



**REZİN MATRİKS SERAMİKLER ÜZERİNE UYGULANAN FARKLI KALINLIKLARDAKİ
TAMİR MATERYALİNİN TRANSLÜSENSİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Burcu TOKSOY

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

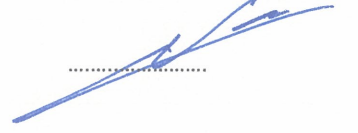
Mayıs 2019

Burcu TOKSOY tarafından hazırlanan "Rezin Matriks Seramikler Üzerine Uygulanan Farklı Kalınlıklardaki Tamir Materyalinin Translüsensi Üzerine Etkisi" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Anabilim Dalı'nda UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Levent NALBANT

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

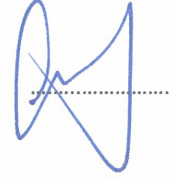
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Başkan: Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye: Prof. Dr. Alper ÇAĞLAR

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Yıldırım Beyazıt Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Yedek Üye: Prof. Dr. Suat YALUĞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

.....

Yedek Üye: Doç. Dr. Barış GÜNCÜ

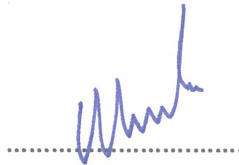
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~

.....

Tez Savunma Tarihi: 02.05.2019

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Uzmanlık Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.



Prof. Dr. Nurdan ÖZMERİÇ KURTULUŞ

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

Bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Burcu TOKSOY

02.05.2019



*Canım babam Süleyman TOKSOY'a ve
Canım abim Mustafa TOKSOY'a*

REZİN MATRİKS SERAMİKLER ÜZERİNE UYGULANAN FARKLI KALINLIKLARDAKİ TAMİR
MATERYALİNİN TRANSLÜSENSİ ÜZERİNE ETKİSİ

(Uzmanlık Tezi)

Burcu TOKSOY

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

MAYIS 2019

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı iki farklı CAD/CAM Rezin matriks seramik materyalinin üzerine uygulanan farklı kalınlıklardaki tamir materyalinin translüsensi üzerine etkisinin incelenmesidir. **Gereç-Yöntem:** Çalışmada GC Cerasmart (nano-hibrit) ve Vita Enamic (polimer infiltre seramik) seramik blokları kullanılmıştır. Bloklar A1 ve 1M2 renginde olup iki farklı translüsensiye (yüksek ve düşük translüsensi) sahiptir 80 adet örnek 12 x 14 x 1,5 mm boyutlarında dikdörtgen şekilde hazırlanmıştır. Örneklerin yüzeylerini standadize edebilmek için silikon karbid zımpara (# 600, # 800, # 1200 Grit) ve alüminyum oksit bitirme ve polisaj diski (Sof-Lex, orta ve çok ince) kullanılmıştır. Örneklerin L*, a* ve b* değerleri kalorimetre cihazı kullanılarak ölçülmüştür. Ardından L*, a* ve b* değerleri ile translüsensi parametresi (TP) hesaplanmıştır. Örnekler tamir materyali kalınlığına göre iki alt gruba ayrılmıştır. Örneklerden 0,3 ve 0,5 mm'lik aşındırmalar yapılmıştır. Ardından 0,3 ve 0,5 mm kalınlığında tamir materyalleri uygulanarak sekiz alt grup oluşturulmuştur (n=10). Uygun bitirme işlemlerinden sonra TP değerleri tekrar hesaplanmıştır. Elde edilen veriler tek yönlü ANOVA, Kruskal-Wallis ve Wilcoxon işaret testleri kullanılarak değerlendirilmiştir ($\alpha=0.05$). **Bulgular:** Tamir öncesi CAD/CAM rezin matriks seramiklerin TP değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($P<0.05$). Vita Enamic-HT grubu en yüksek TP değerini gösterirken, Vita Enamic-T grubu en düşük TP değerini göstermiştir. Farklı kalınlıklarda tamir materyali uygulaması grup içi karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiştir ($z=-2.8, P=0.005$). Vita Enamic-T grubu hariç, tamir materyali uygulanması TP değerlerinin azalmasına sebep olmuştur ($H=30.1, P=0.0001$). **Sonuç:** Tamir materyali uygulanması CAD/CAM rezin matriks seramik materyallerin TP değerlerinde değişmeye neden olmaktadır.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : Hibrit seramik, nano seramikler, rezin matriks seramik, tamir, translüsensi

