

**T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**



**FARKLI YAPI VE KALINLIKLARDAKİ CAD-CAM  
BLOKLARIN OPTİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Doktora Tezi

**Lena ALMASİFAR**

Danışman

**Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL**

Bu çalışma PYO. DIS.1904.19.010 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

SAMSUN  
2021

## TEZ KABUL VE ONAYI

**Lena ALMASIFAR** tarafından, **Doç.Dr.Nihan Gönüloğ** danışmanlığında hazırlanan “Farklı Yapı ve Kalınlıklardaki CAD-CAM Blokların Optik Özelliklerinin İncelenmesi” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 14.7.2021 tarihinde yapılan sınav sonucunda oy birliği ile başarılı bulunarak Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	<b>Unvanı Adı Soyadı</b> <b>Üniversitesi</b> <b>Ana Bilim/Ana Sanat Dalı</b>	<b>İmza</b>	<b>Sonuç</b>
<b>Başkan</b>	Prof.Dr. Ertan ERTAŞ Ondokuz Mayıs Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
<b>Üye</b> (Danışman)	Doç.Dr. Nihan GÖNÜLOĞ Ondokuz Mayıs Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
<b>Üye</b>	Prof.Dr. Emine Şen Tunç Ondokuz Mayıs Üniversitesi Pedodonti Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
<b>Üye</b>	Doç.Dr. Derya Sürmelioglu Gaziantep Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input checked="" type="checkbox"/> Ret
<b>Üye</b>	Dr.Öğr. Üyesi. Başak Yazkan Pamukkale Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

ONAY

... / ... / ...

Prof. Dr. Ali BOLAT  
Enstitü Müdürü

## BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım Dönem Projesi tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığımı taahhüt ve beyan ederim.

İmza

16 /06 / 2021

Lena ALMASİFAR

## TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

**Tez Başlığı :** Farklı Yapı ve Kalınlıklardaki CAD-CAM Blokların Optik Özelliklerinin İncelenmesi

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 16/06/2021 tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 7

Tek kaynak oranı : % 1 çıkmıştır.

İmza

16 /06 / 2021

Doç.Dr. Nihan GÖNÜLOL

## ÖZET

### FARKLI YAPI VE KALINLIKLARDAKİ CAD-CAM BLOKLARIN OPTİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ Lena ALMASİFAR

Ondokuz Mayıs Üniversitesi  
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü  
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Doktora, Temmuz/2021  
Danışman: Doç.DR. Nihan GÖNÜLOL

**Amaç:** Bu çalışmada farklı yapılarıdaki CAD/CAM blokların Ultraviole yaşlandırma sonrası renk stabilitesi ve optik özellikleri incelenmiştir.

**Materyal ve Metot:** Çalışmamızda 5 farklı (4 hibrit ve 1 feldspatik) CAD-CAM materyal kullanılmıştır. Her materyalden 40 adet numune elde edilmiştir. Numuneler su soğutması altında elmas disk ile kesme makinasında iki farklı kalınlıkta (20 adet 0,7 mm ve 20 adet 1,2 mm) kesildip ve toplam (200) numune hazırlanmıştır. Yüzey standardizasyonu için numunelerin bir yüzleri P600, P1200, P2000' lik silikon karbit kağıtlar ile zımparalandı. Tüm numuneler yüzey polisajına tabi tutuldu. Her gruptaki numuneler, iki farklı simantasyon yöntemi için ikiye ayrılıp (10 numune dual cure ve 10 numune light cure) ve numuneler ultrasonik temizleme cihazı ile 10 dk temizlenip 3 dakika distile suda bekletildi. Hibrit blokların arka yüzeyleri simantasyon öncesi, 50- $\mu\text{m}$ ' lik  $\text{AL}_2\text{O}_3$ , tozu kullanılarak 0,15 MPa basınç ile kumlanıp ve cam seramik bloklar, %9 HF asit (60 sn) ile pürüzlendirildi. Seramik primer 60 sn tüm numunelere uygulandı. Light cure (LC) ve dual cure (DC) rezin Siman kalınlığı yaklaşık 0.15 mm olacak şekilde numunelere sürülüp daha önceden hazırlanmış levhalara bastırıldı. Numuneler polimerizasyon için kullanılan LED cihazı  $1200\text{mW}/\text{cm}^2$  ile klinik şartlarını taklit etmek için 1 dk numunelerin dış yüzey tarafından polimerize edildi. Numunelerin son kalınlıkları dijital kumpas ile kontrol edildi. Daha sonra numunelerin ilk renk ve translüsensi ölçümü spektrofotometre cihazı ile yapıldı. Daha sonra numuneler UV yaşlandırma cihazında 300 saat, toplam  $150\text{ KJ}/\text{m}^2$  enerjiye maruz bırakıldı. İkinci renk ve translüsensi ölçümü U.V. yaşlandırma sonrası CIEDE2000 sistemine göre hesaplandı. Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edilmiştir.

**Bulgular:** Materyallerin yapısı renk ve translüsensi üzerinde belirgin etki göstermiştir. Gruplar arasındaki en az renk değişimini feldspat seramik yapıda olan CEREC gösterirken en yüksek renk değişimini rezin nano seramik yapıda olan Lava Ultimate göstermiştir ( $p<0.05$ ). Tüm gruplar arasında en yüksek renk ve translüsensi değişimini 0,7 mm kalınlığında ve light cure simantasyon teknikleri göstermiştir. Bloklara göre ise  $\Delta TP$  farklılık göstermektedir. En düşük  $\Delta TP$  farkını Lava Ultimate, Vita Enamic, Cerasmart bloklarından elde edilmişken (-0,5) en yüksek  $\Delta TP$  farkını Cerec bloğu göstermiştir (-0,8).

**Sonuç:** Sonuç olarak CIEDE2000 renk ölçümüne göre, 1,2 mm kalınlığında ve dual cure siman uygulanan Cerec grubu dışında, tüm grupların değerleri algılanabilir ve klinik olarak kabul edilebilir değer aralığından yüksek bulunmaktadır. U.V. yaşlandırmanın ise blokların translüsensi değerini etkileyip tüm bloklar sonuç olarak daha opak hale gelmiştir.

**Anahtar Sözcükler:** CAD/CAM Blok, CIEDE 2000, Rezin Siman, U.V. Yaşlandırma.

## ABSTRACT

### INVESTIGATION OF OPTICAL PROPERTIES OF CAD/CAM BLOCKS IN DIFFERENT STRUCTURES AND THICKNESSES

Lena ALMASIFAR

Ondokuz Mayıs University  
Institute of Graduate Studies  
Department of Restorative Dentistry  
Doctorate., July/2021  
Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Nihan GÖNÜLÖL

**Aim:** The purpose of this invitro study is to evaluate color stability and optical properties of CAD / CAM blocks with different structures after U.V. aging.

**Materyal and Methods:** A total 200 specimens were prepared from, 5 different (4 hybrid and 1 feldspathic) CAD-CAM materials. 40 samples were obtained from each material. The samples were sectioned into two different thicknesses (20 pieces of 0,7 mm and 20 pieces of 1,2 mm) with a diamond disc cutting machine under cooling water. Surface of samples were standardized by silicon carbide papers (P600, P1200, P2000 Grit) under water cooling. All samples were subjected to surface polishing. After test samples were ultrasonically cleaned for 10 minutes and kept in distilled water for 3 minutes. Samples were divided into groups for dual cure and light cure cementation techniques. The hybrid blocks were sandblasted with 50- $\mu\text{m}$   $\text{AL}_2\text{O}_3$ , particles with 0.15 MPa pressure, and the glass ceramic blocks were etched with 9% HF acid, Ceramic primer applied to all samples for 60 sec and dried. Light cure (LC) and dual cure (DC) resin cement was applied to specimens (approximately 0,15 mm thickness) then polymerized with a LED unit for 1 min with 1200mW /  $\text{cm}^2$ . Digital caliper was used for final thickness measurements. First color and translucency were measured by spectrophotometer device, then the samples were exposed to a total 150 KJ /  $\text{m}^2$  of energy for 300 hours in a UV aging unit. Second color and translucency was measured and Calculated after UV aging, according to the CIEDE2000 system. Data were analyzed by using the IBM SPSS V23.

**Result:** CAD/CAM materials type and structure have significant effect on color and translucency. CEREC, with feldspar ceramic structure, showed the least color change among the groups, While LU with a resin nano-ceramic structure showed the highest color change ( $p < 0.05$ ). As a result of research, it has a significant difference between 0,7 mm and 1,2 mm thickness of CAD/CAM materials. 0,7 mm thickness and light cure cementation showed the highest color and translucency changes among the groups. At the other side, lowest  $\Delta TP$  difference belongs to Lava Ultimate, Vita Enamic, Cerasmart groups (-0,5), While Cerec group showed the highest  $\Delta TP$  difference (-0,8).

**Conclusion:** According to the CIEDE2000 color difference evaluating formula, all the groups were found to be higher than the perceptibility and clinical acceptability threshold except of Cerec group with a 1,2 mm thickness and Dual Cure cementation technique. U.V. aging affects the translucency of the blocks and all blocks become more opaque as a result.

**Keywords:** CAD / CAM Block, CIEDE 2000, Rezin Cement, U.V. Aging.

## ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Diş hekimliği ve doktora eğitim sürecim boyunca, bilgisi ve değerli fikirleriyle katkıda bulunan, doktora eğitimini tercih etmem’de beni destekleyen ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı değerli ve çok kıymetli hocam Prof. Dr. Ertan Ertaş’a,

Doktora eğitimim ve tez çalışma sürecim boyunca, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren, yardımlarını esirgemeyen, değerli tez danışmanım Doç. Dr. Nihan Gönüloğlu’na,

Tez izleme jürimde olan, doktora tezimin ilk gününden bugüne kadar desteklerini hissettiğim ve fikirleriyle bana yol gösteren, Dekan Yardımcısı ve Pedodonti Anabilim Dalı Başkanlığı öğretim üyesi değerli hocam Prof. Dr. Emine Şen Tunç’a, Şehir dışından katılarak beni onurlandıran tez savunma jürimin kıymetli üyeleri

Doç.Dr. Deya Sürmelioglu ve Dr.Öğr. Üyesi. Başak Yazkan’a,

Diş hekimliği ve doktora öğrenciliği boyunca manevi desteğini her zaman hissettiğim, karakterini, hayat ve mesleki anlamda örnek aldığım, bilgileri ve sabrıyla bana her zaman yol gösteren çok kıymetli ve değerli hocam sayın Prof.Dr. Eda Güler’e,

Bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında ki tüm değerli hocalarıma,

Manevi desteklerini her zaman hissettiğim, çok kıymetli Kütük ailesin’e,

Bana her zaman pozitif enerjileriyle güç veren arkadaşlarım Dr.DT. Gülsevrim Oda, Dt. Sümeyye Hancı ve Dt. Betül Kurucu’ya,

Hayatım boyunca maddi ve manevi desteğini esirgemeyen ve her zaman yanında olan ablam Dr.Öğr. Üyesi. Nina Almasifar’a,

Eğitim ve hayatım boyunca her zaman yanımda olan, destekleriyle beni güçlü hissettiren, çocukları olduğum için hep mutluluk duyduğum, sevgili annem Ziba Bagheri ve babam Alaaddin Almasifara’a,

Enerjisi ve pozitif düşünceleriyle bana her zaman destek olan eşim Dr.İlgın Bal’a, Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Lena ALMASİFAR

## İÇİNDEKİLER

<b>1.GİRİŞ:</b> .....	1
<b>2.GENEL BİLGİLER :</b> .....	2
2.2. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Blokların İçeriği:.....	3
2.2.1. Feldspatik Seramik Bloklar:.....	3
2.2.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramik Bloklar:.....	4
2.2.3. Lityum Disilikat Cam Seramikler: .....	4
2.2.4. Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramikler:.....	5
2.2.5. Hibrit Seramik Bloklar:.....	5
2.2.6. Nanoseramik CAD/CAM Bloklar:.....	6
2.2.7. Polimer CAD/CAM Bloklar: .....	7
2.2.8. Kompozit Bloklar: .....	7
2.3. CAD/CAM Blokların Simantasyonu İçin Kullanılan Rezin Simanlar: .....	7
2.3.1. Rezin simanların (Dimetakrilat siman) yapısı: .....	8
2.3.2. Rezin Simanların Sınıflandırılması:.....	8
2.3.2.1. Işıkla Sertleşen Rezin Simanlar (Light Cure): .....	8
2.3.2.2. Kimyasal Yolla Sertleşen Rezin Simanlar (Self Cure): .....	9
2.3.2.3. Işık ve Kimyasal Yol ile Sertleşen Rezin Simanlar (Dual-Cure):.....	9
2.4. Diş Hekimliğinde Renkler ve Işık.....	10
2.4.1. Işık: .....	10
2.4.2. Renkler:.....	10
2.4.3. Optik Özellikler: .....	10
2.4.4. Diş Hekimliğinde Renk Tanımlanması:.....	11
2.4.4.1. Munsell Renk sistemi:.....	11
2.4.4.2. CIE Lab Renk Sistemi: .....	12
2.4.4.3. CIEDE 2000 Renk Sistemi: .....	13
2.5. Diş Hekimliğinde Renk Ölçüm Cihazları: .....	13
2.5.1. Dijital Kameralar: .....	13
2.5.2. Spektrofotometreler: .....	13
2.5.3. Spektroradyometreler:.....	14
2.5.4. Kolorimetre:.....	14
2.6. Yapay Yaşlandırma Sistemleri: .....	14
2.6.1. UV Yaşlandırma Sistemi: .....	14
2.6.2. Termalsiklüs Yaşlandırma Sistemi: .....	15
<b>3.MATERYAL VE METOT:</b> .....	16
3.1. CAD-CAM Bloklardan Test Örneklerinin Hazırlanması: .....	19
3.2. Numunelere Rezin Siman Uygulanması: .....	23
3.3. Numunelerin Renk ve Translüsensi Ölçülmesi:.....	29

3.4. Numunelere UV Yaşlandırma İşlemi Uygulanması: .....	30
3.5. İstatistiksel Değerlendirme: .....	31
<b>4. BULGULAR:</b> .....	<b>32</b>
4.1. Farklı Yapılardaki CAD/CAM Blokların $\Delta E_{00}$ Bulgularının incelenmesi: .....	32
4.1.1. 1,2mm Kalınlığında, Farklı Simantasyon Tekniği Uygulanan Numunelerin Değerlendirilmesi:.....	32
4.1.2. 0,7 mm Kalınlığında, Farklı Simantasyon Tekniği Uygulanan Numunelerin Değerlendirilmesi:.....	32
4.1.3. Tüm Grupların, Kalınlık Açısından Değerlendirilmesi: .....	33
4.1.4. Tüm Grupların simantasyon Açısından Değerlendirilmesi: .....	33
4.2. Farklı CAD/CAM yapılardaki Blokları Kendi İçlerinde Değerlendirilmesi:.....	34
4.2.1. Grup CS'nin alt gruplarının İncelemesi: .....	34
4.2.2. Grup CE'nin alt gruplarının İncelemesi: .....	34
4.2.3. Grup LU'nun alt gruplarının İncelemesi:.....	35
4.2.4. Grup VE'nin alt gruplarının İncelemesi: .....	35
4.2.5. Grup GR'nin alt gruplarının İncelemesi: .....	35
4.3. Farklı Yapılardaki CAD/CAM Blokların $\Delta TP$ Bulgularının incelenmesi: .....	36
4.3.1. 1,2mm Kalınlığında, Farklı Simantasyon Tekniği Uygulanan Numunelerin Değerlendirilmesi:.....	36
4.3.2. 0,7 mm Kalınlığında, Farklı Simantasyon Tekniği Uygulanan Numunelerin Değerlendirilmesi:.....	37
4.3.3. Tüm Grupları, Kalınlık ve Simantasyon Açısından Değerlendirilmesi: .....	38
4.4. Farklı CAD/CAM yapılardaki Blokların Kendi İçlerinde Değerlendirilmesi:.....	40
4.4.1. Grup CS'nin Alt Gruplarının Bulgu İncelemesi: .....	40
4.4.2. Grup CE'nin Alt Gruplarının Bulgu İncelemesi:.....	41
4.4.3. Grup LU'nun Alt Gruplarının Bulgu İncelemesi: .....	42
4.4.4. Grup VE'nin Alt Gruplarının Bulgu İncelemesi:.....	42
4.4.5. Grup GR'nin Alt Gruplarının Bulgu İncelemesi:.....	43
<b>5. TARTIŞMA:</b> .....	<b>50</b>
<b>6. SONUÇLAR:</b> .....	<b>64</b>
<b>7. KAYNAKLAR:</b> .....	<b>66</b>
<b>8. ÖZ GEÇMİŞ:</b> .....	<b>72</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR

$\Delta E$	Renk Farkı
$\Delta TP$	Translüsensi Parametresinin Farkı
$Al_2O_3$	Alüminyum Oksit
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Design Computer Aided Manufacturing)
CE	CEREC
CS	Cerasmart
CIE	Uluslararası Renk Komitesi (the Commission Internationale de l'Eclairag)
CIEDE2000	Uluslararası Renk Komitesi (the Commission Internationale de l'Eclairag)
DC	Dual Cure
Gr	Grandio
HF	Hidroflorik Asit
$Kj/m^2$	Kilojule/ metrekare
LU	Lava Ultimate
LC	Light Cure
MPa	Mega Paskal
Sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TP	Translüsensi Parametresi
UDMA	Üretan Dimetakrilat
VE	Vita Enamic
$W/cm^2$	Watt/ santimetreka

## ŞEKİLLER DİZİNİ

- Şekil 2.1. Görünür Işık Dalgasının, Renk Spektrumu
- Şekil 2.2. Munsell Renk Sistemi
- Şekil 2.3. CIE Lab Renk Sistemi
- Şekil 3.1. CEREC, CAD-CAM blok Dentsply Sirona, Almanya
- Şekil 3.2. CERASMART, CAD-CAM blok GC Europe, Japonya
- Şekil 3.3. VITA Enamic, CAD-CAM blok VITA Zahnfabrik, Almanya
- Şekil 3.4. LAVA Ultimate, CAD-CAM blok 3M ESPE, ABD
- Şekil 3.5. Çalışmamızda kullanılan Grandio, CAD-CAM blok VOCO, Almanya
- Şekil 3.6. Kesme makinası (IsoMet Buehler; illinois Tool Works Inc, USA)
- Şekil 3.7. CAD-CAM blokların kesme cihazına yerleştirilmesi
- Şekil 3.8. CAD-CAM blokların kesilmesi
- Şekil 3.9. CAD-CAM blokların kesildikten sonra kurutması
- Şekil 3.10. Numunelerin yüzey standardizasyonu
- Şekil 3.11. Numunelerin yüzey cilalaması
- Şekil 3.12. Dijital kumpas ile numunelerin kalınlığının kontrol edilmesi
- Şekil 3.13. Numunelerin ultrasonik cihazında (L&R Mfg Co, St, , Amerika) temizlenmesi
- Şekil 3.14. Kumlama cihazı (Hager & Werken GmbH & Co, Duisburg, Almanya)
- Şekil 3.15. Numunelerin yüzeyi, kumlama cihazıyla pürüzlendirilmesi
- Şekil 3.16. Numunelerin pürüzlendirilmesi
- Şekil 3.17. Hazırlanan numunelerin arka yüzeylerine silan uygulanması
- Şekil 3.18. Çalışmamızda kullanılan Light Cure rezin siman materyali. (Calibra veneer, Dentsply, Sirona, ABD)
- Şekil 3.19. Çalışmamızda kullanılan Dual Cure rezin siman materyali. (Calibra ceram, Dentsply, Sirona, ABD)
- Şekil 3.20. Numunelere adeziv uygulanması
- Şekil 3.21. Numunelere siman uygulanması
- Şekil 3.22. Numunelerin, önceden hazırlanan levhlara bastırılması
- Şekil 3.23. Rezim siman polimerizasyonu
- Şekil 3.24. Örneklerin kalınlığı, dijital kumpasla ölçülmesi
- Şekil 3.25. Spektrofotometre cihazı
- Şekil 3.26. Spektrofotometre cihazı ile renk ölçümü
- Şekil 3.27. UV yaşlandırma cihazı
- Şekil 3.28. Numunelerin UV yaşlandırma cihazına yerleştirilmesi

## TABLULAR DİZİNİ

Tablo 2.1. CAD/CAM blokların sınıflandırılması

Tablo 2.2.  $\Delta E$  Değerleri

Tablo 3.1. Hazırlanan numunelerin grupları

Tablo 3.2. CAD-CAM blokların yapısı ve üretici firmaları

Tablo 3.3. çalışmamızda kullanılan rezin siman materyallerin içeriği

Tablo 4.1. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre  $\Delta E$  değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Tablo 4.2. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre  $\Delta E$  değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.3. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre UV yaşlandırma öncesi TP değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.4. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre UV yaşlandırma öncesi TP değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.5. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre UV yaşlandırma sonrası TP değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.6. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre UV yaşlandırma sonrası TP değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.7. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre TP fark değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.8. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre TP fark değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

Grafik 4.1.  $\Delta E$  değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği

Grafik 4.2. UV. yaşlandırma öncesi TP değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği

Grafik 4.3. UV. yaşlandırma sonrası TP değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği

Grafik 4.4. TP fark değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği

## 1. GİRİŞ

Çağdaş diş hekimliğinde, kaybolan fonksiyon ve fonasyonun kazandırmanın yanı sıra estetik ön plana çıkmıştır. Her geçen gün yeni materyaller bulunup eski materyallere farklı özellikler kazandırılması hedeflenmiştir. Bu yolculukta hekim ve hasta açısından yapılan tedavinin süreci kısa tutulup, hata payı en az seviyeye indirilmiştir. Sonuçların ön görülebilirliği ve hastanın nasıl bir sonuçla karşılaşacağını görmesinde büyük devrim yapan sistem, CAD/CAM sistemleri olmuştur.

Anterior dişlerde kullanılan CAD/CAM blokların optik özellikleri önem taşır. Tercih edilen blokların, hasta dişine uygun renk seçilmesi ne kadar önem taşırsa da, uygun olmayan translüsen siye sahip olan blokların seçilmesi sonucu doğallıktan uzak kalır. Blokların optik özelliklerini etkilemekte olan faktörlerden biri de yaşlanmadır. Birçok çalışmada yaşlandırma işlemi termal siklus ile yapılmıştır. Bir diğer yaşlandırma tekniği ise UV (ultraviyole) yaşlandırmadır. Anterior dişler güneş ve diğer ışıklara maruz kalmasından dolayı bu yöntem son dönemlerde invitro lamina çalışmalarında ilgi görmektedir. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası ölçülen renk ve translüsen si ölçümlerine göre, CAD/CAM blokların optik özellikleri etkilenmektedir. Bu yöntem hakkında sınırlı literatür bulunmaktadır ve daha fazla araştırılması gereken yöntemler arasında yer almaktadır.

Porselen ve kompozit yapıdaki CAD/CAM materyaller farklı kalınlıkta ve U.V. yaşlandırmaya tabi tutulunca, çeşitli optik özellikler göstermektedir. Birçok çalışmada optik özelliklerini etkileyen faktörler tek tek mercek altına alınsa da, bizim çalışmamız bu faktörleri birarada tutarak lamina tedavileri için ağız ortamı ve klinik şartlarını daha objektif simüle ederek farklı sonuçlar elde edileceğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda yeni nesil simantasyon materyallerin ve yöntemlerin kullanımı, optik özelliklerin sonuçlarını istatistik olarak belirgin farklılıklara yol açabileceğini düşünmekteyiz. Son dönemlerde dual cure simanlarda değiştirilen bileşen içeriği önceden yapılan diğer çalışmaların sonuçlarına farklı olabilmektedir. Ayrıca klinik şartlarında anterior bölgede kullanılan blokların optik özelliklerinin UV ışından'da etkileneceğini düşünürsek, tüm faktörlerin bir arada değerlendirilmesini gelecek çalışmalara yol gösterebilecektir.

## **2.GENEL BİLGİLER:**

### **2.1. Diş Hekimliğinde Dijital Sistemlerin Tarihçesi:**

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretimin, İngilizce yazılımının baş harfleri olan CAD/CAM (Computer Aided Design Computer Aided Manufacturing) sistemleri 1970'li yıllarda Francois Duret tarafından sanayi ve teknoloji dünyasına adım atmıştır (Tinschert ve ark., 2004).

Diş hekimliğinde aktif olarak 1980'li yıllarda Heitlinger, Rodder, Moermann ve Brandestini tarafından araştırılmış ve 1983 yılında Fransa'da Garanciere konferansında ilk CAD/CAM prototipi tanıtılmıştır. 1985 yılında ise bu sistem yardımı ile üretilen kron, herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan ağız içine yerleştirilmiştir (Duret, 1992). Günümüze kadar CAD/CAM teknolojisine hizmet eden, Cerec, Cicero, Procera, Celay, Cercon ve DC-Zirkon gibi birçok sistem üretilmiştir. Bu sistemlerin ana mekanizması ise, numunelerin üç boyutlu tarama cihazı ile taranması ve daha sonra verilerin bilgisayar ortamında tasarlanmasına dayanmaktadır. Üretim aşaması üç farklı yöntem ile gerçekleştirilir.

Birinci yöntemde, ölçü dijital olarak alınır, veriler elektronik yolla CAM ünitelerinin bulunduğu üretim merkezlerine gönderilir, daha sonra alt yapı veya modelin tamamı son işlemlerin yapıldığı laboratuvara gönderilir. Procera allceram sistemi bu tekniğe dayanmaktadır (Miyazaki ve ark., 2009).

İkinci yöntemde ise dijital tarama, hastanın ağız içinden veya konvansiyonel ölçüden gerçekleştirilir. Veriler laboratuvara gönderilir, alt yapı üretildikten sonra porselen tabakalaması teknisyen tarafından yapılır. Cerec Inlab bu sistemin örneklerindedir (Stutes, 2006).

