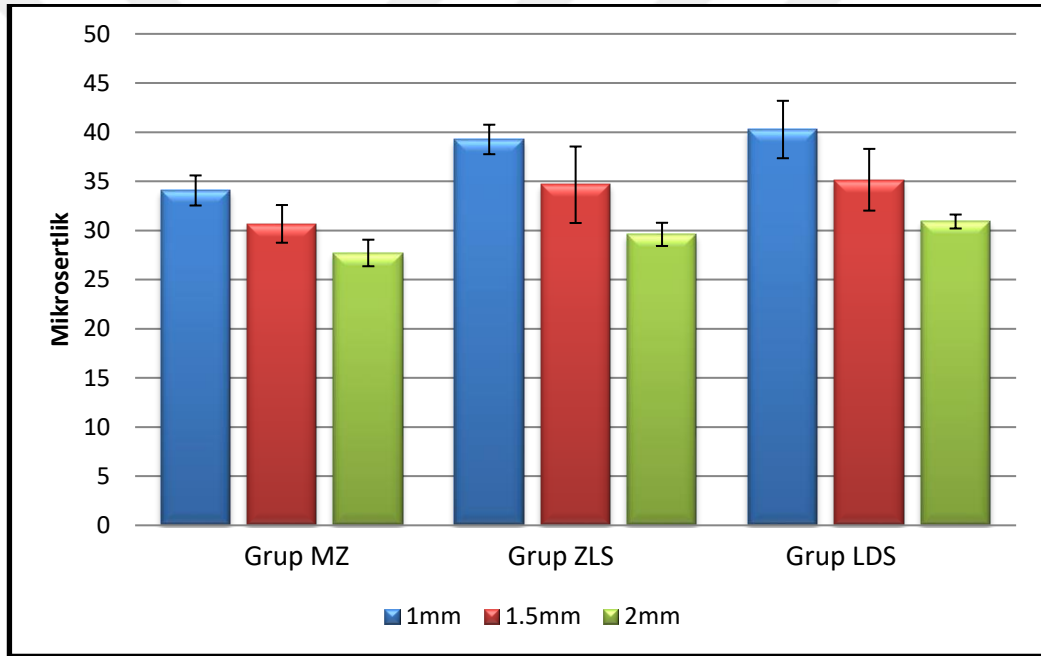
Seramik çeşidi ve seramik kalınlığının rezin siman mikrosertlik değeri üzerine etkisi, alt gruplarda Two-Way ANOVA testi kullanılarak kıyaslandığında LDS, MZ ve ZLS seramikler altında polimerize edilerek oluşturulmuş siman gruplarının farklı seramik kalınlıklarında rezin siman mikrosertliği açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık sergilediği tespit edildi($p < 0.05$) (Tablo 4.14).

Üç seramik çeşidinde, farklı kalınlıklardaki seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman grupları arasında mikrosertlik açısından farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan post hoc analizlerde, varyansı homojen olan Grup MZ’de Tukey HSD test, varyansları homojen olmayan Grup LDS ve Grup ZLS’de ise Tamhane’s T2 test kullanıldı (Tablo 4.14)

Tablo 4.14. Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezin Siman Gruplarında Tespit Edilen Mikrosertlik Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort:Ortalama; SS:Standart Sapma; p:p Değeri)

Mikrosertlik Değerleri	Seramik Kalınlığı			
	1 mm Ort±SS	1,5 mm Ort±SS	2 mm Ort±SS	p
Seramik Çeşidi				
Grup LDS	40,27±2,92	35,16±3,14	30,91±0,71	0,001*
Grup MZ	34,07±1,53	30,67±1,92	27,71±1,35	0,001*
Grup ZLS	39,26±1,50	34,65±3,89	29,60±1,18	0,001*

Grup LDS’de, Grup MZ’de ve Grup ZLS’de farklı kalınlıklardaki seramikler altında polimerize edilen rezin siman grupları arasında mikrosertlik değeri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($p<0.05$) (Tablo 4.14) (Şekil 4.15). LDS, MZ ve ZLS seramik çeşitlerinin hepsinde 1 mm kalınlıktaki seramik örnekler altında polimerize edilen rezin siman örneklerin mikrosertlik ortalaması, 1.5 mm ve 2 mm gruplarındaki rezin siman örneklerin mikrosertlik ortalamasından; 1.5 mm kalınlıktaki seramik örnekler altında polimerize edilen rezin siman örneklerin mikrosertlik ortalaması ise 2 mm grubundaki rezin siman örneklerin mikrosertlik ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$).



Şekil 4.15. Mikrosertlik Ölçümü Sonucu Elde Edilen Rezin Siman Mikrosertlik Değerlerinin Seramik Çeşidi ve Seramik Kalınlığı ile İlişkisi. (Mavi: 1 mm; Kırmızı: 1,5 mm; Yeşil: 2 mm)

Aynı kalınlıklardaki farklı seramik çeşitleri altında polimerize edilen rezin siman örneklerin mikrosertlik değerleri Two-Way ANOVA testi kullanılarak kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($p<0.05$) (Tablo 4.14) (Şekil 4.16).

Aynı kalınlıklardaki farklı seramik çeşitleri altında polimerize edilmiş rezin siman gruplarının mikrosertlik değerleri incelenirken, farklılığın hangi gruptan

kaynaklandığını tespit etmek için yapılan post hoc analizlerde, varyansı homojen olan 1.5 mm ve 2 mm kalınlıktaki seramik örnek altında polimerize olan rezin siman gruplarında Tukey HSD test, varyansı homojen olmayan 1 mm kalınlıktaki seramik örnek altında polimerize olan rezin siman grubunda ise Tamhane's T2 test kullanıldı (Tablo 4.14-16) (Şekil 4.16).

Kalınlığı 1 mm ve 1.5 mm olan seramik örnekler altında polimerize edilmiş rezin siman gruplarının mikrosertlik değerleri kıyaslandığında; 1 mm, kalınlıktaki Grup LDS - Grup ZLS rezin siman grupları arasında ve 1.5 mm kalınlıktaki Grup LDS - Grup ZLS rezin siman grupları arasında mikrosertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmedi ($p>0.05$). Grup MZ seramik örnekler altında polimerize edilmiş rezin simanların mikrosertlik değerleri ise hem 1 mm kalınlıkta hem de 1,5 mm kalınlıkta Grup ZLS ve Grup LDS seramik örnekler altında polimerize edilen rezin simanların mikrosertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulundu. ($p<0.05$) (Tablo 4.15) (Şekil 4.16).

Tablo 4.15. Kalınlığı 1 mm ve 1.5 mm Olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezin Siman Gruplarında Tespit Edilen Mikrosertlik Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort: Ortalama; SS: Standart Sapma; p:p Değeri)

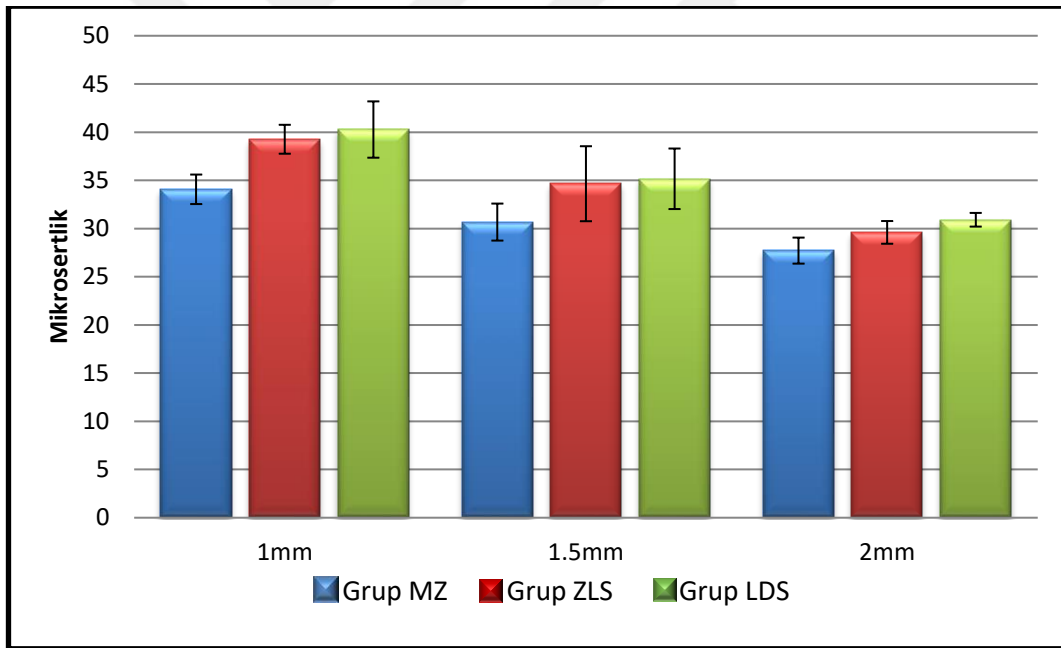
Mikrosertlik Değerleri	Seramik Çeşidi			
Seramik Kalınlığı	Grup LDS Ort±SS	Grup MZ Ort±SS	Grup ZLS Ort±SS	p
1 mm	40,27±2,92	34,07±1,53	39,26±1,50	0,001*
1.5 mm	35,16±3,14	30,67±1,92	34,65±3,89	0,006*

Kalınlığı 2 mm olan seramik örnekler altında polimerize edilmiş rezin siman örneklerin mikrosertlik değerleri kıyaslandığında; Grup MZ'de bulunan rezin siman örneklerin mikrosertlik değerleri, Grup ZLS ve Grup LDS'de bulunan rezin siman örneklerin mikrosertlik değerlerinden anlamlı düzeyde düşük bulundu ($p<0.05$).

Grup ZLS’de bulunan rezin siman örneklerin mikrosertlik değeri ise Grup LDS’de bulunan rezin siman örneklerden anlamlı olarak düşük bulundu ($p<0.05$) (Tablo 4.16) (Şekil 4.16).

Tablo 4.16. Kalınlığı 2 mm Olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Resin Siman Gruplarında Tespit Edilen Mikrosertlik Değerlerinin Two-Way ANOVA Testi Kullanılarak Kıyaslanması. (Ort: Ortalama; SS: Standart Sapma; p:p Değeri)

Mikrosertlik Değerleri	Seramik Çeşidi			
Seramik Kalınlığı	Grup LDS Ort±SS	Grup MZ Ort±SS	Grup ZLS Ort±SS	p
2 mm	30,91±0,71	27,71±1,35	29,60±1,18	0,001*



Şekil 4.16. Mikrosertlik Ölçümü Sonucu Elde Edilen Resin Siman Mikrosertlik Değerlerinin Seramik Kalınlığı ve Seramik Çeşidi ile İlişkisi. (Mavi: Monolitik Zirkonya; Kırmızı: Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat; Yeşil: Lityum Disilikat)

4.3. FTIR Analizi ve Mikrosertlik Ölçüm Korelasyonu

FTIR analizi sonucu elde edilen rezin siman polimerizasyon dönüşüm derecesi değerleri ve mikrosertlik ölçümü sonucu elde edilen rezin siman

mikrosertlik değerleri arasındaki ilişki istatistiksel olarak $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde Pearson korelasyon analizi ile değerlendirildi (Tablo 4.17).

Tablo 4.17. Kalınlığı 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm Olan Lityum Disilikat (LDS), Monolitik Zirkonya (MZ) ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS) Seramik Örnekler Altında Polimerize Edilerek Oluşturulmuş Rezin Siman Gruplarında Tespit Edilen Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi ve Mikrosertlik Değerlerinin Pearson Korelasyon Analizi ile Kıyaslanması. (r: Korelasyon Katsayısı; p:p Değeri)

Seramik Çeşidi	Seramik Kalınlığı	FTIR- Mikrosertlik	
		r	p
Grup LDS	1 mm	0,071	0,845
	1.5 mm	-0,067	0,855
	2 mm	0,122	0,737
Grup MZ	1 mm	0,190	0,598
	1.5 mm	0,169	0,641
	2 mm	0,195	0,588
Grup ZLS	1 mm	0,265	0,459
	1.5 mm	0,335	0,344
	2 mm	0,277	0,438

FTIR Analizi ve mikrosertlik ölçüm verileri birbirleri ile kıyaslandığında, LDS, MZ ve ZLS seramik çeşitlerinin 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıkları altında polimerize edilerek oluşturulmuş dokuz rezin siman grubunda mikrosertlik ve polimerizasyon dönüşüm derecesi korelasyonu istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.17).