Sayfa Adedi : 102

Danışman : Prof. Dr. Levent NALBANT

THE EFFECT OF COMPOSITE RESIN REPAIR MATERIAL THICKNESS ON TRANSLUCENCY OF RESIN

MATRIX CERAMICS

(Thesis Residency)

Burcu TOKSOY

GAZI UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

MAY 2019

ABSTRACT

AIM: The aim of this study was to evaluate the effect of composite resin repair material thickness on the translucency parameter (TP) of two different CAD/CAM materials with different translucencies. **MATERIALS-METHODS:** Eighty rectangular (12 x 14 x 1.5 mm) specimens were prepared using GC Cerasmart (nano-hybrid) and VITA Enamic (polimer infiltrated ceramic network-structured) CAD/CAM materials with different translucencies and A1 and 1M2 shades. To standardize the surface of the specimens, sandpapers (# 600, # 800, and # 1200 Grid) and aluminium oxide discs (Sof-Lex medium and superfine) were used for finishing and polishing procedure. L*, a*, b* values of the specimens were measured by using a colorimeter. TP was calculated with L*, a*, and b* values. The specimens were divided into two sub-groups according to the composite resin repair materials thickness (0.3 and 0.5 mm). The material in 0.3 and 0.5 mm thicknesses were abraded. Composite resin repair material was applied and 1.5 mm total thickness was provided for each specimen. A total of eight experimental groups were generated (n=10). After appropriate finishing procedures, TP was calculated again. The data were analyzed using one-way ANOVA, Kruskal-Wallis, and Wilcoxon Signed Rank tests. The significance level was set at $\alpha=0.05$. **RESULTS:** Significant difference was observed among the TP values of CAD/CAM resin matrix ceramic materials ($P<0.05$). Before applying the repair material; Vita Enamic-HT group showed the highest TP value and Vita-Enamic-T group showed the lowest TP value. Application of repair material at different thicknesses caused similar results in pairwise comparisons ($z=-2.8$, $P=0.005$). Except Vita Enamic-T group, application of the repair material decreased the TP values in all groups ($H=30.1$, $P=0.0001$). **CONCLUSION:** Application of repair composite materials in different thicknesses might affect the translucency parameter of resin matrix ceramics.

Science Code : 1050

Key Words : Hybrid ceramic, nano ceramic, repair, resin matrix ceramic, translucency

Page Number : 102

Advisor : Prof. Dr. LEVENT NALBANT

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince güler yüzü ve şefkatiyle bana her zaman destek olan değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Levent NALBANT'a, tez çalışmam ve uzmanlık eğitimimdeki katkılarından dolayı Prof. Dr. Dilek NALBANT'a, bilgi ve tecrübelerinden yararlanma fırsatı bulduğum Prof. Dr. Cihan AKÇABOY'a;

Uzmanlık eğitimime büyük katkıları olan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Cemal AYDIN'a, başta Doç. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR olmak üzere Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki saygıdeğer hocalarıma;

Tezin düzenlenmesinde bana yardımcı olan Ekinoks Software Genel Müdür Yardımcısı Doç. Dr. Erkan TIN'a;

Uzmanlık eğitimim boyunca hep yanımda olan sevgili dostlarım Dt. Ezgi BOSTANCIOĞLU, Dt. Gökçe TATOĞLU, Dt. Aslı KAYMAZ ve Dt. Hatice SEVMEZ başta olmak üzere bütün asistan arkadaşlarıma;

Hayatımın her aşamasında güç aldığım, bugünlere gelmemdeki en büyük emeğin sahibi canım annem Zehra TOKSOY ve biricik abim Ali TOKSOY başta olmak üzere güzel aileme;

03/2018-12 nolu proje desteğiyle tez çalışmama destek sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne;

tüm kalbimle teşekkür ederim...