Üçüncü ve en güncel yöntem ise, aynı gün restorasyon adı verilen, Cerec (Sirona, Almanya) sisteminin kullandığı mekanizmadır. klinik ortamda ölçü üç boyutlu tarama cihazı ile yapılıp, veriler bilgisayar ortamına aktarıldıktan sonra restorasyon tasarımı yapılır. Daha sonra restorasyon klinikte bulunan CAM cihazı tarafından üretilir. Bu sistem hasta ve hekim açısından komforu ve zaman bakımından ergonomidir (Kimura ve ark., 1989).

## 2.2. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Blokların İçeriği:

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyallerin içeriği iki ana başlık altında, tam seramik ve rezin içerikli materyaller olarak toplanmıştır. Bu malzemelerin mekanik özellikleri, doğal diş dokusu ile benzer değerler göstermektedir. Tam seramik materyeller, lösit, alümina, magnezyum oksit, lityum disilikat ve zirkonyum oksitle güçlendirilir ve alt guruplara ayrılır. Resin içerikli bloklar ise full resin ve hibrit seramikler olarak ikiye ayrılır (Kılınç ve ark., 2016; Spitznagel ve ark., 2018) (Tablo 2.1.).

- Feldspatik seramikler
- Cam matriksi güçlendirilen seramikler
  - Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler
  - Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler seramikler
- İnfiltrasyon seramikleri
- Oksit seramikler
  - Alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ )
  - Zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ )
- Hibrit seramikler
- Nanoseramikler
- Polimerler
- Kompozitler

Tablo 2.1. CAD/CAM blokların sınıflandırılması

### 2.2.1. Feldspatik Seramik Bloklar:

Klinikte kullanılan ilk bloklar olarak tanıtıldı. Cam matrixleri %30 oranda, 3-4µm cam esaslı silika ve alumina ve madeni mineral olan feldspat içermektedir. Bu materyaller biyouyumludur. Seramikler yapılarında üç ana kristal olan, kuartz, kaolin ve feldspat bulundurulur. Kırılma direnci yaklaşık 150 MPa ve elastisite modülü 45-63 GPa rapor edilmiştir. Estetik açıdan tatmin edici görüntü sağladıkları için anterior dişlerde endikasyonları vardır. Feldspat partikülleri seramiklerin translüsensi özelliğini artırır. Bu materyaller çeşitli translüsensi çeşitleriyle anterior bölgede lamina uygulamaları için uygundur. Ancak çok üyeli posterior bölgede tercih edilmemektedir. CAD/CAM bloklar frezleme işleminden sonra cilalanabilir, dişlerde var olan renklenmelere uyumlu makyaj işlemine tabi tutulabilir ancak cilalama işlemi

sonrası ağız içi provasında her hangi frezlenme veya uyumlama işlemi halinde bloklar tekrar cilalanmalıdır. Feldspat seramiklerin kırılma dayanımları hibrit seramikler kadar yüksek değildir. Bu grup bloklar için örnek olarak: VITA Mark II (VITA, BadSackingen, Almanya), VITA TriLuxe (VITA, BadSackingen, Almanya), Vita Tri- Luxe forte (VITA, BadSackingen, Almanya), VITA RealLife (VITA, BadSackingen, Almanya), Cerec Blocs C In (Sirona, NY, ABD) gösterilmektedir (Mörmann ve ark., 2013).

### **2.2.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramik Bloklar:**

Bu grup blokların cam matrixi, % 40 oranda 1-5 µm büyüklüğünde, lösit kristalleri barındırmaktadır. Bu blokları cam seramik yapısında silisyum oksit, potasyum oksit ve alüminyum oksit bulunmaktadır. Estetik, bükülme dayanımı 160 MPa, elastik modülü 62 GPa'dir ve aşınma direnci açısından doğal dişe oldukça yakındır. Lösit kristallerin blokların direnci üzerindeki etkileri iki farklı mekanizmayla açıklanabilmektedir. Bu kristaller bloklarda oluşan çatlakların yönünü değiştirerek ilerlemesini engellemektedir. Diğer mekanizması ise seramiği soğuma esnasında cam matrik içine infiltre olmuş lösit kristallerinin büzülerek matriksi kendine doğru çekmesi olmuştur. Bu mekanizmayla mikro çatlakların ilerlemesi durdurulur. Tek diş anterior restorasyonlarında sıkça tercih edilen bu bloklar, 2006 yılından itibaren IPS.Empress, CAD (Ivoclar-Vivadent AG), Empress.Pro.CAD (Ivoclar-Vivadent AG), perslenmiş seramik olarak piyasaya sürülmüştür. Yüksek, düşük ve polikromatik translüsensiye sahiptir. Son dönemlerde bu kategoriye Paradigm C (3M ESPE, Seefeld, Almanya) eklenmiştir (Bindl ve ark., 2005; Fasbinder ve ark., 2010; Reich ve Hornberger, 2017; Spitznagel ve ark., 2018).

### **2.2.3. Lityum Disilikat Cam Seramikler:**

Kristalin fazı lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklere nazaran daha fazla olduğu için yapıları daha dayanıklıdır. Dış yapıları florapatit kristalleri barındırır bu nedenle translüsensiteleri artmaktadır. Bloklarının içerisinde %40 yarı-stabilize lityum metasilikat kristalleri bulunur. Yapı gereği materyallerin milling işleminde frezlenmesinin zor olması ve kırılğan olmasından dolayı, yarı sinterlenmiş şekilde piyasaya sunulmuştur. Blokların yapısında % 70 Lityum disilikat kristalleri kullanılmıştır ve seramik üst yapı ise florapatit kristalleri içermektedir. Oldukça

geniş renk ve translüsensi seçeneklerine sahiptir, lakin presinterize renkleri açık mavidir. Milling işleminden sonra bloklar 20 dakika, 850 °C' lik seramik fırınlarda kristalizasyona tabi tutulur, bu aşamada metasilikatlar çözülür ve lityum disilikatlar kristalleşir, blokların dirençleri 130-30 MPa'dan 400 MPa ulaşır. Seramik sinterizasyon esnasında glazlenir ve bloklarda %20 hacim kaybı olur. Bu yapıların çatlak oluşumuna karşı geleneksel seramiklerden iki kat fazla dayanıklı oldukları bildirilmiştir. IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bu yapıya sahip olan blokların örneğidir (Mörmann ve Bindl, 2002; Ho ve Matinlinna, 2011; Li ve ark., 2014).

#### **2.2.4. Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramikler:**

VitaSuprinity (VITA Zahnfabrik, BadSackingen, Almanya) adı altında, ilk piyasaya sunulan bloklar, % 8-12 zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum disilikat esaslı seramiklerdir, ayrıca prekristalize blokların kırılma dayanımı sinterizasyon sonrası 210 MPa'dan 420 MPa çıkar. yukardaki değerlere dayanarak, ZLS seramiklerin kırılma direncinin, lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklere nazaran yüksek ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklere ile kıyaslanabilir düzeyde olduğu düşünülebilir. Prekristalize ve kristalize (VitaSuprinity FC) olarak iki formda mevcuttur. Kolay frezlenebilirlik ve farklı translüsensiye sahip olması birçok alanda kullanımını kolaylaştırmıştır (Mörmann ve Bindl, 2002; Giordano, 2006; Kılınç ve ark., 2016). CeltraDuo (Dentsply, KT13 0NY, İngiltere) blokları % 10 zirkonyum dioksit içermektedir. Bu blokların cam matriksleri 0,5- 0,7 µm büyüklüğünde ekstra ince lityum silikat kristalleri ihtiva eder. Üretici firmaya göre zirkonya cam matriks içerisinde çözünmektedir. Diğer zirkonyum oksit içeren bloklara nazaran daha translüsettir ve kristalize formu kolay frezlendiği için kısa sürede restorasyon cilalanıp, hasta ağzına simantasyonu gerçekleştirilir (Li ve ark., 2014).

#### **2.2.5. Hibrit Seramik Bloklar:**

Hibrit seramik bloklarda seramik yapı entegre şekilde polimer yapı ile doldurulmuştur. Polimer yapının üst yüzeyinde modifiye polimetilmetakrilat kullanılmıştır. Seramik yapıya sahip olan materyallerde çok sık karşılaşılan ilerleyen çatlak sorunu var olan polimer ağ sayesinde belirgin miktarda azaltılmıştır. HS blokların optik özellikleri, doldurucuların partikül büyüklüğü ve yapının

kimyasal içeriğinden etkilenebilmektedir. Bu yapılarda seramik oranı, hacimce %75 ve ağırlıkça % 86'sını oluşturmaktadır (Fradeani ve ark., 2005). Hibrit yapı ilk kez VitaEnamic (VITA, BadSackingen, Almanya) bloklarında kullanmıştır. VE bloklarında, pöröz seramik altyapı üzerine monomer yapının infiltrelenmiştir. TEGDMA (Trietilen glikol di- metakrilat) ve UDMA (Üretan dimetakrilat) monomerleri yapının organik kısmını oluşturmaktadır. Bu yapıların elastisitesi doğal dişlere gösterdiği benzerlikten dolayı kullanım endikasyonlarında minimal invaziv işlemler yer almaktadır. Kırılma dayanımı ise tam seramik bloklara nazaran daha yüksektir. Yapıya entegre olan polimer ağ, stresleri absorbe eder ve ayrıca oluşabilecek çatlakların ilerlemesini engellemektedir. Bu yapılara bir diğer örnek olarak, Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya)'yi verebiliriz.

#### **2.2.6. Nanoseramik CAD/CAM Bloklar:**

Nanomateriyallerin kullanımı ile diş hekimliğinde neredeyse mükemmel bir ağız sağlığının mümkün olmuştur. Nano seramik blokların ana yapısını, UDMA içerikli rezin matris oluşturur. Yapıya üretim aşamasında 4-11 nm çapında zirkonya ve 20 nm çapında silika nanomerleri katılır ve bunlara ilaveten katılan silan nanomerler ve rezin matrix arasında kimyasal bağlantıyı sağlamaktadır(Fradeani ve ark., 2005). Materyallerin elastiklik modülü 10-20 GPa'dır. Bu değer, dentinin elastiklik modülüne yakın bir değerlerdir. Nanoseramikler cam seramiklere nazaran stresi daha çok absorbe ettiği rapor edilmiştir. Kırılma direnci 204 MPa'dır, bu değer; lityum disilikatla güçlendirilmiş materyallere yakın lösit, feldspatik, ve kompozit yapıda olan materyallerden daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Bu blokları değerlerinden ayıran farklı özellik ise, karşıt dişte meydana gelen aşınma miktarının, cam seramiklere nazaran az olduğu bilinektedir (Poticny ve Klim, 2010). Lava Ultimate (3M ESPE, Rüşchlikon, İsviçre) %80 seramik ve %20 kompozit nanomerlerin polimer matrisine infiltrasyon tekniği ile üretilmiştir. LU bloklarında Seramik yapı, zirkonya ve silika nanomerler içermektedir. Kompozit, bu yapıya esneklik ve yüksek kırılma dayanımı kazandırır iken, seramiğin sahip olduğu optik özellikler estetik yönden bu blok tercih edilen CAD/CAM bloklar arasında yer almaktadır. Bloklarda üretim sonrası fırınlamaya gerek duyulmaz ve kolay parlatılabilir (Kılınç ve ark., 2016). Resin içerikli yapısından dolayı karşıt dişlerde daha az aşınmalar meydana gelmektedir. Bu blokların başka özelliği, karakteristik yapılarından dolayı ekleme ve tamir yapılabilmesidir (Raigrodski, 2003).

Cerasmart blokları (GC Corp., Tokyo, Japonya), Lava Ultimatetten farklı oranda (% 71) nanomerler (300 nm baryum cam, 20 nm boyutunda silika) ve (%29) kompozit içermektedir. Esnek nanoseramik bloklar olarak piyasaya sürülmüştür. Matriks yapısında bulunan özellikler gereği gelen kuvvetleri eşit ve homojen dağıtmaktadır. CS blokların marjinal adaptasyonun iyi olması simantasyon uygulamasından sonraki süreçte yüksek mukavemet göstermesini sağlamaktadır. CS blokların, glaze işlemi gerek olmadan firmanın ürettiği, polisaj ve makyaj setleri ile klinikte yüzey özellikleri kazandırılabilir. Bu bloklar tercih edildiğinde, preperasyon içi derin chamfer ya da yuvarlatılmış shoulder tipi basamağın daha iyi sonuçlar gösterdiği belirtilmiştir (Ruse ve Sadoun, 2014; Kılıç ve Turgut, 2018).

### **2.2.7. Polimer CAD/CAM Bloklar:**

Vita CAD-Temp (VITA Zahnfabrik, BadSäckingen, Almanya) ve Telio CAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) blokları polimer blokları adı altında yer almaktadır. Blokların yapısı mikrodoldurucu akrilat polimerinden meydana gelmektedir. Okluzal düzlemi düzeltmek, geçici implant üstü protezlerde kullanım endikasyonları bulunmaktadır (VITA Enamic Brochure.10445E - 1217 (x.x) S - Version (01). VITA Zahnfabrik Available at: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970.html>).

### **2.2.8. Kompozit Bloklar:**

Polimer kompozit yapıda olan, Paradigm MZ100 (3M ESPE, Rüşchlikon, İsviçre), 3M Z100 materyalinden üretilmiştir. % 85 oranda ve 0,6 µm çapında zirkonyum-silika partiküller içerir. Hibrit kompozitlerle ağız içi tamir yapılabilir ve radyopak özelliğe sahiptir.

### **2.3. CAD/CAM Blokların Simantasyonu İçin Kullanılan Rezin Simanlar:**

Anterior restorasyonlarda estetik beklentinin artmasıyla, rezin esaslı simanların kullanımı yaygın hale gelmiştir. Rezin simanlar, dişin mine, dentin, seramik ve rezin yapıları CAD/CAM bloklara güçlü kuvvet ile bağlanır. Ağız içi sıvılar ve gıdaları taklit eden solüsyonlardan az etkilenmesi ve basma dayanımının yüksek olması bu materyallerin özelliklerindedir. Çeşitli renk ve opasiteye sahip olmaları farklı restorasyon prosedürlerinde kullanım endikasyonu sunmaktadır (Çömlekoğlu

ve ark., 2016; Lambert ve ark., 2017; Sulaiman ve ark., 2018). Klinik uygulama prosedürleri hassas ve taşkın siman artıklarının temizliği zor olamsna rağmen doğru uygulama ve polimerizasyonları gerçekleştiği takdirde yüksek gerilme ve baskı dayanıma sahiplerdir.

### **2.3.1. Rezin simanların (Dimetakrilat siman) yapısı:**

Rezin simanlar, Bis-GMA ve diğer metakrilatları içeren bir siman çeşitidir. Rezin simanlar içerik ve karakteristik özellik olarak, organik matriks içerisine gömülmüş inorganik dolduruculardan oluşurlar ve restoratif kompozitlere benzerler (Krämer ve ark., 2000). Bu simanların renk değişimine ve daha iyi adezyon sağlaması için UDMA (üretan dimetakrilat) ve viskozitelerini kontrol etmek amacıyla, TEGDMA (triötilen gliko dimetakrilat) ilave edilmektedir. Inorganik matriksi oluşturan farklı boyuttaki partiküller, rezin simanlara mekanik ve fiziksel özellik kazandırmaktadır. Rezin simanlarda yeralan silanlar ve silisyum, organik ve inorganik matriks arasındaki bağlantıyı sağlar. Bu yapıların arasındaki bağlantı su geçirgenliğini azaltır bu vesileyle rezin simanın su emilimi ve çözünürlüğü düşürülür (Gladwin ve Bagby, 2004).

### **2.3.2. Rezin Simanların Sınıflandırılması:**

#### **2.3.2.1. Işıkla Sertleşen Rezin Simanlar (Light Cure):**

Işıkla sertleşen ve polimerize olan light cure simanların çalışma zamanlarının uzun olması uygulama süresine hekim için avantaj sağlamaktadır. Ancak bu simanların polimerizasyonu ışık kaynağıyla gerçekleştiği için, uygulanan materyalin kalınlığı en fazla 1,5 mm olmalıdır. Cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonuyla sınırlıdır (Carville ve Quinn,2008; Simon ve Darnell, 2012). Işıkla sertleşen rezin simanların yapısında komforkinonamin bulunmaktadır. Alifatik amin varlığında serbest radikaller açığa çıkar ve ışığa duyarlı olan komforkinonamin polimerizasyonu başlatır (Gladwin ve Bagby, 2004). Ayrıca renk stabilitesinin iyi olması bu simanların bir diğer avantajıdır. Rezin simanların yapısında serbest amin olmadığı için uzun zamanda renklenme meydana gelmemektedir (Raszewski ve Jałbrzykowski, 2017). Veneerler ve benzer restorasyonların belirli ve firmalar tarafından önerilen kalınlığı aşması durumunda, polimerizasyon etkisiz hale gelmektedir. Bu simanların başka özellikleri, çalışma

sürelerinin uzun olmasıdır ve veneer gibi dikkat gerektiren simantasyonlarda, hekimlere zaman kazandırmaktadır (Myers ve ark., 1994).

### **2.3.2.2. Kimyasal Yolla Sertleşen Rezin Simanlar (Self Cure):**

Kimyasal simanlar başlatıcı ve hızlandırıcı olarak iki pat halinde üretilmiştir. Patların içeriğinde organik monomer ve doldurucu bulunmaktadır. Bu yapıda polimerizasyon, organik peroksitin, tersiyer amin ile reaksiyona girmesiyle başlar, çift bağlantı yapacak olan serbest radikaller oluşur. Self cure simanların polimerizasyon sonrası oluşan tersiyer amin zamanla renklenmektedir. Bu simanlar, ışık geçirmeyen metal veya metal içerikli yapılarda oldukça başarılı sonuçlar sergilemektedir (Raszewski ve Jalbrzykowski, 2017).

### **2.3.2.3. Işık ve Kimyasal Yol ile Sertleşen Rezin Simanlar (Dual-Cure):**

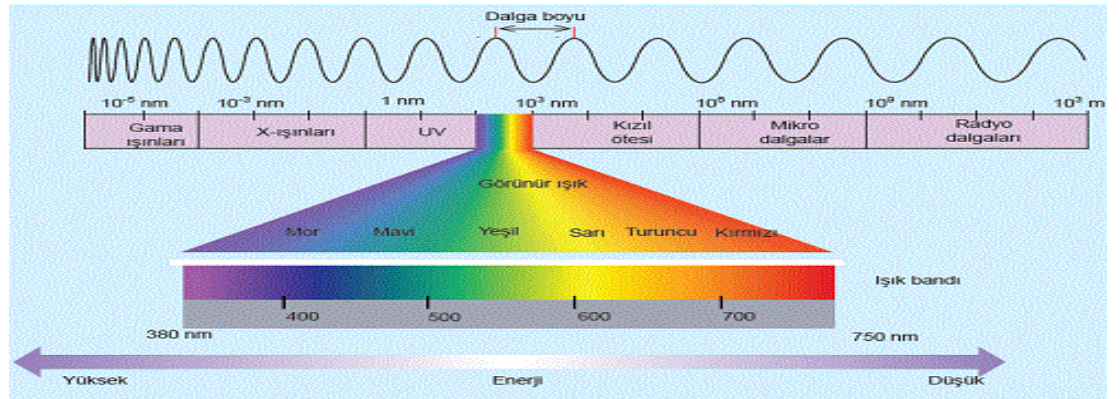
Dual cure simanlar, polimerizasyonun ışık ile gerçekleşemediği kalın restorasyonlarda veya konum olarak ışığın ulaşamadığı durumlarda sıkça tercih edilen siman türüdür (Pegoraro ve ark., 2007). Dual cure simanların mine yüzeyine bağlanma kuvveti light cure simantasyon tekniğine göre daha iyi olduğu rapor edilmiştir (Öztürk ve ark., 2012). Kendinden polimerize olabilen amin/peroksit bileşenleri ve ışığa duyarlı ve polimerizasyonu başlatabilen kamforokinonamin bulunmaktadır. Dual cure rezin simanlarda ışığa duyarlı olan bileşenler, kimyasal yolla polimerize olanlardan çok daha hızlı reaksiyona geçebilmektedir. Dual cure siman hemen karıştırılmadan sonra ışıklı polimerize edilirse, simanın viskozitesi artarak kendinden polimerize olabilen peroksit-amin bileşenleri yüksek viskoziteden dolayı birbiri bulamadan devre dışı kalırlar. Polimerizasyonu gerçekleştirmek amaçlı kamforokinon başlatıcı mavi görünür ışığa maruz kalması gerekmektedir. Bu şekilde ışık kaynağını ulaşamadığı yerde polimerizasyon kimyasal olarak tamamlanmaktadır. Bu çeşit simanlar ışık geçirgenliği kısıtlı olan döküm seramik, porselen veneer ve post uygulamalarında oldukça başarılıdır. Rezin simanların bağlanma dayanımını değerlendiren Özyeşil ve ark. (2004), Polimerizasyon ışık uyarısı ile başlar ve kimyasal sertleşme ile devam eder, 10 dakikada maksimum özelliğine ulaşırken, ilk 24 saatte minimum değişiklik göstererek sertleşme tamamlanır. Dual cure simanlarda polimerizasyon ışıkla aktive edildiği için çalışma süresi uzundur ve hekim için konfor sağlamaktadır (Radoviç ve ark., 2009). Dual cure simanlarda bulunan

kimyasal başlatıcılar zamanla siman yapısında renklenmeye neden olabilir (Berrong ve ark., 1993; Noie ve ark., 1995; Koishi ve ark. 2002; Eliades ve ark., 2004). Benzoil peroksit veya amin redox kimyasal başlatıcı içermeyenlerin renk stabilitesinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Smith ve ark., 2011). Anterior ve estetik önem taşıyan bölgelerde, renk stabilitesi için uygulanan materyal kalınlığı ve ışıkla polimerizasyonun başlaması önem taşımaktadır (Burgess ve ark., 2010; Stamatacos ve Simon, 2013).

## 2.4. Diş Hekimliğinde Renkler ve Işık

### 2.4.1. Işık:

Işık, elektromanyetik dalgadır, cisimlerden gözün retinasında yansyarak, rengin algılanmasına sebep olmaktadır. İnsan gözünün algılayabildiği dalga boyu 360 ile 780 nm arasındadır. Bu spektrumda en kısa dalga boyu mor, mavi ve en uzun dalga boyu kırmızıya aittir (Brewer ve ark., 2004), (Şekil 2.1.).



Şekil 2.1. Görünür Işık Dalgasının, Renk Spektrumu

### 2.4.2. Renkler:

Renk algısı sübjektif bir kavramdır ve kişiye göre değişmektedir. Çeşitli ışıklar, arka plan, renk körlüğü ve göz yorgunluğu renk algısında varyasyonlara sebep olabilmektedir. Diş hekimliğinde renk kavramının hesaplanması için üç parametre ( $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$ ) kullanılmaktadır (Paravina ve ark., 2004; 2015).

### 2.4.3. Optik Özellikler:

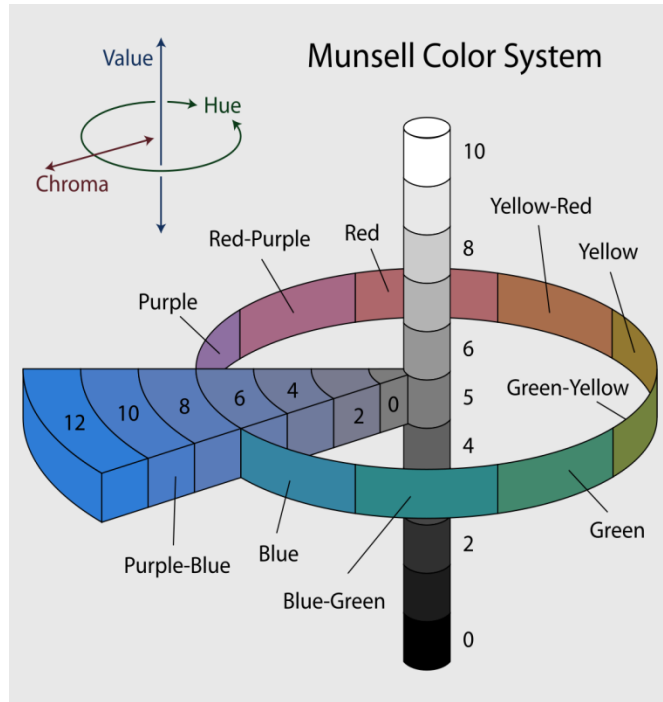
Optik özelliklerden birisi, translüensidir. Işığın cisimden geçişine göre, transparan (saydam), translüent (yarı saydam) ve opak olarak üçe ayrılır. Transparan materyaller ışığı tamamen geçirirken, translüentler ışığı belli ölçüde geçirmektedir.

Opasite terimi ise materyallerin ışığı engelleme kapasitesinde kullanılmaktadır. Opasitesi yüksek olan materyaller ışığı daha az geçirmektedir. Materyalin siyah zeminde yansıttığı ışığın, beyaz zeminde yansıttığı ışığa oranı, kontrast oran (KO) olarak adlandırılır. Kontrast oranı 0 ise transparan ve 1 ise materyal opaktır. Materyallerin translüsentlik parametresi (TP) siyah ve beyaz zemin üzerindeki renk farkıdır. Translüsentlik değeri CIE Lab renk parametresi tarafından ölçülmektedir (Vichi ve ark., 2014; Paravina ve ark., 2015).

#### 2.4.4. Diş Hekimliğinde Renk Tanımlanması:

##### 2.4.4.1. Munsell Renk sistemi:

Albert H.Munsell 1905 yılında renkleri, üç boyutlu koordinatlar ile tanımlamıştır. Bu veriler; rengin tonu (Hue), yoğunluğu veya doygunluğu (Chroma) ve parlaklığı (Value) olarak belirtilmiştir (Şekil2.2.).