5. TARTIŞMA

Son yıllarda artan estetik ve mukavemet beklentilerini bir arada sağlayacak restoratif materyal arayışları doğrultusunda CIE $L^*a^*b^*$ sistemine göre O'Brien⁽²³¹⁾'in kabul edilebilir sınır olarak nitelendirdiği 3,7 ΔE 'den küçük renk farkı ile doğala en yakın görünüm ve Sakaguchi⁽²³²⁾'nin 200-3500 N değer aralığında olduğunu belirttiği okluzal kuvvetler karşısında yüksek bükülme ve kırılma dayanımı sergileyen restorasyonların üretimi için seramik yapıyı güçlendirici çeşitli metodlar kullanılmaktadır. Tatal⁽⁴²⁾, seramik yapıya eklenen inorganik güçlendirici kristallerden alüminyum oksit (Al_2O_3)'in elastik modülüsü yükseltip kırılma dayanımını artırdığını bildirirken, Saint-Jean⁽⁴⁴⁾, seramik içeriğindeki lösit ($KAlSi_2O_6$) kristal ile cam faz arasındaki termal genişleme katsayı farklılığının sıkışma gerilimi oluşturarak kırılma dayanımını artırdığını bildirmiştir. Fu ve ark.⁽²⁴⁾ ise seramiklerde kırılma dayanımını artırmak için lösit ve lityum kristal fazların çatlak ilerleyişi önünde bariyer görevi görerek çatlağı durdurucu ve saptırıcı etkisinden faydalandığını ifade etmişlerdir. Camsı fazın kristal katkısı ile güçlendirildiği geleneksel seramik sistemlerinin yanı sıra günümüzde seramik mukavemetini artırmak için kristal fazın, seramiğin ana fazı haline getirilerek kullanıldığı sistemler mevcuttur.^(86,94,95)

Ana fazı zirkonyum dioksit kristalinden oluşan zirkonya seramik, metal altyapılı restorasyonlara kıyasla üstün estetik ve biyouyumluluk avantajları ile birlikte 900 MPa'dan yüksek bükülme dayanımı sergilemektedir.^(54,77,78) Opak bir seramik olan zirkonyanın feldspatik porselen ile veneerlenerek kor materyali olarak kullanımı daha iyi estetik sonuç sağlasa da zaman içinde bu restorasyonlarda, veneer porseleni ve zirkonya kor arasında chipping olarak adlandırılan koheziv başarısızlık meydana gelebilmektedir.⁽⁹⁰⁻⁹²⁾ Bu amaçla alümina katkısı azaltılarak ya da yttria konsantrasyonu artırılarak kübik fazda stabilize edilmiş (5Y-TZP, 4Y-TZP) translüsent, veneerlenmeden kullanılabilen yapısal bütünlüğü kuvvetli monolitik zirkonya geliştirilmiştir.^(85,86,93,98)

Shen ve ark.⁽⁸⁶⁾ ultra translüsent olarak adlandırılan 5Y-TZP monolitik zirkonyayı 3Y-TZP monolitik zirkonya ile kıyasladıkları çalışmalarında artan yttria konsantrasyonu ile translüsensi değerinin yükseldiğini, bükülme dayanımının ise

anlamli seviyede düştüğünü bildirirken, Pekkan ve ark.⁽⁹⁴⁾ monolitik zirkonya sistemlerde materyalin bükölme ve kırılma dayanımlarında gözlenen bu düşüşün, kullanılan kübik faz kristal yapının stres karşısında dönüşüm sertleşmesi göstermemesinden kaynaklandığını bildirmişlerdir.

5Y-TZP monolitik zirkonya, 3Y-TZP monolitik zirkonya, düşük translüent LDS ve yüksek translüent LDS seramikleri kıyaslayan Kwon ve ark.⁽²³³⁾ bu seramiklerin bükölme dayanımlarını incelediklerinde, en yüksek değerin 1194 MPa ile 3Y-TZP seramikte kaydedildiğini, bu değeri sırasıyla 688 MPa ile 5Y-TZP ve 450 MPa değeri ile düşük translüent LDS seramiklerin izlediğini bildirmişlerdir. Translüsensi değerlerini incelediklerinde ise en yüksek değerin $\Delta E:12.64$ değeri ile yüksek translüent LDS seramikte kaydedildiğini, bunu sırasıyla $\Delta E:9.28$ değeri ile düşük translüent LDS seramiğın, $\Delta E:8.30$ değeri ile 5Y-TZP ve $\Delta E:6.96$ değeri ile 3Y-TZP seramiklerin izlediğini bildirmişlerdir.

Moshaverinia⁽²³⁾, seramik materyalin translüsensi ve mukavemet özellikleri üzerinde kristal fazın çeşidi, hacimsel oranı, cam matriks içindeki dağılımı ve kristal boyutu değişkenlerinin önemli faktörler olduklarını bildirmiştir.

Yüksek bükölme dayanımından ileri gelen mukavemet avantajına sahip monolitik zirkonya, optik özelliklerinde yapılan iyileştirmelere rağmen estetik anlamda başarılı sonuçlar elde ettiğimiz LDS seramik kadar beklentileri karşılayamamaktadır. Polikristalin bir seramik olan monolitik zirkonya ile kıyaslandığında ince kristal yapıya sahip LDS seramikler ise sahip oldukları çok çeşitli translüsensi ve renk tonlama seçeneklerine karşın mekanik özelliklerindeki yetersizlik sebebi ile posterior bölgede sınırlı kullanım endikasyonuna sahiptir.

Estetik ile mukavemeti bir arada sağlayabilen dental materyal arayışı amacıyla geliştirilmiş ZLS seramiklerin içeriğinde bulunan iğsi forma sahip LS_2 kristal faz, katmanlı ve sıkı kenetlenmiş dizilimi ile çatlak yayılımı önünde bariyer görevi görürken, cam ve kristal fazların genleşme katsayı farklılıklarından kaynaklanan camsı faz - kristal faz arası teğetsel sıkışma gerilimi, çatlak ilerleyişini saptırarak mekanik mukavemeti artıran bir diğer unsurdur.⁽²⁴⁾ Yapıya eklenen kütlece %10 zirkonya katkısı ise, dönüşüm sertleşmesi ile çatlak sınırında

tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş yaparak hacimsel artış ile çatlak hattı üzerinde kompresif stres oluşturup çatlak enerjisini söndürücü etki göstermektedir.⁽²⁴⁾

Elsaka ve Elnaghy⁽¹¹¹⁾ ZLS seramiği, LDS seramik ile kıyasladıkları çalışmalarında 2,31 MPa m^{1/2} kırılma dayanımı, 443,63 MPa bükülme dayanımı, 70,44 GPa elastik modülü ve 6,53 GPa sertlik değerleri ile ZLS seramiğin LDS seramiğe kıyasla daha yüksek mukavemet sergilediğini ve 2,72 $\mu\text{m}^{-1/2}$ kırılma hızı indeksi (*brittleness index*) ile LDS seramiğin CAD/CAM freze ile daha kolay işlenebilir bir materyal olduğunu bildirmişlerdir.

İyi fiziksel özellik ile yüksek dayanım sergilemesi beklenen ZLS seramikler üzerine yapılmış sınırlı sayıdaki sağkalım çalışması incelendiğinde, yüksek başarı oranı sergilediği gözlenmektedir.^(10,234-237) Banh ve ark.⁽²³⁴⁾ metaanaliz çalışmalarının sonucunda ZLS seramiklerin bir yıllık sağkalımının %99 olduğunu tespit ederken, Zimmerman ve ark.⁽²³⁵⁾ inley ve parsiyel kron tasarımıındaki ZLS restorasyonların %96.7 oranında bir yıllık sağkalım sergilediğini ve bu seramiklerde gözlenen yaygın başarısızlık sebebinin kütleli kırık olduğunu bildirmişlerdir. Nassar ve ark.⁽²³⁶⁾ klinik takip çalışmalarında, posterior bölgede konumlanmış 23 adet ZLS kısmi kronun bir yıllık takip sonucu %100 sağkalım sergilediğini, Rinke ve ark.⁽¹⁰⁾ ise 88 adet posterior kısmi ZLS kronun %98 oranında 3 yıllık sağkalım sergilediğini bildirmişlerdir.

Translüsensi değerinin seramik çeşidinden etkilendiğini bildiren Juntavee ve Uasuwon⁽⁶⁹⁾ LDS seramik, Monolitik Zirkonya ve ZLS seramiklerin translüsensi değerlerini kıyasladıkları çalışmalarında, en yüksek translüsensi özelliğinin TP: 5.49 değeri ile LDS seramikte gözlendiğini ve LDS seramiği sırası ile TP: 4.05 değeri ile ZLS seramiklerin ve TP: 1.25 değeri ile monolitik zirkonya seramiklerin takip ettiğini bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında, ZLS seramik kalınlığının ışıqla polimerize rezin siman polimerizasyonuna etkisi, LDS cam seramik ve içeriğinde ihtiva ettiği zirkonya seramiğin %4,5-6 yttria içelikli monolitik bir formu ile karşılaştırılarak değerlendirildi.

Seramik kalınlığının, restorasyonların kırılma direnci üzerinde direkt etkili olduğunu bildiren Sasse ve ark.⁽²³⁸⁾, posterior bölgede kullanılan LDS seramiklerin tüberkül tepesinde minimum 1 mm ve santral olukta minimum 0,7 mm kalınlıkta kullanılması gerektiğini bildirirken, Zimmermann ve ark.⁽²³⁹⁾ cam seramiklerin okluzal yüzeyde homojen 1.5 mm kalınlıkta kullanılmasını önermişlerdir. Sun ve ark.⁽²⁴⁰⁾ ise monolitik zirkonya seramiklerin posterior bölgede yeterli kırılma dayanımı sergileyebilmesi için minimum 1 mm seramik kalınlığı tavsiye etmişlerdir. Morita ve ark.⁽²⁴¹⁾ anterior bölgede kullanılan laminate veneer restorasyonlarda 0,2-0,5 mm seramik kalınlığının optimum estetik ile sonuçlandığını bildirirlerken, Radz⁽²⁴²⁾ insizal kenarda 1 mm seramik kalınlığının restorasyonun mukavemet özelliği üzerindeki etkisine dikkat çekmiştir.

Dental seramiklerde kalınlık artışı seramiğin kırılma dayanımını artırmakla birlikte materyalin ışık geçirgenliğini düşürerek ışıkla polimerize rezin siman polimerizasyonu olumsuz etkilemektedir. Bu etkiyi inceleyen çalışmalar değerlendirildiğinde, artan seramik kalınlıkları ile polimerizasyon dönüşüm derecesinde anlamlı düşüş olduğu görülmektedir.^(93,172,178,179,181,243-247) David-P'erez ve ark.⁽²⁴³⁾, ışıkla polimerize rezin simanların 2 mm'den daha ince cam seramikler altında polimerize edildiklerinde daha iyi konversiyon derecesi sergilediğini bildirirken, Barutçigil ve Büyükkaplan⁽¹⁸¹⁾ seramiklerde translüsensi ve kalınlığın rezin siman polimerizasyon dönüşüm derecesine etkisini ayrı ayrı incelemişler ve çalışmalarının sonucunda, hibrit seramiklerde seramik kalınlığının, seramiğin translüsensi özelliğine kıyasla konversiyon derecesi üzerinde daha fazla etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasının seramik örnekleri, dental seramik kalınlığının seramiğin mukavemeti ve ışıkla polimerize rezin siman polimerizasyonuna etkisini inceleyen literatür^(93,172,178,238-243) referans alınarak 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm kalınlıklarda hazırlandı.

Rezin simanlar seramiğe kazandırdıkları mekanik özelliklerin yanı sıra optik avantajları sebebi ile tam seramik restorasyonların simantasyonunda sıklıkla tercih edilmektedir.^(35,38,118-120,130,143) Geleneksel simanlar ile kıyaslandıklarında, rezin simanların sergiledikleri adeziv karakterli bağlantı sayesinde tam seramik sisteme

güçlü retansiyon, yapısal bütünlük, ara yüz sızdırmazlığı kazandırarak materyal mukavemetini artırdığı bildirilmiştir.^(36-39,117) D'Addazio ve ark.⁽³⁶⁾, ZLS kronların, self adeziv rezin siman ve geleneksel cam iyonomer siman ile simante edildiğinde sergiledikleri kırılma dayanımlarını kıyasladıkları çalışmalarında adeziv kırık davranışı sergileyen cam iyonomer siman grubunun ortalama 2227 N değerindeki kırılma dayanımına karşılık, koheziv kırık davranışı sergileyen rezin siman grubunun 3712 N'luk kırılma dayanımı ile anlamlı düzeyde yüksek değer sergilediğini bildirmişlerdir.

Yapılmış çalışmalar incelendiğinde, ışıkla polimerize rezin simanların polimerizasyonlarının rezin siman, ışık kaynağı ve seramiğe bağlı unsurlardan etkilendiği görülmektedir.^(137,138,169-178,139,179-183,248,162-168) Seramiklerde kalınlığın yanı sıra yüzey pürüzlülüğü, kristal yapı, renk ve translüsensi gibi özellikler seramiğin ışık geçirgenliğini üzerinden polimerizasyona etkide bulunmaktadır.^(181,183,184) Blumentritt ve ark.⁽¹⁸⁴⁾, seramik kalınlık artışının translüsensiyi olumsuz etkilediğini bildirirken, Kurt ve ark.⁽¹⁸³⁾ farklı glaze metodlarının silikat seramiklerin optik ve yüzey özelliklerine etkisini inceledikleri çalışmalarında artan yüzey pürüzlülüğünün translüsensi değerini düşürdüğünü ifade etmişlerdir. Barutçugil ve Büyükkaplan⁽¹⁸¹⁾ ise translüsensiyi düşüren bir diğer etkenin artan kristal boyutu olduğunu ve 380-700 nm dalga boyuna sahip görünür ışığın dalga boylarından daha küçük kristal yapının daha translüsent görüldüğünü bildirmişlerdir.

Rezin simanın kompozisyonu, kalınlığı, rengi ve translüsensi değeri, ışığa olan afinitesi, sıcaklığı, viskozitesi, polimerizasyona etkide bulunmaktadır.^(137,163-169) Fonseca ve ark.⁽¹³⁶⁾ monomer içeriğin rezin kompozit materyallerin polimerizasyon dönüşüm derecesine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, BisGMA, BisEMA, BisEMA 30, UDMA ve UDMA türevi Fit 852 fotoaktif monomerleri incelediklerinde en yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesinin BisEMA 30 monomerinde gözlemlendiğini, bunu sırasıyla Fit 852 ve UDMA'nın seyrettiğini en düşük değerin ise BisGMA monomerinde kaydedildiğini bildirerek rezin esaslı dental materyallerin polimerizasyonları üzerinde monomer içeriğin önemli bir etken olduğunu bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında kullanılan ışıkla polimerize rezin

simanın içeriği, düşük viskoziteli fotoaktif UDMA monomer ve ivocerin fotoaktivatörden oluşmaktadır.⁽²⁶⁰⁾

Rezin siman renginin polimerizasyon dönüşüm derecesine etkisini inceleyen Öztürk ve ark.⁽²⁴⁹⁾ ise LDS seramik altında polimerize ettikleri dört farklı renkteki ışıkla polimerize rezin simanın yüzey mikrosertliklerini değerlendirdiklerinde yüksek opasite özelliğine sahip simanların 10.0 ve 13.2 VHN değerlerindeki vickers mikrosertliğine karşılık daha translüsent olan iki siman renginin, 14,5 ve 15,8 VHN'lik değerler ile daha yüksek yüzey mikrosertliği sergilediklerini bildirmişlerdir. Öztürk ve ark.⁽²⁴⁹⁾'nın çalışmalarına benzer şekilde bu tez çalışmasının rezin simanı, ışık absorpsiyonu veya ışık transmitansını etkilememesi için nötral renk seçildi.

