

**T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ**



**FARKLI REZİN MATRİKS SERAMİK BLOKLARIN
KALINLIKLARININ REZİN SİMANLARIN
POLİMERİZASYONLARINA ETKİSİ**

**DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

BÜŞRA GÖKTEPE

**TEZ DANIŞMANI
DR. ÖĞR. ÜYESİ ERSAN ÇELİK**

ORDU-2018

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ

**FARKLI REZİN MATRİKS SERAMİK BLOKLARIN
KALINLIKLARININ REZİN SİMANLARIN
POLİMERİZASYONLARINA ETKİSİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

BÜŞRA GÖKTEPE

**TEZ DANIŞMANI
DR. ÖĞR. ÜYESİ ERSAN ÇELİK**

**Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
Tarafından B-1815 proje numarası ile desteklenmiştir.**

ORDU-2018

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI REZİN MATRİKS SERAMİK BLOKLARIN KALINLIKLARININ REZİN
SİMANLARIN POLİMERİZASYONLARINA ETKİSİ**

Dt. Büşra GÖKTEPE

Tezin Sözlü Savunma Tarihi: 09.11.2018

Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Ersan ÇELİK

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Serdar POLAT

Dekan V. : Prof. Dr. Tarık YARILGAÇ

ORDU - 2018

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Büşra GÖKTEPE

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübeleri ile bana yol gösteren, tezimin her aşamasında emeğini ve yardımını esirgemeyen, gelecekteki mesleki hayatımda da bana verdiği bilgilerden faydalanacağım, değerli hocam ve tez danışmanım Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Ersan ÇELİK**'e,

Uzmanlık eğitimim sürecinde olduğu gibi tezimin istatistiksel verilerinin oluşturulmasında da büyük katkıları olan değerli hocam Sayın **Doç. Dr. Doğu Ömür DEDE**'ye,

Uzmanlık eğitimim süresince desteğini her zaman hissettiğim, bilgi ve tecrübeleri ile bana her konuda katkı sağlayan, zor durumda kaldığımda yardımına koşan Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Serkan KÜÇÜKEKENCİ**'ye,

Uzmanlık eğitimimde emekleri geçen ve tecrübelerini benden esirgemeyen Sayın **Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA**, Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Ayça TULGA** ve Sayın **Dr.Dt. Recep TÜRKEN**'e

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarında yaptığım mikrosertlik testleri sırasında göstermiş olduğu ilgi ve yardımlarından dolayı Sayın **Dr.Dt. Fehmi GÖNÜLDAŞ**'a,

Aynı ortamda çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve klinik personellerimize,

Değerli bilgi ve dostluklarıyla uzmanlık eğitimime renk katan sevgili **Dr. Öğr. Üyesi Sezgi CİNEL ŞAHİN** ve **Uzm. Dt. İsmail Onur ŞAHİN**'e

Her an desteklerini yanımda hissettiğim, uzmanlık eğitimimi güzelleştiren ve bu süreci kolaylaştıran sevgili arkadaşlarım **Dt. Serpil KOŞGİN BAKKAL** ve **Uzm. Dt. Bircan BEKTAŞ**'a

Her anımda olduğu gibi uzmanlık sürecimde de yanımda olan, sevgisini ve desteğini bana her zaman hissettiren **Numan KÜÇÜK**'e

Sevgi ve anlayışlarını her zaman hissettiğim, beni her konuda destekleyen, hayattaki şansım olan babam **Arif GÖKTEPE**, annem **Hacer GÖKTEPE** ve kardeşim **Ceyda GÖKTEPE**'ye

sonsuz teşekkürlerimle...

Bu uzmanlık tezi **Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi** tarafından **B-1815** proje numarası ile desteklenmiştir. Tüm destekleri için Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

FARKLI REZİN MATRİKS SERAMİK BLOKLARIN KALINLIKLARININ REZİN SİMANLARIN POLİMERİZASYONLARINA ETKİSİ

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı farklı kalınlıklardaki üç farklı rezin matris seramik blokların, rezin simanın mikrosertliği üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda; polimer infiltre ceramic (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik), rezin nano seramik (Lava Ultimate, 3M ESPE) ve nanoseramik (GC Cerasmart, GC) olmak üzere üç farklı rezin matris seramik blok değerlendirilmiştir. Her bir seramik bloktan 0,5 mm, 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarında ve 8 mm çapında kesitler alınmıştır ve her bir grupta 10 resin matris seramik disk içeren 9 grup oluşturulmuştur (n=10). Translucet light cure rezin siman (RelyX Veneer; 3 M ESPE) 6 mm çapında ve 0.5 mm yüksekliğindeki paslanmaz çelik kalıba yerleştirilmiştir. Simanın üzerine rezin matris seramik örnekler yerleştirilmiş ve LED ışık cihazı (Venus VE-215I, Venus Foshan Medical Company) kullanılarak örneklerle temas sağlayacak şekilde 30 sn ışık uygulanmıştır. Vicker's mikrosertlik ölçümleri rezin simanın alt yüzeyinden, 50 g kuvvet 15 sn süresince uygulanarak, her örnek için üç defa ölçüm yapılmıştır. Üç ölçümün ortalaması alınmış ve bu değer örneğin Vicker's mikrosertlik değeri olarak belirlenmiştir. Verilerin analizi için SPSS 20 (SPSS Inc; Chicago, ABD) programı kullanılarak çift yönlü ANOVA ve Tukey çoklu karşılaştırma testleri yapılmıştır.

Bulgular: 0,5 mm ve 1 mm kalınlığındaki gruplarda; GC Cerasmart ve Vita Enamic gruplarının Vicker's mikrosertlik değerleri, Lava Ultimate grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). 1,5 mm'lik örneklerde Vita Enamic grubu, Lava Ultimate ve GC Cerasmart gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek mikrosertlik değerleri sergilemiştir ($p<0.05$).

Sonuç: Resin matris seramiğin kalınlığı ve tipi, tüm gruplarda rezin simanın mikrosertlik değerlerini belirgin ölçüde etkilemiştir.

Anahtar Kelimeler: Resin matris seramik, polimerizasyon, mikrosertlik.

ABSTRACT

THE EFFECT OF THICKNESS OF DIFFERENT RESIN MATRIX CERAMIC BLOCKS ON POLYMERIZATION OF RESIN CEMENTS

Aim: The aim of this study was to evaluate the effects of the different thickness of three types of resin matrix ceramics on microhardness of the underlying light-cured resin cement material.

Material and Method: Three types of resin matrix ceramics were analyzed in this study: polymer infiltrated ceramic (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik), resin nano ceramic (Lava Ultimate, 3M ESPE) and nano ceramic (GC Cerasmart, GC). Each ceramic block was sectioned 0.5 mm, 1 mm and 1.5 mm thickness with a diameter of 8 mm. The combination of all parameters rendered a total of 9 groups, each containing 10 resin matrix ceramic discs ($n = 10$). A translucent light-cured luting resin (RelyX Veneer; 3 M ESPE) was applied on a stainless steel with a central hole measuring 6 mm in diameter and 0.5 mm in depth. The resin cements were polymerized through prepared resin matrix ceramic discs for 30 seconds with the LED curing unit held (Venus VE-215I, Venus Foshan Medical Company) in direct contact with the ceramic. Vickers measurements were performed from the bottom of the resin cement samples by 3 different indentation points under a load of 50 g and 15 seconds of indentation time. The average value of the 3 readings for each sample was recorded as the Vickers hardness number. Data were analyzed using two way ANOVA and Tukey post hoc analysis.

Results: The mean microhardness of the resin cements for 0.5 mm and 1 mm thickness in the Vita Enamic and GC Cerasmart groups were significantly higher than Lava Ultimate group ($p < 0.05$). The mean microhardness of the resin cements for 1.5 mm thickness in the Lava Ultimate group was significantly lower than Vita Enamic and GC Cerasmart groups ($p < 0.05$).

Conclusions: Ceramic thickness and types had significant influences on microhardness values in all types of resin matrix ceramics.

Key words: Resin matrix ceramic, polymerization, microhardness

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇ KAPAK SAYFASI.....	
ONAY	
TEZ BİLDİRİMİ	I
TEŞEKKÜR.....	II
ÖZET.....	III
ABSTRACT.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
TABLolar DİZİNİ.....	XII
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	XIV
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Dental CAD/CAM Sistemleri	2
2.2 Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	2
2.2.1. Cam seramikler	3
2.2.1.1. Feldspatik cam seramikler	3
2.2.1.2. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler	4
2.2.1.3. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler	4
2.2.2. Oksit seramikler	5
2.2.2.1. Cam infiltre oksit seramikler	5
2.2.2.1.1. In-Ceram Alumina	5
2.2.2.1.2. In-Ceram Spinell	5
2.2.2.1.3. In-Ceram Zirconia	6
2.2.2.2. Sinterlenen oksit seramikler	6
2.2.2.2.1. Alüminyum oksit seramikler	6
2.2.2.2.2. Zirkonyum oksit seramikler	6
2.2.3. Nano seramikler	7
2.2.4. Rezin matriks seramikler	7

2.2.4.1. İndirekt rezin kompozit	8
2.2.4.2. Resin nanoseramik	9
2.2.4.3. Nano seramik	11
2.2.4.4. Hibrit seramik	12
2.2.4.5. Polimer infiltre rezin seramik	13
2.2.5. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler	15
2.2.6. Kompozitler	16
2.2.7. Polimerler	16
2.2.8. Metaller	17
2.3. Dental Simanlar	18
2.3.1. Resin Bazlı Yapıştırma Simanları	20
2.3.1.1. Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar	20
2.3.1.2. Poliasit Modifiye Kompozit Resin (Kompomer) Simanlar	20
2.3.1.3. Kompozit Resin Simanlar	21
2.3.1.3.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Resin Simanlar ...	23
2.3.1.3.2. Işıkla Polimerize Olan Resin Simanlar	23
2.3.1.3.3. Hem Işık Hem de Kimyasal Olarak Polimerize Olan Resin Simanlar	25
2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Işık Kaynakları	26
2.4.1. Quartz Tungsten Halojen (QTH) Işık Kaynakları	26
2.4.2. Light Emitting Diode (LED) Işık Kaynakları	27
2.4.3. Plazma Ark (PAC) Işık Kaynakları	28
2.4.4. Lazer Işık Kaynakları	28
2.5. Polimerizasyon Ölçümünde Kullanılan Testler	30
2.5.1. Fourier Transform Infrared Spektroskopi (FTIR)	30
2.5.2. Kazıma	31
2.5.3. Optik Mikroskopi	31
2.5.4. Mikrosertlik Testleri	31
2.5.4.1. Brinell Sertlik Testi	32
2.5.4.2. Rockwell Sertlik Testi	32
2.5.4.3. Knoop Sertlik Testi	33

2.5.4.4. Vicker's Sertlik Testi	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM	36
3.1. Rezin Matriks Seramik Örneklerin Elde Edilmesi	36
3.2. Rezin Matriks Seramik Bloklardan Kesit Alınması	38
3.3. Hazırlanan Örneklerin Işık Geçirgenliklerinin Radyometre İle Değerlendirilmesi	41
3.4. Rezin Siman Örneklerini Standardize Etmek İçin Paslanmaz Çelik Kalıpların Hazırlanması	42
3.5. Rezin Siman Örneklerin Hazırlanması	43
3.6. Siman Örneklerinin Üzerine Rezin Matriks Seramik Blokların Yerleştirilmesi Ve Polimerizasyonunun Sağlanması	43
3.7. Vicker's Mikrosertlik Cihazı İle Siman Sertliğinin Ölçülmesi	45
3.8. Verilerin İstistiksel Analizlerinin Yapılması	49
4. BULGULAR	51
4.1. Örneklerin Radyometre İle Işık Geçirgenliği Ölçümünün Değerlendirilmesi	51
4.2. Vicker's Mikrosertlik Testinden Sonra Örneklerin Yüzey Görüntüleri Ve Vicker's Mikrosertlik Değerleri	53
4.2.1. GC Cerasmart Grubunun Sonuçları	53
4.2.2. Lava Ultimate Grubunun Sonuçları	56
4.2.3. Vita Enamic Grubunun Sonuçları	58
4.3. Vicker's Mikrosertlik Testi Sonuçlarının İstatistik Bulguları	60
5. TARTIŞMA	70
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	83
KAYNAKLAR	84
ÖZGEÇMİŞ	98

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 1. Lava Ultimate CAD/CAM blok	10
Şekil 2. GC Cerasmart CAD/CAM blok	11
Şekil 3. Vita Enamic CAD/CAM blok	14
Şekil 4. Polimer infiltre rezin seramik yapısı	14
Şekil 5. Seramiklerin bir sınıflaması	18
Şekil 6. Çalışmamızda da kullandığımız ışıkla sertleşen Rely X Veneer siman	24
Şekil 7. Polimer yapıları A: Doğrusal; B ve C: Dallı; D: Çapraz bağlı	30
Şekil 8. Sırasıyla Brinell, Rockwell, Vicker's ve Knoop mikrosertlik testlerinin uç şekilleri	32
Şekil 9. Çalışmamızdaki Vita Enamic, GC Cerasmart, Lava Ultimate bloklar	37
Şekil 10. CAD/CAM milleden üniteindeki frezeleme işlemi	37
Şekil 11. Frezeleme işleminden sonra silindir haline gelen rezin matriks seramik bloklar	38
Şekil 12. Çalışmada kullanılan kesit alma cihazı	38
Şekil 13. Kesit alma cihazı kullanılarak bloklardan kesit alınması	38
Şekil 14. Kesit alındıktan sonra 3 ayrı rezin matriks seramikteki toplam 90 adet örnek	39
Şekil 15. 0.5 mm çapındaki örneklerin dijital mikrometre ile ölçülmesi	39
Şekil 16. 1 mm çapındaki örneklerin dijital mikrometre ile ölçülmesi	40
Şekil 17. 1.5 mm çapındaki örneklerin dijital mikrometre ile ölçülmesi	40
Şekil 18. Çalışmamızda kullanılan ultrasonik temizleyici ve örneklerin ultrasonik temizleyicide temizlenmesi	41

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 19. 450 mW/cm ² gücündeki bir ışık cihazı kullanılarak örneklerin Işık geçirgenliklerinin belirlenmesi	41
Şekil 20. Rezin siman örneklerini standardize etmek için hazırlanan paslanmaz çelik kalıp	42
Şekil 21. Hazırlanan paslanmaz çelik kalıpların şeması	42
Şekil 22. Rezin simanın paslanmaz çelik kalıbın iç kısmına yerleştirilmesi	43
Şekil 23. Çalışmada kullanılan Single Bond Universal adeziv ve uygulaması	44
Şekil 24. Rezin simanın üzerine rezin matriks seramik örneklerin yerleştirilmesi ve üzerine 500 g'lık kuvvet uygulanması	44
Şekil 25. Çalışmamızda kullanılan LED ışık cihazı	45
Şekil 26. LED ışık cihazı ile rezin simanın polimerize edilmesi	45
Şekil 27. Çalışmamızda kullandığımız Vicker's mikrosertlik cihazı	46
Şekil 28. Mikrosertlik cihazının 15 sn boyunca 50 g kuvvet uygulayacak şekilde ayarlanması	46
Şekil 29. Örneklerin yüzeyine mikrosertlik testi için kuvvet uygulanması	47
Şekil 30. Her siman örneğinden üç defa ölçüm yapılmıştır	47
Şekil 31. Elde edilen görüntüler ilgili bilgisayar programına aktarılmıştır	48
Şekil 32. Görüntünün üzerinde önce eşkenar dörtgenin karşılıklı köşegenlerinden yatay çizgi çizilmiştir	48
Şekil 33. Görüntünün üzerinde yatay çizgiden sonra dikey çizgi çizilmiştir	49
Şekil 34. HV değeri materyalin Vicker's sertlik değerini göstermektedir	49

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 35. GC Cerasmart 0.5 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü	54
Şekil 36. GC Cerasmart 1 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü	54
Şekil 37. GC Cerasmart 1.5 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü	55
Şekil 38. Lava Ultimate 0.5 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü	56
Şekil 39. Lava Ultimate 1 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü	56
Şekil 40. Lava Ultimate 1.5 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü	57
Şekil 41. Vita Enamic 0.5 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü	58
Şekil 42. Vita Enamic 1 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü	58
Şekil 43. Vita Enamic 1.5 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü	59
Şekil 44. GC Cerasmart grubunun mikrosertlik değeri - materyal kalınlığı grafiği	66
Şekil 45. Vita Enamic grubunun mikrosertlik değeri - materyal kalınlığı grafiği	67

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

- Şekil 46.** Lava Ultimate grubunun mikrosertlik değeri - materyal kalınlığı grafiği 67
- Şekil 47.** Tüm grupların materyal kalınlığı-Vicker's mikrosertlik değeri grafiği 69
- Şekil 48.** Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu örneklerin ortalama değer ve standart sapmaları 69



TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1. Çalışmamızda kullandığımız materyaller ve içerikleri	36
Tablo 2. CAD/CAM bloklar ve kalınlıklara göre dağılımı	40
Tablo 3. İstatistiksel analizde kullandığımız Levene testi verileri	50
Tablo 4. GC Cerasmart örneklerinin radyometre ölçümlerinin sonuçları	51
Tablo 5. Vita Enamic örneklerinin radyometre ölçümlerinin sonuçları	52
Tablo 6. Lava Ultimate örneklerinin radyometre ölçümlerinin sonuçları	52
Tablo 7. Tüm grupların radyometre ölçümlerinin ortalama değerleri	53
Tablo 8. GC Cerasmart örneklerinin Vicker's mikrosertlik testi verileri	55
Tablo 9. Lava Ultimate örneklerinin Vicker's mikrosertlik testi verileri	57
Tablo 10. Vita Enamic örneklerinin Vicker's mikrosertlik testi verileri	59
Tablo 11. Grupların ortalama Vicker's mikrosertlik değerleri	60
Tablo 12. Two way ANOVA testi sonuçları	60
Tablo 13. Rezin matris seramik gruplarının altındaki rezin simanın ortalama mikrosertlik değerleri ve standart sapmaları	61
Tablo 14. Tukey çoklu karşılaştırma testinin sonuçları	62-63-64

Tablo 15. Örnek gruplarının ortalama değerleri ve istatistiksel olarak anlamlılıklarının karşılaştırılması	64
Tablo 16. Materyal çeşidinin ve kalınlığın rezin simanın polimerizasyonuna olan etkilerinin istatistiksel olarak anlamlılık düzeylerinin karşılaştırılması	65



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<	: Küçüktür
>	: Büyüktür
°C	: Santigrat derece
%	: Yüzde
µm	: Mikrometre
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
BHN	: Brinell sertlik numarası
bisGMA	: Bisfenol-A glisidil dimetakrilat
Bis MEPP	: Bisfenol-A etoksilat dimetakrilat
B ₂ O ₃	: Borik oksit
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım
CAM	: Bilgisayar destekli üretim
CaO	: Kalsiyum oksit
DMA	: Dimetil asetamid
dk	: Dakika
FTIR	: Fourier Transform Infrared Spektroskopi
gr	: Gram
GPA	: Giga paskal
HEMA	: 2 hidroksi etil metakrilat
HT	: High translusensi
KHN	: Knoop sertlik numarası
K ₂ O	: Potasyum oksit
LED	: Light Emitting Diode
MgO	: Magnezyum oksit

mm	: Milimetre
MPA	: Mega paskal
mW/cm ²	: Miliwatt/santimetrekare
Na ₂ O	: Sodyum oksit
nm	: Nanometre
PAC	: Plazma ark
PICN	: Polimer infiltre seramik ağ
QTH	: Quartz tungsten halojen
RHN	: Rockwell sertlik numarası
RNC	: Rezin nano seramik
RPM	: Round per second
SiO ₂	: Silisyum oksit
sn	: Saniye
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
VHN	: Vicker's sertlik numarası
ZLS	: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik
ZrO ₂	: Zirkonyum dioksit

1. GİRİŞ

Tam seramiklerin kırılın yapıları nedeniyle, restorasyonlarda çeşitli problemlerle karşılaşılmaktadır. Günümüzde bu problemleri elimine etmek amacıyla kompozit sistemlerle tamiri mümkün olan CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) kompozit rezin bloklar kullanılmaya başlanmıştır. Resin blok materyaller, standart parametreler altında yüksek sıcaklık ve basınçta üretilen; hibrit, nano-hibrit, nano doldurucu içeren kompozitlerdir ve literatürlerde resin matriks seramikler olarak geçmektedir.

Resin matriks seramikler oldukça yeni materyallerdir. Materyaller hakkında üreticilerin önerileri mevcuttur ancak bu önerilerin desteklenebilmesi ve özelliklerinin geliştirilmesi için birçok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Bu materyallerin klinikte kullanımının yaygınlaşması da yine bu araştırmalara bağlıdır.

Tez çalışmasında resin matriks seramiklerin ışık geçirgenlikleri değerlendirilmiştir. Çalışmada farklı içeriğe sahip 3 çeşit resin matriks seramik kullanılmıştır; Vita Enamic, Lava Ultimate, GC Cerasmart. Vita Enamic %86 seramik, %14 polimer içeriklidir. Lava Ultimate ise çapraz bağlı resin matriks içerisine gömülü, zirkonya/silika (ağırlıkça %20) nano parçacıklardan oluşmaktadır. GC Cerasmart ise resin matriks içerisinde ağırlıkça %71 oranında silika ve baryum cam partiküllerinden oluşmaktadır.

Her bir resin matriks seramikten de 3 farklı kalınlıkta (0,5 mm, 1 mm, 1.5 mm) kesitler elde edilerek materyal kalınlığının ışık geçirgenliğine olan etkisi değerlendirilmiştir. Ayrıca aynı kalınlık değerlerinde farklı içeriğe sahip CAD/CAM blokların ışık geçirgenliği de incelenmiştir. Resin matriks seramiğin ışık geçirgenliği radyometre cihazı ile ölçülmüştür.

Çalışmanın ikinci aşamasında; resin matriks seramik blokların alt yüzeyine ışıkla sertleşen resin siman yerleştirilip, LED ışık cihazı ile simanın polimerizasyonu sağlandıktan sonra, simanın Vickers sertlik testi ile mikrosertliği ölçülmüştür.

Çalışmanın sonunda resin simanın optimum derecede polimerizasyonu için, restorasyon materyali olarak kullanılan resin matriks seramiğin ideal kalınlığı hakkında fikir elde edilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental CAD/CAM Sistemleri

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim teknolojisi ilk olarak 1980'li yıllarda kullanılmaya başlanmış ve bu tarihten itibaren, CAD/CAM sistemleri hızla gelişerek yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır (Baroudi ve Ibraheem, 2015).

CAD; bir materyalin bilgisayar sistemleri kullanılarak geliştirilmesi ve tasarımının yapılması anlamına gelmektedir. Bu sayede üç boyutlu modellerin çizimi bilgisayar ortamında gerçekleştirilmektedir. CAM; elde edilen ve istenilen verileri kullanarak bilgisayar desteği ile üretimin gerçekleştirilmesidir (Jedynakiewicz ve Martin, 2001).

Sistem temel olarak; hassas bir freze makinesinin bilgisayar yazılımı yardımıyla; kompozit, seramik veya metal bloklardan protetik restorasyonlar üretmesi esasına dayanır (Heffernan ve ark., 2002).

CAD/CAM sistemleri günümüzde hızlı bir şekilde geliştirilmektedir. Geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerinin eliminasyonunu sağlamak, yapılacak restorasyonun bilgisayar kullanılarak tasarımını yapmak, masa başında restorasyonun üretilmesine imkan sağlamak, restorasyonun kalitesini arttırmak ve estetik özelliklerinin gelişmesini sağlamaktır (Christensen, 2001).

Dental restorasyonlarda biyouyumluluk ve yüksek estetik beklenti gibi endişelerin artmasıyla birlikte, diş hekimleri ve hastalar tarafından metal içermeyen restorasyonlara doğru yönelim olmuştur (Santos ve ark., 2015).

2.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinin yaygınlaşması ve artan estetik ve fonksiyonel beklentiler nedeniyle, üretici firmalar bu beklentileri karşılayacak özelliklere sahip farklı yapısal ve fiziksel özelliklerde materyallerin geliştirilmesi amacıyla adımlar atmıştır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan blok materyalleri yapılacak restorasyonun tipine ve ağızdaki konumuna, hastanın beklentilerine ve sosyo-ekonomik durumuna ve hekimin tercihine göre değişiklik gösterebilmektedir.

CAD/CAM sistemlerinde birçok materyal kullanılmaktadır, bu materyaller aşağıda sıralanmıştır (Fasbinder, 2010, 2012).

2.2.1. Cam seramikler

2.2.1.1. Feldspatik cam seramikler

Feldspatik bloklar (Vitablocs Mark II, Vita Zahnfabrik, Germany) potasyum feldspar, albit gibi doğal feldspar materyallerinden oluşmaktadır. Doğal feldspar malzemelerinin avantajı; saflık derecelerinin ve erime sıcaklıklarının yüksek olmasıdır. Cam matrislerinin içerisinde %30 oranında ve 3-4 µm (mikrometre) boyutlarında homojen dağılım gösteren ince grenli feldspar partikülleri bulunmaktadır. İnce grenli homojen yapıda ve sinterlenmiş olmaları nedeniyle parlatılabilirlikleri çok iyidir. Polisajı yapıldıktan sonra materyalin dayanımı 130 MPa (megapaskal) kadardır. Glaze yapıldıktan sonra ise 160 MPa'ya kadar çıkabilmektedir. Feldspatik bloklar, konvansiyonel feldspatik porselenlerle karşılaştırıldığında dayanımları daha fazladır (Seghi ve Sorensen, 1995).

Monokromatik, dikromatik, polikromatik olmak üzere renk seçeneği açısından farklı özelliklerde feldspatik seramik bloklar mevcuttur. Monokromatik blokların estetik yönden dezavantajı tek renk olmasıdır. Bu dezavantajı elimine etmek amacıyla dikromatik ve polikromatik bloklar (TriLuxe, TriLuxe Forte) geliştirilmiştir (Fasbinder, 2010).

Dikromatik bloklar dentin tabakasından ve estetik özellik sağlaması amacıyla translusent mine tabakasından oluşmaktadır (Reich ve Hornberger, 2002). Polikromatik bloklar ise çeşitli renk doygunluklarına ve ışık geçirgenliklerine sahip olmaları nedeniyle estetik açıdan avantajlıdır ve doğal diş dokusunu daha iyi taklit edilebilmektedir (Vitablocs RealLife). Böylece doğal dişin optik özelliklerini taklit ederek mevcut doğal dişler ile restorasyonun bir bütün oluşturması sağlanmaktadır. Kroma derecesi insizalden koleye doğru artış göstermektedir. Doğal dişteki katman yapısı yansıtılmaktadır (Reich ve Hornberger, 2002).

2.2.1.2. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler

Yapay kristal bir feldspatik ($K_2O.Al_2O_3.4SiO_2$) yapısında olan lösitin diş hekimliğinde temel görevi; porselenin termal genleşme katsayısını arttırarak, sertliği ve bağlanmayı arttırmaktır. Lösit, ısıya dayanıklı bir iskelet yapı oluşturur ve cam aradaki boşlukları doldurur. Cam seramik yapının lösit kristalleri ile güçlendirildiği bu sistem, Wohlwend tarafından Zürih Üniversitesinde geliştirilmiş ve 1991 yılında IPS Empress Seramik (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein) sistemi adı altında piyasaya sürülmüştür (McLean, 2001).

Silikat cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5 μm büyüklüğündeki lösit kristal fazı oluşturur (Kelly ve ark., 1996). IPS Empress restorasyonların bükülme direnci 160 MPa ve kırılma dayanıklılığı 1.5 - 1.7 MPa değerleri arasındadır.

Bu restorasyonlar yüksek translusensileri sayesinde oldukça estetik restorasyonlardır. Yüksek translusens yapıları nedeniyle metal abutment kullanılan implant üstü restorasyonlarda, renklenmiş dişlerde ve metal post-kor bulunan dişlerde uygulanmaları kontrendikedir (Heffernan ve ark., 2002).

Doğal dişlere benzer floresans, ışık geçirgenliği ve renk özellikleri gösteren lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin mekanik özellikleri köprü yapımı için kontrendikasyon oluşturmaktadır ancak laminate veneer, inley, onley ve kuronların yapımına olanak tanımaktadır (Höland ve ark., 2000).