Şekil 2.2.: Munsell Renk Sistemi

Hue rengin tonunu belirlemektedir (kırmızı, yeşil veya mavi gibi). Bu spektrum mor, maviden kırmızıya kadar olmaktadır. Value veya parlaklık değeri orta hattaki olan silindir ile gösterilmektedir. Beyazdan siyaha doğru 10'dan 0'a doğru, materyalin açıklık, koyuluk ve parlaklığını beyan eder. kroma ise yatay eksenin dıştan içe doğru azalarak, rengin tonunu belirtmektedir. Kroma koordinatında dışa doğru daha saf bir renk görünmektedir (Ghinea ve ark., 2010; Paravina ve ark., 2015).

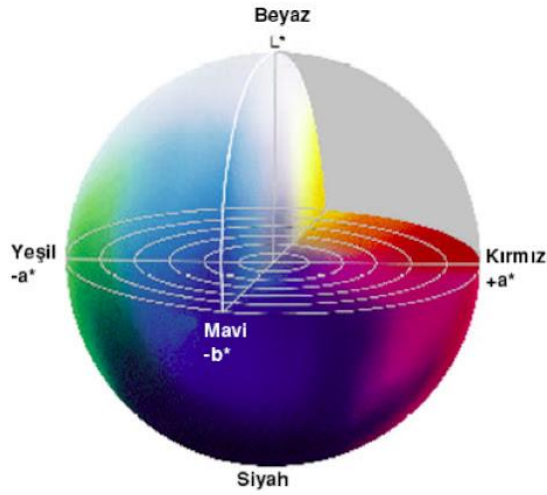
#### 2.4.4.2. CIE Lab Renk Sistemi:

CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) renk sistemi 1931 yılında tanıtıldı. Standart bir ışık kaynağı altında, tek bir gözlemci tarafından, renk değerlendirilmesi yapılmaktadır. Munsell renk sisteminden farklı olarak, klinikte rakamlarla ifade edilip ve yorumlanabilir olmasıdır. Her bir renk üç parametre ile okunmaktadır(Şekil 2.3.).

L\*: açıkla (L\*=100) koyu (L\*=0) arasındaki farkı tanımlar.

a\*: yeşille (-a\*) kırmızı (+a\*) arasındaki farkı tanımlar.

b\*: maviyle (-b\*) sarı (+b\*) arasındaki farkı tanımlar



Şekil 2.3. CIE Lab Renk Sistemi

Bir diğer avantajı ise materyallerin herhangi işlem sonrası veya zamanla uğradıkları renk değişimi özel formülle ( $\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$ ) hesaplanıp ifade edilebilir olmasıdır (Johnson ve Fairchild, 2003; Gomez ve ark., 2017). Estetik diş hekimliğinde kullanılan materyallerin uzun süre sabit bir renge sahip olmaları amaçlanır. Bu sebeple  $\Delta E$  değeri kabul edilebilir aralıkta olması önem kazanır (Tablo2.2.), (Paravina ve ark., 2015).

Tablo2.2.  $\Delta E$  Değerleri

$\Delta E$	Klinik Renk Eşleşmesi
0-0,8	Kusursuz
0,8- 1,8	Mükemmel
1,8- 3,6	Algılanabilir
3,6-5,4	Klinik olarak kabul edilebilir
>5,4	Uyumsuz

#### 2.4.4.3. CIEDE 2000 Renk Sistemi:

CIE Lab renk sisteminin tekdüze bir renk alanı olduğunu ve renk farklılıklarını tahmin etmek için ağırlıklandırma faktörlerini kullanılmaması ile birlikte CIEDE2000 renk hesaplama sistemi ortaya çıkmıştır. Bu sistemde (KL: KC: KH) yanlışlıkları ayarlamak için ağırlıklandırma faktörleri olarak sunulmuştur. CIEDE2000’de renk uzayının homojen olmamasında bahseder ve bu hata payını en aza indirmek için ağırlıklandırma fonksiyonları: (SL, SC, SH), dönme terimi (RT) renk ve renk tonu arasındaki etkileşimi açıklar. Son araştırmalarda CIEDE2000, CIELAB formülünden daha iyi uyum sağladığı, renk farkının değerlendirilmesi, dolayısıyla insanın algılanabilirliğinin daha iyi göstergeleri ve renkler arasındaki farklılıkları daha net bir şekilde gösterdiği açıklanmıştır (Johnson ve Fairchild, 2003; Sharma ve ark., 2004).

$$\Delta E_{00} = \left[ \left( \frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left( \frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left( \frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left( \frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right) \left( \frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right) \right]^{1/2}$$

#### 2.5. Dış Hekimliğinde Renk Ölçüm Cihazları:

Dış hekimliğinde görsel renk ölçümünün standardizasyon için, enstrümental ölçüm yapılmaktadır. Bu ölçümün objektif olması ve verilerin rakamsal olarak ifade edilmesi, hızlı ve tekrarlanabilir olması bu sistemin avantajlarından. Dijital kameralar, spektrofotometreler, spektroradyometreler ve kolorimetre renk ölçümü için kullanılan cihazlardır (Okubo ve ark., 1998; Kurt ve ark., 2016).

##### 2.5.1. Dijital Kameralar:

Dijital kameralar ile renk ölçümü zamanla popülerlik kazanmaktadır. Bu ölçüm tekniğinin avantajı cismin renk görüntüsünün imaj halinde elde edilmesidir. Dijital kameralarla alınan imajın yorumlanması için, alınan fotoğraf bilgisayara aktarılmaktadır. Doğruluk ve standardizasyon oranının artırılması için, görüntünün kalitesi önem taşımaktadır. Görüntü kalitesini ise aydınlatma, nesnenin açısı, kameranın tipi etkilemektedir (Paravina ve ark., 2015; Kurt ve ark., 2016).

##### 2.5.2. Spektrofotometreler:

Dış hekimliğinde, renk ölçümü için en sık tercih edilen cihazlardır. Spektrofotometrelerin en büyük avantajı, insan gözünün algılayamadığı renk dalga boyunu sensörler sayesinde algılayıp ve değerlendirebilmesidir. Temel mantığı ise,

beyaz ekrandan yansıyan ışığın, nesneden yansıyan ışık oranına dayanır. Bu cihazların bir diğer avantajı ise metamerizimi ayırt edebilmeleridir. Mevcut spektrofotometrelere örnek olarak, Easyshade Compact, Easyshade Advance, Shade X, ShadeStar verilebilir (Paravina ve ark., 2015; Kurt ve ark., 2016).

### **2.5.3. Spektrometreler:**

Bu cihazlar radyometrik değerleri ölçmek için tasarlanmıştır. Prensibi ise, doku, renk, parlaklık ve görünüş özellikleri veren kimyasal yapısından kaynaklanan ışınım değerlerinin bulunmasına dayanır. Spektrometrelerde, radyometrik spektrum 5-10, 5-20 nm aralığındayken, spektrofotometrede bu aralık 1-25 nm arasındadır (Okubo ve ark., 1998; Paravina ve ark., 2015).

### **2.5.4. Kolorimetre:**

Kolorimetre cihazında insan gözündeki kon tipi hücrelerine benzeyen 3 tip sensör bulunmaktadır. Bu sensörler yansıyan ışığın yeşil, mavi ve kırmızılık oranlarını ölçerek CIE değerini hesaplamaktadır. Düz olmayan ve yarı saydam materyallerin renk okumasında yetersiz kalabilir, bu nedenle dış minesini üzerine çok açıdan gelen ışıklarla doğruluk oranı düşmektedir (Okubo ve ark., 1998; Kurt ve ark., 2016).

## **2.6. Yapay Yaşlandırma Sistemleri:**

Birçok invitro çalışmada klinik ve ağız ortamını simüle etmek için yapay yaşlandırma sistemi kullanılmaktadır. Bu süreçte örnek materyalde oluşabilecek hasarlar ve değişimler gözlemlenir (Gürdal ve ark 2018; Turgut ve ark., 2019).

### **2.6.1. UV Yaşlandırma Sistemi:**

Güneş ışığında var olan UV ışını yüksek enerjisinden dolayı dental materyallerin üzerinde kimyasal değişimlere sebep olabilmektedir. Bu etki, klinik olarak kabul edilebilir optik renk değişiminden, kimyasal bağların bozulmasına kadar ilerleyebilir. UV yaşlandırma cihazlarında buhar ve nem ile birlikte ağız ortamının sıcaklığı simüle edilmektedir.

### **2.6.2. Termalsiklüs Yaşlandırma Sistemi:**

İn vitro çalışmalarda ağız ortamını simüle etmek için, materyal sıcak ve soğuk su banyosunda periodik olarak bekletilir. ISO (Uluslararası Standart Enstitüsü) TR 11405 tarafında invitro çalışmalarda önerilen prospektüse göre, 5C<sup>0</sup> - 55C<sup>0</sup> sıcaklıklar arasında, 20 s bekletilerek 500 döngü yapılması uygun görülmüştür. Ancak farklı çalışmalarda döngü sayısı farklılık gösterebilmektedir (Gürdal ve ark., 2018).

### **Hipotez:**

- 1.Çalışmada kullanılan farklı CAD/CAM blok örnekler arasındaki kalınlık ve simantasyon farkı U.V. yaşlandırma sonrası renk değişimi değerlerinde herhangi bir fark yaratmayacaktır.
2. Çalışmada kullanılan farklı CAD/CAM blok örnekler arasındaki kalınlık ve simantasyon farkı U.V. yaşlandırma sonrası translüsensi değerinde herhangi bir fark yaratmayacaktır.

### 3.MATERYAL VE METOT:

Tez çalışmamız Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, invitro çalışmaları laboratuvarı ve Ankara Karayolları Genel Müdürlüğü, Fizik laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda, 4 adet hibrit ( LAVA Ultimate, Cerasmart, Grandio, Vita Enamic) ve 1 adet feldspatik (CEREC) CAD-CAM blok kullanılmıştır. Kullanılan blokların yapıları ve üretici firma bilgileri Tablo 2’de gösterilmiştir. Bloklar yüksek tranlüsenside (HT) tercih edilmiştir. (Şekil 3.1. - 3.5. deney grupları gösterilmektedir) (Tablo 3.1.).

Cerasmart (n=40)	0,7mm (n=20)	Dual cure (n=10)
		Light cure (n=10)
	1,2mm (n=20)	Dual cure (n=10)
		Light cure (n=10)
Cerec (n=40)	0,7mm (n=20)	Dual cure (n=10)
		Light cure (n=10)
	1,2mm (n=20)	Dual cure (n=10)
		Light cure (n=10)
Lava Ultimate (n=40)	0,7mm (n=20)	Dual cure (n=10)
		Light cure (n=10)
	1,2mm (n=20)	Dual cure (n=10)
		Light cure (n=10)
Vita Enamic (n=40)	0,7mm (n=20)	Dual cure (n=10)
		Light cure (n=10)
	1,2mm (n=20)	Dual cure (n=10)
		Light cure (n=10)
Grandio (n=40)	1,2mm (n=20)	Dual cure (n=10)
		Light cure (n=10)
	0,7mm (n=20)	Dual cure (n=10)
		Light cure (n=10)

Tablo 3.1. Hazırlanan numunelerin grupları



Şekil 3.1. CEREC, CAD-CAM blok Dentsply Sirona, Almanya



Şekil 3.2. CERASMART, CAD-CAM blok GC Europe, Japonya



Şekil 3.3. VITA Enamic, CAD-CAM blok VITA Zahnfabrik, Almanya



Şekil 3.4. LAVA Ultimate, CAD-CAM blok 3M ESPE, ABD



Şekil 3.5. Çalışmamızda kullanılan Grandio, CAD-CAM blok VOCO, Almanya

Tablo 3.2. CAD-CAM blokların yapısı ve üretici firmaları

Materyal	Organik Matriks ve Doldurucu	Materyal Tipi	Üretici Firma
<b>Grup Cerasmart (CS)</b>	Bis-MEPP, UDMA, DMA Silica (20 nm), barium cam (300 nm)	Rezin nanoseramik	GC Europe, Japonya
<b>Grup Cerec (CE)</b>	Zirkonyum dioksit, hafniyum dioksit, itriyum trioksit >99 (ağırlıkta), alüminyum trioksit	Feldspar seramik	Dentsply Sirona, Almanya
<b>Grup Lava Ultimate (LU)</b>	BisGMA, TEGDMA, UDMA, BisEMA, SiO <sub>2</sub> (20 nm), ZrO <sub>2</sub> (4-11 nm), ZrO <sub>2</sub> /SiO <sub>2</sub> mikrosellüler	Rezin nanoseramik	3M ESPE, ABD
<b>Grup Vita Enamic (VE)</b>	feldspar sramik ve alüminum oxide ile güçlendirilmiş UDMA, TEGDMA	Hibrit seramik	VITA Zahnfabrik, Almanya
<b>Grup Grandio (GR)</b>	BisGMA, TEGDMA, Urethane-BisGMA, Barium- aluminoborosilikat, silika	Hibrit- Nano seramik	VOCO, Almanya

### 3.1. CAD-CAM Bloklardan Test Örneklerinin Hazırlanması:

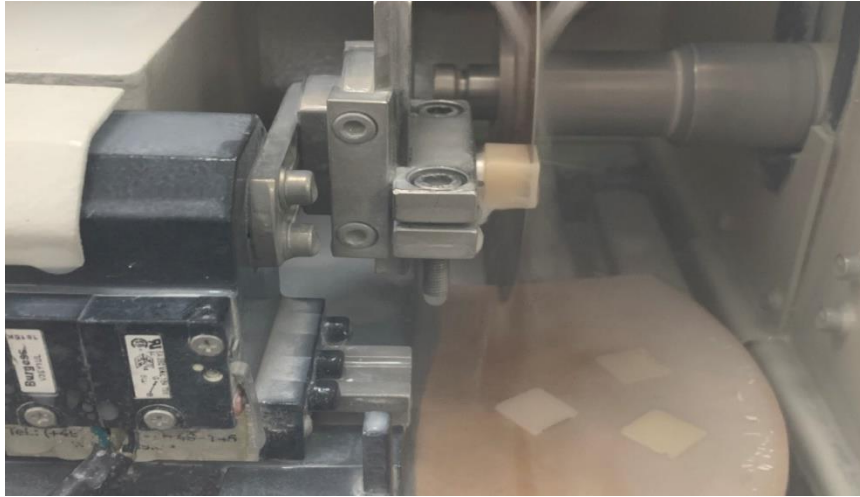
Örneklerin sayısının belirlenmesi için yapılan power analizinde Arocha ve ark. (2014), çalışmasının etki büyüklüğü (0,06) kullanıldı. F test ailesinde ANOVA (sabit etkili, omnibüs, tek yönlü) seçilerek 0,05 alfa tip hata 0.80 Bete gücü ile G\* power progran, (G\* power 3,1 far Mac, hleinrich hein, Universitat Dusseldorf, Dusseldorf, Germany) kullanılarak yapılan hesaplama ile aynı etki büyüklüğünü sağlamak için grup başına dahil edilecek minimum örnek sayısı 10 olarak hesaplandı. Her CAD/CAM bloktan 40 adet olmak üzere toplam 200 adet numune hazırlanmıştır. Bloklar soğutucu su altında, dakikada 400 devirlik hız modunda, elmas disk ile, kesme makinasında (IsoMet4000 Buehler; illionois Tool Works Inc, Lake Bluff, İllinois, USA) iki farklı kalınlıkta (0,7 mm ve 1,2 mm) kesilmiştir (Şekil 3.6. -3.9.).



Şekil 3.6. Kesme makinası (IsoMet Buehler; illionois Tool Works Inc, USA)



Şekil 3.7. CAD-CAM blokların kesme cihazına yerleştirilmesi



Şekil 3.8. CAD-CAM blokların kesilmesi

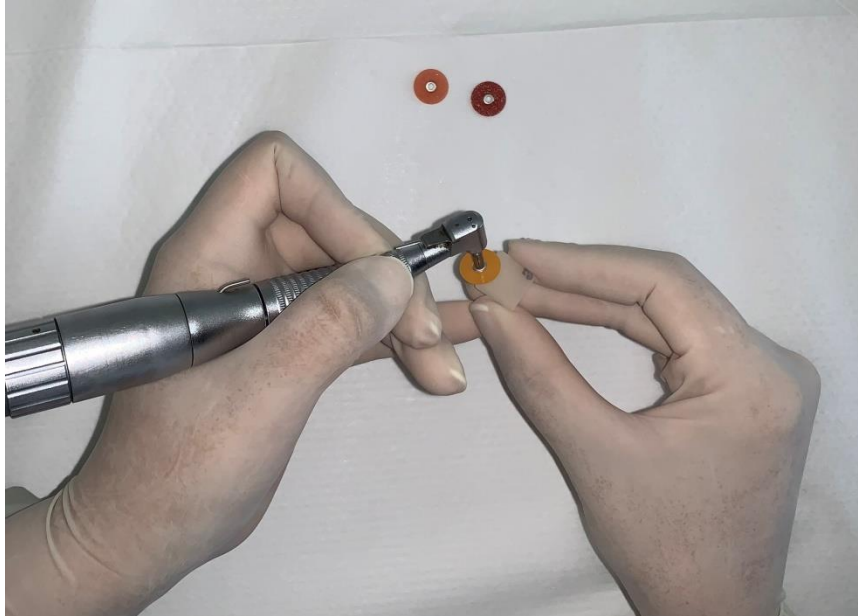


Şekil 3.9. CAD-CAM blokların kesildikten sonra kurutması

Yüzey standardizasyon için numunelerin bir yüzeyi sırayla, 600, 1200 ve 2000 grit silikon karbit levhalar ile soğutucu su altında zıparalandı ( Phonex Beta Twin Whell, Buehler Ltd. Lake Bluff, Amerika). Tüm numunelerin yüzey polisajı için (Sof-Lex Disc Refil 3M ESPE, St. Paul, MN, Amerika) dört farklı kalınlıkta (kalın, orta, ince ve ekstra ince granüllü) diskler 20 sn kullanılmıştır (Şekil 3.10, 3.11.).



Şekil 3.10. Numunelerin yüzey standardizasyonu



Şekil 3.11. Numunelerin yüzey cilalaması

Cilalama sonrası numunelerin son kalınlığı dijital kumpas (Electronic Digital Caliper; Shan, China) ile ölçüldü ( $\pm 0,1\text{mm}$ ), (Şekil 3.12. ).



Şekil 3.12. Dijital kumpas ile numunelerin kalınlının kontrol edilmesi

Tüm numuneler ultrasonik cihazında (L&R Mfg Co, St, Kearny, Amerika) 10 dakika süre ile temizlenip ve daha sonra 3 dakika distile suda bekletildi (Şekil 3.13.).



Şekil 3.13. Numunelerin ultrasonik cihazında (L&R Mfg Co, St, Kearny, Amerika) temizlenmesi

### 3.2. Numunelere Rezin Siman Uygulanması:

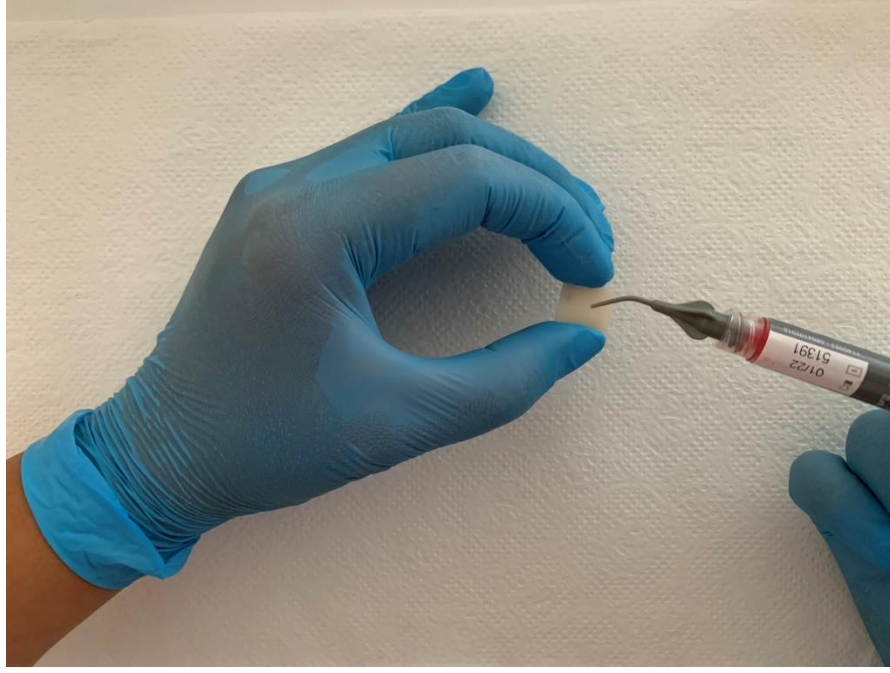
Rezin nano seramik blokların arka yüzeyleri simantasyon öncesi, kumlama cihazında (Hager & Werken GmbH & Co, Duisburg, Almanya) 50- $\mu\text{m}$ ' lik  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , (Alümyum trioksit) ile 0.15 MPa'lık basınçta pürüzlendirildi. Hibrit seramik ve feldspatik blokların arka yüzeyleri ise, %9 HF (Hidroflorik asit) asit (porcelain etch; ultradent Products In, Ultradent, South Jordan, Amerika) ile 60 sn pürüzlendirilip bol su ile yıkandı (Şekil 3.14. -3.16.).



Şekil 3.14. Kumlama cihazı (Hager & Werken GmbH & Co, Duisburg, Almanya)



Şekil 3.15. Numunelerin yüzeyi, kumlama cihazıyla pürüzlendirilmesi



Şekil 3.16. Numunelerin pürüzlendirilmesi

Daha sonra Seramik primer (Silan) (Calibra silane coupling Agent, Dentsply, Sirona, USA) 10 sn tüm numunelere uygulanıp ve kurutuldu.



Şekil 3.17. Hazırlanan numunelerin arka yüzeylerine silan uygulanması

Tüm numuneler iki alt guruba ayrıldı. Bir gruba ışıkla sertleşen (LC) (Calibra veneer, Dentsply, Sirona, ABD) ve diğer gruba ışık/kimyasal yolla sertleşen (DC) (Calibra Ceram, Dentsply, Sirona, ABD) Siman uygulandı (Şekil 3.18. -3.19.) (Tablo 3.3.).



Şekil 3.18. Çalışmamızda kullanılan Light Cure rezin siman materyali. (Calibra veneer, Dentsply, Sirona, ABD)

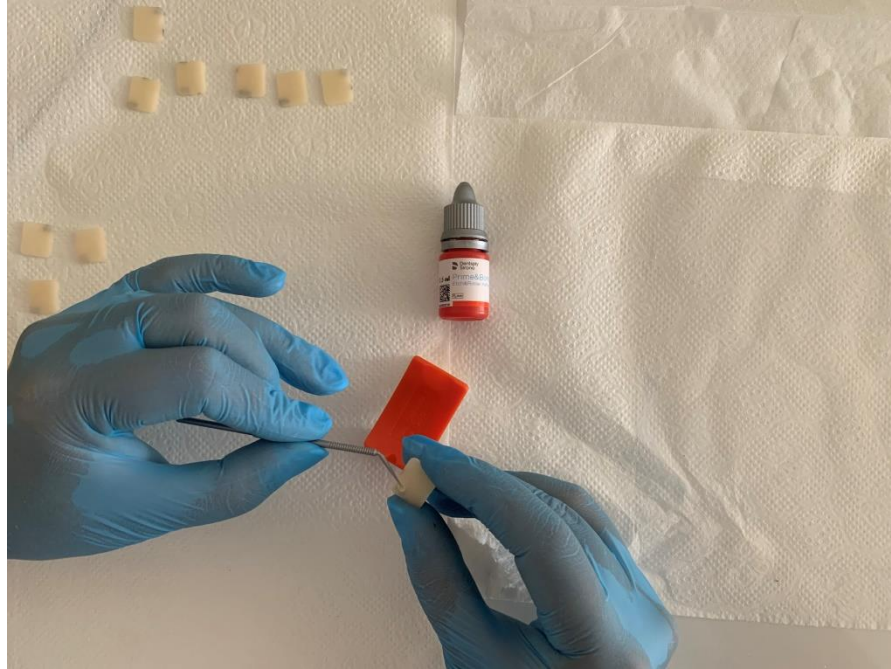


Şekil 3.19. Çalışmamızda kullanılan Dual Cure rezin siman materyali. (Calibra ceram, Dentsply, Sirona, ABD)

Tablo 3.3. çalışmamızda kullanılan rezin siman materyallerin içeriği

Siman adı	İçeriği	Üretici Firma
Calibra Ceram Dual Cure Grup (DC)	Üretan di-metakrilat; Di- ve Tri-Metakrilat rezin; fosfotik asit rezin modifiye akrilat; Baryum Boron Folor Alümin Silikat cam; organik peroksit başlatıcı; kamforkinon (KQ), foto başlatıcılar; fosfon oksit foto başlatıcılar; Hızlandırıcılar; Butillenmiş Hidroksi Toluen; UV Sabitleyici; ,Titanyum dioksit; Demir oksit; Hidrofobik Amorf Silikon Dioksit. İnorganik doldurucu partikülleri, 16nm ila 7 um arasında değişir, ortalama partikül boyutu 3.8 um, toplam dolgu maddesi hacimin % 46.3'dür.	DENTSPLY Sirona, ABD
Calibra veneer light Cure Grup (LC)	Baz: Dimetakrilat rezin; Kamforkinon (kQ) Foto başlatıcı; Stabilizatörler; Cam doldurucu; islenmiş silika, Titanium Diyoksit; Pigmentler, Katalizör: Dimetakrilat Rezinler; Katalizör; Stabilizatörler; Cam partiküller; islenmiş Silika	DENTSPLY Sirona, ABD

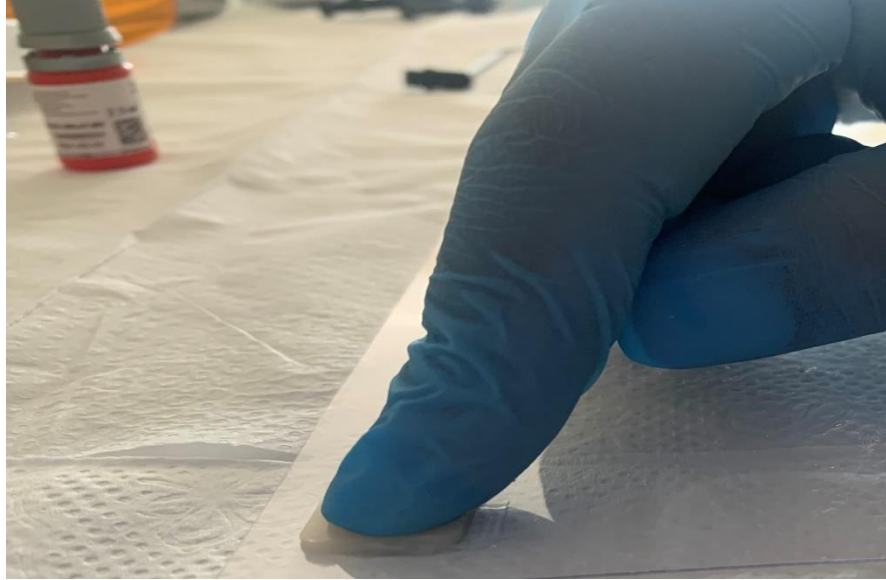
Light cure uygulanan numunelere silan sonrası ilaveten adeziv uygulanıp 5 sn kurutulup, daha sonra 10 sn LED ışık ile polimerize edildi. Numunelerin, siman kalınlığı yaklaşık 0.15 mm olacak şekilde önceden hazırlanmış cam levhalara bastırıldı (Şekil 3.20. – 3.22.).