Sıcaklığın polimerizasyon üzerine etkisini inceleyen Price ve ark.⁽¹⁶⁹⁾ 22, 26, 30 ve 35°C ısıda polimerize ettikleri rezin kompozitlerin konversiyon derecesi ve Knoop sertlik değerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda artırılmış materyal sıcaklığının, daha yüksek dönüşüm derecesi, daha hızlı gerçekleşen maksimum polimerizasyon hızı ve yüksek Knoop mikrosertlik değeri ile sonuçlandığını bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında, soğuk saklama koşullarında muhafaza edilen çalışmanın rezin simanı, optimum polimerizasyon koşullarının sağlanması amacı ile uygulama öncesi oda sıcaklığına getirildi.

Polimerizasyonda rol oynayan bir diğer etken ışık uygulamasına bağlı değişkenlerdir. Işık yoğunluğu, dalga boyu, ışık kaynağının türü ve ışığın uygulanma metodu gibi çeşitli faktörler de polimerizasyonda rol oynamaktadır.^(139,170,171)

Bragança ve ark.⁽¹³⁹⁾ çalışmalarında ışık kaynağı türünün, ışınlama süresinin ve ışık kaynağının uygulama süresince hareket ettirilmesinin, ışıkla polimerize rezin simanın polimerizasyon dönüşüm derecesi ve knoop mikrosertlik değerine etkisini değerlendirmişlerdir. Kanin-kanin dişler arası yerleştirilmiş restorasyonları simule edecek şekilde hazırlanan invitro düzeneğe, 6 diş lokasyonuna yerleştirilmiş rezin simanlar 0.5 mm kalınlıkta lityum disilikat seramik altında ışık uygulamasına tabi tutulmuştur. Çalışmada iki adet tek tepeli (2.Jenerasyon) ve bir adet çok tepeli

(3.jenerasyon) LED ışık cihazı kullanmışlar ve rezin simanların polimerizasyonları için üç farklı protokol izlemişlerdir:

1. Her restorasyonun merkezinden ve her restorasyona tek tek uygulamak üzere 10'ar ve 40'ar saniyelik ışınlama
2. Sabit hızla hareket eden düzeneğe yerleştirilmiş ışık kaynağı hareket halindeyken bir tur toplamda 10 saniye ve 40 saniye olacak şekilde ışınlama
3. Sabit hızla hareket eden düzeneğe yerleştirilmiş ışık kaynağı hareket halindeyken bir tur toplamda 60 saniye ve 240 saniye olacak şekilde ışınlama

Çalışmalarının sonucunda seramik varlığının, rezin simana ulaşan ışık yoğunluğunu %50 azalttığını gözlemlemişlerdir. En yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesinin, ışık kaynağının restorasyonlar üzerine 40 sn tek tek uygulanması halinde elde edildiğini, ışınlama sırasında ışık kaynağının hareket ettirilmesini önermediklerini bildirmişlerdir. Tek tepe ve çok tepeli LED ışık kaynaklarının, çalışmada kullandıkları ivocerin fotoaktivatör içerikli rezin simanın polimerizasyonu üzerinde anlamlı bir farklılık yaratmadığını, ivocerin içerikli rezin simanlarda tek tepe LED ışık kaynağının da kullanılabilir olduğunu bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasının rezin siman örneklerini polimerize etmek için günümüzde en sık tercih edilen LED ışık kaynağı kullanıldı.^(250,251) 385-515 nm dalga boylarında, ışık uygulama prosedürü ise üretici firma talimatları referans alınarak, $1000(\pm 200)$ mW/cm² güç değerine sahip ışık ile restorasyon simantasyonunu taklit edecek şekilde dörtgen formu seramik örneklerin dört kenarından 40'ar sn ile gerçekleştirildi.

Tafur-Zelada ve ark.⁽²⁵²⁾ zirkonya seramiklerin rezin siman polimerizasyonuna etkisini araştıran sistematik derlemelerinde, zirkonya seramiklerde optimum polimerizasyon için 20-120 sn süresince 1400 mW/cm² güç değerine sahip ışık uygulamasının uygun olduğunu bildirmişlerdir.

Etiyolojisinde pek çok faktörün rol oynadığı düşük polimerizasyon, simanda düşük mukavemet, çözünürlük, adezyon gibi çeşitli olumsuz fiziksel özellikler ile birlikte artık monomerlerin zaman içinde bozunmasına bağlı olarak, mikrosızıntı,

renklenme, sekonder çürük ve adeziv başarısızlık gibi bir dizi klinik başarısızlık ile sonuçlanmaktadır.^(134,136,138,183,230) Bu sebeple ışık, seramik ve siman faktörlerinin rol oynadığı uygun polimerizasyon koşullarının tespiti için rezin siman polimerizasyon miktarının değerlendirilmesi önem arz etmektedir. Resin simanlarda olduğu gibi polimer esaslı dental materyallerin polimerizasyon değerlendirmelerini yapmak üzere termal, kromatografik ve spektroskopik analizler, penetrometre cihazı ile değerlendirme, mikrosertlik ölçümü ve kazıma gibi kullanımı bildirilmiş çeşitli yöntemler mevcuttur.^(159,185,206,189,199–205) ISO 4049⁽¹⁵⁹⁾ standartı rezin esaslı dental materyallerde polimerizasyon derinliği ölçümü için kazıma yöntemini önermektedir. Ancak bu yöntem, moleküler yapı hakkında bilgi sunmayan indirekt değerlendirme sağlamaktadır. ISO 4049 standardının 2019 tarihli güncel versiyonu, rezin esaslı yapıştırma simanlarının kazıma metodu ile değerlendirilen polimerizasyon derinliği şartına uymak zorunda olmadığını bildirmiştir.⁽¹⁵⁹⁾

Geçmişten günümüze rezin esaslı materyallerin polimerizasyonunu değerlendirmek üzere yapılmış çalışmalar incelendiğinde, Ruyter ve Svendsen⁽²¹⁵⁾, Ruyter ve Oysaed⁽²¹⁴⁾, Kildal ve Ruyter⁽²¹³⁾ çoklu iç yansıma spektroskopisini kullanırken, McCabe⁽²⁵³⁾ diferansiyel termal analiz yöntemini, Harrington ve Wilson⁽²⁵⁴⁾, Koupis ve ark.⁽²⁵⁵⁾ penetrometre cihazını, Lee ve Um⁽²⁵⁶⁾, Tanimoto ve ark.⁽²⁰⁵⁾, Kim ve ark.⁽²⁰²⁾ diferansiyel taramalı kalorimetre yöntemini, Karaarslan ve ark.⁽²⁰³⁾ ise yüksek performanslı likit kromatografi yöntemini kullanmışlardır. Geçmişte yapılmış çalışmaların yanı sıra güncel literatür çalışmaları rezin esaslı dental materyallerin polimerizasyonlarını değerlendirmek üzere en sık FTIR ve Raman spektroskopi yöntemleri ile destekleyici olarak yüzey mikrosertlik ölçümlerini kullanmaktadır.^(139,160,211,181,184,189,206–210) Hollas⁽²¹²⁾, spektroskopi için “...elektromanyetik ışınının atomlar veya moleküller tarafından absorpsiyonunun, yayılmasının ya da saçılmasının incelemesi veya ölçülmesi” tanımını kullanırken Bokobza⁽²¹⁹⁾, Mukherjee ve Gowen⁽²¹⁷⁾, Diem⁽²⁵⁷⁾ ve Sieler⁽²²³⁾, molekül içi karakteristik bağ titreşimlerini inceleyen Raman ve FTIR spektroskopi yöntemlerinin titreşim spektroskopisi olarak ifade edildiklerini bildirmişlerdir. Raman spektroskopisi, yönlendirilen monokromatik güçlü lazer ışığın saçılım sürecini incelemekte, FTIR ise materyalin elektromanyetik spektrumun kızılötesi

radasyon absorpsiyonunu veya geçirgenliğini değerlendirmektedir.^(185,219,224) Bütün bu literatür çalışmaları referans alınarak bu tez çalışmasının rezin siman numunelerinin polimerizasyon dönüşüm derecesi tespiti için FTIR analiz yöntemi tercih edildi.^(139,174,226,258,259,181,184,193–195,208–210)

FTIR analizi ile, rezin siman yapısında bulunan düşük moleküler ağırlıklı monomerlerin vinil yapılarındaki karbon çift bağların (C=C) ışıkla uyarılmış fotoaktivatörden açığa çıkan serbest radikal ile uyarılması sonucu açılması ve alifatik tekli bağa (C-C) sahip monomerin yüksek moleküler ağırlıklı polimer zincir yapısına katılması şeklinde seyreden polimerizasyon süreci değerlendirilmektedir. FTIR analizinin küçük miktarlardaki numuneden yüksek hassasiyette ölçüm avantajı sayesinde rezin siman numuneler, klinik kullanım endikasyonuna uygun olarak 100 µm (0,1 mm) kalınlıkta hazırlandı.^(174,181,184,189,226) Ölçümlerden 24 saat önce hazırlanıp karanlık ve kuru ortamda muhafaza edilen örneklerin taramaları, FTIR'ın hızlı analiz imkanı ile ışıkla etkileşim minimum tutularak gerçekleştirilebildi. Tahribatsız ölçüm avantajı ise rezin siman örneklerin üç adet üst ve bir adet alt olmak üzere dört farklı lokasyonundan analiz yapılmasına olanak sağladı.

Rezin siman yapısında bulunan karbon çift bağlarının tekli bağlara dönüşüm oranı rezin simanın “polimerizasyon dönüşüm derecesi” veya “konversiyon derecesi” olarak ifade edilmektedir. Polimerizasyon dönüşüm derecesini incelemek üzere çalışmada kullanılan Variolink Esthetic LC ışıkla polimerize rezin simanın monomer içeriği için üretici firma, “Monomer matriks, üretan dimetakrilat (UDMA) ve başka metakrilat monomerlerinden oluşur.” ifadesini kullanılmaktadır.⁽²⁶⁰⁾

Atai ve ark.⁽²⁶¹⁾ UDMA monomerinin, iki metakrilat grubunun bileşiminden oluşmuş dimetakrilat sınıfında yer aldığını, minimum enerji ile kolay uyarılabilirlik ve kolay manüplasyon avantajları sebebi ile sık tercih edilen bir monomer olduğunu ifade etmişlerdir.

Liu ve ark.⁽²⁶²⁾ ise UDMA monomerine ait fonksiyonel grupların FTIR analizi ile elde edilen karakteristik spektrumlarını incelendiğinde, 2.855–2.955 cm⁻¹

dalga boyları arasında metilen grubunun (CH_2), 1.713 cm^{-1} dalga boyunda karbonil grubunun (C=O), 1.536 cm^{-1} dalga boyunda amid grubu ($\text{R}_1(\text{CO})\text{NR}_2\text{R}_3$) ve 3.360 cm^{-1} dalga boyunda amin grubunun (NH) kızılötesi pik absorpsiyon değerlerini sergileyeceğini bildirmişlerdir. UDMA monomeri ve diğer tüm metakrilat monomerlerin konversiyon değerlendirilmesi yapılırken sahip oldukları pek çok fonsiyonel grup içerisinde polimerizasyon reaksiyonunun gerçekleştiği monomer vinil yapısındaki karbon çift bağ (C=C) bölgesine odaklanılmaktadır. Bu tez çalışmasının rezin siman polimerizasyon dönüşüm derecesi hesaplamaları için, 1638 cm^{-1} dalga boyundaki alifatik karbon çift bağların kızılötesi pik absorpsiyon değeri ve 1608 cm^{-1} dalga boyundaki aromatik karbon çift bağ pik absorpsiyon değerleri kullanıldı.^(139,174,194–198,186–193)

Bayındır ve ark.⁽⁹³⁾ ışıkla ve dual polimerize rezin simanların polimerizasyon dönüşüm derecesini değerlendirdikleri çalışmalarında polimerize olmuş numunelerinin üç farklı lokasyonundan FTIR tarama verisi kaydederken, Supornpun ve ark.⁽¹⁷²⁾ polimerize olmuş dual polimerize rezin siman örneklerin iki farklı lokasyonundan tarama verisi elde etmiş ve ilgili pik absorpsiyon değerlerinin ortalamasını almışlardır. Bu tez çalışmasında FTIR taramalarının numuneyi en doğru şekilde temsil edebilmesi amacıyla, farklı lokasyon ve yüzeylerde farklı polimerizasyon değerleri sergileyen rezin siman örneklerin üç adet üst ve bir adet alt olmak üzere dört farklı lokasyonundan tarama verisi kaydedildi. Supornpun ve ark.⁽¹⁷²⁾'nin çalışması referans alınarak, rezin siman örneğin dört farklı lokasyonunda sergilediği 1638 cm^{-1} dalga boyu pik absorpsiyon değerlerinin ortalaması ve 1608 cm^{-1} dalga boyu pik absorpsiyon değerlerinin ortalaması formüle edilerek her bir rezin siman örneğin polimerizasyon dönüşüm derecesi hesaplaması gerçekleştirildi.

Martins ve ark.⁽²⁴⁴⁾ LDS seramik kalınlığının rezin siman polimerizasyon dönüşüm derecesine etkisini inceledikleri metaanaliz çalışmalarında, 1 mm'den büyük seramik kalınlıklarında, dual ve ışıkla polimerize rezin simanların polimerizasyon dönüşüm derecelerinin anlamlı düzeyde düştüğünü bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında elde edilen bulgular değerlendirildiğinde, farklı seramik kalınlıkları ve farklı seramik çeşitleri arasında polimerizasyon dönüşüm dereceleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu.