2.2.1.3. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler

Cam seramiklerde, daha yüksek dayanım ve kırılma direncine sahip materyaller geliştirilerek materyallerin endikasyonlarının genişletilmesi amaçlanmıştır (Pagniano ve ark., 2005).

Lityum disilikat kristali, SiO_3 ve tetragonal yapı arasında güçlü çapraz bağlar gösteren silikat yapıdır. İlk kez 1998 yılında tanıtımı yapılan IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) materyalinin bükülme direnci 300-400 MPa, kırılma direnci ise 2,8-3,5 MPa arasındadır (Quinn ve ark., 2003).

Bu sistemlerde alt yapı seramiğinin güçlendirilmesi amacıyla lösitle güçlendirilmiş cam seramiklere kıyasla çok daha yüksek miktarda kristal içeriği bulunmaktadır (Pagniano ve ark., 2005).

IPS Empress II sistemi ile inley-onley restorasyonları, kuronlar, anterior bölgede üç üyeli köprü restorasyonları, posterior bölgede ise en çok ikinci küçük azı bölgesine kadar uzanan ve en fazla küçük azı genişliğinde gövdeye sahip üç üyeli köprü restorasyonlarının uygulanması endikedir (Nakamura ve ark., 2002).

IPS e.max CAD lityum disilikat cam seramik bloklardır. Üstün bir homojen yapı sergiler ve bir CAD/CAM ünitede kolaylıkla şekillendirilebilir. Pek çok CAD/CAM seramiğinin aksine bu materyal 30 dakikalık kristalizasyon süresi boyunca büzülmeye maruz kalmaz. 3 üyeli anterior köprü kopingi olarak, anterior ve posterior bölgede tek diş kor alt yapı olarak kullanımı endikedir (IPS e.max CAD. Erişim tarihi: 08.09.2018, <http://www.ivoclarvivadent.com/en/dental-professional-/ips-emax-cad-for-programill>).

2.2.2. Oksit seramikler

2.2.2.1. Cam infiltre oksit seramikler

In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia olmak üzere 3'e ayrılmaktadır.

2.2.2.1.1. In-Ceram Alumina

In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen) 1989 yılında tanıtılmıştır. Bu sistemde alumina alt yapı şekillendirilip fırınlanmakta ve bu işlemin ardından içerisine cam infiltrasyonu yapılmaktadır. In-Ceram Alumina %99,56 oranında saf alumina içermektedir. Bu sistemlerle, anterior ve posterior bölgede üç üyeli köprü ve kuron restorasyonlarının uygulanması endikedir (Conrad ve ark., 2007). Yarı opak bir yapıdadır ve bu özelliğinden dolayı ışığın tam olarak geçişine izin vermemekte ve estetik özellikleri sınırlanmaktadır (Heffernan ve ark., 2002). Bükülme direnci 236-600 MPa, kırılma direnci ise 3,1-4,61 MPa değerleri arasındadır (Giordano ve ark., 1995).

2.2.2.1.2. In-Ceram Spinell

In-Ceram Spinell sistemi (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen) In-Ceram Alumina sisteminin opak alt yapısına bir alternatif olması için 1994 yılında üretilmiştir (Conrad ve ark., 2007). Bükülme direnci 283-377 MPa'dır.

Translusensliği ise In-Ceram Alumina'nın iki katı kadardır. Estetik özelliklerinden dolayı, anterior bölgede kron restorasyonu yapımında endikasyonu vardır (Fradeani ve Redemagni, 2002).

2.2.2.1.3. In-Ceram Zirconia

In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen), % 35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya ve cam infiltre edilmiş alumina içermektedir. In-Ceram Alumina'nın bir modifikasyonudur (Sundh ve Sjögren, 2004). In-Ceram Zirconia seramik materyalinin bükülme direnci 421-800 MPa, kırılma direnci ise 6-8 MPa değerleri arasındadır (Guazzato ve ark., 2005). In-Ceram Zirconia opak bir yapı sergilemektedir. Bu nedenle anterior bölge restorasyonlarında kullanılması endike değilken, posterior bölgedeki köprü ve krun restorasyonlarının yapımında endikedir (Conrad ve ark., 2007).

2.2.2.2. Sinterlenen oksit seramikler

2.2.2.2.1. Alüminyum oksit seramikler

Alüminyum oksit yapılı seramikler, %100 alüminyum oksit kristalleri içeren yarı sinterize ve yüksek dayanıklılıkta oksit bloklardır. Presinterize durumda olduklarından, restorasyon üretildikten sonra 1520°C'de fırınlanmaktadırlar. Kırılma dayanımları 500 MPa'ın üzerinde olup, bükülme dayanımları ortalama 610 MPa, elastik modülleri ise 380 GPa'dır. Frezelenme işleminin ardından cam infiltrasyonu gerektirmezler. Alüminyum oksit seramik bloklar tek renklidirler; ancak daha sonra üzerine gelecek porselenin rengine göre renklendirilebilirler (Guazzato ve ark., 2004).

2.2.2.2.2. Zirkonyum oksit seramikler

Zirkonyum oksit seramikler, ilk yıllarda zirkonyum oksit-kalsiyum oksit (ZrO_2 CaO), zirkonyum oksit -magnezyum oksit (ZrO_2 MgO) gibi katı çözeltiler halinde test edilmiştir. Bunu takip eden yıllarda ise çalışmalar daha çok "Tetragonal Zirkonyum Polikristalin (TZP)" olarak adlandırılan ince grenli yapılı yitrium ile stabilize edilmiş seramiklerin üzerinde yoğunlaşmıştır (Piconi ve Maccauro, 1999).

2.2.3. Nano seramikler

Nano seramik materyalinin %80'ini polimerik bir matriks içine gömülü ve birbirine bağlı yapıdaki 20 nm çapında silika ve 4-11 nm çapında zirkonyum dioksit nano partikülleri oluşturmaktadır.

Nanoseramik materyalinin elastik modülü 10-20 GPa'dır. Bu değer dentine yakındır ve cam seramiklerle karşılaştırıldığında stresi daha iyi absorbe ettiği belirtilmektedir. 204 MPa olan kırılma direnci; feldspatik, lösit ve kompozit bloklardan daha yüksek iken, lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara yakındır (Zhang ve ark., 2013).

2.2.4. Rezin matriks seramikler

Yüksek ısı (HT) veya yüksek ısı - yüksek basınç (HT-HP) kombinasyonu gibi yeni polimerizasyon tekniklerinin gelişimiyle birlikte, CAD/CAM teknolojisi ile üretimi gerçekleştirilen yeni mikro yapılar geliştirilmiştir. Yeni rezin materyallere, infiltrasyonun geliştirilmesi ve polimerizasyon büzülmesinin azaltılması amacıyla basınç uygulanmıştır. Yüksek infiltrasyon basıncı sayesinde daha iyi mekanik özellikler sağlanmış, büzülme ve internal stresler azaltılmıştır (He ve Swain, 2011; Nguyen ve ark., 2014).

Seramik ve kompozitin özelliklerini birleştiren ilk jenerasyon materyal, polimerize rezin kompozit Paradigm MZ100 (3M, ESPE) 'dür. Daha sonra, içeriği ağırlıklı olarak %80 rezin nano seramik olan Lava Ultimate (3M ESPE) piyasaya sürülmüştür.

%71 doldurucu içerikli GC Cerasmart (GC America) ve %60 inorganik doldurucu içerikli Shofu Block (Shofu Block HC, Shofu) ve Ambarino High-Class (Ceramed) üretilen diğer rezin matriks materyalleridir.

Son yıllarda ise, polimer infiltre seramik ağ (PICN-polimer infiltre seramik ağ) yapısında olan Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) materyali piyasaya sürülmüştür.

Rezin matriks seramiklerin avantajları şu şekilde sıralanabilir;

- Karşıt diş dokusunda daha az aşındırma yapmaktadır
- Daha az preparasyon gerektirmektedir

- Tamiri benzer rezin kompozitlerle yapıldığından, yapım kolaylığı sağlamaktadır
- Adeziv rezin simanlarla kimyasal uyumluluk göstermektedir (Petrini ve ark., 2013)
- Frezeleme esnasında marjinal kenarlarda oluşan kırılma ve çatlığa seramiklere göre daha fazla dayanıklılık, daha az kırılma göstermekte ve daha az pöröz yapı sergilemektedir.
- Seramikler gibi şekillendirildikten sonra ısı uygulanmasına gerek yoktur ve bu özellik daha hızlı bir şekilde restorasyon yapımı mümkün kılmaktadır (Fasbinder ve Neiva, 2016).
- Elastik modüllerinin dentine yakın olması nedeniyle daha iyi bükülme ve daha düşük kırılma direnci göstermektedir (Shetty ve ark., 2015).

Rezin matris seramikler, seramiklerin dayanıklılık ve renk stabilitesi avantajları ile rezin kompozitlerin yüksek bükülme dayanımı ve düşük aşındırma özelliklerinin birleşiminin sonucudur. Bu materyaller; rezin nanoseramikler, hibrit seramikler, rezin-matris seramikler, çift ağılı materyaller, seramik esaslı interpenetre faz kompozitleri ve PICN gibi farklı isimlerle adlandırılmaktadır (Gracis ve ark., 2015; Mainjot ve ark., 2016).

2.2.4.1. İndirekt rezin kompozit

CAD/CAM ile şekillendirilerek üretilen ilk rezin kompozit, yapısı Z100 direkt restorasyon rezin kompoziti ile yapısı benzerlik gösteren Paradigm MZ100'dür (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD). Bu materyal 2000 yılında piyasaya sunulduğunda, seramik bloklara bir alternatif oluşturmuştur. Paradigm MZ100'ün üretilmesi sonucunda, Z100'ün mekanik özellikleri belirgin olarak arttırılmıştır (Ruse ve Sadoun, 2014).

Paradigm MZ100'ün ağırlıkça %85'ini 0,6 µm boyutlarındaki zirkonya-silika seramik parçacıkları oluşturur. Polimer matris içeriğini, bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEDGMA) ve başlatıcı sistem oluşturmaktadır. Doldurucu partiküller radyopak yapıdadır ve bu özellik materyalin aşınma direncini arttırmakta ve dayanıklılık sağlamaktadır (Gracis ve ark., 2015; Mainjot ve ark., 2016).

Paradigm MZ100'ün avantajları;

- Daha az diş preparasyonu gerektirmektedir
- Daha kolay bitirme ve parlatma olanağına izin vermektedir
- İntraoral olarak kolayca ayarlanabilmektedir
- Daha kolay renklendirilmektedir
- Karşıt dişlerde daha az aşındırma yapmaktadır.

Bükülme dayanımı 150 MPa'dır. Paradigm MZ100'ün; inley, onley, kuron ve veneer restorasyonlarında kullanımı endikedir (Shetty ve ark., 2015).

Johnson ve ark., (2014) maksiller molar dişlerdeki okluzal veneer restorasyonlarda, restorasyon kalınlığının (0,3, 0,6, 1 mm) ve kullanılan materyal tipinin kırılma dayanıma olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında, Paradigm MZ100 materyalinin Lava Ultimate'den daha düşük kırılma dayanımına sahip olduğunu bulmuşlar, ancak her iki materyalin de kırılması için gereken kuvvetlerin çığneme kuvveti değerlerinin çok üstünde olduğunu belirtmişlerdir.

2.2.4.2. Rezin nanoseramik

Lava Ultimate (3M ESPE, Neuss, Almanya), üretici firma tarafından "Rezin Nano Seramik (RNC)" olarak adlandırılmaktadır (Şekil 1). Ağırlıkça %80'i rezin matriks içerisindeki nano seramik partiküllerinden oluşmaktadır. Nano seramik parçacıkları ise, yüksek oranda çapraz bağ oluşturarak polimer matriksi güçlendiren üç farklı nano partikülden oluşmaktadır (Gracis ve ark., 2015).

Nano partiküller ise şu partikülerin birleşiminden oluşmaktadır;

- 20 nm çaplı silika nano partikülleri
- 4-11 nm çaplı zirkonya nano partikülleri
- Dolgu maddesinin arasındaki boşlukları dolduran zirkonya-silika nano kümeleri (Gracis ve ark., 2015).

Bloklar üretilirken, nano partiküller ile rezin matriksin kimyasal bağlanmasını sağlamak amacıyla, nano partiküllere silan uygulaması yapılmaktadır (Mainjot ve ark., 2016). Kimyasal bağlantı sonucunda 0,6- 10 µm boyutlarında nanopartikül demetleri oluşmaktadır. Lava Ultimate'in üretimi sırasında yüksek ısı

uygulandığından, freze işleminden sonra tekrar fırınlanmasına gereksinim duyulmamaktadır (3M ESPE, 2011).



Şekil 1. Lava Ultimate CAD/CAM blok

Lava Ultimate' in avantajları şu şekilde sıralanmaktadır;

- Kolayca uyumlanabilmekte ve yeniden cilalanabilmektedir
- İyi aşınma direnci göstermektedir
- Lekelere karşı dirençlidir
- Cam seramiklerle kıyaslandığında antagonist dişlerde daha az aşınmaya neden olmaktadır
- Tekrar fırınlamaya ihtiyaç olmadığından laboratuvar prosedürleri çok daha az olmaktadır
- Yüksek bükülme dayanımı (200 MPa) göstermektedir
- Gerektiğinde intraoral veya ekstraoral olarak renklendirme yapılabilmektedir (Shetty ve ark., 2015).

Bu materyalin endikasyonları inley, onley ve veneer restorasyonları olarak belirtilmiştir. Lava Ultimate düşük elastik modülüne sahip olması nedeniyle, kuron restorasyonu içerisinde elastik bir deformasyon oluşturmakta ve oluşan bu stres konsantrasyonu da adeziv tabakaya iletilerek desimantasyona sebep olabilmektedir. Bu nedenle, önceleri endike olmasına rağmen bu materyalin tam kuron endikasyonu üretici firma tarafından kaldırılmıştır (Shetty ve ark., 2015).

2.2.4.3. Nano seramik

Üretici firma tarafından nano seramik olarak adlandırılan GC Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya), ağırlıkça %71 oranında doldurucu partiküllerden oluşmaktadır (Şekil 2). Doldurucu partiküller silika ve baryum içerirken, rezin matrisi ise BisMEPP, UDMA ve DMA içermektedir. GC Cerasmart'ın inley, onley, veneer, kuron ve implant destekli kuron restorasyonlarında kullanım endikasyonu bulunmaktadır (Stawarczyk ve ark., 2016).



Şekil 2. GC Cerasmart CAD/CAM bloklar

Cerasmart materyalinin simantasyon işlemi üretici firma tarafından şu şekilde önerilmiştir;

- İlk olarak restorasyonun iç yüzeyi 25-50 µm alümina (0.2 MPa) ile kumlanır veya kumlama yapılmayacaksa %5'lik hidroflorik asit 60 sn. boyunca uygulanır.
- Ardından yağsız hava ile veya ultrasonik banyoda temizlenir ve etil alkol ile silinir.
- Daha sonra Ceramic Primer II gibi bir silan ajanı uygulanır ve kurutulur. Ceramic Primer II uygulamasından sonra herhangi bir bonding ajanı gerekli değildir.
- Dış yüzeyi ise kullanılacak olan adeziv simanın kullanım talimatlarına göre hazırlanır ve restorasyon simante edilir (GC Ceramart. Erişim tarihi:

10.09.2018, http://www.gcamerica.com/products/digital/CERASMART/GCA_CERASMART_Bro-iPad.pdf).

Awada ve ark. yeni geliştirilen CAD/CAM materyallerinin (Lava Ultimate, Vita Enamic, GC Cerasmart, IPS Empress, Vitablocs Mark II, Paradigm MZ100 Block) mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarının sonucunda, Cerasmart ve Lava Ultimate bloklarının diğer CAD/CAM materyallerinden daha yüksek bükülme direnci gösterdiğini belirtmişlerdir (Awada ve Nathanson, 2015).

2.2.4.4. Hibrit seramik

Shofu Block HC (Shofu, Kyoto, Japonya), yeni nesil hibrit seramik materyaldir. Ağırlığının %61'inden fazlasını inorganik içerik oluşturur ve bu inorganik yapı silika tozu, zirkonyum silikat ve mikro kümeli silika içermektedir (Gracis ve ark., 2015).

Yüksek elastikiyet ve bükülme direncine sahiptir ve bu nedenle stres absorpsiyonu yüksektir. Materyalin bükülme direnci 191 MPa'dır. Shofu Block HC sisteminde, anterior restorasyonlar için mine ve dentini taklit etmek üzere iki tabakalı bloklar mevcuttur. Işık geçirgenlikleri ve floresans özellikleri iyidir, polisajlanması kolay ve sürdürülebilirdir.

Estetik ve mekanik özelliklerinin iyi olması nedeniyle hem anterior hem de posterior restorasyonlarda kullanılmaktadır. İmplant destekli restorasyonlar, inley, onley ve veneer restorasyonlarda kullanım endikasyonları bulunmaktadır. Simantasyonlarında kullanılacak rezin simanın talimatlarına göre simante edilmektedir (Shofu block & disk. Erişim tarihi: 06.07.2018, <http://www.shofu.com/en/wp-content/uploads/sites/2/2016/11/Shofu-Blocks-Disks-HC-Brochure.pdf>).

Bir diğer hibrit seramik, Ambarino High Class CAD/CAM bloklardır. Ambarino High Class'nın (Creamed, Marburg, Almanya), ağırlığının %70.1'ini inorganik silika doldurucuları oluşturmaktadır, kompozit matriks olarak da Bis-GMA, UDMA, butandioldimetakrilat içermektedir. Silika doldurucular, ortalama 0.8 µm boyutlarındadır (Wiegand ve ark., 2015).

Ambarino High Class materyalinin avantajları şu şekildedir;

- Doğal dişe benzer özellikte aşınma direnci gösterdiğinden antagonist dişleri korumaktadır.
- Çiğneme kuvvetlerini absorbe ettiğinden bruksizmlili hastalar için idealdir ve restorasyonda çatlak görülmemektedir
- 480 MPa basma direncine sahiptir (Wiegand ve ark., 2015).

Bu materyalin, CAD/CAM teknolojisi ile birlikte inley, onley, veneer, tam ve parsiyel kuron ve en fazla üç üyeli köprülerde kullanım endikasyonu bulunmaktadır (Wiegand ve ark., 2015).

2.2.4.5. Polimer infiltre rezin seramik

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), üretici firma tarafından PICN olarak tanıtılmıştır (Şekil 3). Mikroyapısal analizler sonucunda PICN'lerin, birbirine bağlı yapıdaki ağlardan (bir polimer ağıyla güçlendirilen baskın bir seramik ağı) oluşan hibrit bir materyal olduğu bildirilmiştir. Seramik ağın bileşenleri ise, feldspatik orijinli bir lösit esaslı fazdan ve güçlendirme bileşeni olarak katkı sağlayabilen küçük kristal halinde zirkonyadan oluşmaktadır (Della Bona ve ark., 2014).

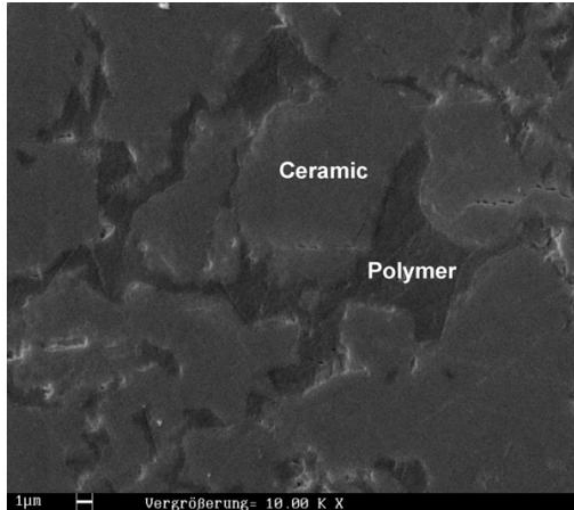
Vita Enamic üretilirken, ilk olarak önceden sinterlenmiş yapıda poröz feldspar seramik üretilmektedir. İkinci adımda, bu poröz yapıdaki seramik ağ rezin ile doldurulmaktadır. Resin infiltrasyonundan önce, seramik ağa bir bağlayıcı ajan uygulanmaktadır. Böylece, polimer ağı, interpenetre ağ sistemini oluşturmak için seramik ağa kimyasal olarak çapraz bağlanmaktadır. Kimyasal olarak hazırlanmış poröz inorganik ağ, kapiller hareket ile çapraz bağlı polimerlerle infiltre edilmektedir. Ardından, polimer ağı oluşturmak için ısı ile indüklenen polimerizasyon, polimer infiltre seramik ağ oluşturmaktadır (Coldea ve ark., 2013).

Feldspatik seramik ağ, materyal ağırlığının %86'sını, hacminin %75'ini oluştururken, polimer ağ materyal ağırlığının %14'ünü, hacminin %25'ini oluşturmaktadır (Şekil 4). Mevcut olan bu çift ağ yapısı sayesinde materyalde çatlak ilerlemesi durdurulmaktadır (Gracis ve ark., 2015).

Seramik ağın içerisindeki bileşikler ve yüzdeleri Şu Şekildedir; SiO₂ (%58-63), Al₂O₃ (%20-23), Na₂O (%6-11), K₂O (%4-6), B₂O₃ (%0,5-2), CaO (<%1), Zr₂O (<%1). Polimer ağ ise UDMA ve TEGDMA içermektedir (Gracis ve ark., 2015).



Şekil 3. Vita Enamic CAD/CAM blok



Şekil 4. Polimer infiltre rezin seramik yapısı (Coldea ve ark., 2013)

Enamic'in avantajları Şu Şekilde sıralanmaktadır;

- Düşük kırılma göstermektedir
- Çatlak/kırık olmadan ince bölgelerde Őekillendirebilme (millenebilme) olanağı sağlamaktadır
- Geleneksel seramiklere kıyasla daha yüksek elastikiyet modölüne sahiptir
- Restorasyonların elmas frezlerle möllenebilmesine imkan tanımaktadır
- Daha az millenme süresine sahiptir (Shetty ve ark., 2015).

Vita Enamic'in kuron, inley, onley ve veneer restorasyonlarında kullanımı endike iken, köprülerde ve parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda kullanımı kontrendikedir (Shetty ve ark., 2015).

Vita Enamic' in bükülme dayanımı yaklaşık 160 MPa, elastik modülüsü ise yaklaşık 38 GPa olarak belirtilmiştir. Bu verilerle birlikte materyalin mekanik özelliklerinin mine ve dentine benzer olduğu da bildirilmiştir (Coldea ve ark., 2013).

Swain ve ark. (2016), GC Cerasmart, Lava Ultimate, Vita Enamic materyallerinin mekanik özellikleri ile ilgili yaptıkları çalışmalarında, bu materyallerin mevcut porselen ve cam seramiklere göre elastik modülüslerinin ve sertliklerinin daha düşük ancak kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğunu vurgulamışlar ve dental restorasyonlarda kullanımlarının uygun olduklarını belirtmişlerdir.

Goujat ve ark. (2018), Vita Enamic, Lava Ultimate, GC Cerasmart ve IPS e.max CAD materyallerinin mekanik özelliklerini (bükülme direnci, Vicker's mikrosertliği, kırılma dayanımları) ve internal uyumlarını incelemiştir. Dört materyalden de inley restorasyonlar hazırlanmış (n=10) ve çekilmiş insan molar dişine açılan kavitelere yerleştirilmiştir. Araştırma sonucunda, IPS e.max CAD ve Lava Ultimate'in kırılma dayanımı Vita Enamic ve GC Cerasmart'tan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Vicker's mikrosertliği incelendiğinde IPS e.max CAD'in mikrosertlik değeri diğer üç materyale göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bükülme direnci ise GC Cerasmart ve IPS e.max CAD materyallerinde Lava Ultimate ve Vita Enamic'e göre anlamlı derecede yüksektir. İnternal uyumsuzluk ise Lava Ultimate materyalinde IPS e.max CAD ve GC Cerasmart'a göre anlamlı derecede yüksek bulunmuşken, Vita Enamic ile arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

2.2.5. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler

Günümüzde CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere piyasaya sürülen Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve Celtra DeguDent (DeguDent, Hanau, Almanya) zirkonya ile güçlendirilmiş seramik bloklara örnek olarak verilmektedir (Griffin, 2013).

Cam seramiğin ağırlıkça yaklaşık %10 oranında zirkonya ile zenginleştirilmesiyle birlikte, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (ZLS) üretimi gerçekleştirilmiştir. Yeni geliştirilen ürünlerden biri olan bu seramik materyali, küçük tanecik boyutu ve homojen bir mikro yapıya sahip olması nedeniyle avantaj sağlamaktadır. Bu materyali diğer cam seramik materyallerinden ayıran en önemli özellik mekanik direncidir (Preis ve ark., 2013).

Yeni geliştirilen bu monolitik CAD/CAM materyallerinin inley, onley, laminate veneer, ön-arka bölge ve implant destekli kuron restorasyonları üretiminde kullanım endikasyonları bulunmaktadır (Griffin, 2013).

2.2.6. Kompozitler

Kompozit rezin esaslı bloklar; yapısal, fiziksel, biyolojik ve estetik özelliklerinin sağladığı avantajlardan dolayı akrilik rezin esaslı bloklara oranla daha başarılıdırlar. Bu materyaller kullanılarak, daha üstün estetik ve biyolojik özelliklere sahip uzun süreli geçici restorasyonlar hazırlanabilmektedir. Ayrıca brüksizmi olan hastalarda, bu materyaller hem karşı dişte daha az aşınmaya neden olur, hem de çiğneme kuvvetlerinin absorbe edilmesine olanak sağlar. Tek diş kuron restorasyonları ve inley-onley restorasyonlarının hazırlanması da mümkün olabilmektedir (Höland ve ark., 2000).

2.2.7. Polimerler

Genellikle uzun süreli geçici restorasyonlar olarak kullanılmaktadırlar. Bazı durumlarda tedavi sonucunu öngörebilmek amacıyla, rezin materyalden restorasyonlar üretilip marjin adaptasyonundan veya estetik görünümünden emin olunup daha sonra seramik bloklardan üretime geçilebilmektedir. Bu amaçla kullanılan monokromatik ve polikromatik blokların yanında, içeriğinde polimetilmetakrilat bulunmayan materyaller de piyasaya sürülmüştür. Ayrıca akrilik rezin esaslı blokların CAD/CAM sistemlerinde kullanılmasıyla, monomer bırakmadan döküme girebilen altyapı modelajları ve cerrahi plaklar da hazırlanabilmektedir (Lauvahutanon ve ark., 2014).