Şekil 3.20. Nunelere adeziv uygulanması



Şekil 3.21. Numunelere siman uygulanması



Şekil 3.22. Numunelerin, önceden hazırlanan levhlara bastırılması

Rezin siman Polimerizasyon için  $1200 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücündeki LED cihazı (Elipar S10;3M ESPE; Amerika) ile klinik şartlarını taklit etmek için iki kez, 20 şer saniyeden toplam 40 sn, numunelerin dış yüzeyinden polimerize edildi (Şekil3.23.).



Şekil 3.23. Rezim siman polimerizasyonu

Daha sonra örneklerin son kalınlığı dijital kumpas (Electronic Digital Caliper; Shan, China) ile kontrol edildi, numunelerin standardizasyon ve polisaj sonrası azalan kalınlığı simantasyon sonrası telafi edildi ( $\pm 0,15$ ), (Şekil 3.24.). Simantasyon kalınlığı hazırlanan numunelerde 0,1 mm ve 0,2 mm arasında değişkenlik göstermektedir.



Şekil 3.24. Örneklerin kalınlığı, dijital kumpasla ölçülmesi

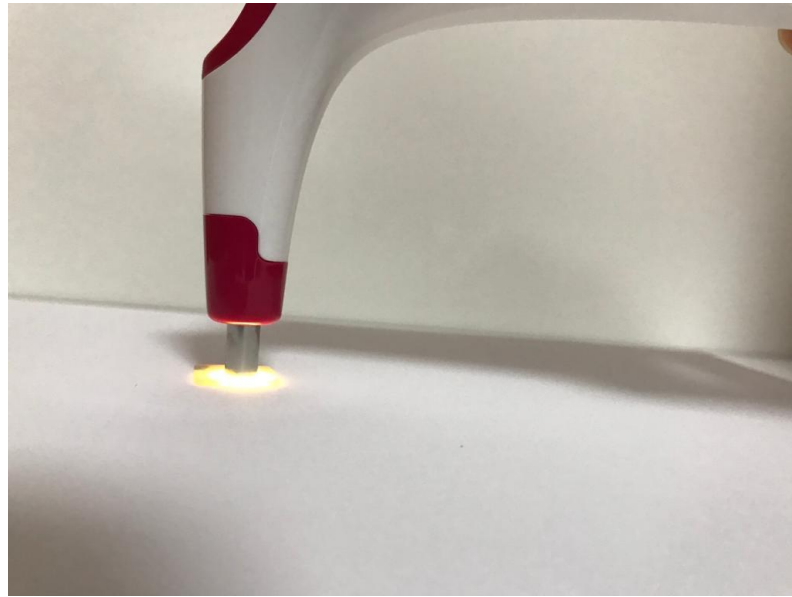
### 3.3. Numunelerin Renk ve Translüsensi Ölçülmesi:

Çalışmamızda renk ve translüsensi ölçümü için VITA Easyshade V, (Vita Zahnfabrik, Almanya) spektrofotometre cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.25.).



Şekil 3.25. Spektrofotometre cihazı

Dış dokusunu taklit eden beyaz zemini standart ve sabit ışık ortamda spektrofotometre ile ölçülerek, referans değer elde edildi. Daha sonra numuneler beyaz zemin üzerine yerleştirilip 3 kez tekrarlanan ölçümler yapıldı. Her bir numunenin L, a, b, değerlerinin ortalaması alınarak ilk ölçüm tamamlandı (Şekil 3.26.). Translüsensi parametresi (TP) için ise aynı ölçümler siyah zemin üzerinde gerçekleştirildi (Kılınç ve Turgut, 2018).



Şekil 3.26. Spektrofotometre cihazı ile renk ölçümü

### 3.4. Numunelere UV Yaşlandırma İşlemi Uygulanması:

Çalışmamızdaki UV yaşlandırma işlemi için, Ankara Karayolları Genel Müdürlüğü Fizik Laboratuvarı'nda mevcut olan cihaz (BGD 856 UV light Accelerated Biuged Guangzhau Co, LTD, Çin) kullanıldı (Şekil 3.27.).



Şekil 3.27. UV yaşlandırma cihazı

Numuneler UV yaşlandırma cihazına (BGD 856, UV light Accelerated Weathering Tester, Biuged Guangzhau Co, LTD, China) resimlerde görüldüğü gibi yerleştirildi. Toplam 300 saat,  $150 \text{ KJ/m}^2$  enerjiye maruz kaldı. Numunelerin ışık kaynağından mesafesi 10 cm ve ortam sıcaklığı  $50^{\circ}\text{C}$  ile  $60^{\circ}\text{C}$  aralığında, nem oranı %95 ile %50 olup ve ön yüzeyleri günde dönüşümlü olarak, 8 saat sadece UV ışığına ve 4 saat yağışma/ UV' ye maruz kaldı (Kılınç ve Turgut,2018; Turgut ve ark., 2019), (Şekil 3.28.).



Şekil 3.28. Numunelerin UV yaşlandırma cihazına yerleştirilmesi

UV yaşlandırma işlemi tamamlandıktan sonra, numuneler birinci renk ölçümünde olduğu gibi beyaz zemin üzerine yerleştirilip 3 kez tekrarlanan ölçümler yapıldı. Değerlerin ortalaması alınarak ikinci renk ölçümü tamamlandı. TP değerleri kaydedilmesi için siyah ekranda ölçüm yapıldı. Daha sonra iki ölçümden alınan verilerin  $\Delta E_{00}$  değeri için CIEDE 2000 renk ölçüm sistemine göre aşağıda verilen formülle hesaplandı. TP değerinin hesaplanmasında, CIEDE 2000 renk ölçüm sisteminde siyah ve beyaz ekrandan elde edilen L, a, b değerlerini formül içine yerleştirerek, kullanıldı.  $\Delta TP$  ise  $TP_{uv} - TP_{00}$  'dan elde edildi.

$$\Delta E_{00} = \left[ \left( \frac{\Delta L'}{K_{L}SL} \right)^2 + \left( \frac{\Delta C'}{K_{C}SC} \right)^2 + \left( \frac{\Delta H'}{K_{H}SH} \right)^2 + R_r \left( \frac{\Delta C'}{K_{C}SC} \right) \left( \frac{\Delta H'}{K_{H}SH} \right) \right]^{1/2}$$

### 3.5. İstatistiksel Değerlendirme:

Çalışmamızda istatistiksel Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre delta E ve TP değerlerinin karşılaştırılmasında Üç Yönlü Varyans Analizi kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalar için Tukey HSD testi kullanıldı. Analiz sonuçları nicel veriler için ortalama  $\pm$  s. sapma şeklinde sunuldu. Önem düzeyi  $p < 0,05$  olarak alındı.

## **4. BULGULAR:**

### **4.1. Farklı Yapılardaki CAD/CAM Bloklarn $\Delta E_{00}$ Bulgularının incelenmesi:**

#### **4.1.1. 1,2mm Kalınlığında, Farklı Simantasyon Tekniği Uygulanan Numunelerin Değerlendirilmesi:**

1,2 mm kalınlıktaki, light cure simantasyon ile hazırlanan gruplarda, grup CE ( $2,5 \pm 0,7$ ) ve grup VE ( $2,5 \pm 0,2$ )' nin  $\Delta E_{00}$  değerleri ile grup GR ( $6,6 \pm 0,4$ ), grup CS ( $7,4 \pm 0,2$ ) ve grup LU ( $8,1 \pm 0,2$ )' nun  $\Delta E_{00}$  değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, grup CE ve grup VE nin  $\Delta E_{00}$  değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. En düşük  $\Delta E_{00}$  değeri grup CE ( $2,5 \pm 0,7$ ) ve grup VE ( $2,5 \pm 0,2$ )' ye aitken, istatistiksel olarak en yüksek  $\Delta E_{00}$  değerini grup LU ( $8,1 \pm 0,2$ ) göstermiştir ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.1., 4.2.), (Grafik 4.1.).

1,2 mm kalınlıktaki, dual cure simantasyon ile hazırlanan gruplarda, en düşük  $\Delta E_{00}$  değeri grup CE'ye ( $1,1 \pm 0,3$ ) aitken, en yüksek  $\Delta E_{00}$  değerini grup LU ( $7,8 \pm 0,4$ ) göstermiştir. (Tablo5, 6), (Grafik 1). Grup CE ( $1,1 \pm 0,3$ ) ve grup VE ( $2,3 \pm 0,1$ )'nin  $\Delta E_{00}$  değerleri ile grup GR ( $6,6 \pm 0,2$ ), grup CS ( $7,2 \pm 0,3$ ) ve grup LU ( $7,8 \pm 0,4$ )'nun  $\Delta E_{00}$  değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır, ( $p < 0,001$ ).

#### **4.1.2. 0,7 mm Kalınlığında, Farklı Simantasyon Tekniği Uygulanan Numunelerin Değerlendirilmesi:**

0,7 mm kalınlıktaki, light cure simantasyon ile hazırlanan grupların  $\Delta E$  ölçümlerinde, grup VE ( $5,7 \pm 0,6$ )'nin  $\Delta E_{00}$  ortalaması ile grup CE ( $8,4 \pm 0,4$ ), grup GR ( $10,0 \pm 0,6$ ), grup CS ( $10,3 \pm 0,3$ ), grup LU ( $12,9 \pm 0,6$ )'nun  $\Delta E_{00}$  ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. İstatistiksel olarak en düşük  $\Delta E_{00}$  değeri grup VE ( $5,7 \pm 0,6$ )'ye aitken, en yüksek  $\Delta E_{00}$  değerini grup LU ( $12,9 \pm 0,6$ ) göstermiştir ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.1., 4.2.), (Grafik 4.1.).

0,7 mm kalınlıktaki, dual cure simantasyon ile hazırlanan gruplarda, bütün gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. İstatistiksel olarak en düşük  $\Delta E_{00}$  değerini grup C ( $3,0 \pm 0,5$ ), en yüksek  $\Delta E_{00}$  değerini ise grup LU ( $12,5 \pm 0,4$ ) göstermiştir. ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.1., 4.2.), (Grafik 4.1.).

#### 4.1.3. Tüm Grupların, Kalınlık Açısından Değerlendirilmesi:

1,2 mm kalınlığındaki örneklerde iki simantasyon tekniğinin bulgularına göre, en düşük  $\Delta E_{00}$  değeri grup CE ( $1,1 \pm 0,3$ ) nin dual cure simantasyon tekniğine aittir. En yüksek  $\Delta E_{00}$  değeri ise light cure ile simante edilen grup LU ( $8,1 \pm 0,2$ )'ya aittir (Tablo 4.1., 4.2.), (Grafik 4.1.).

0,7 mm kalınlığındaki iki simantasyon tekniğinin bulgularına göre, en düşük  $\Delta E_{00}$  değeri grup CE ( $3,0 \pm 0,5$ ) dual cure simantasyon tekniğine aittken, en yüksek  $\Delta E_{00}$  değeri ise grup LU ( $12,9 \pm 0,6$ ) light cure simantasyon tekniğine aittir ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.1., 4.2.), (Grafik 4.1.).

#### 4.1.4. Tüm Grupların simantasyon Açısından Değerlendirilmesi:

Dual cure siman uygulanan iki farklı kalınlıktaki numunelerin en düşük  $\Delta E_{00}$  değerini 1,2 mm kalınlığındaki grup CE ( $1,1 \pm 0,3$ ) göstermiştir. En yüksek  $\Delta E_{00}$  değerini ise 0,7 mm kalınlığındaki grup LU ( $12,5 \pm 0,4$ ) göstermiştir (Tablo 4.1., 4.2.), (Grafik 4.1.).

Light cure siman uygulanan, iki farklı kalınlıktaki numunelerin en düşük  $\Delta E_{00}$  değerini 1,2 mm kalınlığındaki grup CE ( $2,5 \pm 0,7$ ) ve grup VE ( $2,5 \pm 0,2$ ) göstermiştir. En yüksek  $\Delta E_{00}$  değerini ise 0,7 mm kalınlığındaki grup LU ( $12,9 \pm 0,6$ ) göstermiştir (Tablo 4.1., 4.2.), (Grafik 4.1.).

Genel bir bakışta blokların kalınlığı ve simantasyon tekniğini bir arada değerlendirilir ise, Simantasyon ana etkisi  $\Delta E_{00}$  değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). Light Cure simantasyonun ortalaması  $7,4 \pm 3,2$  ve Dual Cure ortalaması  $6,6 \pm 3,7$  olarak elde edilmiştir. Simantasyona göre  $\Delta E_{00}$  farklılık göstermektedir.

Blok ana etkisi  $\Delta E_{00}$  değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur. ( $p < 0,001$ ). Lava Ultimate ortalaması  $10,3 \pm 2,4$ , CS ortalaması  $8,8 \pm 1,5$ , GR ortalaması  $8,6 \pm 2,1$  CE ortalaması  $3,7 \pm 2,8$  ve VE ortalaması  $3,7 \pm 1,5$  olarak elde edilmiştir. Bloklara göre  $\Delta E_{00}$  farklılık göstermektedir. En yüksek ortalama değer LU bloğundan elde edilmişken en düşük ortalama VE ve CE bloklarından elde edilmiştir.

Kalınlık ana etkisi  $\Delta E_{00}$  değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). 0,7 mm kalınlıktaki grupların ortalaması  $8,8 \pm 3,3$  ve 1,2 mm kalınlıktaki grupların ortalaması ise  $5,2 \pm 2,6$  olarak elde edilmiştir. Kalınlıklara göre

$\Delta E_{00}$  farklılık göstermektedir. Bu farklılık 0,7 mm kalınlık ortalamasının 1,2 mm kalınlığına göre yüksek olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.

Simantasyon ve Blok etkileşimi  $\Delta E_{00}$  değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). En yüksek ortalama değer light cure simantasyonun LU grubunda  $10,5 \pm 2,5$  olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer ise dual cure simantasyonunun CE grubunda  $2,0 \pm 1,0$  olarak elde edilmiştir.

Simantasyon ve kalınlık etkileşimi  $\Delta E_{00}$  üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). En yüksek ortalama değer light cure simantasyonun 0,7 mm kalınlığında  $9,5 \pm 2,4$  olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer ise dual cure simantasyonunun 1,2 mm kalınlığında  $5,0 \pm 2,8$  olarak elde edilmiştir.

Blok ve kalınlık etkileşimi  $\Delta E_{00}$  değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). En yüksek ortalama değer 0,7 mm kalınlığında LU grubunda  $12,7 \pm 0,5$  olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer ise 1,2 mm kalınlığında grup CE'de  $1,8 \pm 0,9$  olarak elde edilmiştir.

Simantasyon, blok ve kalınlık etkileşimi  $\Delta E_{00}$  değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). En yüksek ortalama değer light cure simantasyonunda 0,7 mm kalınlığında grup LU'da  $12,9 \pm 0,6$  olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer ise dual cure simantasyonunda 1,2 mm kalınlığında grup CE'de  $1,1 \pm 0,3$  olarak elde edilmiştir, ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.1. , 4.2.).

## **4.2. Farklı CAD/CAM yapılarıdaki Blokları Kendi İçlerinde Değerlendirilmesi:**

### **4.2.1. Grup CS'nin alt gruplarının İncelemesi:**

En düşük  $\Delta E_{00}$  değeri 1,2 mm kalınlığında dual cure simante CS grubuna ( $7,2 \pm 0,3$ ) aitken, en yüksek değer 0,7 mm kalınlığında light cure simante CS grubuna ( $10,3 \pm 0,3$ ) aittir. CS grubunda aynı kalınlıkta olan light cure simante ve dual cure simante gruplarının değerleri arasında anlamlı fark yok iken, farklı kalınlıkta hazırlanan numunelerin değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ve 0,7 mm kalınlığındaki numunelerde  $\Delta E_{00}$  anlamlı olarak yüksektir. ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.1., 4.2.), (Grafik 4.1.).

### **4.2.2. Grup CE' nin alt gruplarının İncelemesi:**

En düşük  $\Delta E_{00}$  değeri 1,2 mm kalınlığında dual cure simante CE ( $1,1 \pm 0,3$ ) grubuna aitken, en yüksek değer, 0,7 mm kalınlığında light cure simante CE ( $8,4 \pm$

0,4) grubuna aittir. CE grubunda hem farklı kalınlıkta, hem de farklı simante edilen alt grupların arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.1., 4.2.), (Grafik 4.1.).

#### **4.2.3. Grup LU' nun alt gruplarının İncelemesi:**

En düşük  $\Delta E_{00}$  değeri 1,2 mm kalınlığında dual cure simante LU ( $7,8 \pm 0,4$ ) grubuna aitken, en yüksek değer, 0,7 mm light cure simante LU ( $12,9 \pm 0,6$ ) grubuna aittir. LU grubundaki aynı kalınlıkta Light cure simante ve dual cure simante gruplarının değerleri arasında anlamlı fark yokken, farklı kalınlıkta hazırlanan numunelerin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklı bulunmuştur ve 0,7 mm kalınlığındaki numunelerde  $\Delta E_{00}$  anlamlı olarak yüksektir. ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.1., 4.2.), (Grafik 4.1.).

#### **4.2.4. Grup VE' nin alt gruplarının İncelemesi:**

En düşük  $\Delta E_{00}$  değeri 1,2 mm kalınlığında dual cure simante VE ( $2,3 \pm 0,1$ ) grubuna aitken, en yüksek değer 0,7 mm light cure simante VE ( $5,7 \pm 0,6$ ) grubuna aittir. VE grubundaki 1,2 mm kalınlıkta hazırlanan light cure simante ve dual cure simante gruplarının değerleri arasında anlamlı fark yokken, 0,7 mm kalınlıkta hazırlanan light cure simante ( $5,7 \pm 0,6$ ) ve dual cure simante ( $4,2 \pm 0,5$ ) gruplarının değerleri arasında anlamlı fark vardır. Ayrıca farklı kalınlıkta hazırlanan numunelerin değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.1., 4.2.), (Grafik 4.1.).

#### **4.2.5. Grup GR' nin alt gruplarının İncelemesi:**

En düşük  $\Delta E_{00}$  değeri 1,2 mm kalınlığında dual cure simante GR ( $6,6 \pm 0,2$ ) grubuna aitken, en yüksek değer, 0,7 mm dual cure simante GR ( $11,2 \pm 0,5$ ) grubuna aittir. GR grubundaki 1,2 mm kalınlıkta hazırlanan light cure simante ve dual cure simante gruplarının değerleri arasında anlamlı fark yokken, 0,7 mm kalınlıkta hazırlanan light cure simante ( $10,0 \pm 0,6$ ) ve dual cure simante ( $11,2 \pm 0,5$ ) gruplarının değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.1., 4.2.), (Grafik 4.1.).

### **4.3. Farklı Yapılardaki CAD/CAM Bloklarn $\Delta$ TP Bulgularının incelenmesi:**

#### **4.3.1. 1,2mm Kalınlığında, Farklı Simantasyon Tekniği Uygulanan Numunelerin Değerlendirilmesi:**

1,2 mm kalınlıktaki, light Cure simantasyon ile hazırlanan gruplarda, UV yaşılandırma öncesi ölçülen TP değerlerinde, istatistiksel olarak en düşük TP ortalaması CE ( $9,9 \pm 0,4$ ) grubuna aitken, en yüksek değeri grup GR( $11,7 \pm 0,5$ ) ve grup LU( $11,9 \pm 0,4$ ) göstermiştir ve bu gruplar ile grup VE ( $11,8 \pm 0,6$ ) arasında anlamlı fark yoktur. ( $p>0,001$ ), (Tablo 4.3., 4.4. ), (Grafik 4.2.).

1,2 mm kalınlıktaki, light cure simantasyon ile hazırlanan gruplarda, UV yaşılandırma sonrası ölçülen TP değerlerinde, en düşük TP ortalaması CE ( $9,3 \pm 0,5$ ) grubuna aitken, bu grup ile grup CS ( $10,2\pm 0,4$ ) arasında anlamlı fark bulunmaktadır. En yüksek TP değerini grup GR ( $11,3 \pm 0,5$ ) gösterirken bu grup ile grup VE ( $11,2 \pm 0,4$ ) ve grup LU ( $11,3 \pm 0,5$ ) arasında anlamlı fark yoktur. ( $p>0,001$ ), (Tablo 4.5., 4.6. ), (Grafik 4.3. ).

1,2 mm kalınlığındaki light cure simantasyon tekniğinde  $\Delta$ TP değerlerinde, tanımlayıcı istatistik verilere göre, en düşük TP değişimini grup LU ( $-0,3 \pm 0,3$ ) ve grup CS ( $-0,3 \pm 0,2$ ) gösterirken, en yüksek TP değişimi GR grubuna ( $-0,7 \pm 0,5$ ) aittir (Tablo 4.8.) (Grafik 4.2.).

1,2 mm kalınlıktaki, dual cure simantasyon ile hazırlanan gruplarda, UV yaşılandırma öncesi ölçülen TP değerlerinde, anlamlı olarak en düşük TP değeri CE grubuna ( $9,8 \pm 0,4$ ) aitken, en yüksek TP değeri VE grubuna ( $13,1 \pm 0,5$ ) aittir ve bu grup ile grup LU( $12,8\pm 0,3$ ) ve grup GR ( $12,5\pm 0,3$ ) arasında anlamlı fark yoktur. ( $p>0,001$ ), (Tablo 4.3., 4.4. ), (Grafik 4.2.).

1,2 mm kalınlıktaki, dual cure simantasyon ile hazırlanan gruplarda, UV yaşılandırma sonrası ölçülen TP değerlerinde, anlamlı olarak en düşük TP değeri CE ( $9,5 \pm 0,3$ ) grubuna aitken, en yüksek TP değeri VE grubuna ( $12,6 \pm 0,3$ ) aittir ve bu grup ile grup LU ( $12,5 \pm 0,3$ ) ve grup GR ( $11,9 \pm 0,4$ ) arasında anlamlı fark yoktur. ( $p>0,001$ ), (Tablo 4.5., 4.6. ), (Grafik 4.3. ).

1,2 mm kalınlığındaki dual cure simantasyon tekniğinde  $\Delta$ TP değerlerinde, tanımlayıcı istatistik verilere göre, en düşük TP değişimini CS ( $-0,1 \pm 0,4$ ) gösterirken, en yüksek TP değişimi GR grubuna ( $-0,6 \pm 0,4$ ) aittir (Tablo 4.8.).

### 4.3.2. 0,7 mm Kalınlığında, Farklı Simantasyon Tekniği Uygulanan Numunelerin Değerlendirilmesi:

0,7 mm kalınlıktaki, light cure simantasyon ile hazırlanan gruplarda, UV yaşılandırma öncesi ölçülen TP değerlerinin, istatistiksel olarak en düşük TP ortalaması CE grubuna ( $15,5 \pm 0,5$ ) aitken, en yüksek değeri LU grubu ( $20,0 \pm 0,6$ ) göstermiştir. Grup GR ( $18,1 \pm 0,7$ ) ile grup VE ( $17,6 \pm 0,5$ ), grup VE ( $17,6 \pm 0,5$ ) ile grup CS ( $17,2 \pm 0,5$ ) arasında anlamlı fark yokken diğer tüm gruplar arasında anlamlı fark vardır. ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.5., 4.6.), (Grafik 4.3.).

0,7 mm kalınlıktaki, light cure simantasyon ile hazırlanan gruplarda, UV yaşılandırma sonrası ölçülen TP değerlerinin, istatistiksel olarak en düşük TP ortalaması CE grubuna ( $14,2 \pm 0,5$ ) aitken, en yüksek değeri LU grubu ( $19,5 \pm 0,3$ ) göstermiştir. Grup CS ( $16,4 \pm 0,2$ ) ve grup VE ( $16 \pm 0,4$ ) dışında tüm gruplar arasında anlamlı fark vardır. ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.3., 4.4.), (Grafik 4.2.).

0,7 mm kalınlığındaki light cure simantasyon tekniğinde  $\Delta TP$  değerlerinde, tanımlayıcı istatistik verilere göre, en düşük  $\Delta TP$  değerini grup LU ( $-0,6 \pm 0,4$ ) ve grup GR ( $-0,6 \pm 0,7$ ) gösterirken, en yüksek TP değişimi CE grubuna ( $-1,3 \pm 0,8$ ) aittir. (Tablo 4.8.).