Oh ve ark.⁽¹⁷⁹⁾ düşük translüsent LDS CAD/CAM blok seramiklerden hazırladıkları 0.5, 1, 2 ve 4 mm kalınlıklardaki seramik örnekler ile seramik kalınlık artışının seramiğin ışık geçirgenliğine ve rezin siman polimerizasyonuna etkisini incelemişlerdir. Seramik kalınlık artışının seramiğin ışık geçirgenlik yüzdesine etkisini incelediklerinde, en yüksek ışık geçirgenliğinin %18,17 değeri ile 0.5 mm kalınlıktaki seramikte kaydedildiğini, bu değeri sırası ile %11,42 ışık geçirgenlik değeri ile 1 mm, %4,00 ile 2 mm ve %1,10 değeri ile 4 mm kalınlıktaki seramiklerin takip ettiğini bildirerek artan seramik kalınlığının seramik ışık geçirgenliğini düşürdüğünü ve buna paralel olarak polimerizasyon dönüşüm derecelerinin de düştüğünü bildirmişlerdir. En yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesini %46,30 değeri ile 0.5 mm kalınlıktaki seramikler altında polimerize edilen rezin siman grubunda kaydettiklerini bildiren Oh ve ark.⁽¹⁷⁹⁾, bu değeri sırası ile %43.70 ile 1 mm, %40.54 ile 2 mm ve %35.03 değeri ile 4 mm kalınlıktaki seramikler altında polimerize edilen rezin siman gruplarının takip ettiğini ifade ederek kalınlık artışı ile polimerizasyon dönüşüm derecesinin düştüğünü bildirmişlerdir.

Oh ve ark.⁽¹⁷⁹⁾ çalışmalarına benzer olarak düşük translüsent LDS CAD/CAM blok kullanılan bu tez çalışmasında, LDS seramik kalınlığının rezin siman polimerizasyon dönüşüm derecesine etkisi incelendiğinde en yüksek değer, %47,33 ile 1 mm kalınlıkta LDS seramikler altında polimerize edilen rezin siman örneklerde tespit edilirken, bu değeri %41,89 ile 1,5 mm kalınlıktaki seramikler altında polimerize edilen rezin siman örnekler takip etti. En düşük değer ise %36,62 ile 2 mm kalınlıktaki seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman örneklerde kaydedildi ve Oh ve ark.⁽¹⁷⁹⁾'nın bulgularına paralel olarak LDS seramik kalınlık artışının polimerizasyon dönüşüm derecesini istatistiksel olarak anlamlı seviyede düşürdüğü tespit edildi.

Bayındır ve ark.⁽⁹³⁾, monolitik zirkonya seramik kalınlığının rezin siman polimerizasyon dönüşüm derecesine etkisini inceledikleri çalışmalarında monolitik zirkonya seramikten 1, 1.5 ve 2 mm kalınlıklarda örnekler hazırlamışlardır. En yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesini %36,63 değeri ile 1 mm kalınlıktaki seramikler altında polimerize edilen rezin siman grubunda kaydederlerken bu değeri %29,04 ile 1,5 mm kalınlıktaki seramikler altında polimerize edilen rezin

simanların takip ettiğini bildirmişlerdir. En düşük değeri ise %23,40 ile 2 mm kalınlıktaki seramikler altında polimerize edilen rezin simanlarda tespit etmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda artan monolitik zirkonya kalınlığının ışıkla polimerize rezin simanın polimerizasyon dönüşüm derecesini istatistiksel olarak anlamlı seviyede düşürdüğünü bildirmişlerdir.

Kalınlıkları 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm olan monolitik zirkonya seramik örnekler altında polimerize edilen rezin siman örneklerin polimerizasyon dönüşüm derecelerinin değerlendirildiği bu tez çalışmasında, en yüksek değer, %39,23 ile 1 mm kalınlıkta monolitik zirkonya seramikler altında polimerize edilen rezin siman örneklerde tespit edilirken, bu değeri %34,29 ile 1,5 mm kalınlıktaki MZ seramikler altında polimerize edilen rezin siman örnekler takip etti. En düşük değer ise %33,03 ile 2 mm kalınlıktaki MZ seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman örneklerde kaydedildi. Bayındır ve ark.⁽⁹³⁾ çalışmalarına benzer olarak monolitik zirkonya seramik kalınlık artışının polimerizasyon dönüşüm derecesini istatistiksel olarak anlamlı seviyede düşürdüğü tespit edilirken bu tez çalışmasında farklı olarak, 1.5 mm ve 2 mm grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmedi.

Supornpun ve ark.⁽¹⁷²⁾, 1, 1.5, ve 2.0 mm kalınlıklardaki LDS ve monolitik zirkonya seramiklerin rezin simanın polimerizasyon dönüşüm derecesine etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarının sonucunda artan seramik kalınlığı ile polimerizasyon dönüşüm derecesinin düştüğünü bildirmişlerdir. Ayrıca, %60,95 polimerizasyon dönüşüm derecesi sergileyen 1 mm LDS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %58,85 polimerizasyon dönüşüm derecesi sergileyen 1 mm monolitik zirkonya seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı seviyede yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesi sergilediğini ve %58,21 değerindeki 1,5 mm LDS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %56,58 değerine sahip 1,5 mm monolitik zirkonya seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı seviyede yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesi sergilediğini; %55,12 değerindeki 2 mm LDS seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun da %53,90 değerindeki 2 mm monolitik zirkonya seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman

grubundan anlamlı seviyede yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesi sergilediğini bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında da Supornpun ve ark.⁽¹⁷²⁾'nin sonuçlarına paralel olarak %47,33 polimerizasyon dönüşüm derecesi sergileyen 1 mm LDS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %39,23 polimerizasyon dönüşüm derecesi sergileyen 1 mm monolitik zirkonya seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı seviyede yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesi sergilediği; %41,89 değerindeki 1,5 mm LDS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %34,29 değerine sahip 1,5 mm monolitik zirkonya seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı seviyede yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesi sergilediği ve %36,62 değerindeki 2 mm LDS seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun da, %33,03 değerindeki 2 mm monolitik zirkonya seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı seviyede yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesi sergilediği tespit edildi.

Dönmez⁽²⁴⁵⁾ 1, 1.5 ve 2 mm kalınlıklardaki ZLS seramiğin rezin siman polimerizasyon dönüşüm derecesine etkisini incelediğinde, en yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesini %61,73 değeri ile 1 mm kalınlıktaki ZLS seramikler altında polimerize edilen rezin siman grubunda gözlemlemiş ve bu değeri %57,24 ile 1,5 mm kalınlıktaki ZLS seramikler altında polimerize edilen rezin siman grubunun takip ettiğini bildirmiştir. En düşük değeri ise %55,43 ile 2 mm kalınlıktaki ZLS seramikler altında polimerize edilen rezin simanlarda tespit etmiştir. Elde ettiği bulgular doğrultusunda ZLS seramik kalınlık artışı ile polimerizasyon dönüşüm derecesinin anlamlı seviyede düştüğünü bildirmiştir.

Dönmez⁽²⁴⁵⁾'in sonuçlarına benzer olarak, ZLS seramiğin artan kalınlığı ile polimerizasyon dönüşüm derecesinin düştüğü tespit edilen bu tez çalışmasında, en yüksek değer, %46,12 ile 1 mm kalınlıkta ZLS seramikler altında polimerize edilen rezin siman örneklerde tespit edilirken, bu değeri %39,13 ile 1,5 mm kalınlıktaki ZLS seramikler altında polimerize edilen rezin siman örnekler takip etti. En düşük değer ise %34,23 ile 2 mm kalınlıktaki ZLS seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman örneklerde kaydedildi.

Dönmez⁽²⁴⁵⁾, her ikisi de cam seramik sınıfında yer alan ZLS ve lösit ile güçlendirilmiş seramikler altında polimerize olmuş rezin siman gruplarını kıyasladığında, %64,28 polimerizasyon dönüşüm derecesi sergileyen 1 mm lösit ile güçlendirilmiş seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %61,73 polimerizasyon dönüşüm derecesi sergileyen 1 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı seviyede yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesi sergilediğini bildirmiş; %56,93 değerindeki 1,5 mm lösit ile güçlendirilmiş seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %57,24 değerine sahip 1,5 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı seviye farklılık sergilemediğini ve %55,32 değerindeki 2 mm lösit ile güçlendirilmiş seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %55,43 değerindeki 2 mm ZLS seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı seviyede farklılık sergilemediğini tespit etmiştir.

Bu tez çalışmasında ZLS cam seramik altında polimerize olmuş rezin siman gruplarının polimerizasyon dönüşüm derecesi, LDS cam seramik altında polimerize olmuş rezin siman grupları ile kıyaslandığında %46,12 polimerizasyon dönüşüm derecesi sergileyen 1 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %47,33 polimerizasyon dönüşüm derecesi sergileyen 1 mm LDS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı düzeyde farklılık sergilemediği; %39,13 değerindeki 1,5 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %41,89 değerine sahip 1,5 mm LDS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı düzeyde farklılık sergilemediği ve %34,23 değerindeki 2 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %36,62 değerindeki 2 mm LDS seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı düzeyde farklılık sergilemediği tespit edildi.

Boztuna⁽²⁶³⁾, CAD/CAM monolitik blok materyallerinin rezin siman polimerizasyon dönüşüm derecesine etkisini değerlendirdiği çalışmasında 1,5 mm ve 2 mm kalınlıklarda ZLS seramik ve monolitik zirkonya seramik örnekler hazırlamıştır. Aynı kalınlıktaki farklı seramik çeşitleri altında polimerize olmuş rezin siman gruplarının polimerizasyon dönüşüm derecelerini kıyasladığında, %57,2 polimerizasyon dönüşüm derecesi sergileyen 1,5 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %49,9 polimerizasyon dönüşüm derecesi

sergileyen 1,5 mm monolitik zirkonya seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı seviyede yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesi sergilediğini ve %53,8 değerindeki 2 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %46,6 değerine sahip 2 mm monolitik zirkonya seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı seviyede yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesi sergilediğini bildirmiştir.

Bu tez çalışmasının 1,5 mm kalınlıktaki ZLS seramik ve monolitik zirkonya altında polimerize edilen rezin siman örneklerin polimerizasyon dönüşüm dereceleri kıyaslandığında, %39,13 polimerizasyon dönüşüm derecesi sergileyen 1,5 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %34,29 polimerizasyon dönüşüm derecesi sergileyen 1,5 mm monolitik zirkonya seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı düzeyde yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesi sergilediği tespit edildi. 2 mm kalınlıktaki seramik örnekler altında polimerize edilen rezin siman örnekler kıyaslandığında ise Boztuna⁽²⁶³⁾'nın çalışmasından farklı olarak %34,23 değerindeki 2 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubunun, %33,03 değerindeki 2 mm monolitik zirkonya seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı düzeyde farklılık sergilemediği tespit edildi.

Yetersiz monomer-polimer dönüşümü, düşük polimerizasyon dönüşüm derecesi ve düşük siman sertliği ile sonuçlanmaktadır. Çalışmalar siman yüzey mikrosertliğinin polimerizasyon dönüşüm derecesi ile pozitif bir korelasyona sahip olduğunu bildirmektedir.⁽²⁶⁴⁻²⁶⁶⁾ Bu çalışmada, rezin siman polimerizasyonlarının moleküler seviyede incelendiği FTIR analiz yöntemini destekleyici olarak rezin simanın polimerizasyonla ilişkili fiziksel özelliklerini değerlendirmek üzere yüzey mikrosertlik ölçümü kullanıldı.

Kuvvet değeri 9,8 N'den daha küçük olan ve 19 µm'den daha sığ derinlikte çöküntü oluşturarak rezin simanlar gibi ince numunelerde hassas ölçüm imkânı sağlayan vickers mikrosertlik metodu, ölçümlerini µm hassasiyetinde gerçekleştirmesi sebebi ile yüzey düzensizliğinden, materyale uygun kuvvet seçiminden ve test kuvvet değerine uygun numune kalınlığı seçimlerinden etkilenmektedir.^(216,228) Bu sebeple hazırlanan rezin siman örnekler

literatüre^(139,178,184,189,194,246,267-269) uygun olarak 15 saniye süresince 50 g kuvvet uygulamasına tabi tutulan rezin siman örnekler 1 mm kalınlıkta hazırlandı. Diğer çalışmalarda da^(178,184,189,194,196,270) belirtildiği gibi her bir numunenin üst yüzeyinde (ışık kaynağına yakın yüzey) üç farklı lokasyondan kaydedilen değerlerin ortalaması alınarak numunenin mikrosertlik değeri belirlendi.

Jafari ve ark.⁽¹⁷⁸⁾, seramik türünün ve kalınlığının rezin siman mikrosertliğine etkisini inceledikleri çalışmalarında, 1 mm ve 2 mm kalınlıklarda A1 renk LDS ve ZLS seramik örnekler altında polimerize edilmiş rezin siman örneklerin mikrosertlik değerlerini incelediklerinde, 36.3 kgf/mm² değerindeki 1 mm LDS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubu mikrosertlik ortalamasının, 22.1 kgf/mm² değerindeki 2 mm LDS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı seviyede yüksek olduğunu ve 32.7 kgf/mm² değerindeki 1 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubu mikrosertlik ortalamasının, 18.5 kgf/mm² değerindeki 2 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan istatistiksel olarak anlamlı seviyede yüksek mikrosertlik değeri sergilediğini tespit etmişlerdir. Aynı kalınlıklardaki seramik örnekler altında polimerize olmuş rezin siman örneklerin mikrosertlik değerlerini kıyasladıklarında ise 1 mm ve 2 mm kalınlıklardaki LDS seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman mikrosertlik grubu değerlerinin, aynı kalınlıklardaki ZLS seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman grubu mikrosertlik değerinden anlamlı düzeyde yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Jafari ve ark.⁽¹⁷⁸⁾'nın sonuçlarına benzer olarak bu tez çalışmasında, 40,27 kgf/mm² değerindeki 1 mm LDS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubu mikrosertlik ortalamasının, 30,91 kgf/mm² değerindeki 2 mm LDS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan anlamlı seviyede yüksek olduğu ve 39,26 kgf/mm² değerindeki 1 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubu mikrosertlik ortalamasının da 29,60 kgf/mm² değerindeki 2 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubundan istatistiksel olarak anlamlı seviyede yüksek mikrosertlik değeri sergilediği kaydedildi. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda LDS ve ZLS seramik kalınlıklarının rezin siman mikrosertlik değerini düşürdüğü tespit edildi. Bu tez çalışmasında aynı kalınlıklardaki ZLS ve LDS seramik çeşitleri altında polimerize olmuş rezin siman

örneklerin mikrosertlik değerleri kıyaslandığında ise Jafari ve ark.⁽¹⁷⁸⁾'dan farklı olarak 1 mm kalınlılardaki LDS ve ZLS seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman mikrosertlik grupları arasında anlamlı düzeyde farklılık tespit edilemezken, 2 mm kalınlıktaki LDS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubu mikrosertlik değeri, 2 mm ZLS seramik altında polimerize edilmiş rezin siman grubu mikrosertlik değerinden anlamlı seviyede yüksek kaydedildi.