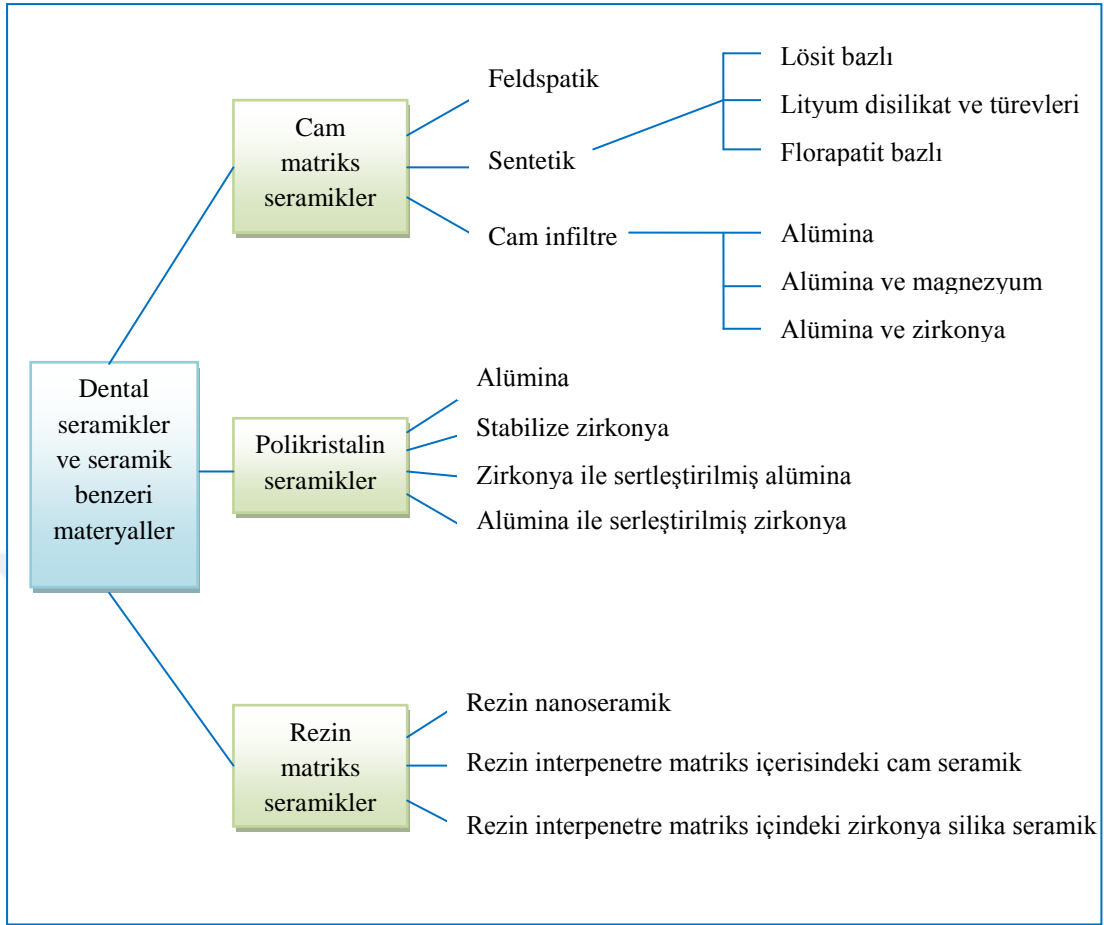
2.2.8. Metaller

CAD/CAM sistemlerinin kullanımının artmasıyla birlikte, özellikle implant üstü barlı restorasyonlarda ve metal alt yapılı seramik restorasyonlarda dökümden kaynaklanan sorunları engellemek ve pasif uyumu sağlamak amacıyla saf titanyum, titanyum alaşımları ve krom-kobalt alaşımlarından üretilmiş bloklar kullanılmaktadır (Mehl ve ark., 2013).

Metaller içerisinde özellikle titanyum artmış biyouyumluluk, korozyona direnç ve ince işlenebilirliği sayesinde en çok tercih edilen metal grubudur. Döküm teknikleri ile yapılan geleneksel yöntemlere kıyasla, CAD/CAM sistemlerinde kullanılan metal bloklar, endüstriyel ürün oldukları için homojen materyallerdir ve porözite boşlukları bulunmadığı için daha yüksek dayanıklılığa sahiptir (ADA Council on Scientific Affairs, 2003).

Son zamanlarda sinterlenen metal bloklar da piyasaya sunulmuştur. Kısmi sinterlenmiş bloklar, sinterlendikten sonra gösterecekleri büzülmeler göz önüne alınarak %110 daha büyük freze edilirler. Freze edilen restorasyonlar argon gazlı ortamda sinterlenerek son haline ulaşmaktadır (Zimmermann ve ark., 2013).

Dental CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyallerden biri olan seramiklerin farklı araştırmacılar tarafından çeşitli şekillerde sınıflandırması yapılmıştır. Son yıllarda Gracis ve ark. (2015), diş hekimliğinde kullanılan seramikler ve seramik benzeri materyaller ile farklı bir sınıflama yapmışlardır. Bu sınıflama Şekil 5'te gösterilmektedir.



Şekil 5. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin Gracis ve ark. (2015) 'e göre sınıflaması

2.3. Dental Simanlar

Dental simanların temel fonksiyonları literatürde, restoratif materyalle diş arasındaki boşluğu doldurmak ve fonksiyon sırasında restorasyonun yerinden çıkmasına karşı direncini arttırmak olduğu belirtilmiştir (Pameijer, 2012).

İdeal bir yapıştırma simanında bulunması gereken özellikler şu şekildedir;

- Düşük viskoziteye ve film kalınlığına sahip olmalıdır
- Yeterli çalışma ve sertleşme zamanı olmalıdır
- Manipülasyonu kolay olmalıdır
- Baskı, germe ve makaslama kuvvetlerine karşı direnci yüksek olmalıdır
- Polimerizasyon büzülmesi düşük olmalıdır
- Mikrosızıntıya, nem ve aside karşı dirençli olmalıdır

- Plastik deformasyona karşı direnci yüksek olmalıdır
- Diş ve restorasyonlara adezyonu iyi olmalıdır
- Biyouyumlu olmalı, ayrıca çürük önleyici özelliği bulunmalıdır
- Isısal ve galvanik izolasyon sağlayabilmelidir
- Radyopak olmalıdır
- Estetik materyallerle birlikte kullanıldıklarında ışık geçirgenliği yeterli olmalıdır (Morgano ve Brackett, 1999; Zaimoğlu ve Can,2004).

Literatürde simanların farklı sınıflandırılmaları mevcuttur;

1. Ağızda kalma sürelerine göre (Craig ve Powers, 1989)

a) Geçici simanlar

b) Daimi simanlar

2. Sertleşme reaksiyonlarına göre (Craig ve Powers, 1989; Wilson ve Nicholson, 2005)

a) Asit-baz simanları (cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer, ZOE, çinko polikarboksilat, çinko fosfat)

b) Polimerizasyon simanları (rezin simanlar, kompomerler, self-adeziv rezin simanlar)

3. Matriks bağlantı tipine göre (Craig ve Powers, 1989)

a) Fosfat

b) Fenolat

c) Polikarboksilat

d) Rezin

e) Rezin modifiye cam iyonomer

4. Kullanım bilgisi ve deneyime göre (O'Brien, 2002)

a) Geleneksel (çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer)

b) Modern (rezin modifiye cam iyonomer, rezin)

5. Kronolojik gelişime göre (Wilson ve Nicholson, 2005; Paul, 2015)

a) Çinko oksit öjenol siman

b) Çinko fosfat siman

c) Silikat siman

d) Çinko polikarboksilat siman

e) Cam iyonomer siman

- f) Kompozit rezin siman
- g) Resin modifiye cam iyonomer siman
- h) Self adeziv rezin siman

2.3.1. Resin Bazlı Yapıştırma Simanları

2.3.1.1. Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomerler, diş sert dokularına kimyasal olarak bağlanabilen materyallerdir. Kısa bir polialkenoik asit uygulanması sonucu smear tabakası ortadan kalkar, dentin tübülleri açılır ve cam iyonomer içeriğın yayılması sonucu mikromekanik bağlanma meydana gelir. Ayrıca polialkenoik asitin karboksil grupları, hidroksiapatitin kalsiyum iyonlarıyla etkileşime girerek kimyasal bağlanma sağlanır (Rosenstiel ve ark., 1998).

Resin modifiye cam iyonomer simanların bakteriyostatik olmaları, ısıl genleşme katsayılarının dentine benzer özellik göstermesi, diş dokularına iyi bir şekilde bağlanmaları, sıkıştırma kuvvetlerine karşı yüksek dirence sahip olmaları ve mikrosızıntıya karşı direçli olmaları avantajları arasındadır. Dezavantajları ise düşük mekanik dirençleri ve neme karşı duyarlı olmaları olarak belirtilmektedir (Rosenstiel ve ark., 1998).

Resin modifiye cam iyonomer yapıştırma simanları çeşitli kaynaklarda, resin ile güçlendirilmiş cam iyonomer, resinomer ve hibrit iyonomer gibi isimlerle de anılmaktadır (Rosenstiel ve ark., 1998).

2.3.1.2. Poliasit Modifiye Kompozit Resin (Kompomer) Simanlar

Poliasit modifiye kompozit resin simanlar 1990'lı yıllardan itibaren, cam iyonomer simanların fluor iyonu salınımı, mine ve dentin dokularına iyi adezyon sağlamaları avantajları ile kompozit resin esaslı simanların fiziksel ve kimyasal dayanıklılık avantajlarını birleştirmek amacıyla üretilmiş ve piyasaya sunulmuştur. Bu simanlara kısaca kompomerler de denilmektedir (Arısu ve ark., 2007).

Kompomerlerin içeriğini, cam iyonomerlerin cam tozları veya ön reaksiyon görmüş cam iyonomerler ve polimerize olabilen asit yapıdaki monomerler oluşturmaktadır. Monomerler hidrofilik karboksilik grupla, doldurucu kısım ise asit

ataklarına duyarlı kalsiyum alümina silikat cam içeriği ile modifiye edilmiştir (Arısu ve ark., 2007).

2.3.1.3. Kompozit Rezin Simanlar

Kompozit rezin simanlar üç ayrı fazdan oluşur:

- Organik polimer faz (matriks)
- İnorganik faz (doldurucu partikül içeren dağılan faz)
- Ara faz (bağlayıcı ajan)

Organik polimer matriks faz, temel olarak yüksek moleküllü monomerler ve görevi viskoziteyi kontrol etmek olan düşük moleküllü monomerlerin karışımından oluşmaktadır. Ayrıca, kimyasal başlatıcılar, ışık aktivatörleri ve engelleyiciler de bulunmaktadır (Anusavice, 2003).

Kompozit rezin materyal yüksek moleküllü monomerlerle ilişkili olarak;

- a) Bisfenol glisidil dimetakrilat rezin (Bis-GMA)
- b) Üretan-dimetakrilat rezin (UDMA)
- c) Trisiklodekan-dimetakrilat rezin (TEGDMA) gibi üç gruba ayrılmaktadır (Anusavice, 2003).

Organik polimer faz çoğunlukla Bis-GMA'dan oluşmaktadır. Son yıllarda ise, adezyonu iyi olan ve materyaldeki renk değişimine daha dirençli olan UDMA polimer matriksi kullanılmaktadır. Ancak matrikse viskozitesi yüksek olan Bis-GMA ve UDMA oligomerlerini dengelemesi amacıyla, viskozitesi daha düşük olan TEGDMA ilavesi yapılmıştır. Ayrıca 2 hidroksi etil metakrilat (HEMA) da yine viskoziteyi düşürmek ve dentine olan bağlantıyı arttırmak için materyale ilave edilmiştir (Dayangaç, 2000).

İnorganik faz; kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, iterbiyum, cam, baryum alüminyum silikat gibi polimer matriksin fiziksel ve mekanik özelliklerini daha iyi hale getirmek amacıyla matrikse eklenen partiküllerden oluşmaktadır. İnorganik doldurucuların miktarı ağırlıkça %25-75 oranları arasında değişmektedir (O'Brien,1997).

Kompozit rezin simanlar doldurucu tipine göre;

- Makro doldurucu (15-35 µm doldurucu)

- Midi doldurucu (0,5 -3 µm doldurucu)
- Mikro doldurucu (0,01-0,12 µm doldurucu)
- Hibrit olarak dört grupta sınıflandırılmaktadır (O'Brien,1997).

Hibrit kompozit rezinlerin partikül büyüklüğü ortalama 0,6 µm'dir ve makro doldurucu, midi doldurucu ve mikro doldurucu kompozit rezinlerin karıştırılması ile oluşmaktadır (O'Brien,1997). Bahsedilen doldurucu tiplerinin dışında nano doldurucu kompozitler de piyasaya sürülmüştür. Bu materyallerdeki doldurucu büyüklüğü ise 0,005-0,01 µm değerleri arasındadır (Rosenstiel ve ark., 1998).

Partikül büyüklüğünün artmasıyla birlikte, ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalır, materyalin dayanıklılığı artar. Doldurucu miktarının artması simanın mekanik özelliklerini olumlu olarak etkilemesine rağmen, bir dezavantaj olarak simanın akıcılığını azaltarak film kalınlığının artmasına neden olmaktadır (White ve ark., 1992; Anusavice, 2003).

Ara faz/ajan, rezin matris ve doldurucu arasındaki bağlanmayı sağlamaktadır. Bir yüzeyinde bulunan hidroksil grubu ile, doldurucu partikül yüzeyine kimyasal olarak bağlanmaktadır. Diğer yüzeyinde bulunan fonksiyonel grup ise polimerizasyon sırasında rezin matris ile kimyasal bağlanmayı sağlamaktadır (Chen ve ark., 1998).

Silan bağlama ajanları rezin materyalinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmesinin yanı sıra, rezin-partikül ara yüzünden suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlamakta ve böylece rezinin çözünürlüğü ile su emilimini azaltmaktadır (Dayangaç, 2000), (Anusavice, 2003).

Rezin esaslı yapıştırma simanlarının kullanım endikasyonları; porselen veneerler, tam seramik kuronlar, indirekt kompozit restorasyonlar, seramik restorasyonlar ve post simantasyonları şeklinde belirtilmektedir. Kullanımları ve restorasyonun diş dokusuna bağlanması sırasında hassas bir teknik ve dikkatli bir çalışma gerektirmektedir (Attar ve ark., 2003).

Kompozit rezin yapıştırma simanları polimerizasyon türlerine göre üç grupta toplanmaktadır;

- Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar (self cure)
- Işık ile polimerize olan rezin simanlar (light cure)
- Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar (dual cure) (Anusavice, 2003).

2.3.1.3.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar

Bu simanlar yaygın olarak çift pat sistemi ile üretilmişlerdir. Biri başlatıcıyı, diğeri ise aktivatörü içeren patlar karıştırıldığında kimyasal tepkimeye girerek polimerizasyon başlamaktadır. Her pat hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucu içermektedir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzol peroksit bulunurken, diğeri patta ise polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin bulunmaktadır. Tersiyer aminler ağız ortamında kimyasal olarak değişikliğe uğramakta ve amin renkleşmesi meydana gelmektedir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Simanın çalışma süresi sınırlıdır ve birçoğunda sadece birkaç renk seçeneği mevcuttur. Bu nedenle translusent olan tam seramik restorasyonlar için uygun değildir. Ancak büyük streslere maruz kalacak restorasyonlarda kimyasal olarak polimerize olan ve stresleri dağıtan simanların endikasyonları vardır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Kimyasal olarak polimerize olan simanlara; Panavia 21 (Kuraray), dual-polimerize olan Panavia F2.0'ın sadece opak renk simanı (Kuraray) ve C&B (BISCO) örnek olarak verilebilir (Türk ve ark., 2014).

2.3.1.3.2. Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar

Işıkla polimerize olan simanlar tek pat sisteminden oluşmaktadır. Patın içerisinde monomerler, komonomerler, doldurucu ve başlatıcı ajanlar bulunmaktadır. Halojen, plazma ark, lazer veya LED ışık kaynakları ile aktivasyonu sonucunda monomerler polimerize olmaktadır. Polimerizasyon reaksiyonu, ışığa duyarlı kamforokinon veya luserin gibi reaksiyon başlatıcıların yapısının bozulup serbest radikaller oluşması ile başlamaktadır (Zaimoğlu ve Can, 2004; Uludamar ve ark., 2011).

Işıkla polimerize olan kompozit rezin simanların, 1972 yılında ilk kez kullanıma sunulan türlerinde polimerizasyonun başlaması için ultraviyole ışığı

kullanılmıştır. Sonraları hem hekim hem de hasta için zararlı olabileceği düşüncesi ile ultraviyole ışığın kullanımından vazgeçilmiş ve yerine görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır. Ultraviyole ışığın diğer bir dezavantajı ise penetrasyon derinliği sınırlı olduğundan, rezin polimerizasyonu tam olarak gerçekleşmemektedir. Polimerizasyonun başlaması için görünür mavi ışığın, ortalama 420-450 nm dalga boyunda olması gerekmektedir (Dayangaç, 2000; Uludamar ve ark., 2011).

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin en büyük dezavantajı, uygulanan ışık şiddetine bağlı olarak rezin simanın polimerizasyon derecesinin değişiklik göstermesidir (Nayır, 1999; Dayangaç, 2000).

Işıkla polimerize olan rezin simanların kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlara göre üstünlükleri şu şekildedir;

- Çalışma zamanı hekim tarafından kontrol edilebilmektedir
 - Karıştırma işlemi olmadığı için poröziteye daha az rastlanmaktadır
 - Renk seçenekleri vardır ve renk stabilizasyonu daha iyidir
 - Hızlı, kontrollü, derin ve güvenilir bir polimerizasyon sağlanmaktadır
- (Nayır, 1999; Dayangaç, 2000).



Şekil 6. Çalışmamızda da kullandığımız ışıkla sertleşen Rely X Veneer siman

Işıkla polimerize olan rezin simanlara; RelyX Veneer Cement (3M ESPE) (Şekil 6), Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent), NX3 Nexus Third Generation Light-cured (Kerr) ve Choice 2 Light-Cured Veneer Cement (BISCO, Inc.) örnek olarak verilebilir (Türk ve ark., 2014).

2.3.1.3.3. Hem Işık Hem de Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar

Firmalar tarafından ışıkla polimerize olan rezin simanlara kimyasal olarak polimerizasyonu da sağlayan katalist ilavesi ile dual olarak polimerize olan simanlar üretilmiştir (Zaimoğlu ve Can, 2004).

Dual cure sistemler iki pat veya toz–likit şeklinde bulunmaktadır. Bu sistemlerde simanın baz bölümünde diketon, kamforokinon gibi ışıkla aktivasyon gösteren polimerizasyon sistemi, katalizör bölümünde ise amin/peroksit kimyasal polimerizasyon sistemi bulunmaktadır (O'Brien, 2002; Anusavice, 2003). Yavaş ilerleme gösteren amin/peroksit sistemi, simanda meydana gelecek erken sertleşmeleri engellemekte ve restorasyon ağızdaki yerine yerleştirildikten sonra siman artıklarının uzaklaştırılmasına olanak sağlamaktadır. Işıkla sertleşen rezin simanlarda olduğu gibi dual sertleşen kompozit rezin simanların polimerizasyonu da görünür ışık kaynakları ile gerçekleştirilmektedir (Öztürk ve Uludağ, 2002).

Işıkla polimerizasyon işleminin ardından, kimyasal polimerizasyon yavaş bir şekilde devam etmekte ve maksimum sertleşme 24 saat içinde tamamlanmaktadır. Dual sertleşen siman kullanıldığında ışığın ulaşamadığı bölgelerin sertliğinin, hiçbir zaman kimyasal sertleşen simanlardaki sertliğe ulaşamadığı belirtilmektedir (Zaimoğlu ve Can, 2004).

Dual polimerize olan simanların kimyasal yolla polimerize olan simanlara göre en büyük avantajı hekime yeterli çalışma zamanı sağlamasıdır. Dual polimerize olan simanlar ışıkla polimerize olan simanlarla kıyaslandığında ise, ışığın ulaşmadığı derin bölgelerde de polimerize olmaya devam etmesi ile avantaj sağlamaktadır. Ancak dual-cure simanlar için kimyasal sertleşme, maksimum sertliğe ulaşmada tek başına yeterli olmamaktadır (Christensen, 1997; Zaimoğlu ve Can, 2004).

Dual polimerize simanlara; NX3 Nexus 3.jenerasyon (Kerr), RelyX ARC Adeziv rezin siman (3M ESPE), Panavia F2.0 (Kuraray), Variolink II (Ivoclar), RelyX Unicem (3M ESPE) ve Maxcem (Kerr) örnek olarak verilebilir (Türk ve ark., 2014).

2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Işık Kaynakları

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için farklı ışık kaynakları kullanılmaktadır. Bunlar; quartz tungsten halojen, LED, plazma ark ve lazer ışık kaynaklarıdır.

2.4.1. Quartz Tungsten Halojen (QTH) Işık Kaynakları

QTH ışık kaynakları yaygın olarak kullanılan ışık kaynaklarından biridir. Bu ışık kaynaklarında tungsten-halojen ampuller kullanılmaktadır. Fiber optik esaslı bir tüp aracılığı ile oluşan ışık demeti restorasyona iletilmektedir. Geniş ışık spektrumları 400-500 nm dalga boyu aralığında değişebilmektedir. QTH ışık kaynaklarındaki en düşük ışık yoğunluğu ortalama 300 mW/cm^2 'dir. Son yıllarda yüksek ışık şiddetine sahip QTH ışık kaynakları da piyasaya sunulmuştur. Bu cihazların, uyguladığı ışık şiddeti 800 mW/cm^2 'den daha yüksektir ve farklı polimerizasyon tekniklerini içeren programları da mevcuttur (Priceve ark., 2005).

Halojen ışık kaynaklarından kızılötesi enerji elde edilmektedir. Kızılötesi, materyal tarafından absorbe edildikten sonra moleküllerde vibrasyon oluşmakta ve moleküller birbirine çarparak ısı oluşturmaktadır. Kızılötesi enerjinin dış dokusuna ulaşmasını engellemek için halojen ışık kaynaklarında; kalın, ısı absorbe edici filtreler kullanılmaktadır. Filtreler sayesinde, kızılötesi ışık tutularak gereken görünür ışık elde edilmektedir (Soh ve ark., 2003). Kızılötesi ışınları filtre edilmediğinde pulpa ve mukozada ısı oluşumuna neden olmaktadır (Rueggeberg, 1999).

QTH ışık kaynaklarının avantajları şu şekildedir:

1. Diğer ışık kaynakları ile kıyaslandığında maliyeti ucuz sistemlerdir
2. Dalga boyu aralıklarının geniş olması nedeniyle, farklı polimerizasyon başlatıcıları ile çok amaçlı olarak kullanılabilirler.

QTH ışık kaynaklarının dezavantajları şu şekildedir:

1. Bu sistemlerde kullanılan halojen lambaların kullanım ömürleri uzun değildir (50-100 saat)
2. Polimerizasyon sırasında meydana gelen ısıyı azaltmak için soğutucu fan kullanımını gerektirmektedir

3. Kullanıma bağılı olarak zamanla ışık kaynağının gücü azalmaktadır ve bu nedenle yeterli derecede polimerizasyon sağlanamamaktadır (Althoff ve Hartung, 2000; Dunn ve Bush, 2002).

2.4.2. LED Işık Kaynakları

Görünür mavi ışık cihazlarının modifiye tipleri olarak “ışık salan diod sistemleri” (LED) geliştirilerek piyasaya sunulmuştur. LED elektriksel enerjiyi ışık enerjisine dönüştüren özel katkı maddeli proton nötron (pn) diyotlardır (Price ve ark., 2003).

Birinci nesil LED ışık kaynaklarının ışık şiddeti 400 mW/cm^2 'den azdır. Bu nedenle de 40 saniye veya daha uzun polimerizasyon süresine ihtiyaç duymaktadır. Düşük ışık yoğunluğuna sahip olduğundan ve birçok ışık yayan diyot bulunduğu için geleneksel QTH ışık kaynakları kadar iyi polimerizasyon gerçekleştirilememişlerdir. Daha sonra ikinci nesil LED ışık kaynakları üretilmiş ve kullanılmaya başlanmıştır. İkinci nesil LED ışık kaynakları ise $600\text{--}1000 \text{ mW/cm}^2$ gibi yüksek şiddetlerde mavi ışık üretebilen cihazlardır. $390\text{--}490 \text{ nm}$ arasında geniş dalga boyu spektrumuna sahiptirler ve kompozit rezinlerin tümünün polimerizasyonunda kullanılmaktadırlar. Farklı spektral dağılımda ışık oluşturmakta ve polimerizasyon süresinin daha kısa olması ile daha iyi performans göstermektedir (Price ve ark., 2003).

LED ışık kaynakları ışık üretimi esnasında ısı oluşturmazlar, bu nedenle de uygulandıkları bölgelerde ısı artışı çok az olmaktadır. LED ışık kaynaklarında enerji gereken dalga boyunda olduğundan dolayı QTH lambalar gibi filtre edilmelerine gerek olmamaktadır (Soh ve ark., 2003).

LED ışık kaynaklarının avantajları şu şekildedir:

1. Klinik ömürleri uzundur (10.000 saat)
2. Filtre gereksinimleri yoktur
3. Zaman içerisinde ışık güçlerinde herhangi bir azalma olmamaktadır
4. Polimerizasyon sırasında dişte ısı oluşumu olmamaktadır
5. Polimerizasyon süreleri kısadır
6. Hafif, kablosuz ve ergonomik olmaları nedeniyle klinik kullanım açısından avantajlıdır

7. Enerji tüketimleri azdır (Dunn ve Bush, 2002; Moon ve ark., 2004; Rahiotis ve ark., 2004).

LED ışık kaynaklarının dezavantajı ise; ışık spektrumları dar (470 nm) olduğu için, rezin materyalin hangi polimerizasyon başlatıcıları (fotoinitiatör) içerdiğinin bilinmesi önemlidir. Hekimler kullandıkları kompozit rezinde, ışık kaynağının ve süresinin polimerizasyon için yeterli olup olmadığını kontrol etmelidir (Price ve ark., 2003).

2.4.3. Plazma Ark (PAC) Işık Kaynakları

Plazma ark ışık kaynaklarında xenon lambalar kullanılarak enerji üretilmektedir. Salınan ışığın dalga boyu 380-500 nm iken ışık kaynağının gücü 2500 mW/cm²'ye kadar çıkabilmektedir. Plazma ark ışık kaynakları kısa bir çalışma süresinde kompozit rezinlerin polimerizasyonunu gerçekleştirmektedir. Bu ışık kaynaklarının diğer bir amacı da polimerizasyonun etkinliğini arttırmaktır (Fortin ve Vargas, 2000).

PAC ışık kaynaklarının avantajı; polimerizasyon süresinin oldukça kısa (3-9 sn) olmasıdır.

PAC ışık kaynaklarının dezavantajları ise şu şekildedir:

1. Fiyatları yüksektir
2. Polimerizasyon hızlı olduğu için polimerizasyon büzülmesinde artış olabilmektedir
3. Uygulama süresi arttığında istenmeyen bir ısı artışı görülebilir (Stritikus ve Owens, 2000).

2.4.4. Lazer Işık Kaynakları

Günümüzde, kompozit rezinlerin polimerizasyonunda argon lazer sistemleri de kullanılmaktadır. Argon lazerler 457- 502 nm dalga boylarında, gözle görülebilir bir spektrumda, devamlı ışın veren lazerlerdir. Kızılötesi ışık dalgaları hemen hemen hiç olmadığı için pulpa ve oral dokularda ısı artışı en az miktardadır (Rueggeberg, 1999).

Lazer ışık kaynaklarının avantajları şu şekildedir:

1. Işık yoğunlukları fazladır
2. Oluşan ısı miktarı çok azdır
3. Çok kısa sürede polimerizasyon gerçekleştirmektedir
4. Dalga boyları sabittir ve uygulanan bölgede her yerde enerji yoğunlukları aynıdır.

Lazer ışık kaynaklarının dezavantajları ise:

1. Işık kaynağının uç çapı dardır ve bu nedenle büyük restorasyonlarda ışık cihazının birçok kez kullanılması gerekmekte ve çalışma süresi uzamaktadır.
2. Argon lazer cihazlarının boyutları büyüktür.
3. Fiyatları yüksektir (Albers, 2002).

2.5. Polimerizasyon ve Ölçümünde Kullanılan Testler

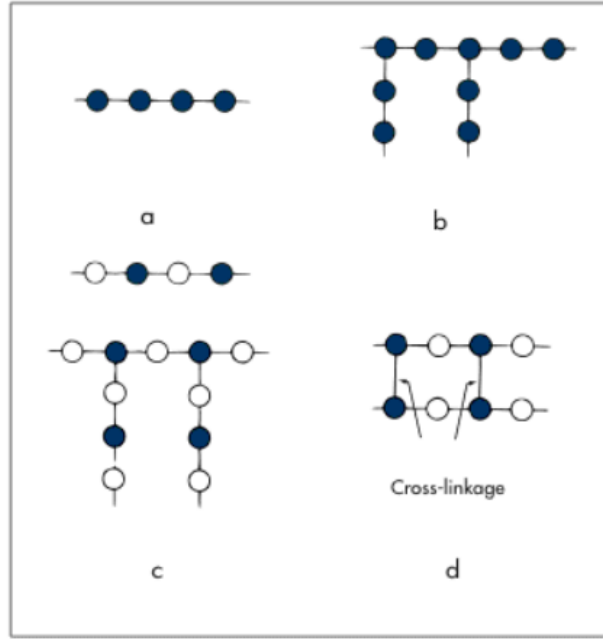
Polimerizasyon; monomer olarak adlandırılan çok sayıda molekülün bir seri kimyasal reaksiyonla birleşmesi sonucu makromolekül oluşturmasıdır. Özetle monomerlerden polimer oluşmasına polimerizasyon adı verilmektedir. (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Polimerizasyon dört aşamadan oluşmaktadır;

- Aktivasyon,
- Başlama,
- İlerleme,
- Sonlanma (Zaimoğlu ve ark., 1993; McCabe, 1990).