0,7 mm kalınlıktaki, dual cure simantasyon ile hazırlanan gruplarda, UV yaşılandırma öncesi ölçülen TP değerlerinde, istatistiksel olarak en düşük TP değeri CE grubuna ( $14,7 \pm 0,5$ ) aitken ( $p < 0,001$ ), en yüksek TP değeri LU grubuna ( $19,0 \pm 0,8$ ) aittir ve bu grup ile grup GR ( $18,9 \pm 0,6$ ) arasında anlamlı fark yoktur. ( $p > 0,001$ ), (Tablo 4.5., 4.6.), (Grafik 4.3.).

0,7 mm kalınlıktaki, dual cure simantasyon ile hazırlanan gruplarda, UV yaşılandırma sonrası ölçülen TP değerlerinde, istatistiksel olarak en düşük TP ortalaması CE grubuna ( $13,7 \pm 0,3$ ) aitken ( $p < 0,001$ ), en yüksek TP değeri LU grubuna ( $18,3 \pm 0,7$ ) aittir. Grup LU ( $18,3 \pm 0,7$ ) ile grup GR ( $18,2 \pm 0,5$ ) arasında, grup GR ( $18,2 \pm 0,5$ ) ile grup VE ( $17,5 \pm 0,2$ ) arasında, grup VE ( $17,5 \pm 0,2$ ) ile grup CS ( $17,4 \pm 0,4$ ) arasında anlamlı fark yoktur. ( $p > 0,001$ ), (Tablo 7,8), (Grafik 2).

0,7 mm kalınlığındaki dual cure simantasyon tekniğinde  $\Delta TP$  değerlerinde, tanımlayıcı istatistik verilere göre, en düşük  $\Delta TP$  değerini grup VE ( $-0,3 \pm 0,4$ ) gösterirken, en yüksek TP değişimi grup CE ( $-1,1 \pm 0,6$ ) ye aittir. (Tablo 12).

### **4.3.3. Tüm Grupları, Kalınlık ve Simantasyon Açısından Değerlendirilmesi:**

Simantasyon ana etkisi UV yaşlandırma öncesi TP değeri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p<0,001$ ). Dual cure ortalaması  $14,7\pm 3,3$  ve light cure ortalaması  $14,4\pm 3,5$  olarak elde edilmiştir. Simantasyona göre UV yaşlandırma sonrası TP değerleri farklılık göstermektedir. Bu farklılık light cure ortalamasının dual cure'a göre düşük olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.

Blok ana etkisi UV yaşlandırma öncesi TP değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p<0,001$ ). Lava Ultimate ortalaması  $15,9\pm 3,8$  GR ortalaması  $15,4\pm 3,3$ , VE ortalaması  $15,1\pm 2,8$ , CS ortalaması  $14,2\pm 3,6$  ve CE ortalaması  $12,5\pm 2,7$  olarak elde edilmiştir. Bloklara göre UV yaşlandırma sonrası TP değerleri farklılık göstermektedir. En yüksek ortalama değer grup LU'da elde edilmişken en düşük ortalama grup CE'de elde edilmiştir.

Kalınlık ana etkisi UV öncesi TP değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p<0,001$ ). 0,7 mm ortalaması  $17,7\pm 1,6$  ve 1,2 mm ortalaması  $11,5\pm 1,2$  olarak elde edilmiştir. Kalınlıklara göre UV yaşlandırma sonrası TP değerleri farklılık göstermektedir. Bu farklılık 0,7 mm kalınlık ortalamasının 1,2 mm kalınlığa göre yüksek olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.

Simantasyon ve blok etkileşimi UV yaşlandırma öncesi TP değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p<0,001$ ). En yüksek ortalama değer LU grubund dual cure ve light cure simantasyonlarda ortalama  $15,9\pm 3,8$  olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer ise dual cure simante CE grubunda  $12,5\pm 2,7$  olarak elde edilmiştir.

Simantasyon ve kalınlık etkileşimi UV yaşlandırma öncesi TP değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p<0,001$ ). En yüksek ortalama değer dual ve light cure simantasyonlarının 0,7 mm kalınlığında  $17,7\pm 1,6$  olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer ise light cure simantasyonunun 1,2 mm kalınlığında  $11,2\pm 0,9$  olarak elde edilmiştir.

Blok ve kalınlık etkileşimi UV yaşlandırma öncesi TP değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p<0,001$ ). En yüksek ortalama değer LU grubunda 0,7 mm kalınlığında  $19,5\pm 0,9$  olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer ise CE grubunda 1,2 mm kalınlığında  $9,8\pm 0,4$  olarak elde edilmiştir.

Simantasyon, blok ve kalınlık etkileşimi UV yaşlandırma öncesi TP değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p<0,001$ ). En yüksek

ortalama değer light cure simante LU grubunda 0,7 mm kalınlığında  $20,0\pm0,6$  olarak elde edilmişken en dūřuk ortalama değer ise dual cure simante CE grubunda 1,2 mm kalınlığında  $9,8\pm0,4$  olarak elde edilmiştir.

Simantasyon ana etkisi UV yaşlandırma sonrası TP değeri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p<0,001$ ). Dual cure simantasyon ortalaması  $14,2\pm3,2$  ve light cure simantasyon ortalaması  $13,8\pm3,4$  Olarak elde edilmiştir. Simantasyona tekniğine gōre TP değeri farklılık gōstermektedir. Bu farklılık light cure simantasyon ortalamasının dual cure simantasyona gōre dūřuk olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.

Blok ana etkisi UV yaşlandırma sonrası, TP değeri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p<0,001$ ). LU ortalaması  $15,4\pm3,6$  GR ortalaması  $14,7\pm3,2$  VE ortalaması  $14,5\pm2,7$  CS ortalaması  $13,7\pm3,3$  ve CE ortalaması  $11,7\pm2,3$  olarak elde edilmiştir. Bloklara gōre UV yaşlandırma öncesi TP değeri farklılık gōstermektedir. En yūysek ortalama değer LU grubunda elde edilmişken en dūřuk ortalama CE grubunda elde edilmiştir.

Kalınlık ana etkisi UV yaşlandırma sonrası TP değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p<0,001$ ). 0,7 mm kalınlığındaki örneklerin ortalaması  $16,9\pm1,8$  ve 1,2 mm ortalaması  $11,1\pm1,2$  Olarak elde edilmiştir. Kalınlıklara gōre UV yaşlandırma öncesi TP değeri farklılık gōstermektedir. Bu farklılık 0,7 mm kalınlık ortalamasının 1,2 mm kalınlığına gōre yūysek olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.

Simantasyon ve blok etkileřiminin UV yařlandırma sonrası TP deęerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuřtur ( $p<0,001$ ). En yūysek ortalama deęer dual cure ve light cure simantasyonlarında LU grubunda  $15,4\pm3,6$  Olarak elde edilmiřken en dūřuk ortalama deęer ise dual cure simantasyon CE Grubunda  $11,6\pm2,2$  olarak elde edilmiřtir.

Simantasyon ve kalınlık etkileşimi UV yaşlandırma sonrası TP değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p<0,001$ ). En yūysek ortalama değer dual cure simante 0,7 mm kalınlığındaki örneklerde  $17,0\pm1,8$  olarak elde edilmişken en dūřuk ortalama değer ise light cure simante 1,2 mm kalınlığındaki örneklerde  $10,7\pm0,9$  olarak elde edilmiştir.

Blok ve kalınlık etkileşimi UV yaşlandırma sonrası TP değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p<0,001$ ). En yūysek ortalama

değer LU grubunda 0,7 mm kalınlığında  $18,9 \pm 0,8$  olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer ise CE grubunda 1,2 mm kalınlığında  $9,4 \pm 0,4$  olarak elde edilmiştir.

Simantasyon, blok ve kalınlık etkileşimi UV yaşlandırma sonrası TP değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). En yüksek ortalama değer light cure simante LU grubunda 0,7 mm kalınlığında  $19,5 \pm 0,3$  olarak elde edilmişken en düşük ortalama değer ise light cure simante CE grubunda 1,2 mm kalınlığında  $9,3 \pm 0,5$  olarak elde edilmiştir.

Blok ana etkisi  $\Delta TP$  değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p = 0,003$ ). LU ortalaması  $-0,5 \pm 0,4$ , Grandio ortalaması  $-0,6 \pm 0,5$  VE ortalaması  $-0,5 \pm 0,4$  CS ortalaması  $-0,5 \pm 0,5$  ve CE ortalaması  $-0,8 \pm 0,7$  olarak elde edilmiştir. Bloklara göre  $\Delta TP$  farklılık göstermektedir. En yüksek ortalama değeri LU, VE ve CS grubundan elde edilmişken en düşük ortalama CE grubundan elde edilmiştir.

Kalınlık ana etkisi  $\Delta TP$  değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). 0,7 mm ortalaması  $-0,8 \pm 0,6$  ve 1,2 mm ortalaması  $-0,4 \pm 0,4$  olarak elde edilmiştir. Kalınlıklara göre  $\Delta TP$  farklılık göstermektedir. Bu farklılık 0,7 mm kalınlık ortalamasının 1,2 mm kalınlığına göre düşük olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır.

Blok ve kalınlık etkileşimi  $\Delta TP$  değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmuştur ( $p = 0,002$ ). En düşük  $\Delta TP$  grup CS'de 1,2 mm kalınlığında  $-0,2 \pm 0,3$  olarak elde edilmişken en yüksek  $\Delta TP$  ise grup CE'de 0,7 mm kalınlığında  $-1,2 \pm 0,7$  olarak elde edilmiştir. (Tablo 4.3., 4.8.) (Grafik 4.2., 4.3.).

#### **4.4. Farklı CAD/CAM yapılarıdaki Blokların Kendi İçlerinde Değerlendirilmesi:**

##### **4.4.1. Grup CS'nin Alt Gruplarının Bulgu İncelemesi:**

UV yaşlandırma öncesi en düşük TP değeri 1,2 mm kalınlığında, light cure simante gruba ( $10,6 \pm 0,3$ ) aitken, en yüksek değer, 0,7 mm dual cure simante gruba ( $18,1 \pm 0,6$ ) aittir. 1,2 mm kalınlıkta hazırlanan light cure simante ve dual cure simante gruplarının değerleri arasında anlamlı fark yokken, 0,7 mm kalınlıkta hazırlanan light cure simante ( $17,2 \pm 0,5$ ) ve dual cure simante ( $18,1 \pm 0,6$ ) gruplarının değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. Ayrıca farklı kalınlıktaki örneklerin TP değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.5., 4.6.), (Grafik 4).

UV yaşlandırma sonrası en düşük TP değeri 1,2 mm kalınlığında, light cure simante gruba ( $10,2 \pm 0,4$ ) aitken, en yüksek değer, 0,7 mm kalınlığında dual cure simante gruba ( $17,4 \pm 0,4$ ) aittir. 1,2 mm kalınlıkta hazırlanan light cure simante ve dual cure simante gruplarının değerleri arasında anlamlı fark yokken, 0,7 mm kalınlıkta hazırlanan light cure simante ( $16,4 \pm 0,2$ ) ve dual cure simante ( $17,4 \pm 0,4$ ) gruplarının değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p < 0,001$ ), (Tablo 7,8), (Grafik 2). Ayrıca farklı kalınlıktaki örneklerin TP değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p < 0,001$ ). En az translüsenesi değeri değişimi ( $\Delta TP$ ) 1,2 mm kalınlığında dual cure simante ( $-0,1 \pm 0,4$ ) grup iken en yüksek  $\Delta TP$  değeri 0,7 mm light cure simante grubunda ( $-0,8 \pm 0,6$ ) tespit edilmiştir. (Tablo 4.7., 4.8.), (Grafik 4.4.).

#### **4.4.2. Grup CE'nin Alt Gruplarının Bulgu İncelemesi:**

UV yaşlandırma öncesi en düşük TP değeri 1,2 mm kalınlığında dual cure simante ( $9,8 \pm 0,4$ ) grubuna aitken, en yüksek değer 0,7 mm kalınlığında light cure simante ( $15,5 \pm 0,5$ ) gruba aittir. Grup CE de 1,2 mm kalınlığındaki grupların dual cure ve light cure simantasyonu TP değerleri arasında anlamlı fark yaratmazken, 0,7 mm kalınlığındaki gruplar arasında anlamlı fark vardır ve light cure grubu yüksektir. Ayrıca farklı kalınlıktaki örneklerin TP değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.5., 4.6.), (Grafik 4.3.).

UV yaşlandırma sonrası en düşük TP değeri 1,2 mm kalınlığında light cure simante ( $9,3 \pm 0,5$ ) gruba aitken, en yüksek değer, 0,7 mm kalınlığında light cure simante gruba ( $14,2 \pm 0,5$ ) aittir. CE grubundaki aynı kalınlıktaki light cure simante ve dual cure simante gruplarının arasında anlamlı fark yokken, farklı kalınlıkta hazırlanan numunelerin değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.3., 4.4.), (Grafik 4.2.).

CE grubunda  $\Delta TP$  değerleri incelendiğinde en az değişime uğrayan grup 1,2 mm kalınlığında dual cure simante grup ( $-0,3 \pm 0,2$ ) iken en fazla  $\Delta TP$  değeri 0,7 mm kalınlığında light cure simante grup ( $-1,3 \pm 0,8$ ) olarak tespit edilmiştir (Tablo 4.7., 4.8.), (Grafik 4.4.).

#### 4.4.3. Grup LU'nun Alt Gruplarının Bulgu İncelemesi:

UV yaşlandırma öncesi en düşük TP değeri 1,2 mm kalınlığında light cure simante gruba ( $11,7 \pm 0,5$ ) aitken, en yüksek değer, 0,7 mm kalınlığında light cure simante gruba ( $20,0 \pm 0,6$ ) aittir. Bu grupta tüm alt grupların TP değerleri arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.5., 4.6.), (Grafik 4.3.).

UV yaşlandırma sonrası en düşük TP değeri 1,2 mm kalınlığında light cure simante ( $11,3 \pm 0,5$ ) gruba aitken, en yüksek değer 0,7 mm kalınlığında light cure simante gruba ( $19,5 \pm 0,3$ ) aittir. Bu grupta tüm alt grupların TP değerleri arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.3., 4.4.), (Grafik 4.2.).

LU grubunda  $\Delta TP$  değerleri incelendiğinde en az değişime uğrayan grup 1,2 mm kalınlığında dual cure simante ( $-0,2 \pm 0,2$ ) grup iken en fazla translüsensi değerinin değişimine uğrayan gruplar 0,7 mm kalınlığında light cure simante ( $-0,6 \pm 0,5$ ) ve 0,7 mm kalınlığında dual cure simante ( $-0,6 \pm 0,4$ ) olarak tespit edilmiştir (Tablo 4.7., 4.8.), (Grafik 4.4.).

#### 4.4.4. Grup VE'nin Alt Gruplarının Bulgu İncelemesi:

UV yaşlandırma öncesi en düşük TP değeri 1,2 mm kalınlığında light cure simante ( $11,8 \pm 0,6$ ) grubuna aitken, en yüksek değer 0,7 mm kalınlığında dual cure grubuna ( $17,9 \pm 0,4$ ) aittir. Grup VE' de 0,7 mm kalınlığındaki grupların dual cure ve light cure simantasyonu TP değerleri arasında anlamlı fark yaratmazken, 1,2 mm kalınlığındaki gruplar arasında anlamlı fark vardır ve dual cure grubu anlamlı olarak yüksektir. Ayrıca farklı kalınlıktaki örneklerin TP değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.5., 4.6.), (Grafik 4.3.).

UV yaşlandırma sonrası en düşük TP değeri 1,2 mm kalınlığında light cure simante gruba ( $11,2 \pm 0,4$ ) aitken, en yüksek değer, 0,7 mm kalınlığında dual cure grubuna ( $17,5 \pm 0,2$ ) aittir. Bu grupta tüm alt grupların TP değerleri arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.3., 4.4.), (Grafik 4.2.).

VE grubunda  $\Delta TP$  değerleri incelendiğinde en az değişime uğrayan grup 0,7 mm kalınlığında dual cure simante ( $-0,3 \pm 0,4$ ) grup iken en fazla translüsensi değerinin değişimine uğrayan grup 0,7 mm light cure simante ( $-0,8 \pm 0,5$ ) grup olarak tespit edilmiştir. (Tablo 4.7., 4.8.), (Grafik 4.4.).

#### 4.4.5. Grup GR'nin Alt Gruplarının Bulgu İncelemesi:

UV yaşlandırma öncesi en düşük TP değeri, 2 mm kalınlığında light cure simante gruba ( $11,9 \pm 0,4$ ) aitken, en yüksek değer, 0,7 mm kalınlığında dual cure simante gruba ( $18,9 \pm 0,6$ ) aittir. Grup GR' de 1,2 mm kalınlığındaki grupların dual cure ve light cure simantasyonu TP değerleri arasında anlamlı fark yaratmazken, 0,7 mm kalınlığındaki gruplar arasında anlamlı fark vardır ve dual cure grubu anlamlı olarak yüksektir. Ayrıca farklı kalınlıkta hazırlanan numunelerin değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.5., 4.6.), (Grafik 4.3.).

UV yaşlandırma sonrası en düşük TP değeri 1,2 mm kalınlığında light cure simante gruba ( $11,3 \pm 0,5$ ) aitken, en yüksek değer, 0,7 mm kalınlığında dual cure simante gruba ( $18,2 \pm 0,5$ ) aittir. GR grubundaki aynı kalınlıkta olan light cure ve dual cure simante gruplarının arasında belirgin fark yokken, farklı kalınlıkta hazırlanan numunelerin değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. ( $p < 0,001$ ), (Tablo 4.3., 4.4.), (Grafik 4.2.).

GR grubunda  $\Delta TP$  değerleri incelendiğinde en az translüsensi değişime uğrayan grup 1,2 kalınlığında mm dual cure simante ( $-0,6 \pm 0,4$ ) ve 0,7 mm kalınlığında light cure simante ( $-0,6 \pm 0,7$ ) grupları iken en fazla translüsensi değerinin değişimine uğrayan grup 0,7 mm kalınlığında dual cure grubu ( $-0,8 \pm 0,4$ ) olarak tespit edilmiştir. (Tablo 4.7., 4.8.), (Grafik 4.4.).

Tablo 4.1. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre  $\Delta E$  değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları

		DUAL CURE	LİGHT CURE	Toplam
Grup CS	0,7	10,1 ± 0,6 <sup>C</sup>	10,3 ± 0,3 <sup>C</sup>	10,2 ± 0,5 <sup>C</sup>
	1,2	7,2 ± 0,3 <sup>FG</sup>	7,4 ± 0,2 <sup>EF</sup>	7,3 ± 0,3 <sup>E</sup>
	Toplam	8,7 ± 1,5 <sup>BC</sup>	8,8 ± 1,5 <sup>B</sup>	8,8 ± 1,5 <sup>b</sup>
Grup CE	0,7	3,0 ± 0,5 <sup>J</sup>	8,4 ± 0,4 <sup>D</sup>	5,7 ± 2,8 <sup>G</sup>
	1,2	1,1 ± 0,3 <sup>K</sup>	2,5 ± 0,7 <sup>J</sup>	1,8 ± 0,9 <sup>J</sup>
	Toplam	2,0 ± 1,0 <sup>G</sup>	5,4 ± 3,1 <sup>D</sup>	3,7 ± 2,8 <sup>c</sup>
Grup LU	0,7	12,5 ± 0,4 <sup>A</sup>	12,9 ± 0,6 <sup>A</sup>	12,7 ± 0,5 <sup>A</sup>
	1,2	7,8 ± 0,4 <sup>DEF</sup>	8,1 ± 0,2 <sup>DE</sup>	7,9 ± 0,4 <sup>D</sup>
	Toplam	10,1 ± 2,4 <sup>A</sup>	10,5 ± 2,5 <sup>A</sup>	10,3 ± 2,4 <sup>a</sup>
Grup VE	0,7	4,2 ± 0,5 <sup>I</sup>	5,7 ± 0,6 <sup>H</sup>	5,0 ± 1,0 <sup>H</sup>
	1,2	2,3 ± 0,1 <sup>J</sup>	2,5 ± 0,2 <sup>J</sup>	2,4 ± 0,2 <sup>I</sup>
	Toplam	3,3 ± 1,0 <sup>F</sup>	4,1 ± 1,7 <sup>E</sup>	3,7 ± 1,5 <sup>c</sup>
Grup GR	0,7	11,2 ± 0,5 <sup>B</sup>	10,0 ± 0,6 <sup>C</sup>	10,6 ± 0,8 <sup>B</sup>
	1,2	6,6 ± 0,2 <sup>G</sup>	6,6 ± 0,4 <sup>G</sup>	6,6 ± 0,3 <sup>F</sup>
	Toplam	8,9 ± 2,4 <sup>B</sup>	8,3 ± 1,8 <sup>C</sup>	8,6 ± 2,1 <sup>b</sup>
Toplam	0,7	8,2 ± 3,9 <sup>B</sup>	9,5 ± 2,4 <sup>A</sup>	8,8 ± 3,3
	1,2	5,0 ± 2,8 <sup>D</sup>	5,4 ± 2,5 <sup>C</sup>	5,2 ± 2,6
	Toplam	6,6 ± 3,7	7,4 ± 3,2	7,0 ± 3,5

a-c: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur, A-K: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında bir fark yoktur

Tablo 4.2. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre  $\Delta E$  değerlerinin karşılaştırılması

	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p	Partial Eta Squared
Simantasyon	35,171	1	35,171	187,127	<b>&lt;0,001</b>	0,51
Blok	1529,769	4	382,442	2034,791	<b>&lt;0,001</b>	0,978
Kalınlık	652,782	1	652,782	3473,141	<b>&lt;0,001</b>	0,951
Simantasyon * Blok	92,098	4	23,025	122,502	<b>&lt;0,001</b>	0,731
Simantasyon * Kalınlık	9,284	1	9,284	49,394	<b>&lt;0,001</b>	0,215
Blok * Kalınlık	31,336	4	7,834	41,681	<b>&lt;0,001</b>	0,481
Simantasyon * Blok * Kalınlık	39,845	4	9,961	52,998	<b>&lt;0,001</b>	0,541

Sd: Serbestlik derecesi, F: Varyans analizi test istatistiği

Tablo 4.3. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre UV yaşlandırma öncesi TP değerlerinin karşılaştırılması

	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p	Partial Eta Squared
Simantasyon	4,899	1	4,899	19,439	<0,001	0,097
Blok	283,071	4	70,768	280,777	<0,001	0,862
Kalınlık	1939,007	1	1939,007	7693,175	<0,001	0,977
Simantasyon * Blok	11,206	4	2,802	11,116	<0,001	0,198
Simantasyon * Kalınlık	4,316	1	4,316	17,125	<0,001	0,087
Blok * Kalınlık	33,882	4	8,471	33,608	<0,001	0,428
Simantasyon * Blok * Kalınlık	12,746	4	3,186	12,642	<0,001	0,219

Sd: Serbestlik derecesi, F: Varyans analizi test istatistiği

Tablo 4.4. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre UV yaşlandırma öncesi TP değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

		DUAL CURE	LİGHT CURE	Toplam
Grup CS	0,7	18,1 ± 0,6 <sup>C</sup>	17,2 ± 0,5 <sup>D</sup>	17,6 ± 0,7 <sup>C</sup>
	1,2	10,8 ± 0,4 <sup>J</sup>	10,6 ± 0,3 <sup>JK</sup>	10,7 ± 0,4 <sup>F</sup>
	Toplam	14,4 ± 3,8 <sup>D</sup>	13,9 ± 3,4 <sup>E</sup>	14,2 ± 3,6 <sup>d</sup>
Grup CE	0,7	14,7 ± 0,5 <sup>F</sup>	15,5 ± 0,5 <sup>E</sup>	15,1 ± 0,7 <sup>D</sup>
	1,2	9,8 ± 0,4 <sup>K</sup>	9,9 ± 0,4 <sup>K</sup>	9,8 ± 0,4 <sup>G</sup>
	Toplam	12,3 ± 2,6 <sup>F</sup>	12,7 ± 2,9 <sup>F</sup>	12,5 ± 2,7 <sup>e</sup>
Grup LU	0,7	19,0 ± 0,8 <sup>B</sup>	20,0 ± 0,6 <sup>A</sup>	19,5 ± 0,9 <sup>A</sup>
	1,2	12,8 ± 0,3 <sup>G</sup>	11,7 ± 0,5 <sup>I</sup>	12,2 ± 0,7 <sup>E</sup>
	Toplam	15,9 ± 3,2 <sup>A</sup>	15,9 ± 4,3 <sup>A</sup>	15,9 ± 3,8 <sup>a</sup>
Grup VE	0,7	17,9 ± 0,4 <sup>CD</sup>	17,6 ± 0,5 <sup>CD</sup>	17,7 ± 0,5 <sup>C</sup>
	1,2	13,1 ± 0,5 <sup>G</sup>	11,8 ± 0,6 <sup>HI</sup>	12,4 ± 0,8 <sup>E</sup>
	Toplam	15,5 ± 2,5 <sup>AB</sup>	14,7 ± 3,0 <sup>CD</sup>	15,1 ± 2,8 <sup>c</sup>
Grup GR	0,7	18,9 ± 0,6 <sup>B</sup>	18,1 ± 0,7 <sup>C</sup>	18,5 ± 0,7 <sup>B</sup>
	1,2	12,5 ± 0,3 <sup>GH</sup>	11,9 ± 0,4 <sup>HI</sup>	12,2 ± 0,4 <sup>E</sup>
	Toplam	15,7 ± 3,3 <sup>A</sup>	15,0 ± 3,2 <sup>BC</sup>	15,4 ± 3,3 <sup>b</sup>
Toplam	0,7	17,7 ± 1,7 <sup>A</sup>	17,7 ± 1,6 <sup>A</sup>	17,7 ± 1,6
	1,2	11,8 ± 1,3 <sup>B</sup>	11,2 ± 0,9 <sup>C</sup>	11,5 ± 1,2
	Toplam	14,7 ± 3,3	14,4 ± 3,5	14,6 ± 3,4

a-e: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur, A-K: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında bir fark yoktur