Bu tez çalışmasından elde edilen bulgular, ışıkla polimerize rezin siman polimerizasyonunun, lityum disilikat cam seramik, monolitik zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiğin farklı kalınlıklarından etkileneceği kurgusuna sahip çalışmanın $\mu 1$ hipotezini doğrular niteliktedir.

İn vitro koşullarda gerçekleştirilen bu çalışmada, rezin siman örneklerin tükürük kontaminasyonu ile su absorpsiyonuna ve çiğneme fonksiyonu kaynaklı döngüsel kuvvet yüklemesine maruz kalmamaları çalışmanın limitasyonları arasındadır. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik kalınlığının ışıkla polimerize rezin siman polimerizasyonuna etkisini inceleyen bu tez çalışmasında elde edilen polimerizasyon dönüşüm derecesi ve mikrosertlik verilerinin farklı içerikli ışıkla polimerize rezin simanlar ile karşılaştırılamamış olması, farklı ışık kaynaklarının kullanılamaması ve O₂ varlığının rezin siman polimerizasyonuna etkisinin değerlendirilememesi çalışmanın diğer limitasyonlarını oluşturmaktadır.

ZLS seramiklerin rezin simanların polimerizasyon dönüşüm derecesine etkisini inceleyen çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Resin siman, ışık kaynağı ve seramik özelliği unsurlarının değişkenlik gösterdiği daha fazla sayıda çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı:

1. Seramik kalınlık artışının rezin siman polimerizasyon dönüşüm derecesini anlamlı seviyede düşürdüğü tespit edilen bu tez çalışmasında; en yüksek değerler, LDS seramik, monolitik zirkonya ve ZLS seramiklerin 1 mm kalınlıkları altında polimerize edilen rezin siman gruplarında tespit edilirken, en düşük değerler 2 mm kalınlıktaki seramikler altına polimerize edilmiş rezin siman gruplarında tespit edildi. Monolitik zirkonya seramiğin 1,5 mm ve 2 mm kalınlık gruplarında bulunan rezin siman grupları arasında anlamlı farklılık tespit edilmedi.
2. Seramik kalınlık artışı ile rezin siman mikrosertlik değerinin anlamlı seviyede düştüğü tespit edilen bu tez çalışmasında; en yüksek değerler, LDS seramik, monolitik zirkonya ve ZLS seramiklerin 1 mm kalınlıkları altında polimerize edilen rezin siman gruplarında tespit edilirken, en düşük değerler 2 mm kalınlıktaki seramikler altında polimerize edilmiş rezin siman gruplarında tespit edildi.
3. Seramik çeşidinin rezin siman polimerizasyon dönüşüm derecesine etkisi değerlendirildiğinde 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm kalınlık gruplarının hepsinde en yüksek değerler LDS seramik altında polimerize edilen rezin siman gruplarında tespit edilirken, en düşük değerler monolitik zirkonya altında polimerize edilen rezin siman gruplarında tespit edildi. 1, 1.5 ve 2 mm kalınlıklarda LDS seramik ile rezin siman polimerizasyon dönüşüm derecesi açısından anlamlı farklılık sergilemeyen ZLS seramik, monolitik zirkonya ile istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olan farklılığını 2 mm kalınlıktan itibaren kaybetti.
4. Seramik çeşidinin rezin siman mikrosertlik değerine etkisi incelendiğinde 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıkların hepsinde en

yüksek değerler LDS seramik altında polimerize edilen rezin siman gruplarında tespit edilirken, en düşük değerler monolitik zirkonya altında polimerize edilen rezin siman gruplarında tespit edildi. 1 ve 1.5 mm kalınlıklarda LDS seramik ile rezin siman mikrosertliği açısından anlamlı farklılık sergilemeyen ZLS seramik, 2 mm kalınlıkta LDS seramikten anlamlı seviyede düşük değer sergiledi. ZLS seramiğin monolitik zirkonya ile olan ilişkisi değerlendirildiğinde ise 1, 1.5 ve 2 mm kalınlıklarda ZLS seramik altında polimerize edilen rezin siman gruplarının mikrosertlik değerleri, monolitik zirkonya altında polimerize edilen rezin siman gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulundu.

5. Klinik uygulamada LDS, MZ ve ZLS seramiklerden üretilecek 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıklardaki restorasyonların simantasyonunda ışıkla polimerize rezin simanın kullanılması durumunda ideal polimerizasyon için 1 mm kalınlıktaki LDS ve ZLS seramikler önerilebilir. En düşük polimerizasyon ise 1,5 ve 2 mm kalınlıklardaki MZ restorasyonlarda gözlenmektedir.

KAYNAKLAR

1. Glossary of Prosthodontic Terms, 9th ed. Elsevier, 2017:40.
2. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental Ceramics. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (eds) Phillips' Science Of Dental Materials, 12th ed. St. Louis, Elsevier, 2013:418–473.
3. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Treatment Planning. In: Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J (eds) Contemporary Fixed Prosthodontics, 3rd ed. St. Louis, Mosby, 2001:59–82.
4. KGHM. Yıllara Göre Kamu Hastaneleri Ağız ve Diş Sağlığı Hizmetleri (KHGM, 2017). 2017. https://www.tdb.org.tr/tdb/v2/yayinlar/SB_KHGM_kamu_hastaneleri_istatistik_raporu_2017.pdf. 25 Ocak 2022
5. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dental Materials*, 2015, 31(6):603–623.
6. Saravi B, Vollmer A, Hartmann M, Lang G, Kohal R-J, Boeker M, et al. Clinical performance of CAD/CAM all-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses: a systematic review and meta-analysis. *Materials*, 2021, 14(10):2672.
7. Değirmenci K, Atala MH, Ankaralı H. Sabit protetik restorasyonların söküm nedenlerinin kişilerin yaşam kalitesi üzerine etkisinin değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2020, 30(2):260-266.
8. Özdemir N, Coşkun Akar G, Uluer H, Aksoy G. Sabit protetik restorasyonların söküm nedenleri ve yöntemlerinin değerlendirilmesi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007, 28:169–177.
9. Tabesh M, Nejatidanesh F, Savabi G, Davoudi A, Savabi O, Mirmohammadi H. Marginal adaptation of zirconia complete-coverage fixed dental restorations made from digital scans or conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2021, 125(4):603-610.
10. Rinke S, Zuck T, Hausdörfer T, Leha A, Wassmann T, Ziebolz D. Prospective clinical evaluation of chairside-fabricated zirconia-reinforced lithium silicate ceramic partial crowns 5-year results. *Clinical Oral Investigations*, 2022, 26(2):1593-1603.
11. Mazza LC, Lemos CAA, Pesqueira AA, Pellizzer EP. Survival and complications of monolithic ceramic for tooth-supported fixed dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2021, S0022-3913(21):1–9.
12. Sanches IB, Metzker TC, Kappler R, Oliveira MV, Carvalho AO, Castor Xisto Lima EM. Marginal adaptation of CAD-CAM and heat-pressed lithium disilicate crowns: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2021, S0022-3913(21):1–6.

13. Indergård JA, Skjold A, Schriwer C, Øilo M. Effect of cementation techniques on fracture load of monolithic zirconia crowns. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 2021,8(1):160–169.
14. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Delgado A, Donovan TE. Fracture rate of 188695 lithium disilicate and zirconia ceramic restorations after up to 7.5 years of clinical service: A dental laboratory survey. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2020,123(6):807–810.
15. Oh W. Cement type (adhesive vs. Conventional) may not affect clinical performance of zirconia and lithium disilicate tooth-supported crowns. *The Journal of Evidence-Based Dental Practice*, 2020,20(2):101415.
16. Maroulakos G, Thompson GA, Kontogiorgos ED. Effect of cement type on the clinical performance and complications of zirconia and lithium disilicate tooth-supported crowns: A systematic review. Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the American Academy of Fixed Prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2019 May,121(5):754–765.
17. Chen J, Cai H, Suo L, Xue Y, Wang J, Wan Q. A systematic review of the survival and complication rates of inlay-retained fixed dental prostheses. *Journal of Dentistry*, 2017 Apr, 59:2–10.
18. Araujo NS, Moda MD, Silva EA, Zavanelli AC, Mazaro JVQ, Pellizzer EP. Survival of all-ceramic restorations after a minimum follow-up of five years: A systematic review. *Quintessence international*, 2016, 47(5):395–405.
19. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2014 Jul, 112(1):22–30.
20. Kimmich M, Stappert CFJ. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 2013 Jan, 144(1):31–44.
21. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003 Jul, 90(1):31–41.
22. Deniz D, Aktaş G, Güncü MB, Canay S. CAD/CAM high strength glass ceramics. *Yeditepe Dental Journal*, 2019, 15(2):224–230.
23. Moshaverinia A. Review of the Modern Dental Ceramic Restorative Materials for Esthetic Dentistry in the Minimally Invasive Age. *Dental Clinics of North America*, 2020 Oct, 64(4):621–631.
24. Fu L, Engqvist H, Xia W. Glass–Ceramics in Dentistry: A Review. *Materials*, 2020 Feb 26, 13(5):1049.
25. Montazerian M, Zanotto ED. Bioactive and inert dental glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2017 Feb, 105(2):619–639.
26. Korkmaz C. Tam Seramiklerin Dişhekimliğindeki Yeri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2014, 24(1):136–140.

27. Pjetursson BE, Sailer I, Latyshev A, Rabel K, Kohal R, Karasan D. A systematic review and meta-analysis evaluating the survival, the failure, and the complication rates of veneered and monolithic all-ceramic implant-supported single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 2021 Oct 12, 32(S21):254–288.
28. Hamza TA, Sherif RM. Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations. *Journal of Prosthodontics*, 2019 Jan, 28(1):259–264.
29. Elshiyab SH, Nawafleh N, George R. Survival and testing parameters of zirconia-based crowns under cyclic loading in an aqueous environment: A systematic review. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 2017 Nov, 8(4):e12261.
30. El-Mahdy MA, Aboelfadl AK, Wahsh MM. In vitro evaluation of marginal fit of zirconia-reinforced lithium silicate laminate veneers at two thicknesses using different cad/ cam systems. *Brazilian Dental Science*, 2020, 23(4):1–9.
31. Hasanzade M, Sahebi M, Zarrati S, Payaminia L, Alikhasi M. Comparative evaluation of the internal and marginal adaptations of cad/cam endocrowns and crowns fabricated from three different materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 2021 May, 34(3):341–347.
32. KOYUNCU B, OZPINAR B, ÇAĞLAR AB. Farklı yöntemler ile üretilen tüm seramik restorasyonların marjinal uyumu. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 2021, 42(2):152–158.
33. Metiner C, Türker ŞB, Keleş MA. Sabit protetik restorasyonlarda marjinal adaptasyon. *Marmara Dental Journal*, 2019, 1(3):35–43.
34. Espíndola-Castro LF, Brito OFF De, Araújo LGA, Santos ILA, Monteiro GQDM. In vitro evaluation of physical and mechanical properties of light-curing resin cement: A comparative study. *European Journal of Dentistry*, 2020 Feb 13, 14(01):152–156.
35. Sousa SJL, Poubel DL do N, Rezende LVM de L, Almeida FT, Toledo IP de, Garcia FCP. Early clinical performance of resin cements in glass-ceramic posterior restorations in adult vital teeth: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2020, 123(1):61–70.
36. Addazio GD, Santilli M, Rollo ML, Cardelli P, Rexhepi I, Murmura G, et al. Fracture resistance of zirconia-reinforced lithium silicate ceramic crowns cemented with conventional or adhesive systems: an in vitro study. *Materials (Basel)*, 2020, 13(9):2012.
37. Heboyany A, Vardanyan AR, Avetisyan AA. Cement selection in dental practice. *World science*, 2019, 2(3(43)): 4-9.
38. Ganapathy D. Effect of resin bonded luting agents influencing marginal discrepancy in all ceramic complete veneer crowns. *Journal Of Clinical And Diagnostic Research*, 2016, 10(12):19–22.
39. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics. *Journal of Dental Research*, 2018 Feb 6, 97(2):132–139.

40. Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM. Restorative Materials: Ceramics. In: Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM, editors. *Craig's Restorative Dental Materials*, 14th ed. St. Louis, Elsevier, 2019:209–227.
41. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry*, 2010, 13(4):195-203.
42. Tural Z, Şener Yamaner ID, Tuncer EB. Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2015 May 21, 10(10):157–166.
43. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Metal-Ceramic Restorations. In: Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, editors. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 3rd ed. St. Louis, Mosby, 2001:609–642.
44. Saint-Jean SJ. Dental Glasses and Glass-ceramics. In: Shen JZ and Kosmac T, editors. *Advanced Ceramics for Dentistry*, Waltham, Elsevier, 2014:255–277.
45. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on ceramics as dental materials. Part 1: ceramic material types in dentistry. *Silicon*, 2011 Jul 22, 3(3):109–115.
46. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Resin-Based Composites. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. *Phillips' Science Of Dental Materials*, 12th ed. St. Louis, Elsevier Saunders, 2013:275–306.
47. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004 Feb, 91(2):136–143.
48. Middleton A. 2. Ceramics: Materials for all reasons. In: *Science and the Past*, Toronto: University of Toronto Press, 1991:16–36.
49. Zhang Y, Kelly JR. Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental Clinics of NA*, 2017, 61(4):797–819.
50. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. editors. All-ceramic Restorations. In: *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 3rd ed. St. Louis, Mosby, 2001:643–672.
51. Ernsmere J. B. Porcelain dental work. *British Dental Journal*, 1900, 43:547.
52. Land CH. Porcelain restorations. *Dental Cosmos*, 1889, 31:191–192.
53. McLean JW. The alumina reinforced porcelain jacket crown. *The Journal of the American Dental Association*, 1967 Sep, 75(3):621–628.
54. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Macedonian Journal of Medical Sciences*, 2018 Sep 24, 6(9):1742–1755.
55. Weinstein LK, Weinstein AB. Porcelain covered metal-reinforced teeth. United States, Patent No. 3,052,983, 1962.

56. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of continuing education in dentistry*, 2010, 31(9):682–700.
57. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2017, 9(6):486–495.
58. Warreth A, Elkareimi Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. *Saudi Dental Journal*, 2020, 32(8):365–372.
59. Sesen Uslu Y, Hasmet U. İndirekt restorasyonlarda kullanılan materyaller ve üretim yöntemleri. *Türkiye klinikleri*, 2019:17–27.
60. Helvey GA. Classification of dental ceramics. *Inside Dentistry*, 2013 April:62–76.
61. International Organization for Standardization. ISO 11245:1999 Dental restorations — Phosphate-bonded refractory die materials. <https://www.iso.org/standard/19226.html>. 25.11.2021
62. Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM. Digital Imaging and Processing for Restorations. In: Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM, editors. *Craig's Restorative Dental Materials*, 14th ed. St. Louis, Elsevier, 2019:295–299.
63. Blatz MB, Conejo J. The current state of chairside digital dentistry and materials. *Dental Clinics of North America*, 2019 Apr, 63(2):175–197.
64. Zaruba M, Mehl A. Chairside systems: a current review. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2017, 20(2):123–149.
65. Fung L, Brisebois P. Implementing digital dentistry into your esthetic dental practice. *Dental Clinics of North America*, 2020 Oct, 64(4):645–657.
66. Albuha Al-Mussawi RM, Farid F. Computer-Based Technologies in Dentistry: Types and applications. *Journal of dentistry*, 2016 Jun, 13(3):215–222.
67. Ahmed KE. We're Going Digital: the current state of CAD/CAM dentistry in prosthodontics. *Primary Dental Journal*, 2018 Jun 1, 7(2):30–35.
68. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 2016 Apr, 60(2):72–84.
69. Juntavee N, Uasuwan P. Influence of thermal tempering processes on color characteristics of different monolithic computer-assisted design and computer-assisted manufacturing ceramic materials. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 2019, 11(7):e614–e624.
70. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 2015 May, 28(3):227–235.
71. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2018 Jul, 30(4):281–286.

72. Jovanović M, Živić M, Milosavljević M. A potential application of materials based on a polymer and CAD/CAM composite resins in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontic Research*, 2021, 65(2):137-147.
73. Kawajiri Y, Ikeda H, Nagamatsu Y, Masaki C, Hosokawa R, Shimizu H. PICN Nanocomposite as dental CAD/CAM block comparable to human tooth in terms of hardness and flexural modulus. *Materials*, 2021, 14(5):1182.
74. Mohammed NY, Wahsh MMS, Motawea IT, Essawy HA. Fabrication and characterization of polymer-infiltrated ceramic network materials based on nano-tetragonal zirconia. *Journal of the Korean Ceramic Society*, 2021, 58(3):359–372.
75. Shen JZ. Alumina- and Zirconia-based Ceramics for Load-bearing Applications. In: *Advanced Ceramics for Dentistry*, 1st ed. Waltham: Elsevier, 2014:218–246.
76. Çiçekci G. Farklı Yüzey İşlemlerinin Zirkonya ile Rezin Siman Arasındaki Bağlantı Kuvveti Üzerine Etkisi. *Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı. Uzmanlık Tezi*, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2020.
77. Rizo-Gorrita M, Luna-Oliva I, Serrera-Figallo M-Á, Gutiérrez-Pérez J-L, Torres-Lagares D. Comparison of cytomorphometry and early cell response of human gingival fibroblast (HGFs) between zirconium and new zirconia-reinforced lithium silicate ceramics (ZLS). *International Journal of Molecular Sciences*, 2018, 19(9):2718.
78. Ariaans K, Heussen N, Schiffer H, Wienert AL, Plümäkers B, Rink L, et al. Use of molecular indicators of inflammation to assess the biocompatibility of all-ceramic restorations. *Journal of Clinical Periodontology*, 2016, 43(2):173–179.
79. Tetè S, Zizzari VL, Borelli B, De Colli M, Zara S, Sorrentino R, et al. Proliferation and adhesion capability of human gingival fibroblasts onto zirconia, lithium disilicate and feldspathic veneering ceramic in vitro. *Dental Materials Journal*, 2014, 33(1):7–15.
80. Chen Y-W, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Review of Medical Devices*, 2016, 13(10):945–963.
81. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontology 2000*, 2017, 73(1):241–258.
82. Güngör M, Nemli S. The Effect of resin cement type and thermomechanical aging on the retentive strength of custom zirconia abutments bonded to titanium inserts. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2018, 33(3):523–529.
83. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Transactions*, 2016, 45(48):19194–19215.
84. Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H, Aydın C, Karakoca Nemli S, Turhan Bal B, Tıraş T. Biaxial flexural strength and phase transformation of Ce-TZP/Al₂O₃ and Y-TZP core materials after thermocycling and mechanical loading. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2014, 6(3):224-232.

85. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*, 2018, 97(2):140–147.
86. Shen J, Xie H, Wu X, Yang J, Liao M, Chen C. Evaluation of the effect of low-temperature degradation on the translucency and mechanical properties of ultra-transparent 5Y-TZP ceramics. *Ceramics International*, 2020, 46(1):553–559.
87. Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H, Karakoca Nemli S, Turhan Bal B, Aydın C. Effect of surface treatments on the biaxial flexural strength, phase transformation, and surface roughness of bilayered porcelain/zirconia dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2015, 113(6):585–595.
88. Nemli SK, Yılmaz H, Aydın C, Bal BT, Tıraş T. Effect of fatigue on fracture toughness and phase transformation of Y-TZP ceramics by X-ray diffraction and Raman spectroscopy. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 2012, 100 B(2):416–424.
89. Lughi V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, 2010, 26(8):807–820.
90. Türker ŞB, Özkan Y, Yıldırak M. Zirkonyum Oksit Altyapı ve Veneer Seramik Bağlantı Mekanizması ve Bağlantıyı Etkileyen Faktörler. *Marmara Dental Journal*, 2019, 1(3):63–68.
91. Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H. Clinical study on the success of posterior monolithic zirconia crowns and fixed dental prostheses: preliminary report. *Acta Odontologica Turcica*, 2017, 34(3):104–108.
92. Pang Z, Chughtai A, Sailer I, Zhang Y. A fractographic study of clinically retrieved zirconia–ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dental Materials*, 2015, 31(10):1198–1206.
93. Bayındır BÇ, Nemli SK, Bayarı SH, Bal BT. The effect of monolithic zirconia thickness on the degree of conversion of dental resin cements: ATR-FTIR spectroscopic analysis. *Vibrational Spectroscopy*, 2016, 86:212–217.
94. Pekkan G, Pekkan K, Bayındır BÇ, Özcan M, Karasu B. Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: A review from materials science perspective. *Dental Materials Journal*, 2020, 39(1):1–8.
95. İnal DCB, Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S. Zirkonya restorasyonlarda renklendirme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2021, 31(4):662–668.
96. Saint-Jean SJ. Dental Glasses and Glass-ceramics. In: Saint-Jean SJ, editor. *Advanced Ceramics for Dentistry*, 1st ed. Waltham: Elsevier, 2014:255–277.
97. Leung BTW, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2015, 114(3):440–446.

98. Hallmann L, Ulmer P, Kern M. Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018, 82:355–370.
99. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*, 2019, 19(1):134.
100. Willard A, Gabriel Chu T-M. The science and application of IPS e.max dental ceramic. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 2018, 34(4):238–242.
101. Denry I, Holloway J. Ceramics for dental applications: A review. *Materials*, 2010, 3(1):351–368.
102. Forster A, Ungvári K, Györgyey Á, Kukovecz Á, Turzó K, Nagy K. Human epithelial tissue culture study on restorative materials. *Journal of Dentistry*, 2014, 42(1):7–14.
103. Zhang F, Spies BC, Vleugels J, Reveron H, Wesemann C, Müller W-D, et al. High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly. *Dental Materials*, 2019, 35(12):1776–1790.
104. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, 2017, 33(1):84–98.
105. Riquieri H, Monteiro JB, Viegas DC, Campos TMB, de Melo RM, de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra G. Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics. *Dental Materials*, 2018, 34(10):1483–1491.
106. Romanyk DL, Guo Y, Rae N, Veldhuis S, Sirovica S, Fleming GJ, et al. Strength-limiting damage and its mitigation in CAD-CAM zirconia-reinforced lithium-silicate ceramics machined in a fully crystallized state. *Dental Materials*, 2020, 36(12):1557–1565.
107. Riquieri H, Monteiro JB, Viegas DC, Campos TMB, de Melo RM, de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra G. Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics. *Dental Materials*, 2018, 34(10):1483–1491.
108. Rinke S, Rödiger M, Ziebolz D, Schmidt A-K. Fabrication of zirconia-reinforced lithium silicate ceramic restorations using a complete digital workflow. *Case Reports in Dentistry*, 2015, 2015:1–7.
109. Vichi A, Fonzar RF, Goracci C, Carrabba M, Ferrari M. Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM systems. *Operative Dentistry*, 2018 Jan 1, 43(1):90–100.
110. Schwindling FS, Rues S, Schmitter M. Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns. *Journal of Prosthodontic Research*, 2017, 61(3):344–349.

111. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 2016, 32(7):908–914.
112. Kashkari A, Yilmaz B, Brantley WA, Schricker SR, Johnston WM. Fracture analysis of monolithic CAD-CAM crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2019, 31(4):346–352.
113. Huang S, Cao P, Li Y, Huang Z, Gao W. Nucleation and crystallization kinetics of a multicomponent lithium disilicate glass by in situ and real-time synchrotron x-ray diffraction. *Crystal Growth & Design*, 2013, 13(9):4031–4038.
114. Zarone F, Ruggiero G, Leone R, Breschi L, Leuci S, Sorrentino R. Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. *Journal of Dentistry*, 2021, 103661.
115. Dal Piva A, Contreras L, Ribeiro F, Anami L, Camargo S, Jorge A, et al. Monolithic Ceramics: effect of finishing techniques on surface properties, bacterial adhesion and cell viability. *operative dentistry*, 2018, 43(3):315–325.
116. Altan B, Cinar S, Tuncelli B. Evaluation of shear bond strength of zirconia-based monolithic CAD-CAM materials to resin cement after different surface treatments. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 2019, 22(11):1475.
117. Nogueira AD, Corazza PH, Pecho OE, Perez MM, Borba M. Effect of cementation on the mechanical behavior of a nanoceramic resin. *Cerâmica*, 2020, 66(379):236–242.
118. Rauch A, Schrock A, Schierz O, Hahnel S. Cementation of tooth-colored restorations - a survey among dentists in germany. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 2020, 22(6):567–571.
119. Ostermann F, Meyer G, Kern M. Survey of clinically used adhesive ceramic bonding methods – follow up after 12 years. *Dental Materials*, 2021, 37(4):195–200.
120. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental Cements. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. *Phillips' Science Of Dental Materials Materials*, 12th ed. St. Louis, Elsevier, 2013:307–339.
121. Freedman G. Cements. In: *Contemporary Esthetic Dentistry*, St. Louis, Elsevier, 2012.
122. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Luting Agents and Cementation Procedures. In: Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, editors. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 3rd ed. St. Louis, Mosby, 2001:765–781.
123. International Organization for Standardization. ISO 9917-1:2007 Dentistry — Water-based cements — Part 1: Powder/liquid acid-base cements 2007:23. <https://www.iso.org/standard/45818.html>. 25.11.2021.
124. American Dental Association. ANSI/ADA Standard No. 96 Dental Water-based Cements. 2020. <https://catalog.ada.org/ansiada-standard-no-96-dental-water-based-cements-e-book-2075>. 25.11.2021.

125. Yamaner Şener ID, Subaşı MG, Çilingir A, Tural ZG. Sabit protetik restorasyonlarda siman çözünürlüğünün başarıya etkisi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2014, 14(3):43–51.
126. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of international oral health*, 2014, 6(1):116–120.
127. Uludamar A, Aygün Ş, Kulak Özkan Y. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011, 21(2):150–162.
128. International Organization for Standardization. ISO 3107:2011 Dentistry — Zinc oxide/eugenol cements and zinc oxide/non-eugenol cements 2011:10. Available from: <https://www.iso.org/standard/45800.html>. 25.11.2021.
129. Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM. Materials for Adhesion and Luting. In: Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM, editors. *Craig's Restorative Dental Materials*, 14th ed. St. Louis, Elsevier, 2019:273–294.
130. Strassler HE, Levine E. Cements. In: Freedman G, editor. *Contemporary Esthetic Dentistry*, 1st ed. St. Louis, Elsevier, 2012:537–546.
131. Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, 2011, 55(2):311–332.
132. International Organization for Standardization. ISO 9917-1:2007 Dentistry - Water-based cements — Part1: Powder/liquid acid-base cements 2007:23. Available from: <https://www.iso.org/standard/45818.html>. 25.11.2021.
133. International Organization for Standardization. ISO 9917-2:2017 Dentistry — Water-based cements — Part2: Resin-modified cements 2017:21. Available from: <https://www.iso.org/standard/69901.html>. 25.11.2021.
134. Kowalska A, Sokolowski J, Bociong K. The photoinitiators used in resin based dental composite—A review and future perspectives. *Polymers*, 2021, 13(3):470.
135. Akın HT, Yüzügüllü B. Rezin simanlara güncel bakış. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 2013, 6(4):1307–1317.
136. Fonseca ASQS, Labruna Moreira AD, de Albuquerque PPAC, de Menezes LR, Pfeifer CS, Schneider LFJ. Effect of monomer type on the C C degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites. *Dental Materials*, 2017, 33(4):394–401.
137. Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in dentistry: A review. *Primary Dental Journal*, 2013, 2(4):30–33.
138. Hasanain FA, Nassar HM. Utilizing light cure units: a concise narrative review. *Polymers*, 2021, 13(10):1596.
139. Bragança GF, Vianna AS, Neves FD, Price RB, Soares CJ. Effect of exposure time and moving the curing light on the degree of conversion and Knoop

microhardness of light-cured resin cements. *Dental Materials*, 2020, 36(11):340–351.