Aktivasyon aşamasında polimerizasyonu başlatmak için serbest radikaller oluşmaktadır. Başlama aşamasında aktivasyon sonucunda oluşan serbest radikaller monomer ile reaksiyona girmektedir. İlerleme aşamasında, oluşan reaktif gruplar diğer monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluşturmakta ve zincirin büyümesine yol açmaktadırlar. Sonlanma aşaması polimerizasyon mekanizmasının durması ve polimerlerin oluşum safhası olarak tanımlanmaktadır (McCabe, 1990).

Polimerlerin doğrusal, dallı ve çapraz bağlı olmak üzere üç temel yapısı bulunmaktadır (O'Brien, 2002) (Şekil 7).



Şekil 7. Polimer yapıları A: Doğrusal; B ve C: Dallı; D:Çapraz bağlı (O'Brien, 2002)

Kompozit rezinler polimerize olurken, monomerlerin polimere dönüşüm miktarına konversiyon ya da polimerizasyon derecesi adı verilmektedir. Kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesinin olabildiğince yüksek olması gerekmektedir (Dewaele ve ark., 2006). Polimerizasyon derecesinin artmasına bağlı olarak, reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı azalmakta ve fiziksel özellikler gelişmektedir (Craig, 1981). Polimerizasyon derecesinin düşmesi kompozitin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. İdeal bir kompozit rezin, en yüksek polimerizasyon derecesine sahipken düşük miktarda büzülme meydana getirmelidir (Dewaele ve ark., 2006).

Rezin polimerizasyonunun değerlendirilmesi için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır.

2.5.1. Fourier Transform Infrared Spektroskopi (FTIR)

Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopi, monomerlerin dönüşüm derecesini ölçmek için kullanılmaktadır. Dönüşüm derecesi; karbon-karbon çift bağının polimerizasyon reaksiyonu sırasında tek bir bağa dönüşme yüzdesi olarak tanımlanmaktadır (DeWald ve Ferracane, 1987).

Diş hekimliğinde kullanılan rezin içerikli materyallerde monomer olarak yüksek moleküler ağırlığına sahip Bis-GMA, UDMA gibi monomerler kullanılmaktadır. Kullanılan bu monomerler her iki grubu içermektedir ve bu bağlara ait titreşim bandları infrared spektrumlarında gözlenerek dönüşüm derecesinin hesabı yapılmaktadır. Bağlar arasındaki dönüşümü belirlemek için moleküllerin spektroskopileri sonucu elde edilen verilerden yararlanılmaktadır (Aguiar ve ark., 2010; Di Francescantonio ve ark., 2013).

2.5.2. Kazıma

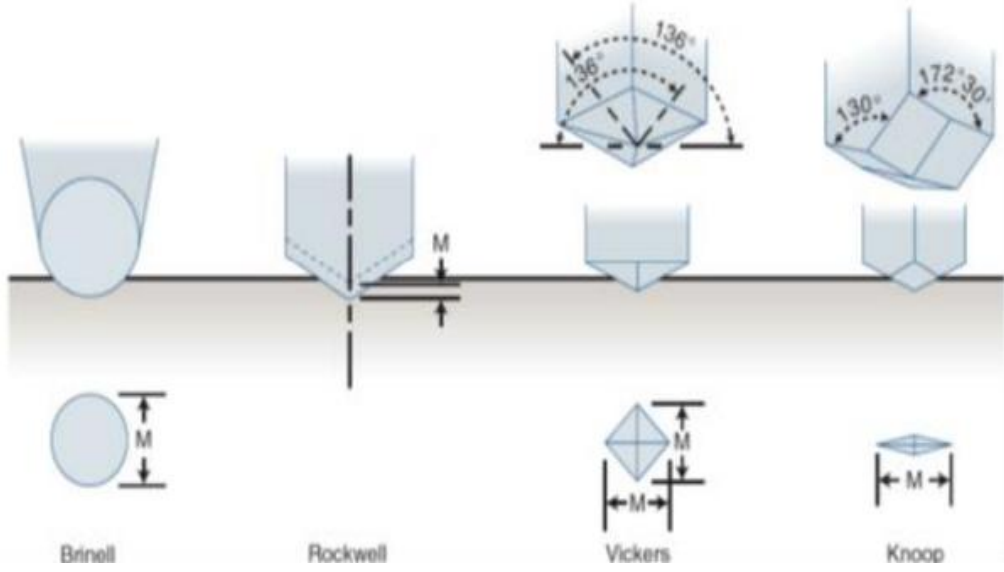
Kazıma testi, polimerizasyon derecesinin direkt olarak ölçen bir yöntem değildir ve direkt yöntemlerle karşılaştırıldığında, polimerizasyon derinliği kazıma işleminin şiddetine bağlı olarak görecelik kazanmaktadır. Bu yöntem sadece, materyallerin polimerizasyon derinliklerinin birbirleri ile kıyaslanmasına olanak tanımaktadır (Koupis ve ark., 2004).

2.5.3. Optik Mikroskopi

Optik mikroskopi, ışınlamadan sonra mikroskop altında örnekler incelenerek yapılmaktadır. Bu yöntem, polimerize olmuş ve polimerize olmayan rezin arasındaki translusent çizginin tespit edildiği derinliği ölçmek amacıyla yapılmaktadır (DeWald ve Ferracane, 1987).

2.5.4. Mikrosertlik Testleri

Materyallerin makrosertlik ölçümleri istendiğinde, küçük bir örneğin mekanik özelliklerinin elde edilmesi için Brinell ve Rockwell gibi metotlar kullanılmaktadır. Materyaller ince bir mikroyapıda olduklarında, makro sertlik testleri yüzey özelliklerini tanımlamada yetersiz kalabilmektedir. Böyle durumlarda, Knoop ve Vicker's gibi mikrosertlik testlerini kullanmak gerekmektedir (Anusavice, 2003). Mikrosertlik testleri, belirlenen bir zaman süresince, yük altındaki bir elmas ucun test edilen örnek yüzeyine kuvvet uygulaması ile yapılmaktadır (Şekil 8). Yük kaldırıldıktan sonra, test ucu ile elde edilen izin uzunluğu bir mikroskop yardımı ile ölçülüp hesaplanmaktadır (Poskus ve ark., 2004).



Şekil 8. Sırasıyla Brinell, Rockwell, Vicker's ve Knoop mikrosertlik testlerinin uç şekilleri
(Anusavice, 2013)

2.5.4.1. Brinell Sertlik Testi

Materyal sertliğinin değerlendirilmesinde kullanılan en eski sertlik testlerinden biridir. Brinell sertlik testinde, polisajlanmış örnek yüzeyine, belirlenen bir çaptaki sert bir bilye, belirli bir yük uygulaması ile 30 saniye süre ile bastırılır. Uygulanan yük, oluşan izin alanına bölünerek Brinell Sertlik Numarası (Brinell Hardness Number, BHN) bulunmaktadır (Anusavice, 2003). Materyalin üzerine ne kadar yük uygulanacağı, sertliği ölçülecek materyalin cinsine ve yük çapına göre belirlenmektedir (O'Brien, 1997).

Diş hekimliğinde Brinell sertlik testi ile genellikle metaller ve metalik materyallerin sertlikleri ölçülmektedir. Kırılgan ve elastik yapıdaki materyallerin sertlik ölçümleri için uygun bir test değildir. Sert çelik bilye kullanıldığından uygulanan yük karşısında kırılgan materyaller parçalanmakta, elastik materyallerde ise elastik deformasyondan dolayı ölçüm yapılamamaktadır (Anusavice, 2003).

2.5.4.2. Rockwell Sertlik Testi

Brinell sertlik testindeki gibi belirli çaptaki çelik bilye veya konik elmas uç kullanılarak kuvvet uygulanmakta ve örnek yüzeyindeki penetrasyon ölçülmektedir. Ancak bu testte Brinell testinden farklı olarak, iz çapının ölçümü yerine

penetrasyonun derinliği ölçülmektedir. Farklı boyutlardaki test uçları kullanılabilir.

Uygulanan yük, batıcı ucun çapı ve elde edilen derinlik hesaplanarak Rockwell Sertlik Numarası (Rockwell Hardness Number, RHN) elde edilmektedir. Diğer testlerden farklı olarak, materyal üzerindeki iz çapı değil iz derinliği dikkate alınmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Sert materyallerde küçük iz alanları oluşmakta ve yüksek Rockwell Sertlik Numarası elde edilmektedir. Brinell testi gibi kırılmalığı yüksek materyallerin sertliğinin ölçülmesinde uygun değildir (Anusavice, 2003). Plastik ve viskoelastik materyallerin sertliklerinin ölçülmesinde kullanılmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.5.4.3. Knoop Sertlik Testi

Bu test metodunda, karşılıklı yüzleri 130° ve 172° açılarla bulunan, uzatılmış 4 yüzlü piramit şeklinde, batıcı bir elmas uç kullanılarak belli bir yük uygulanmaktadır. Kullanılan uç Vickers sertlik testine benzemektedir. Farklı olarak köşegenlerden biri diğerinden daha uzundur (Anusavice, 2003).

Knoop Sertlik Numarası (Knoop Hardness Number, KHN), test yükünün mm² olarak belirtilen iz alanına bölünmesi ile $KHN=14,229 \times \text{kuvvet} / (\text{uzun köşegen})^2$ formülü kullanılarak hesaplanmaktadır (O'Brien, 2002). Diş hekimliğinde hem sert hem de yumuşak materyallerin sertlik değerleri bu test kullanılarak incelenebilmektedir (Anusavice, 2003).

Knoop sertlik testi ile, geniş bir sertlik aralığına sahip materyallerin test yükü değiştirilerek basitçe test edilebilmesi bu testin avantajıdır. Çok hafif yük uygulamaları son derece hassas mikro girintilere neden olmaktadır. Dezavantajları ise; diğer test yöntemlerine göre incelenecek örnek yüzeyinin düz ve çok iyi şekilde parlatılmış olması gerekmektedir. Ayrıca test işlemleri zaman almaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.5.4.4. Vicker's Sertlik Testi

Vicker's sertlik testinde kuvvet uygulanan uç piramit şeklindedir. Tabanı kare olan bu uç sertliği ölçülecek materyalin yüzeyine, belirli bir yük altında uygulanmakta ve yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen izin köşegenleri ölçülmektedir. Ölçüm, bir mikroskop yardımı ile yapılmaktadır. Mikroskop üzerindeki iki paralel çizgi, piramitin karşılıklı köşelerine gelecek şekilde ayarlanmaktadır. Mikroskopta alt-üst köşe arasının ve sağ-sol köşe arasının ölçümleri ayrı ayrı yapılmakta ve elde edilen değerlerin ortalaması alınmaktadır (Anusavice, 2003).

Vicker's sertlik değeri kilogram (kg) ile ifade edilen test yükünün, mm² ile ifade edilen iz alanına bölünmesi ile elde edilmektedir. Hesaplama kullanılan formül;

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

Elde edilen izin alanı ne kadar küçük olursa Vicker's Sertik Numarası o kadar büyük olmakta ve materyalin daha sert olduğunu ifade etmektedir (Anusavice, 2003).

Vicker's sertlik testi, yüksek sertliğe sahip metallerin sertlik ölçümlerinde sıklıkla tercih edilmesinin yanında, kırılğan malzemelerin de sertliğini ölçebilmesi nedeniyle özellikle dental materyallerin ve diş dokusunun sertliklerinin ölçümünde de sıklıkla tercih edilmektedir (Anusavice, 2003).

Bu testin avantajları şu şekilde sıralanabilir:

1. Elde edilen değerlerin doğru ve güvenilir olması
2. Kullanılan elmas ucun zamanla bozulmaması
3. Tüm yumuşak ve sert materyal yüzeylerinde kullanılabilir olması
4. Tüm materyaller için tek bir uç kullanılabilmesi
5. Uzun süre kullanılabilir olması
6. Hassas ölçüm yapabilmesi (Anusavice, 2003; Dietschi ve ark., 2003).

Bazı araştırmacılar kompozit rezin materyallerin polimerizasyon derecesinin belirlenmesinde de Vickers sertlik testini de kullanmıştır (Lombardini ve ark., 2012; Pontes ve ark., 2013; Shiomuki ve ark., 2013; Cho ve ark., 2015; do Nascimento ve ark., 2017; Caprak ve ark., 2018; Maghaireh ve ark., 2018; Turp ve ark., 2018)

Çalışmamızın sıfır hipotezi farklı rezin matriks seramik bloklarının ve materyal kalınlığının ışıkla polimerize olan rezin simanın mikrosertliğini etkilemeyeceği yönündedir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışmamızda 3 farklı rezin matriks seramik materyalinin (Vita Enamic, Lava Ultimate, GC Cerasmart) farklı kalınlıklarının, altındaki ışıkla sertleşen rezin simanın polimerizasyonuna olan etkisi incelenmiştir.

Bu tezin laboratuvar aşamaları Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Araştırma Laboratuvarı ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

3.1. Resin Matriks Seramik Örneklerin Elde Edilmesi

Çalışmamızda Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Lava Ultimate (3M ESPE, Neuss, Almanya) ve GC Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) rezin matriks seramik blokları kullanılmıştır. Kullandığımız materyaller ve kimyasal içerikleri Tablo 1’de gösterilmiştir.

Tablo 1. Çalışmamızda kullandığımız materyaller ve içerikleri

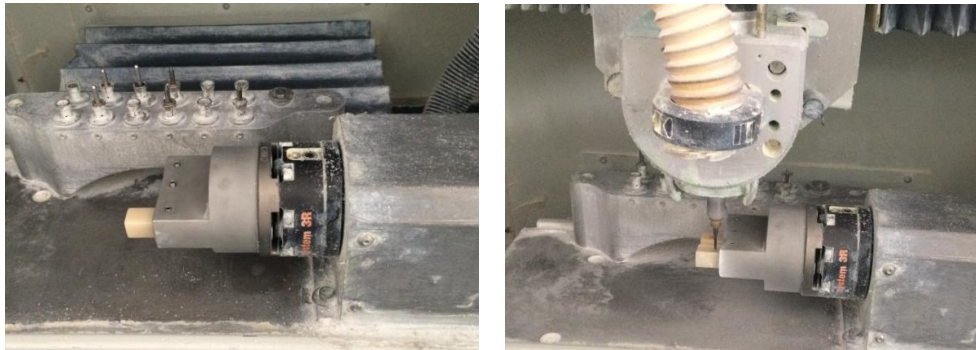
Marka adı	Üretici Firma	Kimyasal İçerik
Lava Ultimate	(3M ESPE, Neuss, Almanya)	Ağırlıkça %80 nanoseramik, silika nanopartikülleri (20nm), zirkonya nano partikülleri (4-11 nm), zirkonya silika nanoküpleri
GC Cerasmart	(GC, Tokyo, Japonya)	Ağırlıkça %71 silika ve baryum cam nano partikülleri, rezin matriks (BisMEPP, UDMA ve DMA)
Vita Enamic	(Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)	Ağırlıkça %86 seramik ağ (SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, B ₂ O ₃ , CaO, Zr ₂ O), %14 polimer ağ (UDMA, TEGDMA)

Single Bond Universal Adeziv	(3M-ESPE, St. Paul, USA)	MDP fosfat monomer, bis-GMA, HEMA, DMA, metakrilat modifiye polialkenoik asit kopolimeri, doldurucu, etanol, su, inisiyatörler, silan
RelyX Veneer	(3 M ESPE, St. Paul, MN, USA)	TEGDMA/BisGMA karışımı rezin sistemi, hacimce %47 oranında 0,2-3 µm zirkonyum/silika dolgu



Şekil 9. Çalışmamızdaki Vita Enamic, GC Cerasmart, Lava Ultimate bloklar

Çalışmamızda A2 renginde ve yüksek translusens (HT) bloklar (12×14×18 mm) kullanılmıştır. Resin matris seramik bloklar CAD/CAM milleden üretilmektedir (Yenamak D50, Yenadent Ltd, İstanbul, Turkey) frezelenerek 8 mm çapında silindirik bloklar haline getirilmiştir (Şekil 10 ve 11).



Şekil 10. CAD/CAM milleden üretilmektedir freze işlemi



Şekil 11. Frezeleme işleminden sonra silindirik haline gelen rezin matrisli seramik bloklar

3.2. Rezin Matrisli Seramik Bloklardan Kesit Alınması

Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan kesit alma cihazı (Microtome, Mecatom T180; Presi SA, Angonnes, France) su soğutması altında 290 RPM hızda kullanılarak CAD/CAM bloklardan istenilen kalınlıklarda kesitler elde edilmiştir (Şekil 12,13 ve 14).

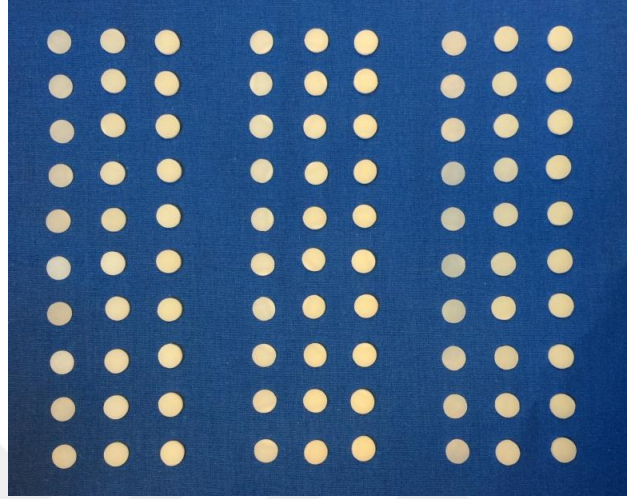


Şekil 12. Çalışmada kullanılan kesit alma cihazı



Şekil 13. Kesit alma cihazı kullanılarak bloklardan kesit alınması

Bu işlem sonucunda her üç resin matris seramik bloktan 0,5 mm kalınlığında 10 adet, 1 mm kalınlığında 10 adet ve 1,5 mm kalınlığında 10 adet olmak üzere toplamda 90 adet örnek hazırlanmış (Şekil 14) ve 1200 gritlik silikon karbid zımparalar kullanılarak pürüzleri giderilmiştir.



Şekil 14. Kesit alındıktan sonra 3 ayrı resin matris seramikteki toplam 90 adet örnek

Hazırlanan örneklerin kalınlıkları dijital bir mikrometre (Mitutoyo Corporation, Kanagawa, Japan) yardımıyla ölçülmüş, hepsinin 0,5 mm, 1 mm veya 1,5 mm kalınlıklarda olduğundan emin olunmuştur (Şekil 15,16 ve 17).



Şekil 15. 0.5 mm çapındaki örneklerin dijital mikrometre ile ölçülmesi



Şekil 16. 1 mm çapındaki örneklerin dijital mikrometre ile ölçülmesi



Şekil 17. 1.5 mm çapındaki örneklerin dijital mikrometre ile ölçülmesi

Çalışmada kullanılan örneklerin sayıca dağılımı Tablo 2'deki gibi olmuştur;

Tablo 2. CAD/CAM bloklar ve kalınlıklara göre dağılımı

	Vita Enamic	Lava Ultimate	GC Cerasmart
0.5 mm kalınlık	10 adet	10 adet	10 adet
1 mm kalınlık	10 adet	10 adet	10 adet
1.5 mm kalınlık	10 adet	10 adet	10 adet

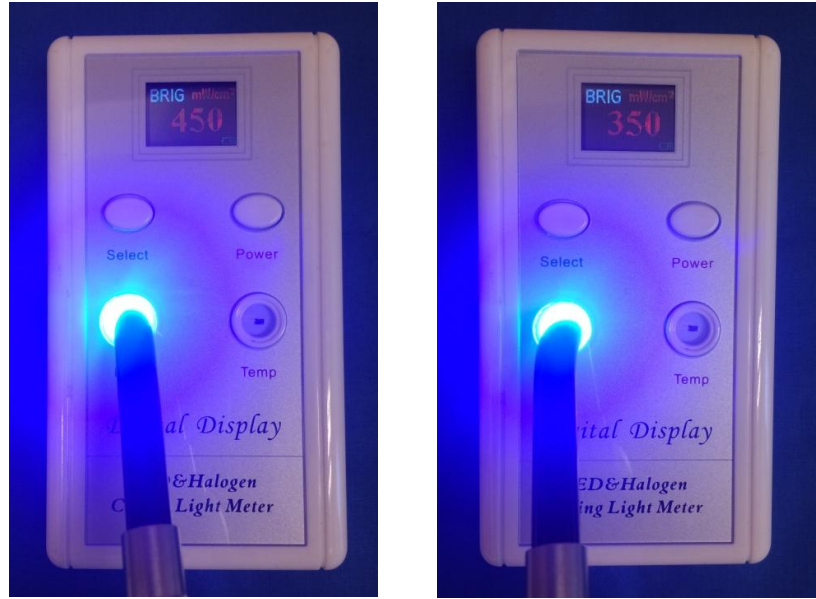
Hazırlanan örnekler daha sonra ultrasonik temizleyicide (Skymen Heatable Ultrasonic Cleaner JP-4820, China) 10 dakika boyunca temizlendi ve ardından steril bir presel yardımıyla steril spanç üzerine yerleştirilip kuruması sağlandı (Şekil 18)



Şekil 18. Çalışmamızda kullanılan ultrasonik temizleyici ve örneklerin ultrasonik temizleyicide temizlenmesi

3.3. Hazırlanan örneklerin ışık geçirgenliğinin radyometre ile ölçülmesi

Hazırlanan 90 adet örneğinin her birinin ışık geçirgenliği dijital bir radyometre (CM-3000, Motion Dental Equipment Corp., New Taipei City, Taiwan) ile ölçülmüştür. Bunun için 450 mW/cm^2 gücünde bir ışık cihazı kullanılmış, her bir örnekten üçer defa ölçüm yapılmış ve bu üç ölçümün ortalaması alınarak örneklerin ışık geçirgenlikleri belirlenmiştir (Şekil 19).



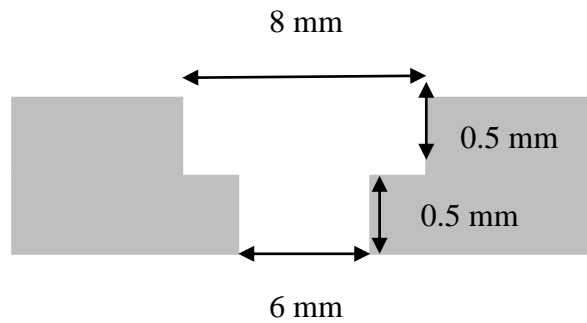
Şekil 19. 450 mW/cm^2 gücündeki bir ışık cihazı kullanılarak örneklerin ışık geçirgenliklerinin belirlenmesi

3.4. Rezin Siman Örneklerini Standardize Etmek İçin Paslanmaz Çelik Kalıpların Hazırlanması

Rezin matriks seramik örneklerin alt kısmına gelecek olan rezin simanın kalınlığını ve çapını belirli bir standartta tutmak için paslanmaz çelikten kalıplar hazırlanmıştır. Bu paslanmaz çelik kalıbın iç kısmında rezin simanın ve rezin matriks seramik örneklerinin yerleştirilebilmesi için bir boşluk oluşturulmuştur. Bu boşluğun iç kısmı 6 mm çapında ve 0,5 mm yüksekliğinde, dış kısmı ise rezin matriks seramik örneğin düzgün bir şekilde yerleştirilebilmesi için 8 mm çapında ve 0,5 mm yüksekliğinde hazırlanmıştır (Şekil 20 ve 21).



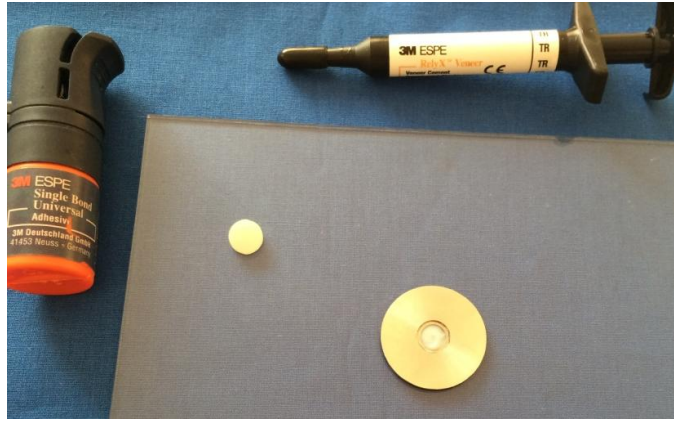
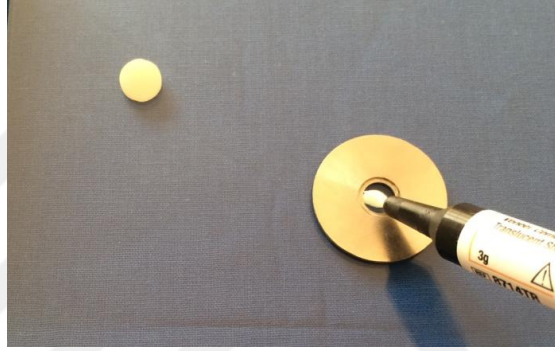
Şekil 20. Rezin siman örneklerini standardize etmek için hazırlanan paslanmaz çelik kalıp



Şekil 21. Hazırlanan paslanmaz çelik kalıpların şeması

3.5. Rezin Siman Örneklerin Hazırlanması

Temiz bir cam yüzeyinin üzerine hazırlanan paslanmaz çelik kalıplar konulmuştur. Çalışmamızda ışıkla polimerize olan bir rezin siman (RelyX Veneer; 3 M ESPE, St. Paul, MN, USA) kullanımı tercih edilmiştir. Seçilen rezin matriks seramiklerin renginde herhangi bir değişikliğe yol açmaması için rezin simanın rengi translusens olarak belirlenmiştir. Rezin simanın yerleştirilmesi için hazırlanan, küçük iç boşluğunun çapı 6 mm, yüksekliği 0,5 mm olan paslanmaz çelik kalıba siman yerleştirilmiştir. Rezin siman yerleştirilirken üst yüzeyinin düz bir yüzey olmasına ve hava kabarcığı kalmamasına dikkat edilmiştir (Şekil 22).



Şekil 22. Rezin simanın paslanmaz çelik kalıbın iç kısmına yerleştirilmesi

3.6. Siman Örneklerinin Üzerine Rezin Matriks Seramik Blokların Yerleştirilmesi ve Polimerizasyonunun Sağlanması

Öncelikle rezin matriks seramik blokların siman materyali ile temas edecek yüzeylerine Single Bond Universal Adeziv (SBU; 3M-ESPE, St. Paul, USA) bir

aplikatör yardımıyla 20 sn boyunca uygulanmış ve ardından 5 sn boyunca hafif hava yardımıyla bond fazlalıkları uzaklaştırılmıştır (Şekil 23).



Şekil 23. Çalışmada kullanılan Single Bond Universal Adeziv ve uygulanişı

Ardından paslanmaz çelik kalıptaki rezin simanın üzerine, bond uygulanmış rezin matris seramik örnekler paslanmaz çelik kalıptaki hazırlanan yerlerine yerleştirilmiştir. Yerleştirildikten sonra uygulanacak basıncı standardize etmek için tüm örneklerin üzerine 500 g'lık kuvvet 20 sn boyunca uygulanmıştır (Şekil 24).

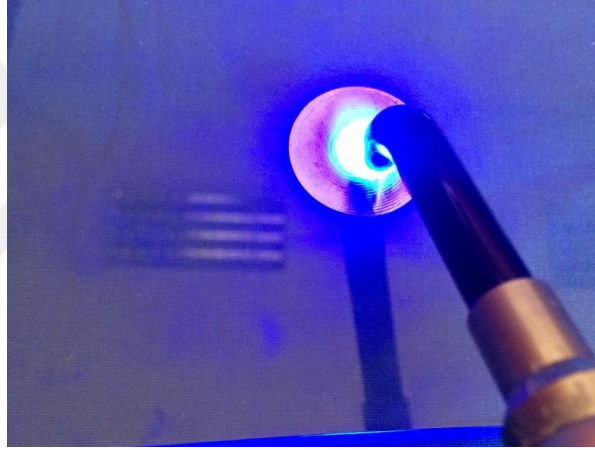


Şekil 24. Resin simanın üzerine resin matris seramik örneklerin yerleştirilmesi ve üzerine 500 g'lık kuvvet uygulanması

500 g'lık kuvvet kaldırıldıktan sonra LED ışık cihazı (Venus VE-215I, Venus Foshan Medical Company, Guangdong, China) resin matris seramik örneklerin üst yüzeylerine temas ettirilecek şekilde 30 sn boyunca uygulanarak resin simanın polimerizasyonu sağlanmıştır (Şekil 25 ve 26).