Tablo 4.5. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre UV yaşlandırma sonrası TP değerlerinin karşılaştırılması

	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p	Partial Eta Squared
Simantasyon	9,64	1	9,64	56,435	<0,001	0,239
Blok	334,684	4	83,671	489,855	<0,001	0,916
Kalınlık	1732,132	1	1732,132	10140,84	<0,001	0,983
Simantasyon * Blok	10,751	4	2,688	15,735	<0,001	0,259
Simantasyon * Kalınlık	4,523	1	4,523	26,479	<0,001	0,128
Blok * Kalınlık	38,18	4	9,545	55,881	<0,001	0,554
Simantasyon * Blok * Kalınlık	11,432	4	2,858	16,732	<0,001	0,271

Sd: Serbestlik derecesi, F: Varyans analizi test istatistiği

Tablo 4.6. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre UV yaşlandırma sonrası TP değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

		DUAL CURE	LİGHT CURE	Toplam
Grup CS	0,7	17,4 ± 0,4 <sup>DE</sup>	16,4 ± 0,2 <sup>F</sup>	16,9 ± 0,6 <sup>C</sup>
	1,2	10,7 ± 0,4 <sup>KL</sup>	10,2 ± 0,4 <sup>L</sup>	10,5 ± 0,5 <sup>F</sup>
	Toplam	14,0 ± 3,5 <sup>BC</sup>	13,3 ± 3,2 <sup>D</sup>	13,7 ± 3,3 <sup>c</sup>
Grup CE	0,7	13,7 ± 0,3 <sup>G</sup>	14,2 ± 0,5 <sup>G</sup>	13,9 ± 0,5 <sup>D</sup>
	1,2	9,5 ± 0,3 <sup>M</sup>	9,3 ± 0,5 <sup>M</sup>	9,4 ± 0,4 <sup>G</sup>
	Toplam	11,6 ± 2,2 <sup>E</sup>	11,8 ± 2,5 <sup>E</sup>	11,7 ± 2,3 <sup>d</sup>
Grup LU	0,7	18,3 ± 0,7 <sup>B</sup>	19,5 ± 0,3 <sup>A</sup>	18,9 ± 0,8 <sup>A</sup>
	1,2	12,5 ± 0,3 <sup>H</sup>	11,3 ± 0,5 <sup>J</sup>	11,9 ± 0,7 <sup>E</sup>
	Toplam	15,4 ± 3,0 <sup>A</sup>	15,4 ± 4,2 <sup>A</sup>	15,4 ± 3,6 <sup>a</sup>
Grup VE	0,7	17,5 ± 0,2 <sup>CD</sup>	16,8 ± 0,4 <sup>EF</sup>	17,1 ± 0,5 <sup>C</sup>
	1,2	12,6 ± 0,3 <sup>H</sup>	11,2 ± 0,4 <sup>JK</sup>	11,9 ± 0,8 <sup>E</sup>
	Toplam	15,1 ± 2,6 <sup>A</sup>	14,0 ± 2,9 <sup>C</sup>	14,5 ± 2,7 <sup>b</sup>
Grup GR	0,7	18,2 ± 0,5 <sup>BC</sup>	17,5 ± 0,4 <sup>CD</sup>	17,9 ± 0,5 <sup>B</sup>
	1,2	11,9 ± 0,4 <sup>HI</sup>	11,3 ± 0,5 <sup>JK</sup>	11,6 ± 0,6 <sup>E</sup>
	Toplam	15,0 ± 3,2 <sup>A</sup>	14,4 ± 3,2 <sup>B</sup>	14,7 ± 3,2 <sup>b</sup>
Toplam	0,7	17,0 ± 1,8 <sup>A</sup>	16,9 ± 1,8 <sup>A</sup>	16,9 ± 1,8
	1,2	11,4 ± 1,3 <sup>B</sup>	10,7 ± 0,9 <sup>C</sup>	11,1 ± 1,2
	Toplam	14,2 ± 3,2	13,8 ± 3,4	14,0 ± 3,3

a-d: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur, A-M: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında bir fark yoktur

Tablo 4.7. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre TP fark değerlerinin karşılaştırılması

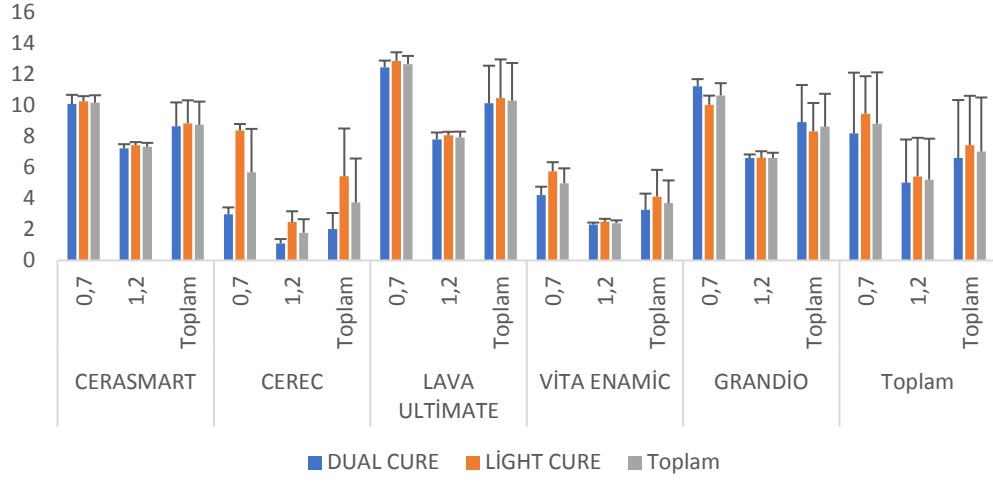
	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p	Partial Eta Squared
Simantasyon	0,794	1	0,794	3,737	0,055	0,020
Blok	3,611	4	0,903	4,247	<b>0,003</b>	0,086
Kalınlık	5,834	1	5,834	27,443	<b>&lt;0,001</b>	0,132
Simantasyon * Blok	0,784	4	0,196	0,921	0,453	0,020
Simantasyon * Kalınlık	0,002	1	0,002	0,011	0,915	0,000
Blok * Kalınlık	3,653	4	0,913	4,297	<b>0,002</b>	0,087
Simantasyon * Blok * Kalınlık	0,784	4	0,196	0,922	0,452	0,020

Sd: Serbestlik derecesi, F: Varyans analizi test istatistiği

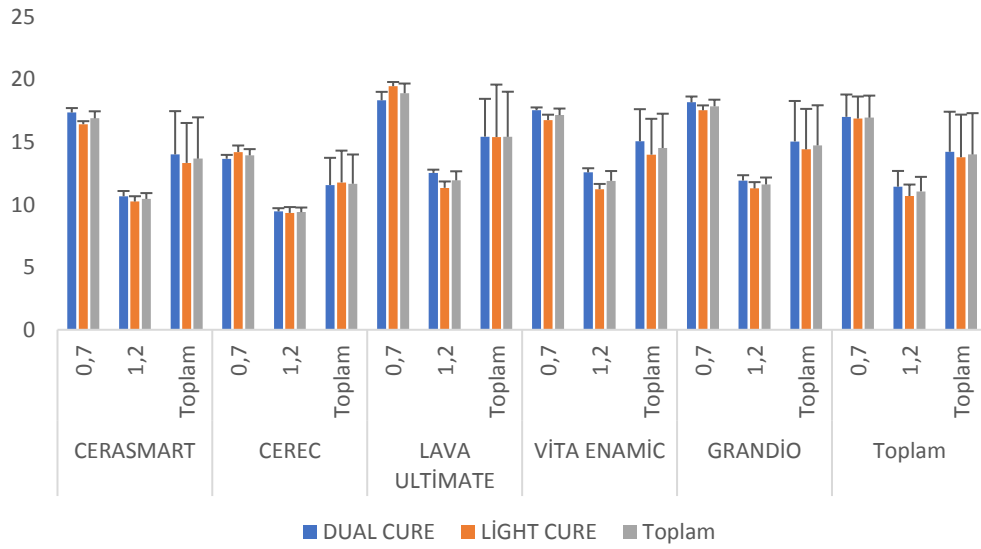
Tablo 4.8. Simantasyon, blok ve kalınlığa göre TP fark değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

		DUAL CURE	LİGH T CURE	Toplam
Grup CS	0,7	-0,7 ± 0,5	-0,8 ± 0,6	-0,8 ± 0,5 <sup>BC</sup>
	1,2	-0,1 ± 0,4	-0,3 ± 0,2	-0,2 ± 0,3 <sup>A</sup>
	Toplam	-0,4 ± 0,6	-0,6 ± 0,5	-0,5 ± 0,5 <sup>b</sup>
Grup CE	0,7	-1,1 ± 0,6	-1,3 ± 0,8	-1,2 ± 0,7 <sup>C</sup>
	1,2	-0,3 ± 0,2	-0,5 ± 0,4	-0,4 ± 0,3 <sup>AB</sup>
	Toplam	-0,7 ± 0,6	-0,9 ± 0,7	-0,8 ± 0,7 <sup>a</sup>
Grup LU	0,7	-0,6 ± 0,5	-0,6 ± 0,4	-0,6 ± 0,4 <sup>AB</sup>
	1,2	-0,2 ± 0,2	-0,3 ± 0,3	-0,3 ± 0,3 <sup>AB</sup>
	Toplam	-0,4 ± 0,4	-0,5 ± 0,3	-0,5 ± 0,4 <sup>b</sup>
Grup VE	0,7	-0,3 ± 0,4	-0,8 ± 0,5	-0,6 ± 0,5 <sup>AB</sup>
	1,2	-0,5 ± 0,4	-0,5 ± 0,3	-0,5 ± 0,4 <sup>AB</sup>
	Toplam	-0,4 ± 0,4	-0,7 ± 0,4	-0,5 ± 0,4 <sup>b</sup>
Grup GR	0,7	-0,8 ± 0,4	-0,6 ± 0,7	-0,7 ± 0,5 <sup>AB</sup>
	1,2	-0,6 ± 0,4	-0,7 ± 0,5	-0,6 ± 0,4 <sup>AB</sup>
	Toplam	-0,7 ± 0,4	-0,6 ± 0,6	-0,6 ± 0,5 <sup>ab</sup>
Toplam	0,7	-0,7 ± 0,5	-0,8 ± 0,6	-0,8 ± 0,6
	1,2	-0,4 ± 0,4	-0,5 ± 0,4	-0,4 ± 0,4
	Toplam	-0,5 ± 0,5	-0,7 ± 0,5	-0,6 ± 0,5

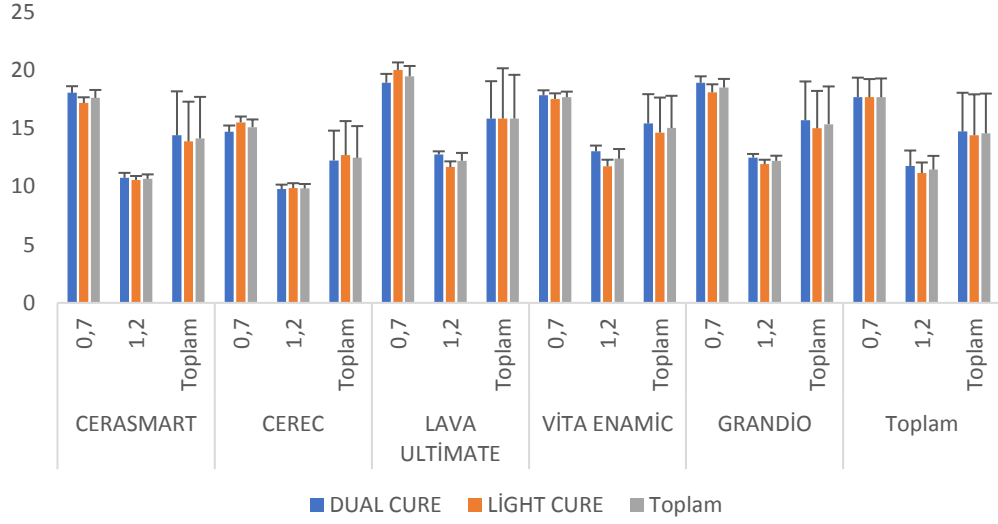
a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur, A-C: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında bir fark yoktur



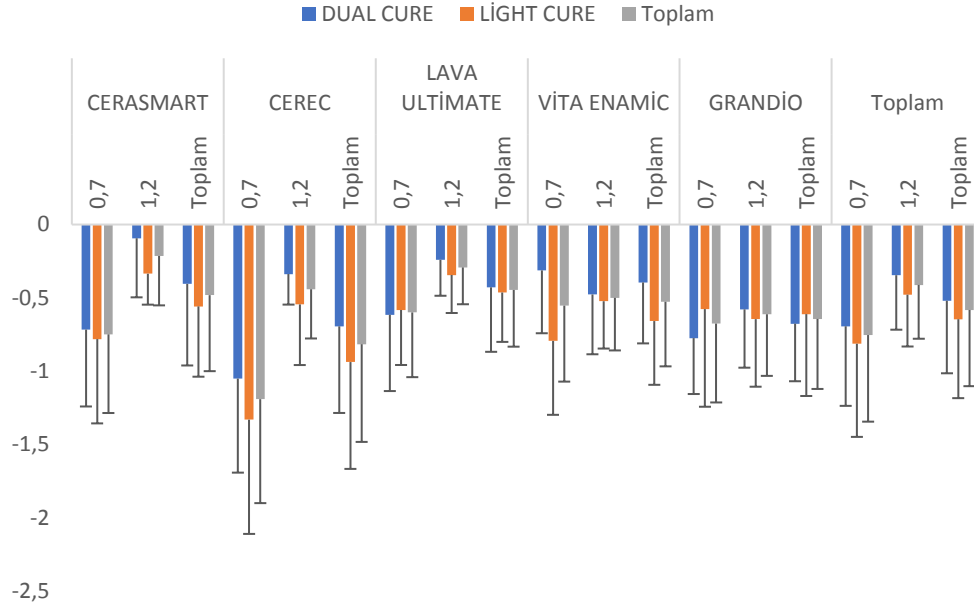
Grafik 4.1.  $\Delta E$  değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği



Grafik 4.2. UV. yaşlandırma öncesi TP değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği



Grafik 4.3. UV. yaşlandırma sonrası TP değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği



Grafik 4.4. TP fark değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği

## 5. TARTIŞMA:

Bu çalışmada farklı kalınlıkta ve farklı rezin simanlardan hazırlanan CAD/CAM blokların UV yaşlandırma sonrası renk ve translüsensi değişimleri incelenmiştir. Çalışmamız sonucunda UV yaşlandırma test edilen bloklarda hem renk hem de translüsensi değerlerinde anlamlı değişikliklere neden olmuştur. Dolayısıyla test edilen bloklarda UV yaşlandırmanın renk değişimi ve translüsensi değerlerinde herhangi bir fark yaratmayacağı şeklindeki sıfır hipotezimiz reddedilmiştir.

Ülkemizde ve dünyada estetiğe olan ilginin artması, diş hekimliğinde de estetik kavramının önemini arttırmaktadır (Coachman ve Paravina, 2016). Teknoloji ve dental materyal alanlarındaki bu gelişim, hekimler için estetik restorasyon seçeneklerini oldukça genişletmiştir. Estetik beklentilerin ve zaman kısıtlamasının artmasıyla kullanımı yaygınlaşan CAD/CAM sistemler giderek ön plana çıkmaktadır (Giordano, 2006). Üstün fiziksel özellikleri ve klinik başarılarıyla rutin tedavilerde daha sık uygulanır hale gelmiştir (Potiket ve ark., 2003). Araştırmalar, CAD/CAM restorasyonların klinik olarak direkt restorasyonlara oranla daha uzun ömürlü olduğunu ve CAD/CAM ile üretilmiş restorasyonların 10 yıllık klinik başarı oranının %89'a vardığını göstermektedir (Posselt ve ark., 2003; Sjögren ve ark., 2004).

CAD/CAM blokların üretim ve kullanımının artmasıyla birlikte, hekimler de birçok açıdan araştırılması ve değerlendirilmesi gereken konularla karşı karşıya gelmektedir. Blokların yapısı, kullanılan materyaller, ısı dayanıklılığı, translüsensileri, bükülme dayanımları, yüzey özellikleri, klinik başarı oranları ve renklenmeye karşı dayanımları birçok çalışmada mercek altına alınmıştır (Bağış ve Turgut, 2013; Li ve ark, 2014; Barutçugil ve ark, 2019). Li ve Ark. (2014), yaptıkları çalışmalarda dijital diş hekimliğinin diş hekimliğine çığır açacağını ve bu sistemlerin materyalleri üzerinde daha çok çalışılmasını ve estetik açıdan yeterli kaynakların oluşturulması gerektiğini vurgulamıştır. Ancak günümüzde bu alanlarda elde edilen bilgiler yeterli değildir ve kanıta dayalı daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Her geçen gün yeni porselen, kompozit, hibrit seramik, zirkon, nano hibrit ve akrilik içerikli yeni CAD/CAM blok materyalleri kullanıma sunulmaktadır (Ertürk ve Dalkız, 2016). Tüm bu blok materyallerin mekanik, fiziksel ve optik özellikleri birbirinden farklıdır ve bu nedenle klinikte farklı avantaj ve dezavantajlar sağlamaktadır. Yakın zamanda kullanılmaya başlanan rezin nano seramik ve hibrit

seramik materyalleri ile uzun süredir kullanılan porselen CAD/CAM bloklarının optik özellikleri araştırılmalıdır (Zaruba ve Mehl, 2017). Hibrit seramik blokların geliştirilmesinde temel amaç, rezin kompozitin yüksek bükülme dayanımı ve düşük aşındırma özellikleri ile seramiklerin dayanıklılık, renk stabilite ve en önemli olan estetik özelliklerini birleştirmektir. Bu nedenle hibrit bloklardan ağızda buldukları süre boyunca, rezin yapısının sağladığı üstün özelliklerin yanında feldspatik seramik bloklara benzer fiziksel ve optik özellikler de sergilemesi beklenmektedir (Ertürk ve Dalkız, 2016).

CAD/CAM bloklardan üretilen laminalarda da diğer seramik yapılar gibi zamanla renklenmeler meydana gelebilmektedir. Yapılan ilk restorasyonların renk uyumu sağlandıktan sonra zamanla gelişebilecek renklenmeleri değerlendirmek oldukça önemlidir. Belirli süreler aralığında renklenmelerin algılanabilir ve klinik olarak kabul edilebilirlik oranları ölçülmektedir. Elde edilen bu değerlere göre CAD/CAM blokların klinik başarı oranları zaman biriminde hesaplanmaktadır (Kurtulmuş-Yılmaz ve ark., 2019).

Araştırmalara göre birçok faktör laminaların renklenmesinde rol oynamaktadır. Bunların başında tüketilen gıda ve sıvılar gelmekte olup özellikle kahve, şarap ve renkli gıdalar zamanla laminaların renklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Diğer yandan CAD/CAM materyallerin ağız ortamında maruz kaldıkları sıvı, sıcaklık değişimi ve ön bölgedeki yapıların UV ışınına maruz kalmaları da zamanla bu yapıların içyapısında renklenmeye sebep olmaktadır. Birçok çalışmada ağız içi ortamı ve dış faktörleri taklit edilmesi için termal siklus, gıdaları taklit eden sıvılar ile birlikte hazırlanan termal sikluslar (Acar ve ark., 2016; Gürdal ve ark., 2018; Barutçugil ve ark., 2019; Cabadağ ve ark., 2020) ve UV yaşlandırma cihazları kullanılmıştır (Kilinc ve Turgut, 2018; Cuevas-Suarez ve ark., 2019; Turgut ve ark., 2019).

CAD/CAM blokların estetik ve doğallık açısından değerlendirilmesi için bu yapılarda kullanılan materyaller dışında renk, boyut, kalınlık ve translüsensi önem taşımaktadır. Son zamanlarda ön dişlerde kullanılan seramik ve hibrit yapıların doğallığında en çok mercek altına alınan konu translüsensi olmuştur (Alp ve ark., 2018; Quek ve ark., 2018; Barutçugil ve ark., 2019; Al Amri ve ark., 2021). Blokların, translüsensliğini direkt olarak etkileyen faktörlerden biri kullanılan materyal diğeri ise kalınlıktır. Sekonder olarak translüsensiyi etkileyen faktörler ise zamanla ışığa maruz kalarak veya sıvı ve gıdaları taklit eden maddelerden

etkilenerek renk ve translüsensi değişimi olmasıdır. Translüsensi arttıkça alt yapıdaki diş, kor veya simantasyon için kullanılan materyalin rengi yüzeye yansımaktadır (Zaruba ve Mehl, 2017).

Yeni nesil CAD/CAM bloklar, içerik olarak kompozit rezin bulundurmaktadır. Dental kompozit ile karşılaştırıldığında bu blokların optik ve mekanik özelliklerinin daha iyi olduğu bildirilmekte ve bunun sebebi olarak da çok daha yüksek ısıda ve basınçta polimerize edilmiş olmaları gösterilmektedir (Li ve ark., 2014; Cengiz, 2015; Bayındır ve Köseoğlu, 2020).

Güncel olarak yapılan birçok çalışmada hibrit CAD/CAM bloklar, seramik bloklar ve kompozit rezinler ile karşılaştırmalı olarak blokların translüsensi ve renk değişimi açısından incelenmiş ve sonuçta zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramikler, rezin nanoseramik ve feldspar seramiklerden daha iyi translüsensi parametresi göstermiştir. Nanokompozit rezin ve rezin nanoseramik yapıdaki CAD/CAM bloklar klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi göstermektedir (Acar ve ark., 2016; Sen ve Us Yo, 2017).

Arocha ve ark (2014), yaptıkları çalışmada, renkli içeceklere karşı renk dayanıklılığı açısından, iki kompozit rezin içerikli CAD-CAM blok (Lava Ultimate, ABD ve Paradigm MZ100, ABD) ve iki indirekt kompozit rezin materyalini (SR Adoro, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn ve Premise Indirect, Kerr, Almanya) değerlendirmiş, 4 hafta sonunda grup Lava Ultimate'ın en düşük  $\Delta E$  değerlerini gösterdiğini bildirmiştir.

Tez çalışmamızda, feldspatik yapıda CEREC, hibrit seramik yapıda Vita Enamic ve Cerasmart, rezin nano seramik yapıda Lava Ultimate ve Grandio bloklar kullanılmış, bu blokların optik özellikleri araştırılmış ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. Ayrıca çalışmamızda kullandığımız Grandio-VOCO blok ile ilgili literatürde ender çalışmaya rastlanmıştır. Grup CE, feldspat yapıya sahiptir. Feldspat partikülleri seramiklerin translüsensi özelliğini arttırmaktadır. CEREC bloklar farklı translüsensi çeşitleriyle ön bölgede lamina uygulamaları için uygundur (Mörmann ve ark., 2013). Grup VE ve CS, hibrit yapıya sahip olan bu bloklarda seramik yapı entegre şekilde polimer yapı ile doldurulmuştur ve seramiğin estetik özelliği bu yapıda kullanılmıştır. Grup Lava Ultimate ve Grandio, rezin nano seramik yapıda olup üretim sonrası fırınlamaya gerek duyulmadan kolay parlatılabilmektedir (Kılınç ve ark., 2016). Bu yapıların uygulama aşamasında ağız içi polisajları gerçekleştirilmekte ve bilmektedir. Bu nedenle klinik şartlarını simüle edebilmek için, çalışmamızda

standardizasyon dışında numunelere polisaj (Sof-Lex Disc Refil 3M ESPE, St. Paul, MN, Amerika) uygulanmıştır. Çalışmamızın sonuçlarının bu materyallerin optik özelliklerini araştırarak literatüre katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

Birçok CAD/CAM materyalin renk değişiminin incelendiği çalışmalarda eleştirilere açık olan noktalardan biri simantasyon tekniği olmuştur (Aziz ve ark.,2019; Gürdal ve ark., 2018; Çömlekoğlu ve ark.,2016). Kullanılan CAD/CAM blokların kalınlığı, translüsensi derecesi simanların renk değişimine sebep olabilmektedir veya var olan renk değişimini gözle görülür hale getirebilmektedir. Renk değişiminin hangi simantasyon tekniğinde fazla olduğu veya kabul edilebilirlik oranı hakkında birçok çalışma bulunsa da doğru standardizasyon tekniği uygulanmadıkça net bir sonuca varmak mümkün değildir. Diğer açıdan CAD/CAM bloklardan üretilen laminalarda zamanla renk değişimine sebep olan faktörlerin ayırt edilebilmesi için renk değişimine neden olan faktörler tek tek incelenmelidir. Yapılan birkaç çalışmada klinik ortamda lamina simantasyonunda uygulanan siman kalınlığının 20-200µm olduğu (Denissen ve ark.,2000; Krifa ve ark.,2009; Uzgur ve ark., 2018) laboratuvar ortamında hazırlanan numunelerin siman kalınlığının ise 0,1-0,2 mm olduğu bildirilmiştir (Dede ve ark., 2013; Turgut ve ark., 2014).

Tez çalışmamızda referans aldığımız, Vichi ve ark. (2000), çalışmaya göre örneklere uygulanan siman kalınlığı 0,15 mm olarak tespit edilmiştir. Vichi ve Ark' yaptıkları çalışmada, siman kalınlığının yapılan restorasyonların renk sonuçlarını etkilediğini ortaya koymaktadır. İki farklı kalınlıkta uygulanan rezin simanların (0,1 ve 0,2 mm), renk ölçümü sonrası farklı miktarda renk değişimine neden olduğu bildirilmektedir.