140. Christensen GJ. Use of luting or bonding with lithium disilicate and zirconia crowns. *The Journal of the American Dental Association*, 2014, 145(4):383–386.

141. Solon-de-Mello M, Silva Fidalgo TK, Santos Letieri A, Masterson D, Granjeiro JM, Monte Alto R V., et al. Longevity of indirect restorations cemented with self-adhesive resin luting with and without selective enamel etching. A Systematic review and meta-analysis. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2019, 31(4):327–337.

142. Manso AP, Carvalho RM. Dental cements for luting and bonding restorations. *Dental Clinics of North America*, 2017, 61(4):821–834.

143. Papadopoulos K, Pahinis K, Saltidou K, Dionysopoulos D, Tsitrou E. Evaluation of the surface characteristics of dental CAD/CAM materials after different surface treatments. *Materials*, 2020, 13(4):981.

144. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Structure of Matter and Principles of Adhesion. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. *Phillips' Science Of Dental Materials*, 12th ed. St. Louis, Elsevier Saunders, 2013:17–29.

145. Abad-Coronel C, Naranjo B, Valdiviezo P. Adhesive systems used in indirect restorations cementation: Review of the literature. *Dentistry Journal*, 2019, 7(3):71.

146. Sevmez H, Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H. Surface treatments of all ceramic restoration. *Journal of Ege University School of Dentistry*, 2018, 39(3):148–159.

147. AL-Turki L, Merdad Y, Abuhaimed TA, Sabbahi D, Almarshadi M, Aldabbagh R. Repair bond strength of dental computer-aided design/computer-aided manufactured ceramics after different surface treatments. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2020, 32(7):726–733.

148. Bömicke W, Rammelsberg P, Krisam J, Rues S. The effects of surface conditioning and aging on the bond strength between composite cement and zirconia-reinforced lithium-silicate glass-ceramics. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 2019, 21(6):567–576.

149. Sato T, Anami L, Melo R, Valandro L, Bottino M. Effects of surface treatments on the bond strength between resin cement and a new zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Operative Dentistry*, 2016, 41(3):284–292.

150. Al-Thagafi R, Al-Zordk W, Saker S. Influence of surface conditioning protocols on reparability of CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 2016, 18(2):135–141.

151. Klosa K, Meyer G, Kern M. Clinically used adhesive ceramic bonding methods: a survey in 2007, 2011, and in 2015. *Clinical Oral Investigations*, 2016, 20(7):1691–1698.

152. Donmez MB, Okutan Y, Yucel MT. Effect of prolonged application of single-step self-etching primer and hydrofluoric acid on the surface roughness and

shear bond strength of CAD/CAM materials. *European Journal of Oral Sciences*, 2020, 128(6):542–549.

153. Kalavacharla V, Lawson N, Ramp L, Burgess J. Influence of etching protocol and silane treatment with a universal adhesive on lithium disilicate bond strength. *Operative Dentistry*, 2015, 40(4):372–378.

154. Blum IR, Nikolinakos N, Lynch CD, Wilson NHF, Millar BJ, Jagger DC. An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *Journal of Dentistry*, 2012, 40(11):906–912.

155. Campos F, Almeida C, Rippe M, de Melo R, Valandro L, Bottino M. Resin bonding to a hybrid ceramic: effects of surface treatments and aging. *Operative Dentistry*, 2016, 41(2):171–178.

156. Moon J, Kim S, Lee J, Ha S, Choi Y. The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dental Materials*, 2011, 27(7):651–663.

157. Osorio R, Castillo-de Oyague R, Monticelli F, Osorio E, Toledano M. Resistance to bond degradation between dual-cure resin cements and pre-treated sintered CAD-CAM dental ceramics. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, 2012, 17(4):669–677.

158. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental Polymers. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. *Phillips' Science Of Dental Materials Materials*, 12th ed. St. Louis, Elsevier, 2017:92–110.

159. International Organization for Standardization. ISO 4049:2019 Dentistry-Polymer-based restorative materials. 2019:29.
<https://www.iso.org/standard/67596.html>. 25.11.2021

160. de Kuijper MCFM, Ong Y, Gerritsen T, Cune MS, Gresnigt MMM. Influence of the ceramic translucency on the relative degree of conversion of a direct composite and dual-curing resin cement through lithium disilicate onlays and endocrowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2021, 122.

161. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: A literature review. *Brazilian Oral Research*, 2017, 31:64–91.

162. Vohra F, Al-rifaiy M, Al Qahtani M. Factors affecting resin polymerization of bonded all ceramic restorations. Review of literature. *Journal of the Dow University of Health Sciences Karachi*, 2013, 7(2):80–86.

163. AlShaafi MM. Factors affecting polymerization of resin-based composites: A literature review. *The Saudi Dental Journal*, 2017, 29(2):48–58.

164. Reges RV, Costa AR, Correr AB, Piva E, Puppin-Rontani RM, Sinhoreti MAC, et al. Effect of light-curing units, post-cured time and shade of resin cement on knoop hardness. *Brazilian Dental Journal*, 2009, 20(5):410–413.

165. Vignolo V, Fuentes M, Garrido M, Rodriguez J, Ceballos L. Microhardness of different resin cement shades inside the root canal. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, 2012, 17(5):859–864.
166. Guiraldo RD, Consani S, Consani RLX, Berger SB, Mendes WB, Sinhoreti MAC. Light energy transmission through composite influenced by material shades. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 2009, 50(4):183–190.
167. Palin WM, Hadis MA, Leprince JG, Leloup G, Boland L, Fleming GJP, et al. Reduced polymerization stress of MAPO-containing resin composites with increased curing speed, degree of conversion and mechanical properties. *Dental Materials*, 2014, 30(5):507–516.
168. AlShaafi MM. Effects of different temperatures and storage time on the degree of conversion and microhardness of resin-based composites. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 2016, 17(3):217–223.
169. Price RB, Whalen JM, Price TB, Felix CM, Fahey J. The effect of specimen temperature on the polymerization of a resin-composite. *Dental Materials*, 2011, 27(10):983–989.
170. Ebeid K, Sabet A, Rafla N, Al-Haj Husain N, Özcan M. Effect of photopolymerization mode on the degree of conversion of resin cement under different ceramic materials. *Minerva dental and oral science*, 2021, 70(4):147–154.
171. AlShaafi MM, AlQahtani MQ, Price RB. Effect of exposure time on the polymerization of resin cement through ceramic. *The journal of adhesive dentistry*, 2014, 16(2):129–135.
172. Supornpun N, Oster M, Phasuk K, Chu TMG. Effects of shade and thickness on the translucency parameter of anatomic-contour zirconia, transmitted light intensity, and degree of conversion of the resin cement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2021, S0022-3913(21)00251-1.
173. Brescansin FN, Prochnow C, Guilardi LF, Kleverlaan CJ, Bacchi A, Valandro LF, et al. Effect of different surface treatments on optical, colorimetric, and surface characteristics of a lithium disilicate glass–ceramic. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2021, 33(7):1017-1028.
174. Mendonça LM De, Ramalho IS, Lima LASN, Pires LA, Pegoraro TA, Pegoraro LF. 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*, 2019, 27:1–10.
175. Kang W, Park J-K, Kim W-C, Kim H-Y, Kim J-H. Effects of different thickness combinations of core and veneer ceramics on optical properties of CAD-CAM glass-ceramics. *BioMed Research International*, 2019 :1–6.
176. Gomes I, Lopes LP, Fonseca M, Portugal J. Effect of zirconia pigmentation on translucency. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 2018, 26(3):136–142.
177. Liebermann A, Freitas Rafael C, Colle Kauling AE, Edelhoff D, Ueda K, Seiffert A, et al. Transmittance of visible and blue light through zirconia. *Dental Materials Journal*, 2018, 37(5):812–817.

178. Jafari Z, Alaghehmand H, Samani Y, Mahdian M, Khafri S. Light transmittance of CAD/CAM ceramics with different shades and thicknesses and microhardness of the underlying light-cured resin cement. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 2018, 43(3):1–9.
179. Oh S, Shin S-M, Kim H-J, Paek J, Kim S-J, Yoon TH, et al. Influence of glass-based dental ceramic type and thickness with identical shade on the light transmittance and the degree of conversion of resin cement. *International Journal of Oral Science*, 2018, 10(1):5.
180. Ural Ç, Duran İ, Evmek B, Kavut İ, Cengiz S, Yuzbasioglu E. Light transmittance and surface roughness of a feldspathic ceramic CAD-CAM material as a function of different surface treatments. *BMC Oral Health*, 2017, 17(1):16.
181. Barutçigil K, Büyükkaplan UŞ. The effect of thickness and translucency of polymer-infiltrated ceramic-network material on degree of conversion of resin cements. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2020, 12(2):61.
182. Palta N. Farklı Renk ve Kalınlıktaki Translüsente Zirkonyanın Rezin Siman Polimerizasyonuna Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı. Doktora Tezi, Gaziantep: Gaziantep Üniversitesi, 2015.
183. Kurt M, Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S, Turhan Bal B. Effects of glazing methods on the optical and surface properties of silicate ceramics. *Journal of Prosthodontic Research*, 2019, 64(2):1–8.
184. Blumentritt FB, Cancian G, Saporiti JM, Holanda TA, Barbon FJ, Boscatto N. Influence of feldspar ceramic thickness on the properties of resin cements and restorative set. *European Journal of Oral Sciences*, 2021, 129(2):1–12.
185. Borges AFS, Chase MA, Guggiari AL, Gonzalez MJ, Ribeiro AR de S, Pascon FM, et al. A Critical review on the conversion degree of resin monomers by direct analyses. *Brazilian Dental Science*, 2013, 16(1):18-26.
186. Oltramare RS, Odermatt R, Burrer P, Attin T, Tauböck TT. Depth-related curing potential of ormocer- and dimethacrylate-based bulk-fill composites. *Materials*, 2021, 14(22):6753.
187. Bin Nooh AN, Nahedh H Al, AlRefeai M, Alkhudhairy F. The Effect of irradiance on the degree of conversion and volumetric polymerization shrinkage of different bulk-fill resin-based composites: An in vitro study. *European Journal of Dentistry*, 2021, 15(02):312–319.
188. Marovic D, Haugen HJ, Negovetic Mandic V, Par M, Zheng K, Tarle Z, et al. Incorporation of copper-doped mesoporous bioactive glass nanospheres in experimental dental composites: Chemical and mechanical characterization. *Materials*, 2021, 14(10):2611.
189. Li Q, Lin H-L, Zheng M, Ozcan M, Yu H. Minimum radiant exposure and irradiance for triggering adequate polymerization of a photo-polymerized resin cement. *Materials*, 2021, 14(9):7.
190. Moreira RJ, de Deus RA, Ribeiro MTH, Braga SSL, Schettini ACT, Price RB, et al. Effect of light-curing unit design and mouth opening on the

polymerization of bulk-fill resin-based composite restorations in molars. *The journal of adhesive dentistry*, 2021, 23(2):121–131.

191. Elmergawy FH, Nassif MS, El-Borady OM, Mabrouk M, El-Korashy DI. Physical and mechanical evaluation of dental resin composite after modification with two different types of Montmorillonite nanoclay. *Journal of Dentistry*, 2021, 112:103731.

192. Behl S, Rajan G, Raju, Farrar P, Prentice L, Prusty BG. Evaluation of depth-wise post-gel polymerisation shrinkage behaviour of flowable dental composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2021, 124:104860.

193. Alkhudhairy F, Vohra F, Naseem M, Owais MM, Amer AH Bin, Almutairi KB. Color stability and degree of conversion of a novel dibenzoyl germanium derivative containing photo-polymerized resin luting cement. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 2020, 18:2280800020917326.

194. Yang B, Huang Q, Holmes B, Guo J, Li Y, Heo Y, et al. Influence of curing modes on the degree of conversion and mechanical parameters of dual-cured luting agents. *Journal of Prosthodontic Research*, 2020, 64(2):137–144.

195. Tomaselli L de O, Oliveira DCRS de, Favarão J, Silva AF da, Pires-de-Souza F de CP, Geraldini S, et al. Influence of pre-heating regular resin composites and flowable composites on luting ceramic veneers with different thicknesses. *Brazilian Dental Journal*, 2019, 30(5):459–466.

196. Alkhudhairy F, AlKheraif A, Naseem M, Vohra F, Khan R. Degree of conversion and depth of cure of Ivocerin containing photo-polymerized resin luting cement in comparison to conventional luting agents. *Pakistan Journal of Medical Sciences*, 2018, 34(2):253–259.

197. Oguz Ahmet S, Mutluay MM, Seyfioglu Polat Z, Seseogullari Dirihan R, Bek B, Tezvergil-Mutluay A. Addition of benzalkonium chloride to self-adhesive resin-cements: some clinically relevant properties. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2014, 72(8):831–838.