Şekil 25. Çalışmamızda kullanılan LED ışık cihazı



Şekil 26. LED ışık cihazı ile rezin simanın polimerize edilmesi

Polimerizasyonu sağlanan örnekler, 37 °C sıcaklıkta, nemsiz ve ışık geçirmeyen bir ortamda 24 saat boyunca bekletilmiştir.

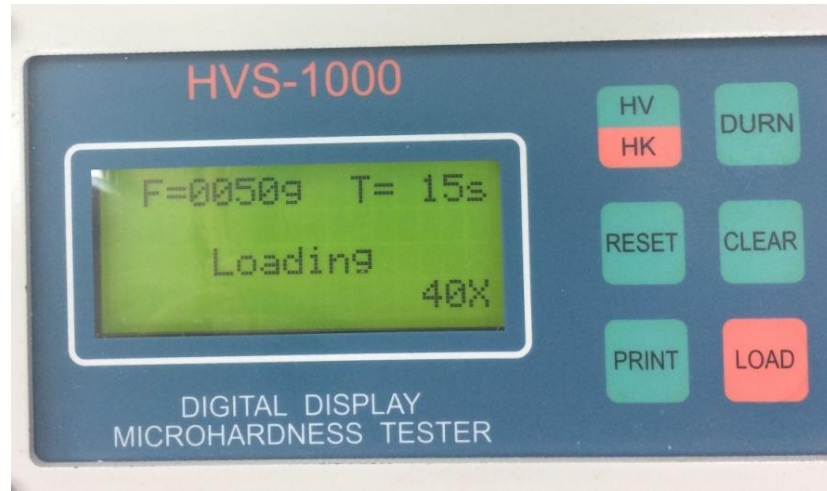
3.7. Vicker's Mikrosertlik Cihazı İle Siman Sertliğinin Ölçülmesi

Rezin simanın polimerizasyonundan sonra, mikrosertliğinin ölçülmesi için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında bulunan Vicker's mikrosertlik cihazı (HVS-1000 Digital Display Micro-hardness Tester, Çin) kullanılmıştır (Şekil 27).



Şekil 27. Çalışmamızda kullandığımız Vicker's mikrosertlik cihazı

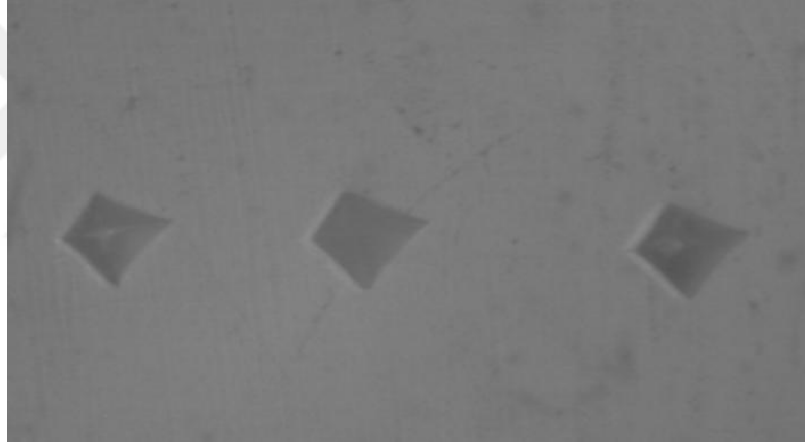
Test örnekleri, rezin siman üstte kalacak şekilde sırayla mikrosertlik cihazındaki yerine yerleştirilmiştir. Vicker's mikrosertlik cihazı 15 sn boyunca 50 g kuvvet uygulayacak şekilde ayarlanmıştır. Her bir örnekten üçer kez olmak üzere toplamda 270 kez ölçüm yapılmıştır (Şekil 28 ve 29).



Şekil 28. Mikrosertlik cihazı 15 sn boyunca 50g kuvvet uygulayacak şekilde ayarlanmıştır

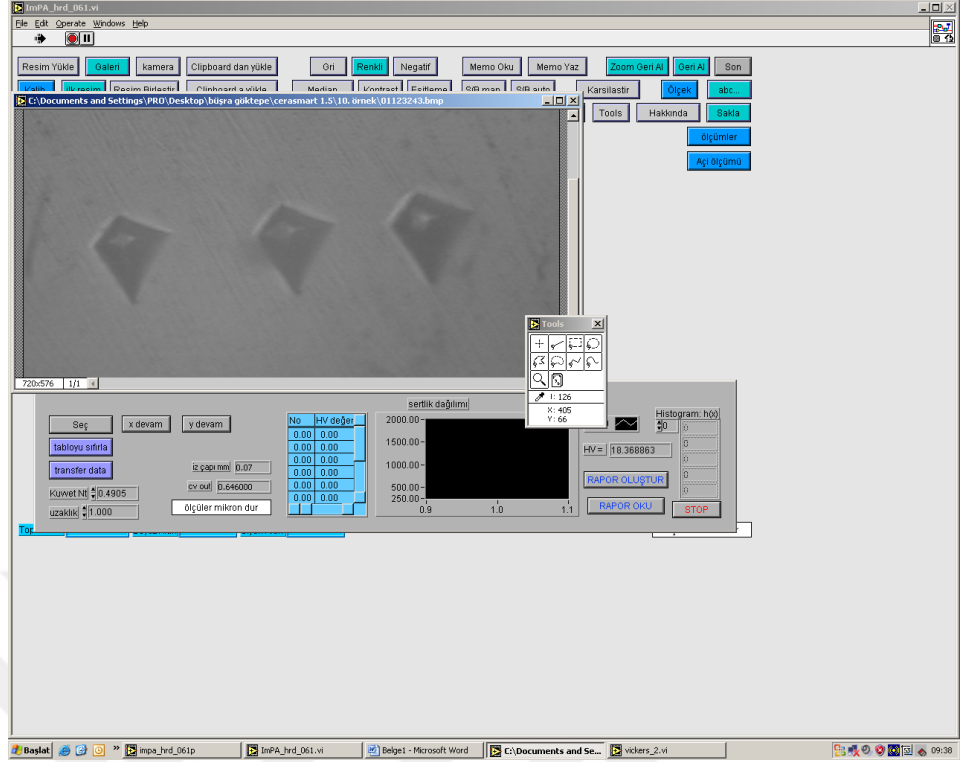


Şekil 29. Örneklerin yüzeyine mikrosertlik testi için kuvvet uygulanması

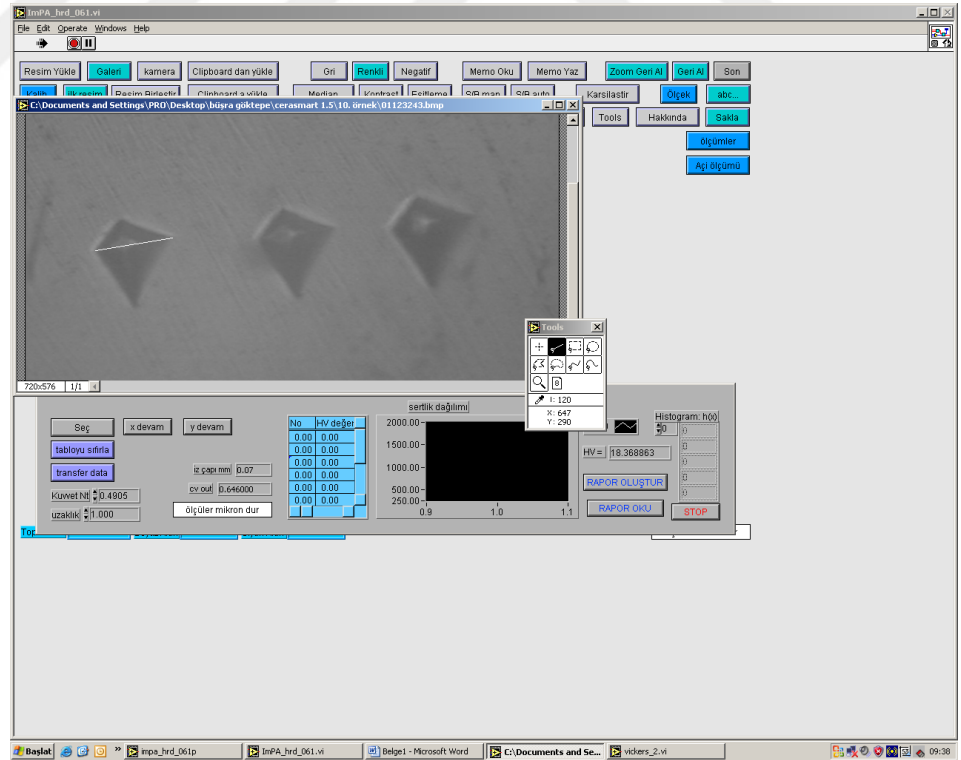


Şekil 30. Her siman örneğinden üç defa ölçüm yapılmıştır

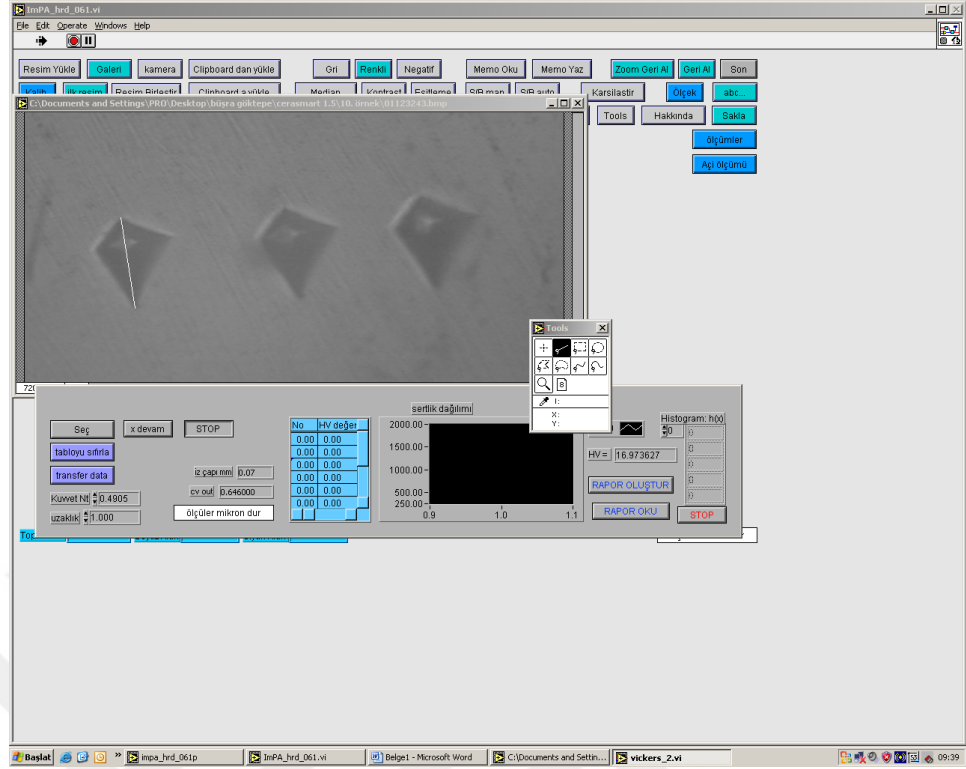
Yapılan ölçümlerin fotoğrafları mikrosertlik cihazında bulunan mikroskop yardımı ile elde edilmiş, daha sonra mikrosertlik cihazına bağlı olan program aracılığıyla bilgisayara aktarılmıştır (Şekil 30). Uygulanan yük değerlerinin verileri programdaki ilgili yerlere girilmiştir. Ardından eş kenar dörtgenin karşılıklı köşegenlerinden, önce yatay daha sonra da dikey çizgiler çizilmiştir. Yapılan işlemler sonucunda 'rapor oluştur' seçeneğine tıklanarak, materyallerin Vicker's sertlik değerleri elde edilmiştir (Şekil 31, 32, 33 ve 34).



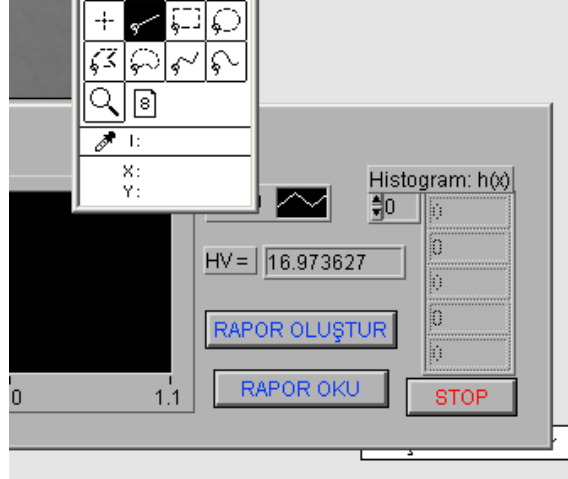
Şekil 31. Elde edilen görüntüler ilgili bilgisayar programına aktarılmıştır



Şekil 32. Görüntünün üzerinde önce eşkenar dörtgenin karşılıklı köşegenlerinden yatay çizgi çizilmiştir



Şekil 33. Görüntünün üzerinde yatay çizgiden sonra dikey çizgi çizilmiştir



Şekil 34. HV değeri materyalin Vicker's sertlik değerini göstermektedir

3.8. Verilerin İstatistiksel Analizlerinin Yapılması

İstatistiksel analizlerdeki hesaplamalar, SPSS 20 (SPSS Inc; Chicago, ABD) paket programı kullanılarak yapılmıştır. Vicker's sertlik testi sonucunda elde edilen verilerin, normal dağılım gösterip göstermediği Levene's testi uygulanarak

belirlenmiştir ($p < 0.01$) (Tablo 3). Yapılan test sonucunda verilerin normal dağılım gösterdiği belirlenmiş ve parametrik analiz yapılmasına karar verilmiştir.

Tablo 3. İstatistiksel analizde kullandığımız Levene testi verileri

F	df1	df2	Sig.
2,742	8	81	,010

Rezin matris seramiklerin farklı kalınlıklarının altındaki rezin simanın polimerizasyonuna olan etkisinin belirlenmesi için two way ANOVA ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testleri uygulanmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Örneklerin radyometre ile ışık geçirgenliği ölçümünün değerleri

Her bir örneğin ışık geçirgenlik değerleri radyometre (CM-3000, Motion Dental Equipment Corp., New Taipei City, Taiwan) yardımı ile üçer defa ölçülmüş ve elde edilen değerlerin ortalaması alınarak her örneğe ait ortalama değerler hesaplanmıştır. GC Cerasmart, Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerine ait bu değerler Tablo 4, Tablo 5 ve Tablo 6'da görülmektedir.

Tablo 4. GC Cerasmart örneklerinin radyometre ile ölçümlerinin sonuçları

	GC Ceramart 0,5 mm	GC Ceramart 1 mm	GC Ceramart 1,5 mm
1. örnek	350 mW/cm ²	330 mW/cm ²	270 mW/cm ²
2. örnek	370 mW/cm ²	310 mW/cm ²	250 mW/cm ²
3. örnek	370 mW/cm ²	310 mW/cm ²	270 mW/cm ²
4. örnek	370 mW/cm ²	310 mW/cm ²	270 mW/cm ²
5. örnek	370 mW/cm ²	330 mW/cm ²	270 mW/cm ²
6. örnek	370 mW/cm ²	290 mW/cm ²	270 mW/cm ²
7. örnek	390 mW/cm ²	310 mW/cm ²	250 mW/cm ²
8. örnek	370 mW/cm ²	330 mW/cm ²	290 mW/cm ²
9. örnek	350 mW/cm ²	290 mW/cm ²	270 mW/cm ²
10. örnek	350 mW/cm ²	330 mW/cm ²	250 mW/cm ²

Tablo 5. Vita Enamic örneklerinin radyometre ile ölçümlerinin sonuçları

	ViTA Enamic 0,5 mm	Vita Enamic 1 mm	Vita Enamic 1,5 mm
1. örnek	330 mW/cm ²	270 mW/cm ²	250 mW/cm ²
2. örnek	310 mW/cm ²	270 mW/cm ²	250 mW/cm ²
3. örnek	330 mW/cm ²	270 mW/cm ²	250 mW/cm ²
4. örnek	310 mW/cm ²	290 mW/cm ²	230 mW/cm ²
5. örnek	330 mW/cm ²	290 mW/cm ²	250 mW/cm ²
6. örnek	310 mW/cm ²	290 mW/cm ²	250 mW/cm ²
7. örnek	310 mW/cm ²	290 mW/cm ²	250 mW/cm ²
8. örnek	330 mW/cm ²	270 mW/cm ²	250 mW/cm ²
9. örnek	350 mW/cm ²	270 mW/cm ²	250 mW/cm ²
10. örnek	330 mW/cm ²	270 mW/cm ²	230 mW/cm ²

Tablo 6. Lava Ultimate örneklerinin radyometre ile ölçümlerinin sonuçları

	Lava Ultimate 0,5 mm	Lava Ultimate 1 mm	Lava Ultimate 1,5 mm
1. örnek	330 mW/cm ²	290 mW/cm ²	230 mW/cm ²
2. örnek	330 mW/cm ²	290 mW/cm ²	250 mW/cm ²
3. örnek	350 mW/cm ²	270 mW/cm ²	250 mW/cm ²
4. örnek	330 mW/cm ²	270 mW/cm ²	230 mW/cm ²
5. örnek	330 mW/cm ²	250 mW/cm ²	250 mW/cm ²
6. örnek	310 mW/cm ²	290 mW/cm ²	230 mW/cm ²
7. örnek	350 mW/cm ²	250 mW/cm ²	250 mW/cm ²
8. örnek	350 mW/cm ²	270 mW/cm ²	250 mW/cm ²
9. örnek	350 mW/cm ²	270 mW/cm ²	230 mW/cm ²
10. örnek	350 mW/cm ²	270 mW/cm ²	250 mW/cm ²

Ardından 9 grubun da ortalamaları alınmıştır. Bu değerler Tablo 7’de gösterilmektedir.

Tablo 7. Tüm grupların radyometre ölçümlerinin ortalama değerleri

	GC Cerasmart	Vita Enamic	Lava Ultimate
0.5 mm	366 mW/cm²	324 mW/cm²	338 mW/cm²
1 mm	314 mW/cm²	278 mW/cm²	272 mW/cm²
1.5 mm	266 mW/cm²	246 mW/cm²	242 mW/cm²

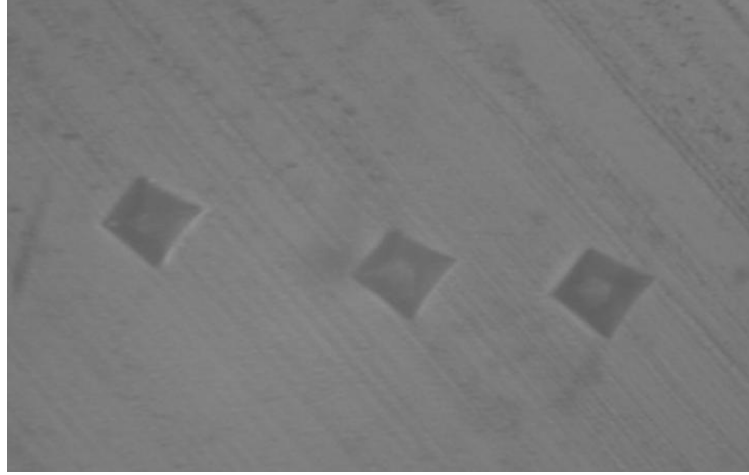
4.2. Vicker’s mikrosertlik testinden sonra örneklerin yüzey görüntüleri ve Vicker’s mikrosertlik değerleri

Vita Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart örnekleri kalınlıklarına göre gruplara ayrıldıktan sonra, her örneğin alt yüzeyinde ışıkla sertleşen rezin siman polimerize edilmiştir. Ardından her rezin simanın alt yüzeyine Vicker’s mikrosertlik testi uygulanmış ve bu testin görüntüleri program aracılığıyla bilgisayara aktarılmıştır. Daha sonra bu görüntüler üzerinde çeşitli ölçümler yapılarak örneklerin Vicker’s mikrosertlik değerleri bulunmuştur.

4.2.1. GC Cerasmart grubunun sonuçları

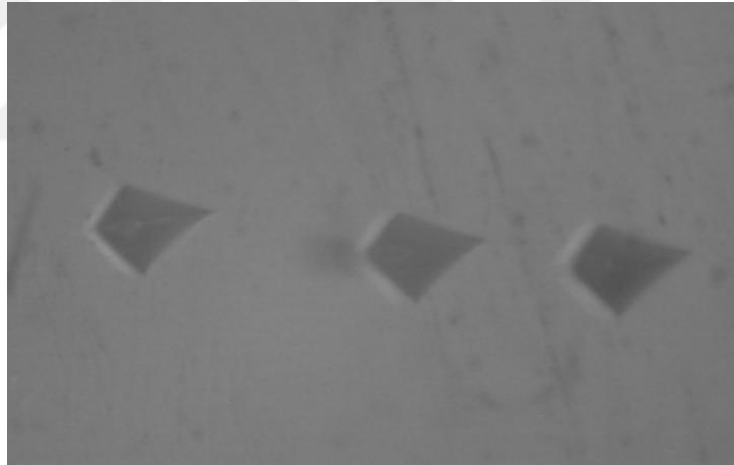
Gc Cerasmart grubunda 10 adet 0,5 mm, 10 adet 1 mm ve 10 adet 1,5 mm kalınlığında olmak üzere toplamda 30 adet örnek bulunmaktadır.

GC Cerasmart 0.5 mm kalınlık grubundaki rezin simana Vicker’s mikrosertlik testi uygulanması sonucunda, rezin siman yüzeyinin görüntüleri Şekil 35’te görülmektedir.



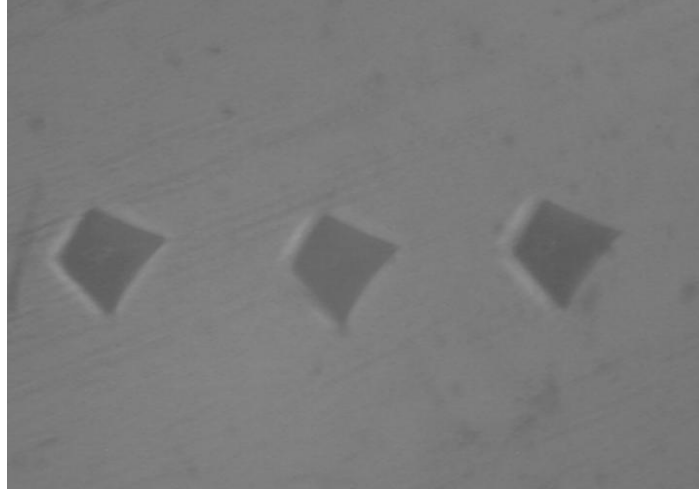
Şekil 35. GC Cerasmart 0.5 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü

GC Cerasmart 1 mm kalınlık grubundaki rezin simana Vicker's mikrosertlik testi uygulanması sonucunda, rezin siman yüzeyinin görüntüleri Şekil 36'da görülmektedir.



Şekil 36. GC Cerasmart 1 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü

GC Cerasmart 1,5 mm kalınlık grubundaki rezin simana Vicker's mikrosertlik testi uygulanması sonucunda, rezin siman yüzeyinin görüntüleri Şekil 37'de görülmektedir.



Şekil 37. GC Cerasmart 1,5 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra resin simanın yüzey görüntüsü

Elde edilen bu görüntüler programa aktarılmış ve üzerinden gerekli ölçümler yapıldıktan sonra tüm örneklerin Vicker's mikrosertlik değerleri bulunmuştur. Aynı kalınlıktaki örneklerin Vicker's mikrosertlik değeri ortalamaları alınmıştır. Bu değerler Tablo 8'de gösterilmektedir.

Tablo 8. GC Cerasmart örneklerinin Vicker's mikrosertlik testi verileri

	GC Ceramart 0,5 mm	GC Ceramart 1 mm	GC Ceramart 1,5 mm
1. örnek	25,27	23,59	19,35
2. örnek	25,74	22,63	19,46
3. örnek	25,99	22,59	18,55
4. örnek	25,37	22,51	19,75
5. örnek	24,38	23,04	19,56
6. örnek	24,21	22,38	18,77
7. örnek	25	22,69	18,73
8. örnek	24,48	22,8	19,06
9. örnek	25,45	23,27	18,46
10. örnek	25,2	22,26	18,6
ORTALAMA DEĞER	25,10	22,77	19,02

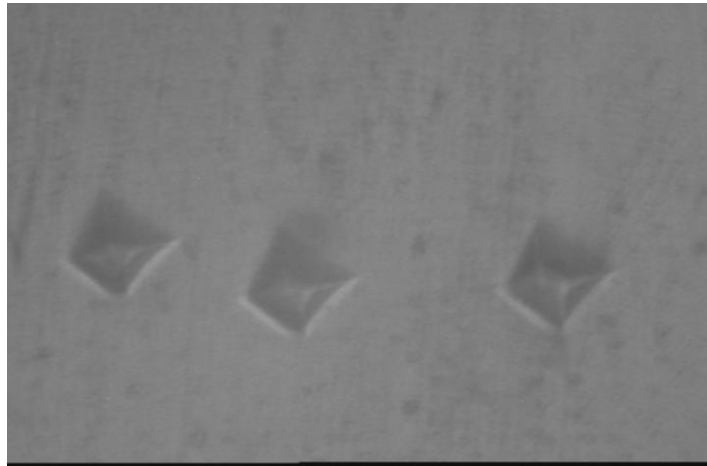
4.2.2. Lava Ultimate grubunun sonuçları

Lava Ultimate grubunda 10 adet 0,5 mm, 10 adet 1 mm ve 10 adet 1,5 mm kalınlığında olmak üzere toplamda 30 adet örnek bulunmaktadır. Lava Ultimate 0,5 mm kalınlık grubundaki resin simanın Vicker's mikrosertlik testi sonucunda, resin siman yüzeyinin görüntüleri Şekil 38'de görülmektedir.



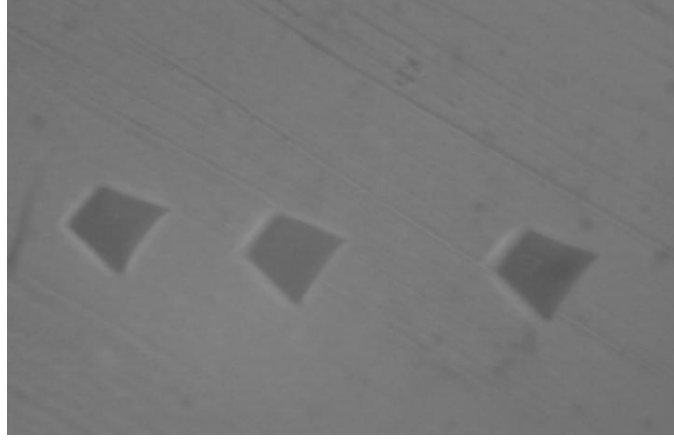
Şekil 38. Lava Ultimate 0,5 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra resin simanın yüzey görüntüsü

Lava Ultimate 1 mm kalınlık grubundaki resin simana Vicker's mikrosertlik testi uygulanması sonucunda, resin siman yüzeyinin görüntüleri Şekil 39'da görülmektedir.



Şekil 39. Lava Ultimate 1 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra resin simanın yüzey görüntüsü

Lava Ultimate 1,5 mm grubundaki resin simana Vicker's mikrosertlik testi uygulanması sonucunda, resin simanın yüzey görüntüleri Şekil 40'ta görülmektedir.