Yapılan bir çalışmada ışıkla polimerize edilen light cure simanların, laminaların final renkleri üzerindeki etkisi incelenmiş, sonuç olarak simanın renginden ziyade laminaların kalınlığının alt yapıdaki rengin yansımada etkili olduğu belirtilmiştir. Yapılan lamina restorasyonların final renk değişiminde, daha ince ve translüent olan laminalar, alt yapıyı daha fazla göstermektedir. Bu nedenle koyu yapıda olan dişlerde bu rengin maskelenmesi için daha opak veya daha kalın bir seramik tercih edilmesi önerilmektedir (Perroni ve ark., 2018).

Polikromatik bloklar üzerinde yapılan Çömlekoğlu ve Ark. (2016), çalışmasında farklı kalınlık, zemin ve siman renklerinin polikromatik CAD/CAM veneer bloklar üzerindeki etkisi incelemek amacıyla, 0,5 mm ve 0,8 mm kalınlığındaki bloklar iki farklı renkte (D:-3, L:+3) siman ile 4 mm kalınlığında

hazırlanan rezin day modeline simante edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre renk değişimi, sadece numunelerin insizal bölgesinde siman renginden etkilenmektedir.

Gürdal ve ark. (2018), CAD/CAM blokların ve rezin siman materyalini termal siklus ile yaşlandırarak renk değişimini inceledikleri çalışmada, Brilliant Crios, Cerasmart, Lava Ultimate, Cerec, IPS e.max, IPS Empress ve Vita Suprinity kullanmışlardır. Numuneler 0,7mm ve 1,2 mm olarak iki farklı kalınlıkta hazırlanmış, simantasyon için iki farklı tip (Dual Cure ve Light Cure) siman tercih edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre en düşük  $\Delta E$  değeri Vita Suprinity ve Cerasmart gösterirken en yüksek değeri IPS Empress göstermiştir. Simantasyonlarda ise Dual Cure siman gözle görülür şekilde daha düşük  $\Delta E$  değeri göstermiştir.

Bir diğer çalışmada, Eğilmez ve ark. (2017), Lava Ultimate, Vita Enamic ve Cerasmart blokların translüsensi, renk ve uygulanan farklı yapıdaki simanların dönüşüm derecesi incelenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre CAD/CAM materyalin yapısı ve rengi, dönüşüm derecesi ve ışık geçirgenliğini etkilemektedir. Ayrıca materyalin kalınlığının artmasıyla dönüşüm derecesi ve ışık geçirgenliğini olumsuz yönde etkilemektedir.

Bizim çalışmada kullanılan Calibra Ceram (dual cure) ve Calibra Veneer'in (light cure) jel fazı 45 sn ye uzatılmış olması ve simantasyon sonrası temizlenmesinin kolay olması nedeniyle klinikte sık tercih edilen güncel materyallerdir. Diğer yandan bu iki tip siman da translüsent çeşidinin tercih edilme sebebi ise siman rengi bir etken faktör olmaksızın, blokların optik özelliklerinin incelenmesi olmuştur. Çalışmada tercih edilen Calibra ceram (dual cure) daha önceden üretilen dual cure simanlardan farklı içeriğe ve bileşenlere sahip olmasıdır. Calibra ceramda zamanla renklenmeye sebep olan benzoil peroksit ve amin radox başlatıcılar yerine, kamforkinonamin, foto başlatıcılar, fosfon oksit foto başlatıcılar, hidrofobik amorf silikon dioksit ve en önemlisi UV sabitleyici bulunmaktadır. Çalışmaya bu simanı dahil ederek literatürlere katkıda bulunup ve bu çalışma ile gelecek çalışmalara yön verebileceğimizi düşünmekteyiz (Kılınç ve ark., 2011; Aziz ve ark., 2015; Frankenberger ve ark., 2015; ). Ayrıca çalışma farklı yapıda ve kalınlıkta olan CAD/CAM blokları değerlendirmektedir. Termal siklüs gibi yaşlandırma sisteminin kullanımı durumunda, simanlar direk olarak suya temas ettiği için asıl renklenmenin hangi yapıdan kaynaklandığını araştırmak zor ve bir çok çalışmanın da limitasyonları dahilindedir. UV yaşlandırmada yoğunlaşma ve ışık sadece numuneler yüzeyini etkilemektedir. Ağız ortamı simüle edilerek simanlar lamina

blokların arkasından UV ışınına maruz kalmaktadır. Bu durum da çalışmanın sonuçlarını ve değerlerini gözle görülür miktarda etkilemektedir.

Gürdal ve ark. (2018) Çalışmasında blokların ve rezin siman materyalini termal siklus ile yaşlandırıp renk değişimini incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre simantasyon tekniklerinde en düşük  $\Delta E$  değerini, Dual Cure simantasyon göstermiştir. Dual cure rezin simanın diğer simanlar ile karşılaştırıldığında daha fazla sayıda foto aktivatör molekül içerdiklerinden daha dayanıklı ve istikrarlı bir renk göstermesi gözlemlenmiştir. Elde edilen sonuçlar Almeida ve ark. (2015), sonuçlarıyla uyum içerisindedir. Bu çalışmada dual cure simantasyon tekniği uygulanan gruplarındaki renk stabilitesini uygulanan siman materyalinin içeriğinde bulunan fotobaşlatıcılara dayatılmıştır. Sabatini ve ark. (2012), Test edilen rezin simanlarda yeni geliştirilen foto başlatıcıların kendindiliğinden sarı renkte olduklarını belirterek, aynı şekilde yaşlandırmadan CAD/CAM laminalar gibi etkilenebilmekte olduğunu belirtmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre renk değişiminde L değerleri yaşlandırmadan etkilenecek artmıştır. Bu sonucun, polimerizasyondan sonraki ışığa bağlı olabileceği düşünülmektedir.

Bazı çalışmalarda, renk değişimi açısından light cure ve dual cure rezin simanları arasında önemli bir fark bildirilmemiştir (Ghavam ve ark., 2010; Archegas ve ark., 2011; Turgut ve Bağış, 2013; Aydın ve ark., 2020).

Bir diğer çalışmanın sonuçlarına göre, Silami ve ark. (2016), dual cure rezin simanda renk stabilitesi, amin ko-başlatıcıları gerektirmeyen yüksek derecede aktif foto başlatıcı içeriğinden kaynaklanıyor olabildiğini bildirmiştir.

Çalışmamızın sonuçları Silami ve Sabatini'nin sonuçlarıyla uyum içerisindedir. Çalışmamızda kullanılan Calibra Ceram dual cure siman, içeriğinde organik peroksit, hızlandırıcı, UV sabitleyici barındırırken benzoil peroksit ve amin redox bulundurmamaktadır. Smith ve ark. (2011), göre benzoil peroksit ve amin redox başlatıcı bulundurmayan Dual Cure rezin simanlar diğer simanlara göre daha stabil bir renge sahiptir.

Çömlekoğlu ve Ark. (2016), farklı kalınlık, zemin ve siman yapıların renklerinin polikromatik CAD/CAM veneer blokların üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada, 0.5mm ve 0,8 mm kalınlığındaki blokları iki farklı renk siman ile 4 mm kalınlığında hazırlanan rezin day modeline simante ederek incelemiştir. Çalışma sonunda, siman rengi ve numune kalınlığının servikal ve orta üçlüde  $\Delta E$  değerlerinde belirgin bir farklılık oluşturmadığını, insizal bölgede ise

kalınlık ve siman renginin etkili olduğunu belirtmiştir. Bizim çalışmamızın sonuçları yukarıda bahsi geçen çalışmaların sonuçlarıyla uyumlu olarak 0,7 mm kalınlığında hazırlanan numunelerde, blokların arkasında uygulanan simanların renginin yansımaları muhtemeldir. Bu nedenle 0,7 mm gruplarda simanlar yaşlanmaya daha fazla maruz kaldıklarından, bu gruplarda  $\Delta E$  değeri, 1,2 mm kalınlığında olan gruplara nazaran yüksek çıkmıştır. Elde ettiğimiz bulgular doğrultusunda, 0,7 mm ve 1,2 mm kalınlığında hazırlanan gruplar arasındaki renk değişiminin gözle görülür ve belirgin olmasının simantasyon çeşidinden kaynaklı olabileceği düşünülmektedir. Dual cure simantasyon tekniği uygulanan gruplar, light cure gruplarına oranla daha düşük  $\Delta E$  değeri, göstermektedir.

CAD/CAM blokların zaman içerisinde veya maruz kaldıkları ısı ve ışık nedeniyle renk değişimlerini mercek altına alan birçok çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmaların büyük bir kısmında yaşlandırma yöntemi olarak termal eskitme yapılmıştır (Alp ve ark., 2018; Vasiliu ve ark., 2020; Al Amri ve ark., 2021).

Çalışmamızda hazırlanan örnekler ön bölgede lamina yapımında kullanılan kalınlıklarda kesilerek hazırlanmıştır. Laminalar ağız içerisinde termal eskitmeye maruz kalmakla birlikte, aynı zamanda en fazla UV ışınlarına maruz kalan restorasyonlardır. Dolayısıyla çalışmamızda örneklerin eskitilmesi amacıyla UV yaşlandırma yöntemi tercih edilmiştir.

Turgut ve Ark. (2019), ın yaptığı çalışmada, UV yaşlandırma uygulamasının estetik CAD/CAM materyallerin translüsensisi üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Bruxzir Anterior (Glidewell, ABD), E.max, Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic, Vita Suprinity, Vita Mark II CAD/CAM blokları 1mm kalınlığında hazırlanarak UV yaşlandırma öncesi ve sonrası örneklerin translüsensisi değerleri ölçülmüştür. Elde edilen sonuçlara göre Vita Enamic bloğunun en yüksek translüsensisi değerine sahip olduğu gözlenirken en düşük değer zincirli yapıya sahip Bruxzir bloğunda gözlemlendiği bildirilmiştir. Ayrıca UV yaşlandırma uygulamasının CAD/CAM materyallerin translüsensilerini azalttığı düşünülmektedir. Çalışma, estetik bölgelerde translüsensinin yüksek olması gereken alanlarda Vita Enamic bloğunun kullanılmasını önermektedir.

Başka bir çalışmada estetik CAD/CAM blokların, yüzey işlemleri ve UV yaşlandırma sonrası optik özelliklerini değerlendirmek amacıyla, Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic, Vita Suprinity ve Vita Mark II blokları 1mm kalınlığında hazırlanmıştır. Kullanılan UV yaşlandırma cihazının üreticisi, yaşlandırma

koşullarının 1 yıllık klinik kullanıma eşdeğer olduğunu iddia etmiştir. Ancak, bu iddianın klinik doğrulaması mevcut değildir. Çalışmada kullanılan cihazda sıcaklık ve nem parametrelerin UVye eşlik etmesi, ağızdaki koşulları daha iyi simüle edebilir. UV yaşlandırma öncesi ve sonrası ölçülen renk ve translüsensi değerlerine göre, CAD/CAM blokların optik özelliklerinin, yüzey işlem ve UV yaşlandırma uygulamalarından etkilendiği bildirilmiştir (Kılınç ve Turgut, 2018).

Choi ve ark. (2020), Çalışmalarında UV yaşlandırmanın estetik restoratif materyallerin üzerine etkisini değerlendirmiştir. Bu amaçla numuneler 1 mm ve 2 mm kalınlığında kesilerek translüsensi ve renk ölçümleri yaşlandırma öncesi ve sonrası yapılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre CAD/CAM blokların optik özellikleri UV yaşlandırmadan etkilenmektedir. LU ve CS grupları dışında, CE, GR ve VE gruplarında, materyallerin renk değişimi klinik olarak kabul edilebilir aralığındadır. Rezin nanoseramik yapıda olan CAD/CAM bloklar en yüksek renk değişimini göstermiştir. Bizim tez çalışmamızda ise yukarıda bahsedilen çalışmalar da olduğu gibi, hazırlanan numuneler 300 saat 150 KJ/m<sup>2</sup> UV gücüne maruz bırakılarak 1 yıllık klinik kullanımına eşdeğer yaşlandırma prosedürü uygulanmıştır. Yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası renk ölçümleri yapılarak kaydedilmiş ve renk değişimleri saptanmıştır (Kılınç ve Turgut, 2018; Turgut ve ark., 2019; Choi ve ark., 2020).

Bizim çalışmamızın sonuçları ise diğer çalışmalarla uyum içerisindedir. Translüsensi parametresi UV yaşlandırma öncesi ve sonrası hesaplanmıştır ve CAD/CAM restoratif materyallerin translüsensi parametresi olası bir değişikliği değerlendirmeyi amaçlamıştır. Malzemelerin translüsensi özelliği, materyallerin farklı kimyasal bileşen oranına, tane boyutuna, kristal yapısına, gözeneklerine, katkı maddelerine ve yüzey dokularına bağlı olduğu bildirilmiştir. Farklı ağız koşullarında materyalin optik davranışının daha iyi anlaşılabilmesi farklı klinik durumlara uygun materyalin seçimini kolaylaştıracaktır. Bizim çalışmamızda kullanılan UV yaşlandırma cihazında ışığa eşlik eden sıcaklık ve nem kullanılmıştır. CAD/CAM blokların UV sonrası renk ve translüsensi değişimi reaksiyona girmemiş aminler tarafından absorbe edilebilen ve polimerik matriks içinde haps olan UV ışığının etkisiyle açıklanabilir (Kılınç ve Turgut, 2018).

Diş hekimliğinde uygulanan restorasyonların başarılı olma kriterlerinin başında bu yapıların doğal dişler ile olan uyumu ve estetik özellikleri yer almaktadır. Estetik alanlarda kullanılan ve tercih edilen CAD/CAM materyallerin özellikleri ve

renkleri doğrultusunda seçimleri oldukça zor ve zaman gerektiren bir süreçtir. Bu alanda renk seçimi ve ölçümü için aletsel ve görsel olarak iki yöntem tercih edilmektedir. Görsel olarak ölçülen ve seçilen renk değerleri subjektif ve bireyler arasında tutarsızlık gösterebilmektedir. Bu nedenle renk skalaları kullanarak bu farklılığın en aza indirilmesi amaçlanmaktadır. Diğer yandan aletsel yöntemde kullanılan, dijital görüntü analizi, kolorimetre, spektrofotometre ve spektroradyometre, gibi cihazlar bu subjektifliği en aza indirmektedir. Bu cihazların tekrar ölçülebilirlik, hassas, hızlı ve objektif sonuç vermesi ve ölçülen değerlerin sayısal olarak ifade edilebilmesi bu cihazların avantajı olarak sayılmaktadır. Ancak farklı cihazlarla elde edilen sonuçların o cihazların üretim fabrikasyonları doğrultusunda, sayısal değerleri arasında farklılıklar görülebilmektedir. Çalışmalara göre, diş veya restorasyonların tüm yüzeyinden ölçüm yapan renk ölçüm cihazlardan elde edilen sonuçlar diğer noktasal ölçüm yapanlardan daha başarılı olmuştur (Kurt ve ark., 2016). En çok tercih edilen ve güvenilir olan yöntemlerin başında renk ölçüm cihazlarının, görsel yöntemlerle kombine olarak kullanılması gelmektedir. Son zamanlarda renk ölçümü için birçok çalışmada spektrofotometre tercih edilirken (Pop-Ciutnila ve ark., 2016; Kılınç ve Turgut, 2018; Turgut ve ark., 2019; Choi ve ark., 2020; Vasiliu ve ark., 2020; Al Amri ve ark., 2021) bazı çalışmalarda ise spektroradyometre tercih edilmiştir (Acar ve ark., 2016; Alp ve ark., 2018; Salas ve ark., 2018;).

Spektrofotometrelerin çalışma prensibinde çoklu sensör yönteminin kullanıldığı bu cihaz, insan gözünün algılayamadığı 51 rengi ayrıştırabilmektedir. Birçok bilimsel çalışmada numunelerin ikili renk kıyaslamasında, renk seçiminde ve indirekt olarak translüsensi ölçümünde sıklıkla kullanılmıştır. Belli bir ışık kaynağı altında benzer ve eşit olarak görünen iki farklı rengin, başka bir ışık kaynağı altında farklılıklarının görünmesi olarak tarif edilen renk fenomeni olan metamerizm, spektrofotometreler ile ayırt edilebilmektedir. Easysshade Advance, Shade X, Easysshade Compact ve ShadeStar spektrofotometre cihazına örnek olarak gösterilebilir. 2009 yılında üretilip ve bu zamana kadar tercih edilen VITA Easysshade Compact (VITA Zahnfabrik, Sackingen), taşınabilir ve kablosuz olma gibi avantajlarıyla birçok çalışmaya kolaylık sağlamaktadır. Çalışma prensibi, “light emitting diode (LED)” ışık ile ölçülen yüzeyi aydınlatmaya dayanmaktadır ve ortam ışığından etkilenmemektedir. 2013 yılında bu cihazın gelişmiş versiyonu olarak VITA Easysshade Advance piyasaya sürülmüştür (Kurt ve ark., 2016).

Renk ölçümünde kullanılan cihazları değerlendirme konusunda Zenthöfer ve ark. (2014), Yaptıkları çalışmada, Vita Easyshade Compact ve Vita Easyshade Advance cihazları arasında güvenilirlik ve doğruluk oranlarını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, Vita Easyshade Advance ile daha doğru sonuçların elde edildiği bildirilirken her iki cihazın da güvenilir ve yeterli bulunduğu belirtilmiştir.

Bizim tez çalışmamızda, numunelerin yüzeyinde daha güvenilir, kolay, hızlı ve tekrarlanabilir ölçüm yapabilme gibi avantajlarından dolayı renk ölçümünde Vita Easyshade Compact cihazı kullanılmıştır. Çalışma süresi boyunca her numuneden 3 ölçüm yapıp ve ortalaması alınmıştır. Ayrıca daha doğru renk ölçümünü sağlayabilmek için, her 10 numunede bir firmanın önerileri doğrultusunda cihazın kalibrasyonu sıfırlanmıştır.

Dış hekimliğindeki renk farklılıklarını incelemek için farklı sistemler ( $\Delta E$  Lab ve  $\Delta E_{00}$ ) kullanılmaktadır. CIEDE2000 formülü, insan gözünün algıladığı renk farklılıklarını CIELab formülünden daha iyi yansıtmaktadır. Bu sistemde, klinik yorumlama ve renk farklılıklarını daha iyi ölçülür, daha uygun ve güvenilir bir yol olabileceğinden çalışmalarda tercih edilmektedir. Bu bilgiler doğrultusunda, bizim çalışmamızda  $\Delta E$  Lab yerine CIEDE2000 formülü ve  $\Delta E_{00}$  tercih edilmiştir (Luo ve ark., 2001; Yeerken ve ark., 2017; Gomez-Polo ve ark., 2020).

Çalışmamızda ISO standartlarına göre (ISO/TR 28642) 50% algılanabilirlik  $\Delta E_{00} \leq 0,8$  ve %50 klinik olarak kabul edilebilirlik değeri  $\Delta E_{00} \leq 1,8$  olarak kabul edilmiştir (Luo ve ark., 2001; Paravina ve ark., 2019).

Tez çalışmamızda değerlendirilen materyallerin renk değişiminde en az renk değişimini gösteren grup CE olmuştur. Çalışmamızın sonucunu destekleyen, Li ve ark. (2014), derlemesinde CE blokların cam matriks yapısı ve önceden sinterlenmiş olması bu yapıların renk değişimini belirgin miktarda azaltmakta olduğunu belirtmiştir.

Grup CE'nin en düşük  $\Delta E$  değerine sahip olma sonucu, Gürdal ve ark. (2018), çalışmasında bulunan değer ile çelişmektedir. Bu çalışmada grup CE değerleri diğer gruplara göre oldukça yüksek çıkmıştır. CE blokların renk değişimini, feldspatik yapısının yaşlandırma sonrası yüzey özelliklerinin kaybolmasına bağlı olduğunu düşünmektedir. Bu sonucu destekleyen Al Harbi ve ark. (2017), çalışmasında, rezin nano seramik yapıların feldspatik yapılara göre yaşlandırma sonrası yüzey özelliklerini daha iyi korumakta olduğunu bildirmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre en düşük renk değişiminde CE grubuna eşlik eden bir diğer grup hibrid seramik yapıya sahip olan grup VE olmuştur. Gawriolek ve ark. (2012), seramik malzemelerin kompozit rezinlere göre renklenmeye karşı daha iyi dayanıklılık sergilediğini belirtmektedir ve bu sonuç bizim çalışmamızın sonuçları ile benzerlik göstermektedir. Kalınlıktan bağımsız olarak test edilen numunelerde, lityum di silikat (LDS) malzemesi, en iyi renk dayanıklılığını sergilemiştir. Hibrit seramik (HS) ve Rezin nano seramik (RNS) restoratif materyali renklenmeye dayanıklılık göstermiştir. HS numunelerinin renk değişimi algılanabilir ve klinik olarak kabul edilebilir olarak ölçülmüştür. Vita Enamic CAD/CAM blokların yapısı hibrit seramikten oluşmaktadır. Organik matriks ve doldurucularında, feldspar seramik ve alüminum oksit ile güçlendirilmiş UDMA, TEGDMA bulunmaktadır. CEREC blokların da ana yapısı feldspar olduğunu düşünerek, elde edilen benzer  $\Delta E$  değeri açıklanabilir.

Diğer çalışmalar, UDMA'nın düşük su emme ve çözünürlük özelliklerinden dolayı Bis-GMA'ya göre renklenmeye daha fazla dirençli olduğunu göstermiştir. Bu nedenle, Bis-GMA monomerinin RNS CAD/CAM bloklarındaki daha fazla renklenmeden sorumlu olabileceği düşünülmektedir. Diğer yandan grup VE blokların yapısında bulunan UDMA su emilimine daha dirençli olduğu için, grup VE' te diğer gruplara göre daha az renk değişimi görünmektedir (Khokhar ve ark., 1991; Stawarczyk ve ark., 2012).

Çalışmamızda kullanılan diğer hibrit seramik yapıda sahip olan bloklar, Grandio ve Cerasmart'tır. Ancak grup GR ve grup CS grubunun  $\Delta E$  sonuçları grup VE grubuyla benzerlik göstermemiştir. grup GR (BisGMA, TEGDMA, Urethane-BisGMA, Barium- alüminoborosilikat, silika) ve CS (Bis-MEPP, UDMA, DMA Silica (20 nm), barium cam (300 nm)) gruplarının yüksek  $\Delta E$  değeri, yapılarında bulunan monomerlerden kaynaklanmış olabilir (Eldwakhly ve ark., 2019).

Çalışmamızda kullanılan bloklardan ve sonuçlarının tartışmaya açık olan diğer grup, Lava Ultimate olmuştur. Grup LU, gruplar arasında en yüksek  $\Delta E$  değerine sahiptir. LU grubu birçok çalışmada VE grubuyla karşılaştırılmıştır. Acar ve ark. (2016), yaptıkları çalışmada, CAD/CAM bloklar ve Nano kompozit rezin'lerin renklenmelerini incelemiştir. Çalışmanın sonucuna göre, Filtek Supreme ve Lava Ultimate'in en yüksek renk değişimini gösteren gruplar olduğu bildirilmiştir. Nano kompozit rezin (NKR) ve rezin nano seramik (RNS), malzemelerindeki renk değişiklikleri klinik olarak kabul edilememektedir ( $\Delta E_{00} > 2.24$ ). Bununla birlikte, bu

renk farklılıkları, kalınlık 1,2 mm'ye kadar yükseldikçe algılanabilirlik seviyesi azalan bir eğilim göstermektedir.

Vita Enamic ve Lava Ultimate, CAD/CAM bloğunun malzemeleri arasındaki istatistiksel olarak anlamlı bu renk farklılığı, rezin bileşenlerinin farklı matris yapıları, seramik oranları ve monomer bileşimleriyle açıklanabilmektedir. Vita Enamic feldspar seramik, üretilen dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) monomerleri içermektedir. Grup LU ise bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA), etoksile bisfenol - A dimetakrilat (Bis-EMA), UDMA ve TEGDMA içeren bir monomer karışımından oluşmaktadır. Hibrit seramik yapıya sahip olan VE, feldspar seramik matris yapısındaki gözenekleri bir polimer materyalle doldurulmuştur. Ağırlığının %86, inorganik içerik olan seramik yapıdan, %26 ise polimer yapıdan oluşmaktadır. Seramik kısım, silikon dioksit, alüminyum oksit, sodyum oksit, potasyum oksit, baron trioksit zirkonya ve kalsiyum oksitten oluşur (Chen ve ark., 2014). RNS yapıya sahip olan grup LU ise, çapraz bağlı bir rezin matrisin içine infiltre olmuş nanoseramik partiküller içermektedir. Yapısının %80 seramik, %20 kompozitten oluşmaktadır. Seramik yapı ise, zirkonya ve silika nanomerler içerir (Ab-Ghani ve ark., 2015). Grup VE, feldspar matris ve grup LU, rezin matris yapıda olması, iki grup arasındaki  $\Delta E$  farkını açıklayabilmektedir. Her iki CAD/CAM blok yapısında, hidrofobik üretilen dimetakrilat (UDMA) ve hidrofilik trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) bulunmaktadır (Belli, 2014). Ek olarak, grup LU bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve etoksillenmiş versiyonu (Bis-EMA) içermektedir (Vasudeva, 2009).