198. Jassé FF, Borges CHB, Tonetto MR, De Souza Rastelli AN, Bagnato VS, De Campos EA, et al. Long-term surface hardness and monomer conversion of a nanofilled and a microhybrid composite resin. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 2013, 14(5):876–882.

199. Ağaccioğlu M, Aytaç F. Analysis methods regarding the polymerization properties of composite resins. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 2019, 25(2):201–212.

200. Moreno MBP, Costa AR, Rueggeberg FA, Correr AB, Sinhoreti MAC, Ambrosano gmb, et al. effect of ceramic interposition and post-activation times on knoop hardness of different shades of resin cement. *Brazilian Dental Journal*, 2018, 29(1):76–81.

201. Santini A, McGuinness N, Nor NAM. Degree of conversion of resin-based orthodontic bonding materials cured with single-wave or dual-wave LED light-curing units. *Journal of Orthodontics*, 2014, 41(4):292–298.

202. Kim YK, Chun JN, Kwon PC, Kim KH, Kwon TY. Polymerization kinetics of dual-curing adhesive systems when used solely or in conjunction with chemically-cured resin cement. *The journal of adhesive dentistry*, 2013, 15(5):453–459.
203. Karaarslan ES, Altintas S, Bulbul M, Cebe MA, Usumez A. High performance liquid chromatography analysis of monomers from one composite resin cured with different polymerisation methods. *Materials Research Innovations*, 2011, 15(2):124–129.
204. Santini A, Miletic V, Swift MD, Bradley M. Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. *Journal of Dentistry*, 2012, 40(7):577–584.
205. Tanimoto Y, Hayakawa T, Nemoto K. Analysis of photopolymerization behavior of UDMA/TEGDMA resin mixture and its composite by differential scanning calorimetry. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2005, 72(2):310–315.
206. Özcan C, Lestriez P, Berry-Kromer V, Thiebaud F, Sockalingum GD, Untereiner V, et al. Misinterpretation of ISO 4049 standard recommendations: Impact on Young's modulus and conversion degree of dental composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2020, 110:103947.
207. Favarão J, Oliveira D, Zanini M, Rocha M, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti M. Effect of curing-light attenuation on color stability and physical and chemical properties of resin cements containing different photoinitiators. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2021, 113:104110.
208. Tosco V, Monterubbianesi R, Orilisi G, Sabbatini S, Conti C, Özcan M, et al. Comparison of two curing protocols during adhesive cementation: can the step luting technique supersede the traditional one? *Odontology*, 2021, 109(2):433–439.
209. Schneider LFJ, Ribeiro RB, Liberato WF, Salgado VE, Moraes RR, Cavalcante LM. Curing potential and color stability of different resin-based luting materials. *Dental Materials*, 2020, 36(10):309–315.
210. Liporoni P, Ponce A, de Freitas M, Zanatta R, Pereira M, Catelan A. Influence of thickness and translucency of lithium disilicate ceramic on degree of conversion of resinous materials. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 2020, 12(8):745–748.
211. Gugelmin BP, Miguel LCM, Baratto Filho F, Cunha LF da, Correr GM, Gonzaga CC. Color stability of ceramic veneers luted with resin cements and pre-heated composites: 12 months follow-up. *Brazilian Dental Journal*, 2020, 31(1):69–77.
212. Hollas JM. *Modern Spectroscopy*, 4th ed. West Sussex, John Wiley & Sons, 2004: 452.
213. Kildal KK, Ruyter IE. How different curing methods affect the degree of conversion of resin-based inlay/onlay materials. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1994, 52(5):315–322.

214. Ruyter IE, Øysaet H. Composites for use in posterior teeth: Composition and conversion. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1987, 21(1):11–23.
215. Ruyter IE, Svendsen SA. Remaining methacrylate groups in composite restorative materials. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1978, 36(2):75–82.
216. Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM. Testing of Dental Materials and Biomechanics. In: Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM, editors. *Craig's Restorative Dental Materials*, 14th ed. St. Louis, Elsevier, 2019:69–89.
217. Mukherjee S, Gowen A. A review of recent trends in polymer characterization using non-destructive vibrational spectroscopic modalities and chemical imaging. *Analytica Chimica Acta*, 2015, 895:12–34.
218. Moraes LGP, Rocha RSF, Menegazzo LM, Araújo EB de, Yukimito K, Moraes JCS. Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *Journal of Applied Oral Science*, 2008, 16(2):145–149.
219. Bokobza L. Some applications of vibrational spectroscopy for the analysis of polymers and polymer composites. *Polymers*, 2019, 11(7):1159.
220. White S, Pharoah M. *Oral Radiography Principles and Interpretation*, 7 th. ed. St. Louis, Elsevier, 2014: 3–4.
221. Wikimedia. EM Spectrum Properties.
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:EM_Spectrum_Properties_edit.svg.
10.08.2021
222. Su W-F. Characterization of Polymer The. In: Su W-F, editor. *Principles of Polymer Design and Synthesis*, 1st ed. Berlin, Heidelberg, 2013:89–110.
223. Siesler HW. Vibrational Spectroscopy of Polymers. *International Journal of Polymer Analysis and Characterization*, 2011, 16(8):519–541.
224. Kuptsov AH, Zhizhin GN. *Handbook of Fourier Transform Raman and Infrared Spectra of Polymers*. 1st ed. Amsterdam, Elsevier Science, 1998: 535.
225. Herrera-González AM, Caldera-Villalobos M, Pérez-Mondragón AA, Cuevas-Suárez CE, González-López JA. Analysis of double bond conversion of photopolymerizable monomers by ftir-atr spectroscopy. *Journal of Chemical Education*, 2019, 96(8):1786–1789.
226. Inokoshi M, Nozaki K, Takagaki T, Okazaki Y, Yoshihara K, Minakuchi S, et al. Initial curing characteristics of composite cements under ceramic restorations. *Journal of Prosthodontic Research*, 2021, 65(1):39–45.
227. Tabor D. *The Hardness of Metals*. New York: Oxford University Press, 1951.
228. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Mechanical Properties of Dental Materials. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. *Phillips' Science Of Dental Materials Materials*, 12th ed. St. Louis, Elsevier Saunders, 2013:48–69.
229. Baltá Calleja FJ, Fakirov S. *Microhardness of Polymers*. New York: Cambridge University Press, 2000.

230. Noronha Filho JD, Brandão NL, Poskus LT, Guimarães JGA, Silva EM da. A critical analysis of the degree of conversion of resin-based luting cements. *Journal of Applied Oral Science*, 2010, 18(5):442–446.
231. O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL. Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dental Materials*, 1997 May, 13(3):179–185.
232. Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM. Fundamentals of Materials Science. In: Craig's Restorative Dental Materials, 14th ed. St. Louis, Elsevier, 2019:29–68.
233. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2018, 120(1):132–137.
234. Banh W, Hughes J, Sia A, Chien DCH, Tadakamadla SK, Figueredo CM, et al. Longevity of polymer-infiltrated ceramic network and zirconia-reinforced lithium silicate restorations: a systematic review and meta-analysis. *Materials*, 2021, 14(17):5058.
235. Zimmermann M, Koller C, Mehl A, Hickel R. Indirect zirconia-reinforced lithium silicate ceramic CAD/CAM restorations: Preliminary clinical results after 12 months. *Quintessence international*, 2017, 48(1):19–25.
236. Nassar H, Halim C, Katamish H. Clinical outcomes of zirconia-reinforced lithium silicate partial coverage crowns compared to lithium disilicate partial coverage crowns. A randomized controlled split-mouth clinical study. *F1000Research*, 2019, 8:305.
237. Rinke S, Pfitzenreuter T, Leha A, Roediger M, Ziebolz D. Clinical evaluation of chairside-fabricated partial crowns composed of zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: 3-year results of a prospective practice-based study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2020, 32(2):226–235.
238. Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dental Materials*, 2015, 31(8):907–915.
239. Zimmermann M, Egli G, Zaruba M, Mehl A. Influence of material thickness on fractural strength of CAD / CAM fabricated ceramic crowns. *Dental Materials Journal*, 2017, 36(6):778–783.
240. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2014, 35:93–101.
241. Morita RK, Hayashida MF, Pupo YM, Berger G, Reggiani RD, Betiol EAG. Case report minimally invasive laminate veneers: clinical aspects in treatment planning and cementation procedures. *Case Reports in Dentistry*, 2016, 2016:1839793
242. Radz GM. Minimum thickness anterior porcelain restorations. *Dental Clinics of NA*, 2011, 55(2):353–370.

243. David-pérez M, Ramírez-suárez JP, Latorre-correa F, Agudelo-suárez AA. Degree of conversion of resin-cements (light-cured/dual-cured) under different thicknesses of vitreous ceramics: systematic review. *Journal of Prosthodontic Research*, 2021, 1-10.
244. Martins F V., Vasques WF, Fonseca EM. How the variations of the thickness in ceramic restorations of lithium disilicate and the use of different photopolymerizers influence the degree of conversion of the resin cements: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontics*, 2019, 28(1):395–403.
245. Dönmez MB. Farklı Kalınlıklardaki CAD / CAM Seramiklerin Rezin Siman Polimerizasyonuna Olan Etkisi. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı. Konya: Selçuk Üniversitesi, 2018.
246. Aldryhim H, El-Mowafy O, McDermott P, Prakki A. Hardness of resin cements polymerized through glass-ceramic veneers. *Dentistry Journal*, 2021, 9(8):92.
247. Pereira C, Magalhães C, Lages F, Ferreira R, da Silva E, da Silveira R, et al. Degree of conversion and microhardness of resin cements photoactivated through glass ceramic. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 2021, 13(11):1068–1075.
248. Kumagai N, Hirayama H, Finkelman MD. The effect of translucency of Y-TZP based all-ceramic crowns fabricated with different substructure designs. *Journal of Dentistry*, 2013, 41:87–92.
249. Ivoclar. Variolink Esthetic – Instructions for Use. https://www.ivoclar.com/en_US/downloadcenter/?dc=us&lang=en#search-text=variolink&search-info-272=280383%2C1&details=29394. 20.01.2022
250. Öztürk E, Bolay Ş, Hickel R, Ilie N. Effects of ceramic shade and thickness on the micro-mechanical properties of a light-cured resin cement in different shades. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2015, 73(7):503–507.
251. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials*, 2013, 29(6):605–617.
252. Price RB, Ferracane JL, Hickel R, Sullivan B. The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. *International Dental Journal*, 2020, 70(6):407–417.
253. Tafur-Zelada CM, Carvalho O, Silva FS, Henriques B, Özcan M, Souza JCM. The influence of zirconia veneer thickness on the degree of conversion of resin-matrix cements: an integrative review. *Clinical Oral Investigations*, 2021, 25(6):3395–3408.
254. McCabe JF. Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis (DTA). *Dental Materials*, 1985, 1(6):231–234.
255. Harrington E, Wilson HJ. Depth of cure of radiation-activated materials—effect of mould material and cavity size. *Journal of Dentistry*, 1993, 21(5):305–311.

256. KOUPIS N. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dental Materials*, 2004, 20(10):908–914.
257. Lee IB, Um CM. Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2001, 28(2):186–197.
258. Diem M. Modern Vibrational Spectroscopy and Micro-Spectroscopy. Chichester, John Wiley & Sons, 2015.
259. Li Q, Lin H-L, Zheng M, Ozcan M, Yu H. Minimum radiant exposure and irradiance for triggering adequate polymerization of a photo-polymerized resin cement. *Materials*, 2021, 14(9):2341.
260. Drumond A, Paloco E, Berger S, González A, Carreira A, D’Alpino P, et al. Effect of two processing techniques used to manufacture lithium disilicate ceramics on the degree of conversion and microshear bond strength of resin cement. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 2020, 33(2):98–103.
261. Atai M, Ahmadi M, Babanzadeh S, Watts DC. Synthesis, characterization, shrinkage and curing kinetics of a new low-shrinkage urethane dimethacrylate monomer for dental applications. *Dental Materials*, 2007, 23(8):1030–1041.
262. Liu D, Liu F, He J, Lassila LVJ, Vallittu PK. Synthesis of a novel tertiary amine containing urethane dimethacrylate monomer (UDMTA) and its application in dental resin. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2013, 24(6):1595–1603.
263. Boztuna A. Farklı Kalınlıktaki Monolitik Seramiklerin Farklı Işık Kaynakları Altında Rezin Simanların Polimerizasyon Oranına Etkisi. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik diş Tedavisi Ana Bilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul: T.C. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2017.
264. Flury S, Lussi A, Hickel R, Ilie N. Light curing through glass ceramics: effect of curing mode on micromechanical properties of dual-curing resin cements. *Clinical Oral Investigations*, 2014, 18(3):809–818.
265. Calgaro PAM, Furuse AY, Correr GM, Ornaghi BP, Gonzaga CC. Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements. *Brazilian Oral Research*, 2013, 27(5):403–409.
266. Archegas L, de Menezes Caldas D, Rached R, Soares P, Souza E. Effect of ceramic veneer opacity and exposure time on the polymerization efficiency of resin cements. *Operative Dentistry*, 2012, 37(3):281–289.
267. Borges LPS, Borges GA, Correr AB, Platt JA, Kina S, Correr-Sobrinho L, et al. Effect of lithium disilicate ceramic thickness, shade and translucency on transmitted irradiance and knoop microhardness of a light cured luting resin cement. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2021, 32(8):90.
268. Majumder A, Giri T, Mukherjee S. An in vitro study to compare the influence of different all-ceramic systems on the polymerization of dual-cure resin cement. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2019, 19(1):58.

269. Lopes C de CA, Rodrigues RB, Silva ALF e, Simamoto Júnior PC, Soares CJ, Novais VR. Degree of conversion and mechanical properties of resin cements cured through different all-ceramic systems. *Brazilian Dental Journal*, 2015, 26(5):484–489.
270. Pilo R, Papadogiannis D, Zinelis S, Eliades G. Setting characteristics and mechanical properties of self-adhesive resin luting agents. *Dental Materials*, 2017, 33(3):344–357.