Şekil 40. Lava Ultimate 1,5 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü

Elde edilen bu görüntüler programa aktarılmış ve üzerinden gerekli ölçümler yapıldıktan sonra tüm örneklerden üç defa ölçüm yapılmış ve ortalamaları alınarak Vicker's mikrosertlik değerleri bulunmuştur (Tablo 9).

Tablo 9. Lava Ultimate örneklerinin Vicker's mikrosertlik testi verileri

	Lava Ultimate 0,5 mm	Lava Ultimate 1 mm	Lava Ultimate 1,5 mm
1. örnek	19,66	18	18,35
2. örnek	19,18	17,69	17,77
3. örnek	19,82	18,02	18,54
4. örnek	20,22	18,4	17,16
5. örnek	19,77	17,62	17,67
6. örnek	20,17	18,9	17,54
7. örnek	20,18	17,6	18,72
8. örnek	19,92	17,62	17,1
9. örnek	20,4	17,84	18,02
10. örnek	19,94	17,8	17,75
ORTALAMA DEĞER	19,92	17,94	17,86

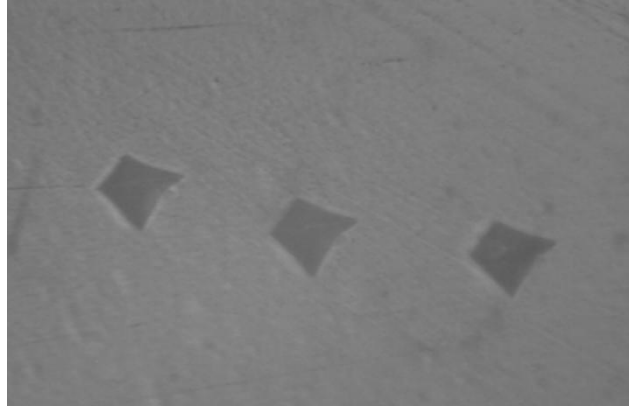
4.2.3. Vita Enamic grubunun sonuçları

Vita Enamic grubunda 10 adet 0,5 mm, 10 adet 1 mm ve 10 adet 1,5 mm kalınlığında olmak üzere toplamda 30 adet örnek bulunmaktadır. Vita Enamic 0.5 mm kalınlık grubundaki rezin simana Vicker's mikrosertlik testi uygulanması sonucunda, rezin siman yüzeyinin görüntüleri Şekil 41'de görülmektedir.



Şekil 41. Vita Enamic 0,5 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü

Vita Enamic 1 mm kalınlık grubundaki rezin simana Vicker's mikrosertlik testi uygulanması sonucunda, rezin siman yüzeyinin görüntüleri Şekil 42'de görülmektedir.



Şekil 42. Vita Enamic 1 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü

Vita Enamic 1,5 mm kalınlık grubundaki rezin simana Vicker's mikrosertlik testi uygulanması sonucunda, rezin siman yüzeyinin görüntüleri Şekil 43'te görülmektedir.



Şekil 43. Vita Enamic 1,5 mm kalınlık grubunda Vicker's mikrosertlik testinden sonra rezin simanın yüzey görüntüsü

Elde edilen bu görüntüler programa aktarılmış ve üzerinden gerekli ölçümler yapıldıktan sonra tüm örneklerin Vicker's mikrosertlik değerleri bulunmuştur. Aynı kalınlıktaki örneklerin Vicker's mikrosertlik değeri ortalamaları alınmıştır. Bu değerler Tablo 10'da gösterilmektedir.

Tablo 10. Vita Enamic örneklerinin Vicker's mikrosertlik testi verileri

	Vita Enamic 0,5 mm	Vita Enamic 1 mm	Vita Enamic 1,5 mm
1. örnek	24,71	23,34	20,44
2. örnek	25,34	24,46	20,58
3. örnek	25,4	23,83	21,36
4. örnek	24,61	23,38	20,4
5. örnek	26,02	22,7	20
6. örnek	24,29	23,87	19,31
7. örnek	24,91	23,9	20,58
8. örnek	24,94	24,21	20,8
9. örnek	26,29	23,16	21,14
10. örnek	24,87	22,81	20,66
ORTALAMA DEĞER	25,13	23,56	20,52

Tablo 11. Grupların ortalama Vicker's mikrosertlik değerleri

	GC Cerasmart	Lava Ultimate	Vita Enamic
0.5 mm	25,10	19,92	25,13
1 mm	22,77	17,94	23,56
1.5 mm	19,02	17,86	20,52

4.3. Vicker's mikrosertlik testi sonuçlarının istatistik bulguları

Rezin matriks seramik örneklerin (Vita Enamic, Lava Ultimate, GC Cerasmart) farklı kalınlıklarının (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm) ışıkla sertleşen rezin simanın polimerizasyonlarına olan etkileri Vicker's mikrosertlik testi ile incelenmiştir. Bu testten elde edilen verilerinin normal dağılım gösterip göstermediği Levene testi uygulanarak belirlenmiştir ($p < 0.01$). Yapılan test sonucunda verilerin normal dağılım gösterdiği belirlenmiş ve parametrik analiz yapılmasına karar verilmiştir.

İlk olarak two way ANOVA testi uygulanmıştır ve sonuçları Tablo 12'de gösterilmektedir.

Tablo 12. Two way ANOVA testi sonuçları

Variable (source)	Sum of squares	df	Mean squares	F	P
Kalınlık (A)	271,515	2	135,757	135,670	,000
Rezin Matriks Seramik Tipi (B)	346,472	2	173,236	173,124	,000
A x B	53,889	4	13,472	13,463	,000
Error	81,052	81	1,001		
Total		90			
	41636,163				

Two way ANOVA testine göre rezin matriks seramik örneklerinin materyal çeşidi (A) ve materyalin kalınlığı (B), $p < 0.05$ düzeyinde altındaki ışıkla sertleşen

rezin simanın polimerizasyonunu etkilemektedir. Yine aynı şekilde kalınlık ve materyal çeşidinin etkileşiminin (A×B) da simanın polimerizasyonunda etkili olduğu görülmektedir (Tablo 12).

Çalışmamızda Vita Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart rezin matrisi seramik materyallerinin her birinden 0,5 mm, 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarında 10'ar adet örnek olmak üzere toplamda 90 adet örnek hazırlanmıştır. Her gruptaki 10'ar örneğin altındaki rezin simanın Vicker's mikrosertlik değerleri hesaplanmış ve ortalamaları alınmıştır. Her grubun ortalama Vicker's mikrosertlik değerleri ve standart sapmaları Tablo 13'te gösterilmektedir.

Tablo 13. Rezin matrisi seramik gruplarının altındaki rezin simanın ortalama değerleri ve standart sapmaları

Kalınlık	Rezin matrisi seramik tipi	Ortalama değer	Standart deviasyon	N
0,5 mm	GC Cerasmart	25,0970	,58984	10
	Lava Ultimate	19,9240	,34929	10
	Vita Enamic	25,1310	,65782	10
	Total	23,3840	2,54412	30
1 mm	GC Cerasmart	22,7700	,94676	10
	Lava Ultimate	17,9380	,78941	10
	Vita Enamic	23,5590	,86644	10
	Total	21,4223	2,66299	30
1,5 mm	GC Cerasmart	19,0160	1,89279	10
	Lava Ultimate	17,8630	,66458	10
	Vita Enamic	20,5220	1,34484	10
	Total	19,1337	1,74253	30
Total	GC Cerasmart	22,2943	2,82678	30
	Lava Ultimate	18,5750	1,14480	30
	Vita Enamic	23,0707	2,17128	30
	Total	21,3133	2,90858	90

Two way ANOVA testinde materyal çeşidinin ve kalınlığın simanın polimerizasyonunda etkili olduğu sonucuna varıldıktan sonra Tukey çoklu karşılaştırma testi yapılmıştır. Tukey çoklu karşılaştırma testinin Tablo 14'te

sonuçları görülmektedir. Bu tabloda her grubun Vicker's mikrosertlik değerleri, diğer gruplarla karşılaştırılarak istatistiksel olarak anlamlı bir farkın bulunup bulunmadığı gösterilmektedir.

Tablo 14. Tukey çoklu karşılaştırma testinin sonuçları

(I) Complex	(J) Complex	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
0,5 mm Cerasmart	1_Cer	2,32700*	,44736	,000	,9012	3,7528
	1,5_Cer	6,08100*	,44736	,000	4,6552	7,5068
	0,5_Ult	5,17300*	,44736	,000	3,7472	6,5988
	1_Ult	7,15900*	,44736	,000	5,7332	8,5848
	1,5_Ult	7,23400*	,44736	,000	5,8082	8,6598
	0,5_Enm	-,03400	,44736	1,000	-1,4598	1,3918
	1_Enm	1,53800*	,44736	,025	,1122	2,9638
	1,5_Enm	4,57500*	,44736	,000	3,1492	6,0008
1 mm GC Cerasmart	0,5_Cer	-2,32700*	,44736	,000	-3,7528	-,9012
	1,5_Cer	3,75400*	,44736	,000	2,3282	5,1798
	0,5_Ult	2,84600*	,44736	,000	1,4202	4,2718
	1_Ult	4,83200*	,44736	,000	3,4062	6,2578
	1,5_Ult	4,90700*	,44736	,000	3,4812	6,3328
	0,5_Enm	-2,36100*	,44736	,000	-3,7868	-,9352
	1_Enm	-,78900	,44736	,705	-2,2148	,6368
	1,5_Enm	2,24800*	,44736	,000	,8222	3,6738
1,5 mm Cerasmart	0,5_Cer	-6,08100*	,44736	,000	-7,5068	-4,6552
	1_Cer	-3,75400*	,44736	,000	-5,1798	-2,3282
	0,5_Ult	-,90800	,44736	,528	-2,3338	,5178
	1_Ult	1,07800	,44736	,293	-,3478	2,5038
	1,5_Ult	1,15300	,44736	,213	-,2728	2,5788
	0,5_Enm	-6,11500*	,44736	,000	-7,5408	-4,6892
	1_Enm	-4,54300*	,44736	,000	-5,9688	-3,1172
	1,5_Enm	-1,50600*	,44736	,030	-2,9318	-,0802
0,5 mm Lava Ultimate	0,5_Cer	-5,17300*	,44736	,000	-6,5988	-3,7472
	1_Cer	-2,84600*	,44736	,000	-4,2718	-1,4202
	1,5_Cer	,90800	,44736	,528	-,5178	2,3338
	1_Ult	1,98600*	,44736	,001	,5602	3,4118
	1,5_Ult	2,06100*	,44736	,000	,6352	3,4868
	0,5_Enm	-5,20700*	,44736	,000	-6,6328	-3,7812
	1_Enm	-3,63500*	,44736	,000	-5,0608	-2,2092
	1,5_Enm	-,59800	,44736	,917	-2,0238	,8278

Tablo 14 Devam: Tukey çoklu karşılaştırma testinin sonuçları

(I) Complex	(J) Complex	Mean Difference (I- J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1 mm Lava Ultimate	1_Cer	-7,15900*	,44736	,000	-8,5848	-5,7332
	1,5_Cer	-4,83200*	,44736	,000	-6,2578	-3,4062
	0,5_Ult	-1,07800	,44736	,293	-2,5038	,3478
	1_Ult	-1,98600*	,44736	,001	-3,4118	-,5602
	1,5_Ult	,07500	,44736	1,000	-1,3508	1,5008
	0,5_Enm	-7,19300*	,44736	,000	-8,6188	-5,7672
	1_Enm	-5,62100*	,44736	,000	-7,0468	-4,1952
	1,5_Enm	-2,58400*	,44736	,000	-4,0098	-1,1582
1,5 mm Lava Ultimate	0,5_Cer	-7,23400*	,44736	,000	-8,6598	-5,8082
	1,5_Cer	-4,90700*	,44736	,000	-6,3328	-3,4812
	0,5_Ult	-1,15300	,44736	,213	-2,5788	,2728
	1_Ult	-2,06100*	,44736	,000	-3,4868	-,6352
	1,5_Ult	-,07500	,44736	1,000	-1,5008	1,3508
	0,5_Enm	-7,26800*	,44736	,000	-8,6938	-5,8422
	1_Enm	-5,69600*	,44736	,000	-7,1218	-4,2702
	1,5_Enm	-2,65900*	,44736	,000	-4,0848	-1,2332
0,5 mm Vita Enamic	0,5_Cer	,03400	,44736	1,000	-1,3918	1,4598
	1_Cer	2,36100*	,44736	,000	,9352	3,7868
	0,5_Ult	6,11500*	,44736	,000	4,6892	7,5408
	1_Ult	5,20700*	,44736	,000	3,7812	6,6328
	1,5_Ult	7,19300*	,44736	,000	5,7672	8,6188
	0,5_Enm	7,26800*	,44736	,000	5,8422	8,6938
	1_Enm	1,57200*	,44736	,020	,1462	2,9978
	1,5_Enm	4,60900*	,44736	,000	3,1832	6,0348
1 mm Vita Enamic	0,5_Cer	-1,53800*	,44736	,025	-2,9638	-,1122
	1_Cer	,78900	,44736	,705	-,6368	2,2148
	1,5_Cer	4,54300*	,44736	,000	3,1172	5,9688
	1_Ult	3,63500*	,44736	,000	2,2092	5,0608
	1,5_Ult	5,62100*	,44736	,000	4,1952	7,0468
	0,5_Enm	5,69600*	,44736	,000	4,2702	7,1218
	1_Enm	-1,57200*	,44736	,020	-2,9978	-,1462
	1,5_Enm	3,03700*	,44736	,000	1,6112	4,4628

Tablo 14 Devam: Tukey çoklu karşılaştırma testinin sonuçları

(I) Complex	(J) Complex	Mean Difference (I- J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1,5 mm Vita Enamic	0,5_Cer	-4,57500*	,44736	,000	-6,0008	-3,1492
	1_Cer	-2,24800*	,44736	,000	-3,6738	-,8222
	1,5_Cer	1,50600*	,44736	,030	,0802	2,9318
	0,5_Ult	,59800	,44736	,917	-,8278	2,0238
	1_Ult	2,58400*	,44736	,000	1,1582	4,0098
	1,5_Ult	2,65900*	,44736	,000	1,2332	4,0848
	0,5_Enm	-4,60900*	,44736	,000	-6,0348	-3,1832
	1_Enm	-3,03700*	,44736	,000	-4,4628	-1,6112

Tablo 15. Örnek gruplarının ortalama değerleri ve istatistiksel olarak anlamlılıklarının karşılaştırılması

Complex	N	Subset for alpha = 0.05				
		1	2	3	4	5
1,5 mm Lava Ultimate	10	17,8630				
1 mm Lava Ultimate	10	17,9380				
1,5 mm GC Cerasmart	10	19,0160	19,0160			
0,5 mm Lava Ultimate	10		19,9240	19,9240		
1,5 mm Vita Enamic	10			20,5220		
1 mm GC Cerasmart	10				22,7700	
1 mm Vita Enamic	10				23,5590	
0,5 mm GC Cerasmart	10					25,0970
0,5 Vita Enamic	10					25,1310
Sig.		,213	,528	,917	,705	1,000

Tablo 15'te tüm grupların ortalama Vicker's mikrosertlik değerleri gösterilmektedir. Bu tabloda istatistiksel anlamlılık 5 sütunda değerlendirilmektedir.

1 mm ve 1.5 mm Lava Ultimate ve 1.5 mm GC Cerasmart aynı sütundadır ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$).

1.5 mm GC Ceramart ve 0.5 mm Lava Ultimate aynı sütunda bulunmaktadır ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$).

0.5 mm Lava Ultimate ve 1.5 mm Vita Enamic aynı sütundadır ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

1 mm GC Cerasmart ve 1 mm Vita Enamic aynı sütunda yer almaktadır ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

0.5 mm GC Cerasmart ve 0.5 mm Vita Enamic aynı sütundadır ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$).

Yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testinin sonuçları Tablo 16'da görülmektedir. Tablodaki büyük harfler satırlar arasındaki istatistiksel olarak anlamlılık farklılıklarını, küçük harfler sütunlar arasındaki anlamlılık farklılıklarını göstermektedir.

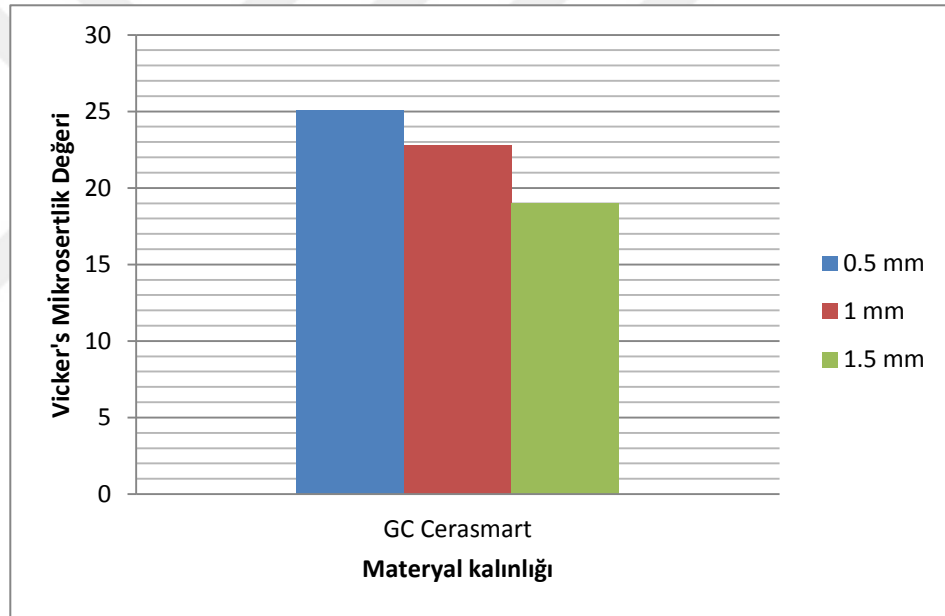
Tablo 16. Materyal çeşidinin ve kalınlığın rezin simanın polimerizasyonuna olan etkilerinin istatistiksel olarak anlamlılık düzeylerinin karşılaştırılması

Thickness	0,5 mm		1 mm		1,5 mm	
	Mean/ SD	Differences*	Mean/ SD	Differences*	Mean/ SD	Differences*
GC	25,10	Cb	22,77	Bb	19,02	Aa
Cerasmart	(0.58)		(0.94)		(1.89)	
Lava	19,92	Ba	17,94	Aa	17,86	Aa
Ultimate	(0.34)		(0.78)		(0.66)	
Vita Enamic	25,13	Cb	23,56	Bb	20,52	Ab
	(0.65)		(0.86)		(1.34)	

Farklı kalınlıklardaki rezin matris seramiklerin altındaki rezin simanın Vickers mikrosertlik değerlerine olan etkileri incelendiğinde şu sonuçlara varılmıştır:

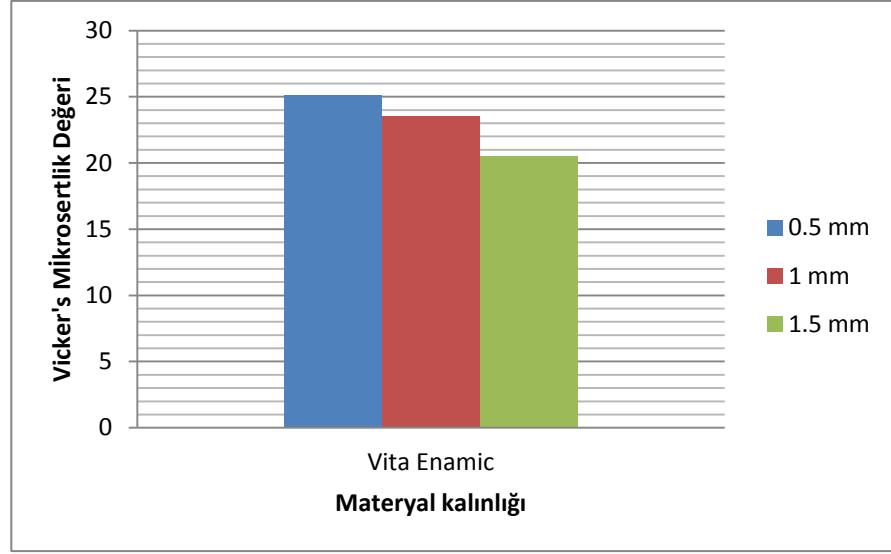
GC Cerasmart ve Vita Enamic gruplarında; en yüksek sertlik değerleri 0,5 mm, en düşük sertlik değerleri ise 1,5 mm rezin matris seramik seramik altındaki rezin simanda gözlenmiştir. Bu iki materyal gruplarında örnek kalınlığı arttıķa Vicker's mikrosertlik değeri düşmektedir ve 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm kalınlık grupları arasındaki bu farklar iki materyalde de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

GC Cerasmart grubunun mikrosertlik ve materyal kalınlığı arasındaki ilişkisini gösteren grafik şekil 44'te gösterilmektedir.



şekil 44. GC Cerasmart grubunun mikrosertlik değeri – materyal kalınlığı grafiği

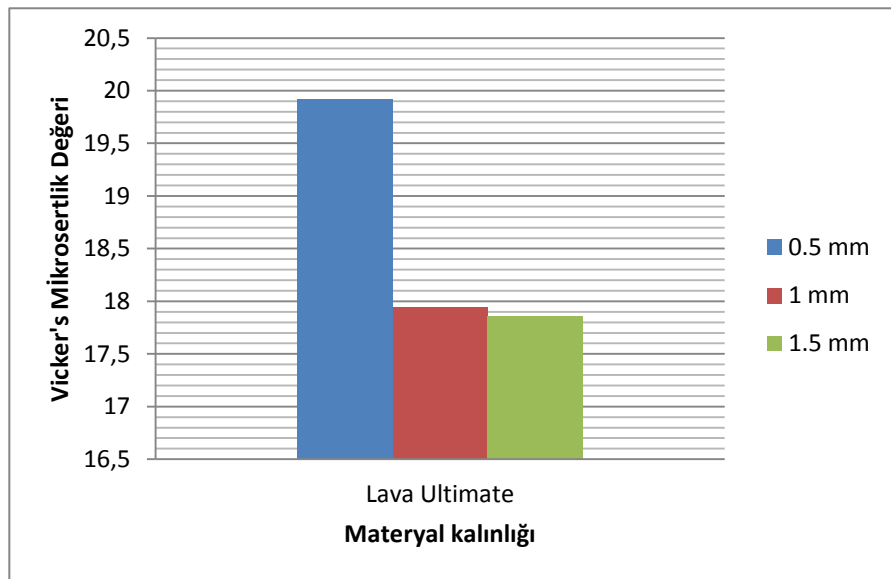
Vita Enamic grubunun mikrosertlik ve materyal kalınlığı arasındaki ilişkisini gösteren grafik şekil 45'te gösterilmektedir.



Şekil 45. Vita Enamic grubunun mikrosertlik değeri – materyal kalınlığı grafiği

Lava Ultimate grubunda, 0,5 mm'lik örnek grubundaki Vicker's mikrosertlik değeri, 1 mm ve 1,5 mm'lik örnek gruplarının mikrosertlik değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). 1 mm ve 1,5 mm kalınlık grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0.05$).

Lava Ultimate grubunun mikrosertlik ve materyal kalınlığı arasındaki ilişkiyi gösteren grafik Şekil 46'da gösterilmektedir.



Şekil 46. Lava Ultimate grubunun mikrosertlik değeri – materyal kalınlığı grafiği

Aynı kalınlık değerlerine sahip farklı rezin matrikse seramik grupları da istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. 0,5 mm kalınlığa sahip gruplar incelediğinde; GC Cerasmart ve Vita Enamic gruplarının, Lava Ultimate grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek Vicker's mikrosertlik değerine sahip olduğu görülmüştür ($p<0.05$). GC Cerasmart ve Vita Enamic grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

GC Ceramart ve Vita Enamic 1 mm'lik kalınlık gruplarının Vicker's mikrosertlik değerleri 1 mm'lik Lava Ultimate grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Vita Enamic ve GC Cerasmart grupları arasındaki fark ise istatistiksel düzeyde anlamlı değildir ($p>0.05$).

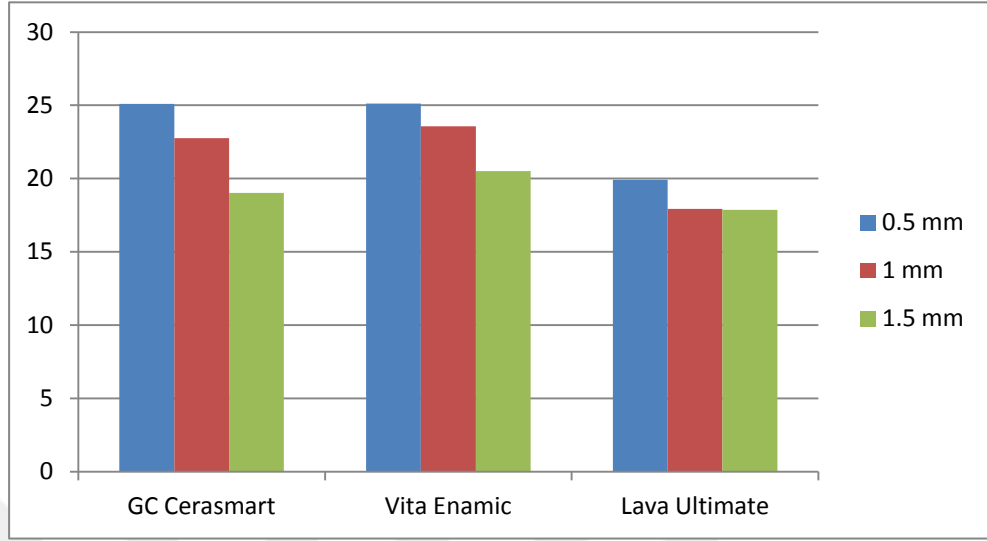
Ardından 1,5 mm'lik örnekler karşılaştırıldığında Vita Enamic; GC Cerasmart ve Lava Ultimate'e göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek Vicker's mikrosertlik değeri göstermiştir ($p<0.05$). Gc Cerasmart da Lava Ultimate'e göre daha yüksek mikrosertlik değeri göstermesine rağmen, bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

Vita Enamic grubu tüm kalınlıklarda en yüksek Vicker's mikrosertlik değerlerini sergileyen grup olmuştur. Vita Enamic grubu; 1,5 mm kalınlığında GC Cerasmart ve Lava Ultimate grubuna göre, 1 mm ve 0,5 mm kalınlığında ise Lava Ultimate grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek mikrosertlik değerleri sergilemiştir ($p<0.05$).

Lava Ultimate grubu ise tüm kalınlıklarda en düşük Vicker's mikrosertlik değerlerini sergileyen grup olmuştur. Lava Ultimate grubu, 1,5 mm kalınlığında Vita Enamic grubuna göre, 1 mm ve 0,5 mm kalınlığında ise Vita Enamic ve GC Cerasmart grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük mikrosertlik değerleri sergilemiştir ($p<0.05$).

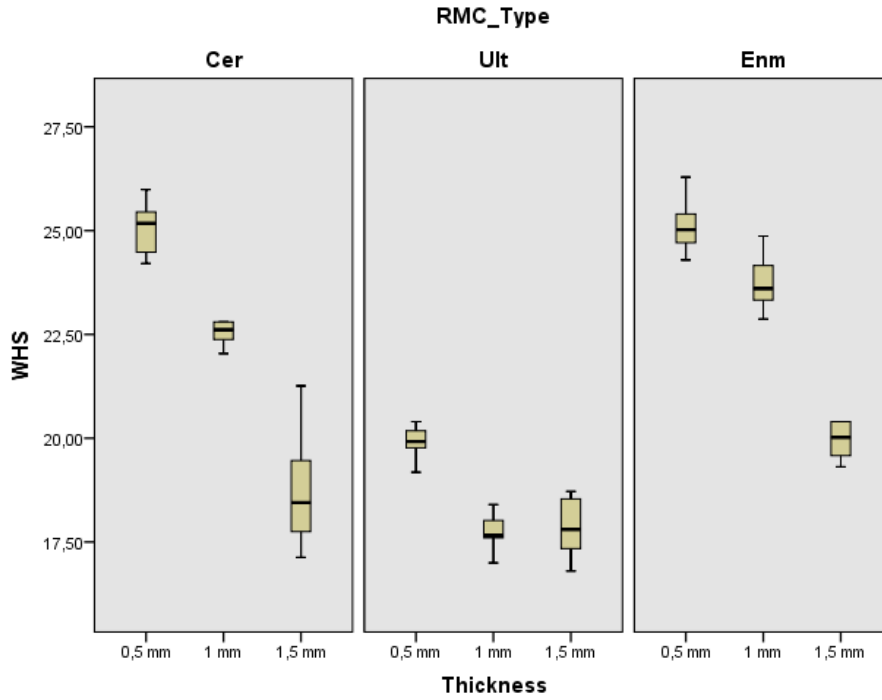
Genel olarak bir karşılaştırma yapılacak olursa tüm gruplarda; rezin matriks seramiğin kalınlığının artması altındaki rezin simanın polimerizasyonunu etkilemekte ve Vicker's mikrosertlik değerini düşürmektedir. Tüm gruplarda 0,5 mm kalınlık örnekleri ile 1,5 mm kalınlık örnekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p<0.05$). Rezin matrik seramik örneğinin kalınlığı arttıkça altındaki rezin simanın polimerizasyonu azalmaktadır.