TEGDMA daha yüksek su emilimi eğilimi sergilemektedir ve bu nedenle herhangi bir hidrofilik renklendiricinin rezin matrisine nüfuz etmesine izin vermektedir. Sonuç olarak, hem hibrit seramik yapıya sahip olan grup VE hem de rezin nanoseramik yapıya sahip grup LU malzemeleri renk değişimine duyarlı olabilmektedir. Resin yapıların su emme özellikleri oldukça önemlidir, çünkü renkli sıvılara maruz kaldıklarında renk değişikliğinin bir işareti olabilmektedir. Kompozit resin restorasyonlarının renk değişikliği, temel olarak materyallerin organik yapıları ile ilişkilendirilmiştir. Yakın zamanda piyasaya sürülen CAD/CAM resin bazlı veya polimer infiltre edilmiş seramik (PIS) materyallerin organik fazı azaltılmıştır (Fontes ve ark., 2009).

Eğilmez ve ark. (2018), yaptıkları bir çalışmada blokların renk özellikleri ve translüsensi değerlerinin, optik etkisini incelemiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre rezin yapıya sahip olan CAD/CAM materyallerin, translüsensi parametre farklılığı, farklı yapıda kullanılan doldurucu partikül boyu (20 nm) CAD/CAM ana matrisi, güçlendiriciler ve infiltre olan monomerlerin kırılma indekslerinin farklılığından kaynaklanmaktadır. Doldurucu boyutlarının büyüklüğü ışık geçirgenliğini doğrudan etkilemektedir. Eğilmez ve arkadaşlarının sonuçlarına göre en yüksek translüsentliği CS grubu göstermiştir.

Quek ve arkadaşları, (2018), kırmızı şarap ve kahvenin, iki restoratif materyalin translüsentliğini önemli ölçüde azalttığını bulmuşlardır. Bununla birlikte, grup LU ve grup VE'nin translüsensi parametresinde hiçbir farklılık bildirilmemiştir. Bu çalışmadan elde edilen sonuçların aksine bizim çalışmamızda, UV yaşlandırma sonrası test edilen tüm materyallerin translüsensi değerinin azaldığı grup LU ve grup VE grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendiği saptanmıştır.

Awad ve ark. (2015), Yaptıkları çalışmada, CAD/CAM ve kompozitlerin estetik ve translüsensilerini kalınlık ve yüzey işlemlerine göre değerlendirilmiştir. 1 mm ve 2 mm kalınlıkta hazırlanan numunelerde, çalışma sonucuna göre, yüzey işlemleri ve kalınlığın doğrudan numunelerin translüsensisini etkilediği bildirilmektedir. Grup LU gibi yeni nesil, rezin nano seramik yapıya sahip olan CAD/CAM bloklarda, nano seramik partikülleri yüksek derecede polimerize olmuş rezin matrislere infiltre olmaktadır. Nano doldurucu partikül boyutları, daha yüksek translüsensi değerini açıklayabilmektedir. Görünür ışığın dalga boyundan daha küçük çapa sahip olan partiküller, daha az ışık saçılmasına ve emilmesine neden olmaktadır.

Bizim çalışmamızda elde edilen TP değerleri bu çalışmayı desteklemektedir. Görünür ışığın dalga boyundan daha küçük çapa sahip partiküller, daha az ışık saçılmasına ve emilmesine neden olmaktadır. GR grubu ise aynı birleşim yapısına sahip olduğundan diğer gruplara göre yüksek TP değeri göstermiştir. VE grubundaki, nispeten yüksek  $Al_2O_3$  miktarından (yaklaşık% 23 ağırlık) kaynaklanabilecek grupların ortalamasında bir TP değerlerine ulaşmıştır. Grup CS, VE gibi hibrit seramik ana yapıya sahiptir, bu nedenle TP değerlerinin birbirine yakın olması açıklanabilmektedir. CE grubu ise feldspatik yapıda seramik ağa sahip CAD/CAM bloklardır ve gruplar arasında en düşük TP ye sahip olan grup olarak rapor edilmiştir. Dental seramiklerindeki camlar, esas olarak feldspat adı verilen bir grup mineralden türetilir ve silika (silikon oksit) ve alümina (alüminyum oksit) bazlıdır, dolayısıyla

feldspatik porselenler, alüminosilikat camlar adı verilen bir aileye aittir. Grup VE gibi CE grubunda Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> birleşeninin olması, partikül sayı ve boyutlarından dolayı düşük TP değeri gösterdiği düşünülmektedir (Lambert ve ark., 2017). Ayrıca tüm gruplarda, 0,7 mm kalınlığında olan alt grupların TP değişimi daha fazla olmuştur. Materyal yapısından bağımsız bu durumun değerlendirilmesinde, UV ışığın 0,7 mm kalınlıkta olan numunelerde simanları daha çok etkilediğini ve bu TP değişiminin sebebini simanlar olduğunu düşünmekteyiz. Diğer yandan çalışmamızın sonuçları doğrultusunda  $\Delta$ TP Dual cure simanlarda light cure simanlara göre daha düşük sonuçlanmıştır.

## 6. SONUÇLAR:

Çalışmamızın limitasyonları olarak blokların sadece UV yaşlandırmaya tabii tutulması, termal olarak eskitilmemesi ağız ortamının tam olarak yansıtılmamasına neden olmuştur. UV yaşlandırma cihazında yoğuşma işlemi buhar ile yapılsada, numuneler direkt olarak sıvı ile temas halinde değildir, bu nedenle çalışmamızda termal siklüs stimüle edilmemiştir. Ayrıca her geçen gün yeni nesil ve farklı özelliklere sahip olan CAD/CAM bloklar üretilmektedir. Çalışmamızda sadece 5 bloğa yer verilmiştir. Gelecek çalışmalara yön göstermek amaçlı, termal siklüs ve UV yaşlandırma birlikte uygulanmasını planlanabilir. Zirkonya ile güçlendirilmiş ve estetik açıdan başarılı olduklarını iddia eden firmaların ürettikleri bloklar çalışmalarda kullanılabilir. Simantasyon sistemleri bloklardan bağımsız, renk stabiliteyi UV yaşlandırma sisteminden izole edilerek mercek altına alınabilir. Polisaj sistemlerinin kalınlık ve simantasyondan bağımsız olarak değerlendirilebilir. Çalışmamızın sonuçları doğrultusunda;

Tüm grupların  $\Delta E_{00}$  değerlerini karşılaştırarak, “CEREC“ CAD/CAM blokların lamina veneer restorasyonlarında en başarılı ve renk değişimi açısından en stabil olduğu gözlemlenmiştir.

Gruplar arasında en yüksek renk değişimini “LU“ göstermiştir.

Yeni nesil rezin simanlarda “Dual Cure” simanlar renk stabilitesinde, “Light Cure” simanlara göre daha başarılı sonuçlar göstermiştir.

“Dual Cure“ simanların tercih edildiği anterior veya renk stabilitesinin önem taşıdığı bölgelerde, simantasyonun polimerizasyonu önem taşımaktadır. zira hızlı ve yüksek güçle başlayan polimerizasyonlarda simanın viskozitesi yükselip, renklenmeye ve kimyasal polimerizasyonu başlatan başlatıcıların birbirini bulmasını engellenmektedir. Bu nedende dual cure simanları tercih ettiğimiz zaman polimerizasyon cihazlarında zamanla yükselen güç modunu kullanmamız önerilmektedir.

CAD/CAM blokların kalınlığı renk değişiminde önemli faktörlerden biri olup ayrıca translüensi parametresinde en önemli faktör sayılmaktadır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre CAD/CAM bloklardan üretilen laminaların kalınlığı arttıkça TP’leri azalmaktadır.

Çalışmamızın sonuçları doğrultusunda, CAD/CAM bloklarında kalınlık azaldıkça altında bulunan diş yapısı, kor veya siman rengi ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle koyu, renklenmiş dişler veya olası renk uyumsuzluğunu engellemek amaçlı, durumlar göz önünde bulundurarak lamina kalınlığının seçilmesi önerilmektedir.

## 7. KAYNAKLAR:

- Ab-Ghani, Z., et al. (2015). Shear bond strength of computer-aided design and computer-aided manufacturing feldspathic and nano resin ceramics blocks cemented with three different generations of resin cement. *J Conserv Dent.* 18(5). 355-9.
- Acar, O., et al. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent.* 115(1). 71-5.
- Al Amri, MD., et al. (2021). In Vitro Evaluation of Translucency and Color Stability of CAD/CAM Polymer-Infiltrated Ceramic Materials after Accelerated Aging. *J Prosthodont.* 30(4). 318-328.
- Al-Harbi, FA., et al. (2017). Effect of Aging Regimens on Resin Nanoceramic Chairside CAD/CAM Material. *J Prosthodont.* 26(5). 432-439.
- Almeida, JR., et al. (2015). Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *J Prosthet Dent.* 114(2). 272-7.
- Alp, G., et al. (2018). Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *J Prosthet Dent.* 120(2). 263-268.
- Archeegas, LR., et al. (2011). Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. *J Dent.* 39(11). 804-10.
- Arocha, MA., et al. (2014). Colour stainability of indirect CAD-CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *J Dent.* 42(7). 831-8.
- Awad, D., et al. (2015) Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* 113(6). 534-40.
- Aydın, N., vd. (2020). Investigating the color changes on resin-based CAD/CAM Blocks. *J Esthet Restor Dent.* 32(2). 251-256.
- Aziz, A., et al. (2019). Clinical performance of chairside monolithic lithium disilicate glass-ceramic CAD-CAM crowns. *J Esthet Restor Dent.* 31(6). 613-619.
- Bagis, B. ve Turgut S. (2013). Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *J Dent.* 41(3). 24-30.
- Barutçugil, Ç., vd. (2019). Discoloration and translucency changes of CAD-CAM materials after exposure to beverages. *J Prosthet Dent.* 122(3). 325-331.
- Bayindir, F. ve Koseoglu M. (2020). The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucency monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 123(1). 149-154.
- Belli, R., et al. (2014). Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater.* 30(4). 424-32.
- Berrong, JM., et al. (1993). Color stability of selected dual-cure composite resin cements. *J Prosthodont.* 2(1). 24-7.
- Bindl, A., et al. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater.* 22(1). 29-36.
- Brewer, JD., et al. (2004). Advances in color matching. *Dent Clin North Am.* 48(2). 341-58.
- Burgess, JO., et al. (2010). Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent.* 22(6). 412-9.

- Cabadağ, Ö., vd. (2020). Effect of food simulating liquids on color stability of bulk-fill composites. *Yeditepe J Dent.* (16). 198-204.
- Carville, R. and Quinn, F. (2008). The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *J Ir Dent Assoc.* 54(5). 218-22.
- Chen, C., et al. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater.* 30(9). 954-62.
- Choi, YS., et al. (2020). Evaluation of the response of esthetic restorative materials to ultraviolet aging. *J Prosthet Dent.* 8(20). 30471-6.
- Coachman, C. and Paravina RD. (2016). Digitally Enhanced Esthetic Dentistry - From Treatment Planning to Quality Control. *J Esthet Restor Dent.* 28(1). 3-4.
- Craig, RC (ed). *Restorative Dental Materials.* St Louis: Mosby-Year Book; 1993. p. 200-201.
- Çömlekoğlu, ME., vd. (2016). Evaluation of Different Thickness, Die Color, and Resin Cement Shade for Veneers of Multilayered CAD/CAM Blocks. 25(7). 563-569.
- Cuevas-Suárez, CE., et al. (2019). Effect of radiant exposure and UV accelerated aging on physico-chemical and mechanical properties of composite resins. *J Appl Oral Sci.* 7. 27:e20180075.
- Dede, D., vd. (2013) Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta Odontol Scand.* 71(6). 1570-8.
- Denissen, H., et al. (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent.* 84(5). 506-13.
- Duret, F. (1992). Dental CAD/CAM. *J Am Dent Assoc.* 123(6). 11-2, 14.
- Egilmez, F., et al. (2018). Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *J Prosthodont Res.* 62(1). 65-74.
- Egilmez, F., et al. (2017). Light Transmission of Novel CAD/CAM Materials and Their Influence on the Degree of Conversion of a Dual-curing Resin Cement. *J Adhes Dent.* 19(1). 39-48.
- Eldwakhly, E., et al. (2019). Color and translucency stability of novel restorative CAD/CAM materials. *Dent Med Probl.* 56(4). 349-356.
- Eliades, T., et al. (2004). Color stability of orthodontic adhesive resins. *Angle Orthod.* 74(3). 391-3.
- Ertürk, E. ve Dalkız M. (2016). Feldspatik ve Lityum Disilikat CAM Porselenlerin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerinde Farklı Yüzey İşlemlerinin Etkisinin İncelenmesi. *Ata Diş Hek Fak Derg.* 26(1). 0-0.
- Fasbinder, DJ., et al. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc.* 141(2). 10-4.
- Fontes, ST., et al. (2009). Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media. *J Appl Oral Sci.* 17(5). 388-91.
- Fradeani, M., et al. (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 36(2). 105-13.
- Frankenberger, R., et al. (2015). Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent.* 18(1). 9-20.
- Gawriolek, M., et al. (2012). Color and Luminescence Stability of Selected Dental Materials In Vitro. *J. Prosthodont.* (21). 112-122.
- Ghavam, M., et al. (2010). Effect of accelerated aging on the color and opacity of resin cements. *Oper Dent.* 35(6). 605-9.
- Ghinea, R., et al. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *J Dent.* 38(2). 57-64.

- Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 137(1). 14-21.
- Gladwin, M. and Bagby, M. (2004). *Clinical Aspects of Dental Materials Theory, Practice and Cases.* Lippincott: Williams & Wilkins. 47–58
- Gómez-Polo, C., et al. (2020). Comparison of the CIELab and CIEDE 2000 Color Difference Formulas on Gingival Color Space. *J Prosthodont.* 29(5). 401-408.
- Gómez-Polo, C., et al. (2016). Comparison of two color-difference formulas using the Bland-Altman approach based on natural tooth color space. *J Prosthet Dent.* 115(4). 482-8.
- Gürdal, I., et al. (2018). Color change of CAD-CAM materials and composite resin cements after thermocycling. *J Prosthet Dent.* 120(4). 546-552.
- Ho, GW. and Matinlinna JP. (2011). Insights on Ceramics as Dental Materials. Part II: Chemical Surface Treatments. *J Silicon.* (3). 117-123.
- Johnson M. G and Fairchild D. M. (2003). A Top Down Description of S-CIELAB and CIEDE2000. *J color research and application.* (28). 425-435.
- Khokhar, ZA., et al. (1991). Color stability of restorative resins. *Quintessence Int.* 22(9). 733-7.
- Kilinc, E., et al. (2011). The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 36(6). 661-9.
- Kilinc, H. and Turgut S. (2018). Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 120(1). 107-113.
- Kimura, H., et al. (1989). An approach to the dental CAD/CAM (Part 4). Fundamental CAD procedure for the data base. *Journal of the Japanese Society for Dental Materials and Devices.* 8(1). 17-22.
- Koishi, Y., et al. (2002). Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites. *J Oral Rehabil.* 29(4). 387-93.
- Kramer, N., et al. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* 13. 60-76.
- Krifka, S., et al. (2009). Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Oper Dent.* 34(1). 32-42.
- Kurt, M., vd. (2016). Güncel Renk Ölçüm Yöntemleri: Sistematik Derleme. *Türkiye Klinikleri J Dent Sci.* (2). 130-46.
- Kurtulmus-Yilmaz, S., vd. (2019). The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials. *J Prosthodont.* 28(2). 496-503.
- Lambert, H., et al. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont.* 9(6). 486-495.
- Li, RW., et al. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 58(4). 208-16.
- Luo M, R., et al. (2001). The Development of the CIE 2000 Colour-Difference Formula: CIEDE2000. *J Color research and application.* (26). 340–350.
- Miyazaki, T., et al. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 28(1). 44-56.
- Mörmann, WH. and Bindl A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am.* 46(2). 405-26.

- Mörmann, WH., et al. (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 20. 113-25.
- Myers, ML., et al. (1994). Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont.* 3(3). 149-57.
- Noie, F., et al. (1995). Color stability of resin cements after accelerated aging. *Int J Prosthodont.* 8(1):51-5.
- Okubo, SR., et al. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* 80(6). 642-8.
- Ozyesil, AG., vd. (2004). The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prosthet Dent.* 91(2). 151-7.
- Ozturk,E., et al. (2013). Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel-dentine complex bonded with different adhesive luting systems. *J Dent.* 41(2). 97-105.
- Paravina, RD., et al. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 27(1). 1-9.
- Paravina, RD., et al. (2004). Accelerated aging effects on color and translucency of bleaching-shade composites. *J Esthet Restor Dent.* 16(2). 117-26; discussion 126-7.
- Paravina, RD., et al. (2019). Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications. *J Esthet Restor Dent.* 31(2). 103-112.
- Pegoraro, TA., (2007). Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 51(2). 453-71.
- Perroni, AP., et al. (2018). Influence of light-cured luting agents and associated factors on the color of ceramic laminate veneers: A systematic review of in vitro studies. *Dent Mater.* 34(11). 1610-1624.
- Pop-Ciutnila, IS., et al. (2016). Shade Correspondence, Color, and Translucency Differences between Human Dentine and a CAD/CAM Hybrid Ceramic System. *J Esthet Restor Dent.* 28(1). 46-55.
- Posselt, A. and Kerschbaum T. (2003). Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *Int J Comput Dent.* 6(3). 231- 48.
- Poticzny, DJ. and Klim J. (2010). CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc.* 141(2). 5-9.
- Potiket, N., et al. (2004). In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 92(5). 491-5.
- Quek, SHQ., et al. (2018). Effect of staining beverages on color and translucency of CAD/CAM composites. *J Esthet Restor Dent.* 30(2). 9-17.
- Radovic, I., et al. (2009). Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement. *Dent Mater.* 25(7). 837-44.
- Raigrodski, AJ. (2003). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am.* 48(2). 531-44.
- Raszewski, Z. and Jałbrzykowski M. (2017). Improvements in self-curing composites. *Adv Med Sci.* 62(2). 398-404.
- Reich, S. and Hornberger H. (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 88(1). 44-9.
- Ruse, ND. and Sadoun MJ. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 93(12). 1232-4.

- Sabatini, C., et al. (2012). Color stability of ten resin-based restorative materials. *J Esthet Restor Dent.* 24(3). 185-99.
- Salas, M., et al. (2018). Translucency thresholds for dental materials. *Dent Mater.* 34(8). 1168-1174.
- Sen, N. and Us YO. (2018). Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 119(4). 593-599.
- Sharma, G., et al. (2004). The CIEDE2000 Color-Difference Formula: Implementation Notes, Supplementary Test Data, and Mathematical Observations. *J Color research and application.* (30). 21-30.
- Silami, FD., et al. (2016). Types of Resin Luting Agents on Color Stability of Ceramic Laminate Veneers Subjected to Accelerated Artificial Aging. *Braz Dent J.* 27(1). 95-100.
- Simon, JF. and Darnell LA. (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent.* 33(1). 28-30, 32, 34-5. quiz 36, 38.
- Sjögren, G., et al. (2004). A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont.* 17(2). 241-6.
- Smith, DS., et al. (2011). Color stability of composite resin cements. *Gen Dent.* 59(5). 390-4.
- Spitznagel, FA., et al. (2018). CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J Dent Res.* 97(10). 1082-1091.
- Stamatacos, C. and Simon JF. (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent.* 34(1). 42-4, 46.
- Stawarczyk, B., et al. (2012). Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J.* 31(3). 377-83.
- Stewart, GP., et al. (2002). Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent.* 88(3). 277-84.
- Stutes, RD. (2006). The history and clinical application of a chairside CAD/CAM dental restoration system. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 15(5). 449-55.
- Sulaiman, TA., et al. (2018). Mechanical properties of resin-based cements with different dispensing and mixing methods. *J Prosthet Dent.* 119(6). 1007-1013.
- Tinschert, J., et al. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 7(1). 25-45.
- Turgut, S., vd. (2014). Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based CAD-CAM laminate systems. *J Dent.* 42(1). 68-74.
- Turgut, S. ve Bagis B. (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 109(3). 179-86.
- Turgut, S., vd. (2019). Effect of UV aging on translucency of currently used esthetic CAD-CAM materials. *J Esthet Restor Dent.* 31(2). 147-152.
- Uzgur, R., vd. (2018). Cement Thickness of Inlay Restorations Made of Lithium Disilicate, Polymer-Infiltrated Ceramic and Nano-Ceramic CAD/CAM Materials Evaluated Using 3D X-Ray Micro-Computed Tomography. *J Prosthodont.* 27(5). 456-460.
- Vasiliu, RD., et al. (2020). Effect of Thermocycling, Surface Treatments and Microstructure on the Optical Properties and Roughness of CAD-CAM and Heat-Pressed Glass Ceramics. *Materials (Basel).* 14;13(2). 381.
- Vasudeva, G. (2009). Monomer systems for dental composites and their future: a review. *J Calif Dent Assoc.* 37(6). 389-98.

- Vichi, A., et al. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent.* 26(4). 224-31.
- Vichi, A., et al. (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent.* 83(4). 412-7.
- VITA Enamic Brochure.10445E - 1217 (x.x) S - Version (01). VITA Zahnfabrik Available at: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970.html>.
- Yeerken, Y., et al. (2017). Applicability of the CIELAB and CIEDE2000 Formulae for Detection of Colour Changes in Colour-Changeable Chewing Gum for Evaluating Masticatory Function. *J Clin Diagn Res.* 11(4). ZC119-ZC123.
- Zaruba, M. and Mehl A. (2017). Chairside systems: a current review. *Int J Comput Dent.* 20(2). 123-149.
- Zenthöfer, A., et al. (2014). Comparison of the Easysshade Compact and Advance in vitro and in vivo. *Clin Oral Investig.* 18(5). 1473-9.

## 8. ÖZ GEÇMİŞ

Lena ALMASİFAR, İRAN’da doğdu. Fadak Lisesi’ni bitirdikten sonra Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2015 yılında mezun oldu. 2021 yılında Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda Doktora programını bitirdi. İyi derecede Farsça, Azerice, İngilizce (2010/TOEFL 103, 2012/TOEC 625, 2018 Tıp dil 76) bilmektedir. Temel ilgi alanları, Müzik, Patendir.

### İletişim Bilgileri

ORCID ID: 0000-0003-3493-0137

### Yayınlanmış Çalışmalar:

1. Misilli T, Gönüloğ N, Cabadağ OG, **Almasifar L**, Misilli U. The effect of curing lights and modes on dentin bond strength of bulk-fill composites applied in different thickness. J Adhes Sci Technol 2019; 33(20): 2281-2291.(DOI: 10.1080/01694243.2019.1640174).
2. Gönüloğ N, **Almasifar L**, Cabadağ OG, Misilli T. Shear bond strength of aged composite restorations repaired with a universal injectable composite. Eur J Ther. 2019; 25(4): 273-278.(DOI:10.5152/EurJTher.2019.18056).
3. Cabadağ ÖG, Gönüloğ N, **Almasifar L**, Misilli T. Gıdaları taklit eden solüsyonların bulk-fill kompozitlerin renklenmesine etkisi. Yeditepe J Dent. 2020; 16(3): 198-204 (DOI:10.5505/yeditepe.2020.35693).

## Kongre Sunumları:

1. **Almasifar L**, Betül Kübra Kurucu, Gönülo N, Emel Karaman, Effect of white-spot lesion treatments on surface discoloration of enamel. 23<sup>th</sup> International Scientific Congress, Dec 6-8, 2019 Antalya, Turkey. (poster sunumu).
2. **Almasifar L**, Gönülo N, Misilli T, Yenidünya OG. Shear bond strength of composite restorations repaired with an universal injectable composite. AIC 19th International Congress and CONSEURO, May 11-13, 2017 Bologna, Italy. (poster sunumu) Clin Oral Invest 2017; 21:1359-1433.
3. **Almasifar L**, Gönülo N. Rejeneratif Tedavi Sonucu Renklenen ve Aşırı Madde Kaybına Uğrayan Dişlerin Rehabilitasyonu. TDA International Dental Congress, September 4-7, 2019, Istanbul, Turkey. (poster sunumu).
4. Gönülo N, **Almasifar L**, Cabadağ Ö G, Misilli T, Inanç I. Whiteness Index of Discolored CAD/CAM Materials After Dental Bleaching. EFCD, 10th International Congress CONSEURO 2021, April 22-24, 2021 İstanbul, Turkey.
5. Cabadağ ÖG, Gönülo N, **Almasifar L**, Misilli T, Dinç D. pH döngüsü ve fırçalama simülasyonunun güncel bulk-fill rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi. Türk Dişhekimleri Birliği 23. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi. 21-24 Eylül 2017, İstanbul. (sözlü bildiri) Türkiye Klinikleri J Dental Sci 2017; 23(Suppl.1): s36.
6. Gönülo N, Cabadağ OG, **Almasifar L**, Misilli T. Effect of coffee staining on the translucency and color stability of different CAD/CAM materials. 19<sup>th</sup> ConsEuro Conference, June 14-15, 2019 Berlin, Almanya. (poster sunumu) Clin Oral Invest 2019; 23:2515-72. P 2533.

7. Gönülo N, Cabadag OG, **Almasifar L**, Misilli T. Effect of coffee staining on the translucency and color stability of different CAD/CAM materials. 33rd DGZ Annual Meeting, CONSEURO 2019, June 14-15, 2019 Berlin, Germany. Clin Oral Invest 2019; 23:2515–2572.
8. Misilli T, Gönülo N, Yenidünya OG, **Almasifar L**, Misilli U. Influence of increment thickness on dentin bond strength of bulk-fill resin composites. AIC 19<sup>th</sup> International Congress and CONSEURO, May 11-13, 2017 Bologna, Italy. (poster sunumu) Clin Oral Invest 2017; 21:1359-1433.

### **Bilimsel Araştırma Etkinlikleri**

1. Tübitak 1002- Hızlı Destek: Dental ağartmanın renklenmiş CAD/CAM materyallerin optik ve yüzey özellikleri üzerindeki etkisinin incelenmesi (Proje No: 119S792): yazılım aşamasında.
2. Dental ağartmanın renklenmiş CAD/CAM materyallerin optik ve yüzey özellikleri üzerindeki etkisinin incelenmesi. 1002-Hızlı Destek Programı, 119S792, Araştırmacı, 2019-2020.