Şekil 47’de tüm grupların materyal kalınlığı - Vicker’s mikrosertliği değerlerinin grafiği görülmektedir.



Şekil 47. Tüm grupların materyal kalınlığı-Vicker’s mikrosertlik değeri grafiği

Şekil 48’de tüm örnek gruplarının ortalama değerleri ve standart sapma değerleri görülmektedir.



Şekil 48. Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucu örneklerin ortalama değer ve standart sapmaları

5. TARTIŞMA

CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak farklı özellik ve içeriklere sahip, biyouyumluluk, mekanik ve estetik özellikleri geliştirilen çeşitli materyaller piyasaya sürülmüştür. Kompozit ve seramik materyalleri incelendiğinde her iki materyalin de çeşitli avantajlara sahip olduğu görülmektedir. Son birkaç yılda bu iki materyalin olumlu özelliklerini bünyesinde toplayan rezin matris seramik sistemleri çeşitli firmalar tarafından üretilmiş ve kullanıma sunulmuştur.

Geliştirilen yeni materyallerin mekanik özelliklerinin diş dokularına benzer özellikler göstermesi istenmektedir. He ve Swain (2011), rezin matris seramik materyallerinin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, bu materyallerin dentin ve mine dokusuyla benzer mekanik özellikler sergilediğini belirtmişlerdir. Yapılan diğer bir çalışmada da, rezin matris seramik sistemlerinin, düşük çiğneme basıncına sahip bölgelerde, cam seramik materyallere bir alternatif olarak protetik diş tedavisinde kullanılabileceğini bildirilmiştir (Shetty ve ark., 2015).

Tez çalışmamızda klinikte en çok tercih edilen üç rezin matris seramik materyallerden Vita Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart ile çalışılması tercih edilmiştir.

PICN ağırlıkça %86 seramik matris içerirken, %14 polimer ağ içermektedir (Leung ve ark., 2015). Rezin nano seramik ise ağırlık olarak %80'ini rezin matris içerisindeki nano seramik partiküller oluşturmaktadır. (Gracis ve ark., 2015). Nano seramik ağırlıkça %71 oranında doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. Doldurucu partiküller silika ve baryumdan, rezin matris ise BisMEPP, UDMA ve DMA'dan oluşmaktadır (Stawarczyk ve ark., 2016).

Albero ve ark. (2015), PICN (Vita Enamic) ve rezin nanoseramik (Lava Ultimate) materyallerinin sertliğini diğer materyaller ile karşılaştırmışlardır. Araştırmalarının sonucunda lityum disilikat cam seramiklerin sertliğini 5.83 GPa, lösit destekli cam seramiklerin sertliğini 4.60 GPa, feldspatik porselenin sertliğini 3.46 GPa, PICN ve rezin nanoseramiklerin sertliğini sırasıyla 1.70 GPa ve 1.15 GPa olarak bildirmişlerdir.

Tsujimoto ve ark. (2017), termal siklus uyguladıkları çalışmalarında Vita Enamic, GC Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerinin bükülme dirençlerini değerlendirmişler, daha önce yapılan çalışmalara paralel olarak, termal siklustan en çok etkilenen materyalin Lava Ultimate en az etkilenenin ise Vita Enamic olduğunu belirtmişlerdir.

Coldea ve ark. (2013), Vita Enamic' in bükülme dayanımını yaklaşık 160 MPa, elastik modülüsünü ise yaklaşık 38 GPa olarak belirtmişlerdir. Bu veriler sonucunda da materyalin mekanik özelliklerinin mine ve dentin dokusuna benzer olduğu da bildirilmiştir.

Swain ve ark. (2016), GC Cerasmart, Lava Ultimate, Vita Enamic materyallerinin mekanik özellikleri ile ilgili yapmış oldukları çalışmalarında, bu materyallerin mevcut porselen ve cam seramiklere göre elastik modülüslerinin ve sertliklerinin daha düşük, ancak kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğunu ve dental restorasyonlarda kullanımlarının endike olduğunu belirtmişlerdir.

Rezin matriks sistemlerin simantasyonunda seramik ve kompozit içerikli olduklarından rezin simanlar kullanılmaktadır. Rezin simanlar polimerizasyon tiplerine göre kimyasal olarak polimerize olan, ışıkla polimerize olan ve dual cure rezin simanlar olmak üzere 3 grupta sınıflandırılmaktadır (Sturtevant ve ark., 1995). Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar; çift pat halinde bulduklarından karıştırma sırasında hava kabarcığı kalması, amin renkleşmesi göstermeleri ve polimerizasyon sürelerinin uzun olması nedeniyle klinik kullanımlarında çeşitli dezavantajlara sahiptirler (Anusavice, 2003).

ışıkla polimerize olan rezin simanlar, kimyasal olarak sertleşen ya da dual cure simanlarla kıyaslandığında zamanla renk değişimi göstermediklerinden estetik bölge restorasyonlarında tercih edilmektedirler. Çalışma süreleri, restorasyonun yerleştirilmesi ve fazla simanın temizlenmesi için klinik kullanıma uygundur. Çok çeşitli firmaların rezin simanlarda, birçok opasite ve renk seçeneklerine sahip olmaları estetik özelliklerini geliştirmiştir (Carneiro ve ark., 2010).

Kılınç ve ark. (2011), üç farklı rezin simanın (Nexus-2/Kerr; Appeal/Ivoclar Vivadent; Calibra/Dentsply) light cure ve dual cure formlarını kullanarak rezin simanların renk stabilitesini ve restorasyonun rengine olan etkilerini incelemişlerdir.

Çalışmalarının sonucunda; light cure rezin simanların üç siman grubunda da daha iyi renk stabilitesi gösterdiğini, Appeal rezin simanda ise renklenen belgin derecede daha fazla olduğunu belirtmişlerdir.

Turgut ve Bagis (2011), çalışmalarında 0,5 mm kalınlığındaki A1, A3, HO ve HT renklerdeki IPS e.max Press seramiğini kullanarak, 0.1 mm kalınlığında farklı renklerdeki 2 adet ışıkla polimerize olan rezin siman (Variolink Veneer, Ivoclar Vivadent; Rely X Veneer, 3M ESPE) ve 1 adet dual cure rezin simanın, simantasyondan sonraki renk değişimlerini kalorimetre ile incelemiştir. Çalışmalarının sonucunda light cure ve dual cure rezin simanlar arasında belirgin bir fark görememişlerdir.

Hekimoğlu ve ark. (2000), çalışmalarında bir dual cure (Twinlook Cement, Kulzer), bir light cure (En Force multipurpose adhesive cementation system, Dentsply/Caulk) ve bir adet kimyasal olarak polimerize olan rezin simanı (Dyract Cem, Dentsply/De Trey) hızlandırılmış yaşlanma işlemine tabi tutmuşlar ve laminate veneer restorasyonların renk stabilitesini incelemiştir. Araştırmalarının sonucunda en fazla renk değişimi gösteren grubun kimyasal olarak polimerize olan siman grubu olduğunu bildirmişlerdir.

Turgut ve Bagis (2013), laminate veneerlerin renk stabilitesi üzerine yapmış oldukları çalışmada, IPS Empress Esthetic seramik materyalinin 0,5 mm ve 1 mm kalınlıklarında 4 farklı rengini (A1, A3, EO, ET) kullanmışlardır. Simantasyonlarında iki adet dual polimerize iki adet de ışıkla sertleşen rezin siman kullanılmıştır. Çalışmalarının sonucunda porselen örneklerin renkleri belirgin şekilde değişikliğe uğramıştır. Seramik kalınlığının artmasının, rezin simanda meydana gelen renk değişikliğini azalttığını ve seramik restorasyonların renklerinin laminate veneerlerin renk değişimini etkileyebileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kullandığımız üç materyalin (Vita Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart) de laminate veneer restorasyonlarında kullanım endikasyonu bulunmaktadır. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda ışıkla polimerize olan rezin siman kullanılmasının nedeni; laminate veneer restorasyonlarında amin renklenmesinin önüne geçebilmek ve bu sayede ön bölgede renk stabilitesini uzun süre devam ettirebilmektir.

Rezin simanların yeterli polimerizasyonu çok önemlidir. Rezinlerin yetersiz polimerizasyonu sonucunda klinikte çeşitli olumsuzluklarla karşılaşmaktadır; materyalin sitotoksik özellikleri artmakta, sertliği azalmakta ve bunun sonucunda aşınması artmakta, elastisite modülü düşmekte, restorasyonlarda kırılmalar meydana gelebilmekte ve mikrosızıntı sonucunda restorasyon kenarlarında renklenme ve sekonder çürük meydana gelebilmektedir (Richard ve ark., 2002). Yetersiz polimerizasyon sonucu artık monomer nedeni ile postoperatif hassasiyet oluşabilmekte ve bu durum ilerlediğinde pulpa nekrozuna kadar ilerleyen bir klinik tablo ile karşımıza çıkabilmektedir (Brännström, 1986).

Rezin simanların polimerizasyon derecesini birçok faktör etkilemektedir. Bu faktörler şu şekilde sıralanmaktadır;

- Rezin tipi
- Rezindeki doldurucu partikül yüzdesi, şekli ve büyüklüğü
- Rezinin veya restorasyonun kalınlığı ve rengi
- Restoratif materyalin adezivlerle uyumu
- Işığın uygulama süresi
- Işık kaynağı tipi
- Işık yoğunluğu
- Işık kaynağı ucu- rezin arası mesafe (Çoğulu ve ark., 2007).

Polimerizasyonu etkileyen faktörlerden biri uygulanan ışığın uygulama süresidir. Alpöz ve ark. (2008), düşük yoğunlukta LED ışık kaynağı kullanılmasının, polimerizasyonda yüksek yoğunlukta halojen ışık kaynağından daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. LED ışık kaynağında ise, 40 saniye uygulaması ile 20 saniye uygulamasını karşılaştırmışlar ve 40 saniye ışık uygulamanın polimerizasyonda daha etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Good ve ark. (2008), dual cure ve light cure rezin simanları kullandıkları çalışmalarında, tam seramik restorasyonların 1 gün ve 30 gün bekletilmesi sonucunda oluşan ortalama yükleri ve başarısızlık durumlarını incelemişlerdir. Bu çalışmalarında simanın polimerizasyonu için LED ışık cihazı 30 sn boyunca uygulanmış, ardından 1 ve 30 gün süreyle bekletileceği gruplara ayrılmıştır. Sonrasında test cihazı ile baskı kuvvetleri uygulanmıştır. Araştırmanın sonucunda

farklı bekleme süreleri arasında ve farklı siman grupları arasında beligin bir fark gözlenmemiştir.

Roy ve ark. (2018), 2 mm kalınlığında iki farklı nanohibrid kompozit ile yaptıkları çalışmalarında QTH ve LED ışık cihazlarının iki farklı ışınlama modunu kullanmışlardır. Araştırmalarında kompozit örneklerinin Vicker's sertlik değerlerini ölçüp polimerizasyonlarını değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında LED ışık cihazını; devamlı modda 30 sn süreyle 600 mW/cm² gücünde ve soft start modda 5 sn 0-600 mW/cm² + 25 sn 1200 mW/cm² şeklinde uygulamışlardır. Araştırmalarının sonucunda LED ışık cihazı uygulanan grubun QTH grubuna göre daha yüksek polimerizasyon gösterdiği, soft start modun da devamlı moda göre daha yüksek polimerizasyon derinliği yüzey sertliği sağladığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda LED ışık cihazı kullanımı tercih edilmiştir ve rezin simanın polimerizasyonu için daha öce yapılan benzer çalışmalar ve üretici firmanın talimatları doğrultusunda 30 saniye ışık uygulaması yapılmıştır.

Polimerizasyonu etkileyen faktörlerden birisi de kullanılan ışık cihazının ışık yoğunluğudur. Işık şiddeti ya da yoğunluğu (mW/cm²); birim alana düşen ışık gücü olarak tanımlanmaktadır. Genel olarak yeterli dalga boyunda (450-500 nm) 300 mW/cm² yoğunluktaki ışığın, başlatıcı olarak kamforikonon içeren materyallerde 2 mm derinliğe kadar 40 sn'lik ışınlama süresinde etkili bir polimerizasyonu gerçekleştirdiği bildirilmektedir. Bazı yazarlar ise en az 400 mW/cm² yoğunluktaki ışığın 60 sn boyunca uygulanması gerektiğini önermektedirler (Shortall ve Harrington, 1996; Tate ve ark., 1999). ISO minimum 300 mW/cm² yoğunluğundaki ve 400-515 nm dalga boyundaki ışık kaynaklarını önermektedir (ISO,1999).

Çalışmamızda, yeterli derecede polimerizasyonun sağlanması için 450 mW/cm² ışık yoğunluğunda bir LED ışık kaynağı kullanımı tercih edilmiştir.

Işık cihazı ile rezin siman arasındaki mesafe de polimerizasyonda etkili olmaktadır. Işık cihazı ile rezin materyal arasındaki mesafe arttıkça ışık yoğunluğu ve buna bağlı olarak da rezinin polimerizasyonu azalmaktadır. Işık cihazının uç kısmı rezin materyale ne kadar yakın olursa, polimerizasyonun kalitesi de o kadar yüksek olmaktadır (Caldas ve ark., 2003).

Prati ve ark. (1999), 1 mm'lik mesafe artışının ışık yoğunluğunda %10'luk bir azalmaya neden olduğunu bildirmişlerdir.

Price ve ark. (2000), ışık cihazının gücünü radyometre ile ölçmüşlerdir. Önce ışık ucu radyometreye temas ettirilerek değer elde edilmiş, sonrasında mesafe 6 mm'ye çıkarılarak değer elde etmişler ve bu değerler arasında % 50 oranında bir azalma meydana geldiğini belirtmişlerdir.

Çoğulu ve ark. (2007), rezin renginin, ışık kaynağı ile dolgu arası mesafenin ve ışınlama süresinin iki farklı kompomer materyalinin yüzey sertliği üzerine etkisinin incelemişlerdir. Çalışmalarında iki farklı ışık kaynağı mesafesi (2 mm ve 4 mm), beş farklı rezin rengi ve iki farklı ışınlama süresi olarak 20 farklı grup oluşturmuşlardır. Hazırlanan tüm örnekler LED ışık cihazı ile polimerize edildikten sonra, alt ve üst yüzeylerinden Vicker's sertlik değeri ölçümleri yapılmıştır. Test edilen iki mesafe incelendiğinde, gruplar arasında üst yüzey sertlik değerlerinde anlamlı bir farklılık gözlenmezken, alt yüzey sertlik değerlerinde 4 mm grubunda elde edilen değerlerin anlamlı düzeyde düşük olduğu saptanmıştır.

İyi derecede bir polimerizasyon elde edebilmek amacıyla bizim çalışmamızda LED ışık cihazının uç kısmı rezin matriks seramik ile temas sağlayacak şekilde çalışılmıştır.

Polimerizasyonu etkileyen diğer bir unsur rezin simandaki doldurucu oranıdır. Albino ve ark. (2011), kompozit rezin örneklerin Knoop mikrosertliğini ve FTIR'ı değerlendirdikleri çalışmalarında materyal opasitesi ve ışık kaynağının etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda polimerizasyon dönüşüm derecesinde ışık kaynağının önemli rol oynadığını bildirirlerken, rezinlerin opaklığının ve doldurucu oranının artmasının ışık geçirgenliğini azalttığı için polimerizasyon dönüşüm derecesini azalttığını bildirilmişlerdir.

Çalışmamızda ışıkla polimerize olan RelyX Veneer (3 M ESPE, St. Paul, MN, USA) rezin kullanımı tercih edilmiştir. RelyX Veneer rezin siman TEGDMA/BisGMA karışımı rezin sistemidir. Hacimce %47 oranında 0,2-3 µm zirkonyum/silika dolgu içermektedir.

Polimerizasyonu etkileyen diğer bir faktör de restorasyonun kalınlığıdır. Awad ve ark. (2015), çalışmalarında farklı kalınlıklardaki CAD/CAM materyallerinin rezin

simanla simante etmişler ve restorasyon kalınlığının simanın mikrosertliğine olan etkisini incelemişlerdir. Araştırmalarının sonucunda mikrosertliğin restorasyonun kalınlığından etkilendiğini bildirmişlerdir.

Runnacles ve ark. (2014), 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm kalınlıklardaki farklı seramiklerin (IPS InLine, IPS Empress Esthetic, IPS e.max LT ve IPS e.max HT) polimerizasyon derecesini test etikleri çalışmalarında ışıkla sertleşen rezin siman (RelyX Veneer) kullanmışlardır. Polimerizasyon derecesini FTIR spektroskopisi ile ölçtükleri çalışmalarının sonucunda, 1,5 mm'den daha kalın restorasyonlarda polimerizasyon derecesinin restorasyonun tipinden ve kalınlığından etkilendiğini bulmuşlardır.

Öztürk ve ark. (2015), lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin (IPS Empress CAD, IvoclarVivadent) farklı renk (A1 ve A3) ve kalınlıklarını (1 ve 2 mm) kullandıkları çalışmalarında, ışıkla sertleşen rezin simanın da farklı renklerini (HV+1, HV+3, LV-1 ve LV-3) kullanarak simanın mikrosertliğini incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda açık renkli rezin simanın koyu renkli rezin simana göre daha iyi mekanik özellikler gösterdiğini belirtmişlerdir. Seramik kalınlığının ve renginin de simanın mekanik özelliklerini etkilediğini, ince ve açık renkteki seramiklerin ışık geçirgenliklerinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Watanabe ve ark. (2015), farklı ışık kaynakları (halojen ve LED) ve farklı kalınlıktaki feldspatik seramik materyalleri (1 mm, 2 mm, 3 mm) altında dual cure rezin simanın polimerizasyon miktarın Knoop sertlik ölçümü ile değerlendirmişlerdir. Araştırmalarının sonucunda feldspatik seramik materyalindeki kalınlık artışının sertlik derecesini azalttığını ve özellikle 2 mm'den daha kalın örneklerde bu etkinin daha da arttığını bildirmişlerdir.

Jafari ve ark. (2018), farklı renk ve kalınlıklardaki CAD/CAM materyallerinin ışık geçirgenliğine ve altındaki ışıkla polimerize olan rezin simanın mikrosertliğine olan etkilerini değerlendirmişlerdir. 2 farklı renk (A1 ve A3) ve 2 farklı kalınlıktaki (1 mm ve 2 mm) VITA Mark II (VM; VITA Zahnfabrik), IPS e.max CAD (IE; IvoclarVivadent), ve VITA Suprinity (VS; VITA Zahnfabrik) materyallerini kullanarak toplam 120 adet örnek üzerinde (n=10) çalışmışlardır. Çalışmalarının

sonucunda seramik kalınlığının ve renginin tüm örneklerde ışık geçirgenliğini ve mikrosertliği etkilediğini belirtmişlerdir.

Turp ve ark. (2015), zirkonya kalınlığının rezin simanlarının polimerizasyonu üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Bunun için çalışmalarında 4 farklı kalınlıktaki test grubunu incelemişlerdir; 0,5 mm zirkonya kontrol grubu, 0,5 mm zirkonya ve 0,5 mm feldspatik porselen, 1 mm zirkonya ve 0,5 mm feldspatik porselen, 2 mm zirkonya ve 0,5 mm feldspatik porselen. Çalışmada LED ışık cihazı ve iki farklı dual cure rezin siman ve polimerizasyon derecesinin ölçümü için de Vicker's mikrosertlik testi kullanılmıştır. Vicker's mikrosertlik testinde 50 g kuvvet 15 sn boyunca uygulanmıştır. Araştırmanın sonucunda, zirkonya kalınlığı arttıkça, mikrosertlik değerlerinin ve polimerizasyon derinliğinin azaldığını bildirmişlerdir.

Kılınç ve ark. (2011), çalışmalarında 3 farklı rezin simanın (Appeal/Ivoclar; Calibra/Dentsply; Nexus 2/Kerr) 2 farklı formunu (light cure ve dual cure) 0.5 mm kalınlığında kullanmışlardır. Aynı zamanda IPS Empress Esthetic materyalinin 4 farklı kalınlığını (1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm) ve farklı renklerini kullandıkları çalışmalarında; seramik kalınlığının, renginin ve farklı simanlarının farklı formlarının rezin simanın polimerizasyonuna olan etkilerini değerlendirmişlerdir. Seramik kalınlığının 3 mm ve daha fazla olduğu gruplarda, hem light cure hem dual cure rezin simanların mikrosertlik değerleri belirgin derecede azalmıştır. Seramik rengi ise hem light cure hem dual cure gruplarında sadece Calibra rezin simanı üzerinde bir etki oluşturmuştur.

Cho ve ark. (2015), seramik kalınlığının ve rezin siman tipinin mikrosertlik ve konversiyon derecesi ile ilişkisini inceledikleri çalışmalarında düşük translusensiye sahip A1 renge preslenebilir seramikten (e.max Press; Ivoclar Vivadent) ürettikleri 80 adet örnek kullanmışlardır. Çalışmalarında iki adet light cure (LC; NX3 Nexus LC; Kerr) iki adet dual cure (LC; NX3 Nexus LC; Kerr) rezin siman kullanmışlar ve her grubu 4 farklı seramik kalınlığındaki (0,3 mm, 0,6 mm, 0,9 mm ve 1,2 mm) alt gruplara ayırmışlardır. Mikrosertlik tespitinde Vicker's mikrosertlik testini kullanmışlardır. Çalışmalarının sonucunda mikrosertlik değerleri light cure ve dual cure rezin simanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermiş ve light cure simanlar dual cure simanlara göre daha yüksek değerler sergilemiştir. Dual

cure simanlarda 1,2 mm kalınlığındaki grubun mikrosertlik değeri, 0,3 mm, 0,6 mm ve 0,9 mm kalınlığındaki gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak daha düşük değerler sergilemesine rağmen, light cure simanlarda gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Çalışmamızda seramik kalınlığının rezin simanın polimerizasyonuna olan etkisini değerlendirmek amacıyla daha önce yapılan benzer çalışmalarla uyumlu olması amacıyla 0,5 mm, 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarında rezin matriks seramikler kullanılmıştır. Daha önce yapılan benzer çalışmalarda olduğu gibi kalınlık arttıkça rezin simanın mikrosertlik değerleri düşmüştür.

Çalışmamızda Vita Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart örneklerinin mikrosertlik ölçümlerinden önce, ışık geçirgenliklerini belirlemek amacıyla radyometre (CM-3000, Motion Dental Equipment Corp., New Taipei City, Taiwan) ile ölçümler yapılmıştır.

Radyometre ölçümlerin sonucunda tüm gruplarda kalınlık artışıyla birlikte örneklerin ışık geçirgenliklerinde de azalma olduğu tespit edilmiştir. GC Cerasmart grubu tüm kalınlık gruplarında en yüksek ışık geçirgenliğine sahip materyal olmuştur. 1 ve 1,5 mm kalınlık gruplarında Vita Enamic'in ışık geçirgenliği, Lava Ultimate'e göre daha yüksek bulunmuşken, 0,5 mm kalınlık grubunda Vita Enamic en düşük ışık geçirgenliğine sahip materyal olmuştur. Ancak radyometre ölçümleri ile ilgili istatistiksel analiz yapılmamıştır.

0,5 mm ve 1 mm kalınlığa sahip gruplar incelendiğinde; GC Cerasmart ve Vita Enamic grupları, en yüksek mikrosertlik değerlerine sahip gruplar olurken, iki materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$) 1,5 mm'lik örnekler karşılaştırıldığında Vita Enamic; GC Cerasmart ve Lava Ultimate'e göre istatistiksel olarak anlamlı olarak daha yüksek Vicker's mikrosertlik değeri göstermiştir ($p<0.05$) ve Gc Cerasmart ile Lava Ultimate arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Çalışmamızda ışık geçirgenliği ve rezin simanın mikrosertlik değerleri arasında farkların olması, rezin matriks seramik gruplarındaki doldurucu tipleri ve miktarları ile ilgili olabileceği düşünülmüştür. Ayrıca mikrosertlik testleri ile ilgili istatistiksel analiz yapılmasına rağmen, radyometre ölçümleri ile ilgili istatistiksel analiz

yapılmamıştır. Bu nedenle radyometre ölçümlerinde, materyal grupları karşılaştırıldığında oluşan farkların istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığı bilinmemektedir.

Rezin esaslı materyallerin konversiyon derecelerinin belirlenmesinde birçok çalışmada, FTIR ile bulunan değerlerin korelasyonu için mikrosertlik testleri yapılmıştır. Konversiyon değeri ve mikrosertlik testleriyle elde edilen değerler çoğu çalışmada pozitif korelasyon göstermiştir (Cerveira ve ark., 2009; Calgario ve ark., 2013).

Lopes ve ark. (2015), farklı tam seramik sistemlerini (feldspatik seramik, lityum disilikat seramik ve zirkonya alt yapılı feldspatik seramik) kullandıkları çalışmalarında 1 mm kalınlığındaki üç farklı dual cure rezin simanın (Allcem, Variolink II, RelyXU200) ve kimyasal olarak polimerize olan bir rezin simanın (Multilink) polimerizasyon derecesini ve mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Polimerizasyon derecesi için FTIR spektroskopisini, mikrosertlik için Vicker's mikrosertlik testini kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda, kimyasal olarak polimerize olan rezin siman dual cure rezin simanlara göre daha düşük Vicker's mikrosertlik değerleri göstermiştir. Feldspatik seramik kullanılan örneklerde Allcem ve RelyXU200 en yüksek Vicker's sertlik değerlerini göstermiştir. Lityum disilikat ve zirkonya alt yapılı feldspatik seramik örneklerinde ise RelyXU200 en yüksek Vicker's sertlik değerlerini göstermiştir.

Polimerizasyonu etkileyen faktörlerden biri de rezin simanın kalınlığıdır. Tango ve ark. (2007), light cure ve dual cure siman kullandıkları çalışmalarında, ışık cihazı çeşidinin rezin simanın mikrosertliğine olan etkisini incelemişlerdir. Çalışmalarında 1 mm kalınlığında rezin siman örneklerini kullanmışlar ancak simanın üst yüzeyinden 100 µm, 500 µm ve 900 µm derinliklerinde mikrosertlik ölçümlerini gerçekleştirmişlerdir.

Turp ve ark. (2011), yapmış oldukları bir çalışmada restorasyonun renginin, rezin simanın farklı kalınlıklarındaki polimerizasyonuna olan etkisini değerlendirmişlerdir. Hazırlanan örneklerin alt kısmına 6 mm kalınlığında dual cure rezin siman yerleştirilmiş ve polimerizasyonu sağlanmıştır. Ardından rezin simanın 100 µm, 300 µm, 500 µm ve 700 µm derinliklerdeki polimerizasyonunu

değerlendirmek için 50 g kuvvet 15 sn uygulanarak Vicker's mikrosertlik testi yapılmıştır. Çalışmalarının sonucunda tüm gruplarda, derinlik arttıkça ve restorasyonun rengi koyulaştıkça mikrosertlik değerinin azaldığını bildirmişlerdir.

Turp ve ark. (2018), monolitik lityum disilikat ve zirkonya restorasyonların kalınlıklarının altındaki dual cure rezin simanın polimerizasyonuna olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, simanın polimerizasyonunu Vicker's mikrosertlik testi ile değerlendirmişlerdir. Bunun için simanın üst yüzeyinden 100 µm, 300 µm, 500 µm ve 700 µm derinliklerindeki mikrosertliklerini ölçmüşlerdir. Çalışmalarının sonucunda hem restorasyon kalınlığının hem de rezin simanın derinliğinin artması ile ölçülen mikrosertlik değerlerinde azalma olduğunu bildirmişlerdir.

Puppin - Rontani ve ark. (2012) çalışmalarında siman örneklerinin üst yüzeyinden, merkezinden ve alt yüzeyinden 50 grf 15 saniye uygulayarak Knoop sertliğini ölçmüşlerdir. Araştırmacılar siman örneklerinin en yüksek sertlik değerini merkezde, ardından üst yüzeyde, en düşük ise alt yüzeyde tespit etmişlerdir.

Çalışmamızda önceki yayınlanan benzer çalışmalarla paralel olarak siman kalınlığı 0,5 mm olarak hazırlanmıştır ve simanın alt yüzeyinden yani 500 µm derinliğinden Vicker's mikrosertlik testi uygulanmıştır. Vicker's mikrosertlik testinde uygulanacak kuvvet ve süre de, yine daha önce yayınlanmış çalışmalarla benzer olarak 50 g yük 15 sn uygulanacak şekilde ayarlanmıştır.

Çalışmamızın sonucunda Vita Enamic örneklerde ortalama Vicker's mikrosertlik değerleri 0,5 mm kalınlıkta 25.1, 1 mm kalınlıkta 23.33, 1,5 mm kalınlıkta 19.98 olarak ölçülmüştür.

Lava Ultimate grubunda ortalama Vicker's mikrosertlik değerleri 0,5 mm kalınlıkta 19.92, 1 mm kalınlıkta 17.59, 1,5 mm kalınlıkta 17.94 olarak ölçülmüştür.

GC Cerasmart grubunda ise ortalama Vicker's mikrosertlik değerleri 0,5 mm kalınlıkta 25.08, 1 mm kalınlıkta 22.47, 1,5 mm kalınlıkta 18.06 olarak ölçülmüştür.

Çaprak ve ark. (2018), yapmış oldukları çalışmada 2 mm kalınlığındaki A2 rengine 5 farklı CAD/CAM materyalinin (Mark II, Suprinity, Enamic, e.max, Ultimate) alt kısmına 6 mm kalınlığında dual cure ve light cure rezin siman (Duolink, Bisco, Schaumburg, IL) yerleştirip, seramik ve siman arasına şeffaf bant

yerleştirmişlerdir. LED ışık cihazı ile 40 sn polimerizasyonları sonrasında, rezin simanların üst yüzeylerinden Vicker's mikrosertlik değerlerini ölçmüşlerdir. Resin simanın mikrosertlik değerleri 100 µm, 300 µm, 500 µm ve 700 µm derinliklerinde ölçülmüştür. Bizim çalışmamızla benzer olarak 500 µm derinliğindeki light cure resin simanın mikrosertlik değerleri araştırmacılar tarafından Vita Enamic materyalinde 36.52 ± 2.92 , Lava Ultimate materyalinde ise 45.23 ± 4.43 olarak bildirilmiştir. Çalışmada elde edilen mikrosertlik değerlerinin bizim çalışmamızdan farklı olması; seramik materyalinin farklı kalınlıkta olması, LED ışık kaynağının uygulama süresi, kullanılan resin siman materyalinin farklı yapıda olması gibi nedenlerden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Turp ve ark. (2011), çalışmalarında 1 mm zirkonya alt yapı üzerine 1 mm feldspatik seramik uygulamışlar ve seramiğin alt kısmına yerleştirdikleri 5 farklı renkteki dual cure resin simanın (Panavia F 2.0, Kuraray, Tokyo, Japan) farklı kalınlıklardaki (100 µm, 300 µm, 500 µm ve 700 µm) mikrosertliğini incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda, bizim çalışmamızdaki gibi A2 renk ve 500 µm derinlikteki simanın mikrosertliği incelendiğinde, 45 ± 7 olarak Vicker's mikrosertlik değerini belirtmişlerdir. Mikrosertlik değerinin bizim çalışmamızdaki değerden farklı olmasının nedenleri arasında; kullanılan simanın yapı ve mekanik özelliklerinin farklı olması ve kullanılan seramik materyallerinin farklı olması gösterilebilmektedir.

Öztürk ve ark. (2012), 0,75 mm ve 2 mm kalınlıklarındaki iki farklı seramiğin (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; IPS Empress® CAD, Ivoclar Vivadent) altındaki, 170 µm kalınlığındaki dual cure (Variolink II, Ivoclar Vivadent) ve iki light cure resin simanın (Variolink Veneer, Ivoclar Vivadent; RelyX Veneer, 3M ESPE) polimerizasyondan sonraki mekanik özelliklerini Vicker's mikrosertlik testi ile incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda; Variolink II 48.2 ± 3.2 , RelyX Veneer 33 ± 2.5 ve Variolink Veneer 20.1 ± 2.6 Vicker's mikrosertlik değerleri göstermişlerdir. Değerlerin bizim çalışmamızla farklılık göstermesi; kullanılan siman ve seramiklerin farklı kalınlık ve yapıda olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Choi ve ark. (2017), Lava Ultimate CAD/CAM blokun farklı renk, translusensi ve kalınlıklarının, altındaki 1 mm kalınlığındaki dual cure resin simanın (Rely X

ARC; 3M/ESPE, St. Paul, MN, U.S.A.) mikrosertliğine olan etkisini incelemişlerdir. Araştırmalarında 1 mm, 2 mm, 3 mm ve 4 mm kalınlığında, LT ve HT olarak iki farklı tranlusenslikte ve A1, A2, A3 renklerinde Lava Ultimate bloklar kullanmışlardır. Çalışmalarında 1400 mW/cm² gücündeki LED ışık kaynağını 40 sn kullanmışlar ve Vicker's mikrosertlik testinde 200g'lık kuvveti 15 sn boyunca uygulamışlardır. Mikrosertlik ölçümleri, rezin simanın üst yüzeyinden yapılmıştır. Çalışmalarının sonucunda 1 mm kalınlığındaki, HT ve A2 rengindeki nanoseramik grubunda Vicker's mikrosertlik değerini 41.3±2.1 olarak belirtmişlerdir. Elde edilen mikrosertlik değerlerinin bizim çalışmamızla farklılık göstermesinin nedenleri; kullanılan LED ışık kaynağının gücünün bizim çalışmamızdaki ışık kaynağından çok fazla olması, Vicker's mikrosertlik testinde uygulanan kuvvetin daha fazla olması ve kullanılan rezin simanın dual cure özellikte olması olarak düşünülmektedir.

Kılınç ve ark. (2011), çalışmalarında 3 farklı rezin simanın (Appeal/Ivoclar; Calibra/Dentsply; Nexus 2/Kerr) 2 farklı formunu (light cure ve dual cure) 0.5 mm kalınlığında kullanmışlardır. Aynı zamanda IPS Empress Esthetic materyalinin 4 farklı kalınlığını (1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm) ve farklı renklerini kullandıkları çalışmalarında; seramik kalınlığının, renginin ve farklı simanlarının farklı formlarının rezin simanın polimerizasyonuna olan etkilerini değerlendirmişlerdir. Resin simanın mikrosertliğine Vicker's mikrosertlik testi ile bakmışlar ve 30g kuvveti 15 sn süresince uygulamışlardır. Çalışmamızla kıyaslayabilmek adına, bu çalışmadaki 1 mm seramik kalınlığı ve light cure simanın Vicker's mikrosertlik değerlerini incelediğimizde, araştırmacılar mikrosertlik değerini simanın farklı renkleri için Nexus simanda 24 - 24.5, Calibra siman için 18.0 - 20.5, Appeal siman için 14.3 - 15.6 arasında olduğunu belirtmişlerdir. Buradaki mikrosertlik değerlerinin çalışmamızdaki değerlerden farklı olması; mikrosertlik testinde uygulanan kuvvetin farklı olması, kullanılan rezin simanın yapısının ve mekanik özelliklerinin farklı olması, kullanılan seramik materyalinin farklı olması gibi sebeplerden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Lee (2007), materyalin içineki görünür ışığın dalga boyundan daha küçük çaplardaki parçacıkların, ışık geçirgenliğinin artmasına neden olduğunu bildirmiştir. Bu nedenle materyalin içerisindeki partiküllerin büyüklüğü, ışık geçirgenliğinde etkili olmaktadır. Çalışmamızda kullandığımız blokların partikül büyüklükleri

arasında da farklılıklar vardır ve çalışmamızın sonucunda elde ettiğimiz Vicker's mikrosertlik değerleri ile radyometredeki ışık geçirgenliği değerleri arasındaki farklılıklar olması bu durumla ilgili olabilmektedir.

Çalışmamızda bulunan Vicker's mikrosertlik değerlerinin önceki çalışmalardan farklı olması, fazla sayıda değişken olması ve araştırmanın ölçütlerinin standardize edilememesi ile ilgili olabileceği düşünülmektedir. Seçilen materyal tipi ve kalınlığı, seçilen rezin simanın tipi ve kalınlığı, kullanılan ışık kaynağının gücü ve ışık kaynağını kullanım süresi, Vicker's mikrosertlik testinde uygulanan kuvvet ve süre gibi birçok faktör mikrosertlik değerini etkilediğinden, elde edilen değerler önceki çalışmalarla tamamen uyum göstermemektedir.

Çalışmanın başındaki materyal tipinin ve kalınlığının simanın mikrosertliğini etkilemeyeceği yönündeki sıfır hipotezimiz araştırmanın sonunda reddedilmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sonucunda:

1. 0,5 mm ve 1 mm kalınlığındaki gruplarda; GC Cerasmart ve Vita Enamic gruplarının Vicker's mikrosertlik değerleri, Lava Ultimate grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). GC Cerasmart ve Vita Enamic grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

2. 1,5 mm'lik örneklerde Vita Enamic diğer iki materyale göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek mikrosertlik değerleri sergilemiştir ($p<0.05$). Gc Cerasmart da Lava Ultimate'e göre daha yüksek mikrosertlik değeri göstermesine rağmen, bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

3. Vita Enamic grubundaki rezin siman tüm kalınlıklarda en yüksek Vicker's mikrosertlik değerlerini sergileyen grup olmuştur.

4. Lava Ultimate grubundaki rezin siman ise tüm kalınlıklarda en düşük Vicker's mikrosertlik değerlerini gösteren grup olmuştur.

5. Tüm gruplarda; rezin matriks seramiğin kalınlığının artması rezin simanın polimerizasyonunu etkilemekte ve Vicker's mikrosertlik değerini düşürmektedir.

6. Tüm gruplarda 0,5 mm kalınlık örnekleri ile 1,5 mm kalınlık örnekleri arasında mikrosertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p<0.05$).

7. Rezin matrik seramik örneğinin kalınlığı ve tipi rezin simanın mikrosertliğini istatistiksel olarak anlamlı düzeyde etkilemektedir ($p<0.05$).

8. 0,5 mm kalınlığındaki laminate veneer restorasyonlarında Vita Enamic, GC Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerinin kullanımı uygun olabileceken, restorasyon kalınlığı 1,5 mm'ye çıktığında Vita Enamic materyalinin mikrosertlik değeri daha yüksek olduğundan klinikte kullanımı daha uygun olabilir.

7. KAYNAKLAR

ADA Council on Scientific Affairs. (2003). Titanium applications in dentistry. *JADA*, 134, 347-349.

Aguiar TR, Francescantonio MD, Arrais, CA, Ambrosano GMB, Davanzo C, Giannini M. (2010). Influence of curing mode and time on degree of conversion of one conventional and two self-adhesive resin cements. *Operative dentistry*, 35(3), 295-299.

Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 7(4), e495.

Albers HF. (2002). *Tooth-colored restoratives: principles and techniques*. PMPH-USA.

Albino LGB, Rodrigues JA, Kawano Y, Cassoni A. (2011). Knoop microhardness and FT-Raman evaluation of composite resins: influence of opacity and photoactivation source. *Brazilian oral research*, 25(3), 267-273.

Alpöz AR, Ertuğrul F, Cogulu D, Ak AT, Tanoğlu M, Kaya E. (2008). Effects of light curing method and exposure time on mechanical properties of resin based dental materials. *European journal of dentistry*, 2, 37.

Althoff O, Hartung M. (2000). Advances in light curing. *American journal of dentistry*, 13(Spec No), 77D-81D.

Anusavice KJ. (2003). Dental ceramics. P. Rudolph Ed. *Philips' Science of Dental Materials*. Missouri: Elsevier Science. p. 443-94.

Anusavice KJ. (2003). Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Advances in dental research*, 17(1), 43-48.

Arısu HD, Bala O, Üçtaşlı MB, Kalaycı Ş. (2007). Fluoride releasing characteristics of glass ionomer cements and polyacid modified resin composites. *Acta Odontologica Turcica; Cilt 24, Sayı 3 (2007); 157*.

- Attar N, Tam LE, McComb D. (2003). Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(2), 127-134.
- Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(6), 534-540.
- Awada A, Nathanson D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 587-593.
- Baroudi K, Ibraheem SN. (2015). Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *Journal of international oral health: JIOH*, 7(4), 96.
- Brännström M. (1986). The cause of postrestorative sensitivity and its prevention. *Journal of Endodontics*, 12(10), 475-481.
- Caldas DB, Almeida JB, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Consani S. (2003). Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 28(3), 315-320.
- Calgaro PAM, Furuse AY, Correr GM, Ornaghi BP, Gonzaga CC. (2013). Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements. *Brazilian oral research*, 27(5), 403-409.
- Caprak YO, Turkoglu P, Akgungor G. (2018). Does the Translucency of Novel Monolithic CAD/CAM Materials Affect Resin Cement Polymerization with Different Curing Modes?. *Journal of Prosthodontics*.
- Carneiro KKG, Lobato MF, e Souza S, de Almeida Rodrigues P, Góes MFD. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science*, 18(3), 207-214.
- Cerveira GP, Berthold TB, Souto AA, Spohr AM, Marchioro EM. (2009). Degree of conversion and hardness of an orthodontic resin cured with a light-emitting diode

and a quartz–tungsten–halogen light. *The European Journal of Orthodontics*, 32(1), 83-86.

Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. (1998). Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Operative Dentistry*, 23, 250-257.

Cho SH, Lopez A, Berzins DW, Prasad S, Ahn KW. (2015). Effect of different thicknesses of pressable ceramic veneers on polymerization of light-cured and dual-cured resin cements. *The journal of contemporary dental practice*, 16(5), 347.

Choi GY, Park JK, Jin MU, Kwon YH, Son SA. (2017). Influence of resin-nanoceramic CAD/CAM block shade and thickness on the microhardness of dual-cured resin cement. *대한치과재료학회지*, 44(2), 151-161.

Christensen GJ. (1997). The state of the art in esthetic restorative dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 128(9), 1315-1317.

Christensen GJ. (2001). Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301-1303.

Craig RG. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 25(2), 219-239.

Craig RG, Powers JM. (Eds.). (1989). Restorative dental materials.

Coldea A, Swain MV, Thiel N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.

Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(5), 389-404.

Çoğulu D, Ersin N, Ertuğrul F. (2007). Renk, Işınlama Mesafesi ve Işınlama Süresinin İki Farklı Kompomer Materyalinin Yüzey Sertliği Üzerine Etkisinin İncelenmesi. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(2), 187-192.

Dayangaç B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi.

Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 564-569.

- Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. (2006). Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dental Materials*, 22(4), 359-365.
- DeWald JP, Ferracane JL. (1987). A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *Journal of Dental Research*, 66(3), 727-730.
- Di Francescantonio M, Aguiar TR, Arrais CAG, Cavalcanti AN, Davanzo CU, Giannini M. (2013). Influence of viscosity and curing mode on degree of conversion of dual-cured resin cements. *European Journal of Dentistry*, 7(1), 81–85.
- Dietschi D, Marret N, Krejci I. (2003). Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dental Materials*, 19(6), 493-500.
- do Nascimento YA, de Oliveira Correia AM, Martins Lima D, Griza S, Mitsunari Takeshita W, de Mendonça AAM. (2017). Effect of Ceramic Barriers of Different Thicknesses on Microhardness of Light-Cured Resin Cements. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 37(4).
- Dunn WJ, Bush AC. (2002). A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *The Journal of the American Dental Association*, 133(3), 335-341.
- Fasbinder DJ (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations, *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31, 9, 702-704.
- Fasbinder DJ (2012b). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options, *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 33, 1, 50-58.
- Fasbinder DJ, Neiva GF. (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 56-66.
- Fortin D, Vargas MA. (2000). The spectrum of composites: new techniques and materials. *The Journal of the American Dental Association*, 131, 26S-30S.

- Fradeani M, Redemagni M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. *Quintessence international*, 33(7).
- Frassetto A, Navarra CO, Marchesi G, Turco G, Di Lenarda R, Breschi L, Cadenaro M. (2012). Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements. *Dental materials*, 28(9), 1032-1039.
- GC Ceramart. Erişim tarihi: 10.09.2018, http://www.gcamerica.com/products/digital/CERASMART/GCA_CERASMART_Bro-iPad.pdf.
- Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(5), 411-418.
- Good ML, Orr JF, Mitchell CA. (2008). In vitro study of mean loads and modes of failure of all-ceramic crowns cemented with light-cured or dual-cured luting cement, after 1 and 30 d of storage. *European Journal of Oral Sciences*, 116(1), 83-88.
- Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, Grosogeat B. (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(3), 384-389.
- Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*, 28(3).
- Griffin Jr JD. (2013). Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dentistry today*, 32(1), 124-126.
- Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dental Materials*, 21(5), 454-463.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*, 20(5), 449-456.

He LH, Swain M. (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *dental materials*, 27(6), 527-534.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 4-9.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 10-15.

Hekimoğlu C, Anıl N, Etikan I. (2000). Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *International Journal of Prosthodontics*, 13(1).

Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(4), 297-303.

International Organization for Standardization ISO/TS 10650:1999. Dental equipment—powered polymerization activators, International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 1999.

IPS e.max CAD. Erişim tarihi: 08.09.2018, <http://www.ivoclarvivadent.com/en/dental-professional-/ips-emax-cad-for-programill>.

ISO “International Organization for Standardization ISO/TS 10650:1999. Dental equipment—powered polymerization activators,” International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 1999.

Jafari Z, Alaghehmand H, Samani Y, Mahdian M, Khafri S. (2018). Light transmittance of CAD/CAM ceramics with different shades and thicknesses and microhardness of the underlying light-cured resin cement. *Restorative dentistry & endodontics*, 43(3).

- Jedynakiewicz NM, Martin N. (2001). CEREC: science, research, and clinical application. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 22(6 Suppl), 7-13.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75(1), 18-32.
- Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. (2011). The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light-and dual-cure resin cements. *Operative Dentistry*, 36(6), 661-669.
- Koupis NS, Vercruyse CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. (2004). Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dental materials journal*, 20(10), 908-14.
- Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Arksornnukit M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal*, 33(5), 705-710.
- Lee YK. (2007). Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. *Dental Materials*, 23(1), 124-131.
- Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. (2015). Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(3), 440-446.
- Lombardini M, Chiesa M, Scribante A, Colombo M, Poggio C. (2012). Influence of polymerization time and depth of cure of resin composites determined by Vickers hardness. *Dental research journal*, 9(6), 735.
- Lopes CDCA, Rodrigues RB, Silva ALF, Simamoto Júnior PC, Soares CJ, Novais VR. (2015). Degree of conversion and mechanical properties of resin cements cured through different all-ceramic systems. *Brazilian dental journal*, 26(5), 484-489.
- McCabe JF. (1990). *Applied Dental Materials*. 7th ed. Blackwell Scientific Pub. Oxford, England.
- Maghaireh GA, Price RB, Abdo N, Taha NA, Alzraikat H. (2018). Effect of Thickness on Light Transmission and Vickers Hardness of Five Bulk-fill Resin-

based Composites Using Polywave and Single-peak Light-emitting Diode Curing Lights. *Operative dentistry*.

Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. (2016). From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of dental research*, 95(5), 487-495.

McLean JW. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.

Mehl C, Harder S, Byrne A, Kern M. (2013). Prosthodontics in digital times: a case report. *Quintessence International*, 44(1), 29-36.

Moon HJ, Lee YK, Lim BS, Kim CW. (2004). Effects of various light curing methods on the leachability of uncured substances and hardness of a composite resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(3), 258-264.

Morgano SM, Brackett SE. (1999). Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 82(6), 643-657.

Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. (2002). Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *Journal of oral rehabilitation*, 29(10), 951-955.

Nayır E. (1999). Dişhekimliği Maddeler Bilgisi, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, 7. Baskı, İstanbul.

Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*, 93(1), 62-67.

O'Brien WJ. (1997). Dental materials and their selection. 2nd ed, Chigaco; Quintessence Publishing Co Inc, p. 150

O'Brien WJ. (Ed.). (2002). Dental materials and their selection.

Öztürk Ö, Uludağ B. (2002). Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları ve adeziv simantasyon tekniği. *TDB Dergisi*, 66, 33-39.

Öztürk E, Hickel R, Bolay Ş, Ilie N. (2012). Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. *Clinical oral investigations*, 16(1), 139-146.

Öztürk E, Bolay Ş, Hickel R, Ilie N. (2015). Effects of ceramic shade and thickness on the micro-mechanical properties of a light-cured resin cement in different shades. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(7), 503-507.

Pagniano Jr RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(5), 459-466.

Pameijer CH. (2012). A review of luting agents. *International journal of dentistry*, 2012.

Paul J. (2015). Dental Cements-A Review to Proper Selection. *Int. J. Curr. Microbiol. App. Sci*, 4(2), 659-669.

Petrini M, Ferrante M, Su B. (2013). Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dental Materials*, 29(4), 375-381.

Piconi C, Maccauro G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.

Pontes LF, Alves EB, Alves BP, Ballester RY, Dias CG, Silva CM. (2013). Mechanical properties of nanofilled and microhybrid composites cured by different light polymerization modes. *Gen Dent*, 61(3), 30-33.

Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*, 20(8), 726-732.

Prati C, Chersoni S, Montebugnoli L, Montanari G. (1999). Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *American journal of dentistry*, 12(5), 231-234.

Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. (2013). Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence International*, 44(5).

- Price RB, Derand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. (2000). Effect of distance on the power density from two light guides. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(6), 320-327.
- Price RB, Felix CA, Andreou P. (2003). Evaluation of a second-generation LED curing light. *Journal-Canadian Dental Association*, 69(10), 666-666.
- Price RB, Felix CA, Andreou P. (2005). Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials*, 26(15), 2631-2641.
- Puppin-Rontani RM, Dinelli RG, de Paula AB, Fucio SBP, Ambrosano GMB, Pascon FM. (2012). In-depth polymerization of a self-adhesive dual-cured resin cement. *Operative dentistry*, 37(2), 188-194.
- Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. (2003). Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials*, 19(7), 603-611.
- Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. (2004). Curing efficiency of various types of light-curing units. *European journal of oral sciences*, 112(1), 89-94.
- Richard BP, Dérand T, Dos M. (2002). Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. *American journal of dentistry*, 15(1).
- Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. (1998). Dental luting agents: a review of the current literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(3), 280-301.
- Roy KK, Kumar KP, John G, Sooraparaju SG, Nujella SK, Sowmya K. (2018). A comparative evaluation of effect of modern-curing lights and curing modes on conventional and novel-resin monomers. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 21(1), 68.
- Rueggeberg F. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Compendium of continuing education in dentistry.(Jamesburg, NJ: 1995). Supplement*, (25), S4-15.
- Runnacles P, Correr GM, Baratto Filho F, Gonzaga CC, Furuse AY. (2014). Degree of conversion of a resin cement light-cured through ceramic veneers of different thicknesses and types. *Brazilian dental journal*, 25(1), 38-42.

- Ruse ND, Sadoun MJ. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of dental research*, 93(12), 1232-1234.
- Sakaguchi RL, Powers JM. (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.
- Santos MJ, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos Jr GC. (2015). Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compend Contin Educ Dent*, 36(1), 31-7.
- Seghi RR, Sorensen JA, Seghi RR, Sorensen JA. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*, 8(3).
- Shetty R, Shenoy K, Dandekeri S, Suhaim KS, Ragher M, Francis J. (2015). Resin-matrix ceramics: an overview. *Int J Rec Sci Res*, 6(11), 7414-17.
- Shiomuki D, Minami H, Tanaka T, Suzuki S. (2013). Influence of light irradiation on Vickers hardness of dual-cure cement polymerized under restorations. *Dental materials journal*, 32(3), 449-455.
- Shofu block & disk. Erişim tarihi: 06.07.2018, <http://www.shofu.com/en/wp-content/uploads/sites/2/2016/11/Shofu-Blocks-Disks-HC-Brochure.pdf>
- Shortall A, Harrington E. (1996). Guidelines for the selection, use, and maintenance of visible light activation units. *British dental journal*, 181(10), 383.
- Soh MS, Yap AU, Siow KS. (2003). The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Operative dentistry*, 28(6), 707-715.
- Stritikus J, Owens B. (2000). An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and a PAC curing light. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 24(3), 221-227.
- Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. (2016). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 55, 1-11.
- Sturtevant CM, Robertson TM, Heymann HO, Sturtevant JR. (1995). The art and science of operative dentistry. *St. Louis: Mosby year book inc. ch2*, 6(8), 16.
- Sundh A, Sjögren G. (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core

thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(7), 682-688.

Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. (2016). Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental Materials*, 32(1), 34-42.

Tango RN, Sinhoreti MAC, Correr AB, Correr-Sobrinho L, Henriques GEP. (2007). Effect of light-curing method and cement activation mode on resin cement knoop hardness. *Journal of Prosthodontics*, 16(6), 480-484.

Tate WH, Porter KH, Dosch RO. (1999). Successful photocuring: don't restore without it. *Operative dentistry*, 24(2), 109-114.

Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. (2017). Influence of thermal cycling on flexural properties and simulated wear of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin composites. *Operative dentistry*, 42(1), 101-110.

Turgut S, Bagis B. (2011). Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. *Journal of dentistry*, 39, e57-e64.

Turgut S, Bagis B. (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(3), 179-186.

Turp V, Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Goller G. (2011). Influence of Zirconia Base and Shade Difference on Polymerization Efficiency of Dual-Cure Resin Cement. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(5), 361-365.

Turp V, Ongul D, Gultekin P, Bultan O, Karataslı B, Tunc EP. (2015). Polymerization efficiency of two dual-cure cements through dental ceramics. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 49(1), 10.

Turp V, Turkoglu P, Sen D. (2018). Influence of monolithic lithium disilicate and zirconia thickness on polymerization efficiency of dual-cure resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.

Türk AG, Ulusoy M, Önal B. (2014). İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 35(2), 1-8.

Uludamar A, Akalin B, Ozkan YK. (2011). Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal*, 14(2), 140-153.

Watanabe H, Kazama R, Asai T, Kanaya F, Ishizaki H, Fukushima M, Okiji T. (2015). Efficiency of dual-cured resin cement polymerization induced by high-intensity LED curing units through ceramic material. *Operative dentistry*, 40(2), 153-162.

White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. (1992). Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(2), 156-161.

Wiegand A, Stucki L, Hoffmann R, Attin T, Stawarczyk B. (2015). Repairability of CAD/CAM high-density PMMA-and composite-based polymers. *Clinical oral investigations*, 19(8), 2007-2013.

Wilson AD, Nicholson JW. (2005). *Acid-base cements: their biomedical and industrial applications* (Vol. 3). Cambridge University Press.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara*, 515.

Zaimoğlu A, Can G. (2004). *Sabit protezler*. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Yayın, (24), 183-189.

Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*, 29(12), 1201-1208.

Zimmermann M, Mehl A, Reich S. (2013). New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *International journal of computerized dentistry*, 16(2), 173-181.

3M ESPE (2011). Lava Ultimate CAD/CAM Restorative Technical and Scientific Product Profile. St. Paul: 3M Espe Dental Products; p.5-24.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Büşra GÖKTEPE
Doğum Yeri : Tekirdağ
Doğum Tarihi : 13.07.1991
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : busragoktepee@gmail.com
İletişim Bilgileri : 0 537 546 06 91

Öğrenim Durumu : Lisans

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği	İstanbul Üniversitesi	2009- 2014

İş Deneyimi:

Görev	Görev Yeri	Yıl
Araştırma Görevlisi	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016-