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xii
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.1.1. Tarihçe	3
2.1.2. Dental Seramiğin Yapısı	3
2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	4
2.1.4. Metal Destekli Seramikler	5
2.1.5. Tam Seramikler	6
2.2. Kompozitler	7
2.2.1. Tarihçe	7
2.2.2. Kompozitlerin Yapısı	7
2.2.3. Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	8
2.3. CAD/CAM Blokları.....	9
2.3.1. Rezin Matriks Seramikler.....	10

2.4. Seramik Restorasyonların Tamiri.....	15
2.4.1. Mikromekanik Retansiyon	16
2.4.2. Kimyasal Bağlantı.....	17
2.5. Renk Kavramı.....	17
2.5.1. Renk Tanımı.....	18
2.5.2. Renk ve Işık İle İlgili Terimler	20
2.5.3. Dişlerin Optik Özellikleri	22
2.5.4. Renk Seçme Sistemleri.....	23
3. MATERYAL VE METOD.....	27
3.1. Kullanılan Resin Matriks Seramikler.....	27
3.2. Kullanılan Tamir Materyalleri.....	29
3.3. Kullanılan Polisaj Materyalleri	31
3.4. Örneklerin Hazırlanması	33
3.5. Örneklerin Yüzey Temizliği	34
3.6. Tamir Materyali Uygulanmadan Önce Örneklerin Translüsensi Ölçümlerinin Yapılması	35
3.7. Örneklerle Tamir Materyalinin Uygulanması.....	36
3.8. Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Örneklerin Translüsensi Ölçümlerinin Yapılması	38
4. BULGULAR	41
4.1. CAD/CAM Materyallerinin Tamir Öncesi ve Sonrası Beyaz ve Siyah Zeminlerdeki Ortalama L^* , a^* ve b^* Değerleri	41
4.2. CAD/CAM Materyallerinin Ortalama TP Değerleri.....	45
4.3. CAD/CAM Materyallerinin Grup İçi Karşılaştırmaları.....	46
4.4. CAD/CAM Materyallerinin Gruplar Arası Karşılaştırması	51
5. TARTIŞMA	59

Sayfa

6. SONUÇ	77
KAYNAKLAR	79
ÖZGEÇMİŞ	101



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada Kullanılan CAD/CAM Blokları ve İçerikleri.....	28
Çizelge 3.2. Çalışmada Kullanılan Tamir Materyalleri.....	29
Çizelge 3.3. Çalışmada Kullanılan Polisaj Materyalleri.....	32
Çizelge 3.4. Örneklere Uygulanan Tamir Materyallerinin Kalınlıkları ve Gruplandırılması .	37
Çizelge 4.1. GC-LT Örneklerin Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Beyaz ve Siyah Zemin Üzerindeki Ortalama L^* , a^* ve b^* Değerleri.....	42
Çizelge 4.2. GC-HT Örneklerine Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Beyaz ve Siyah Zemin Üzerindeki Ortalama L^* , a^* ve b^* Değerleri.....	43
Çizelge 4.3. VE-T Örneklerin Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Beyaz ve Siyah Zemin Üzerindeki Ortalama L^* , a^* ve b^* Değerleri.....	44
Çizelge 4.4. VE-HT Örneklerin Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Beyaz ve Siyah Zemin Üzerindeki Ortalama L^* , a^* ve b^* Değerleri.....	45
Çizelge 4.5. CAD/CAM Materyallerinin Tamir Öncesi Ortalama Translüsensi Değerleri Anova Analizi Tablosu	46
Çizelge 4.6. GC-LT CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,3 mm'lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu	47
Çizelge 4.7. GC-LT CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,5 mm'lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu	47
Çizelge 4.8. GC-HT CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,3 mm'lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu	48
Çizelge 4.9. GC-HT CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,5 mm'lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu	48

Çizelge 4.10. VE-T CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,3 mm'lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu	49
Çizelge 4.11. VE-T CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,5 mm'lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu.....	50
Çizelge 4.12. VE-HT CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,3 mm'lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu.....	50
Çizelge 4.13. VE-HT CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,5 mm'lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu.....	51
Çizelge 4.14. CAD/CAM Rezin Matriks Seramik Örneklere Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve 0,3 mm Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Kruskal Wallis H Testi Tablosu	52
Çizelge 4.15. CAD/CAM Rezin Matriks Seramik Örneklere Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve 0,5 mm Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Kruskal Wallis H Testi Tablosu	53
Çizelge 4.16. CAD/CAM Rezin Matriks Seramik Materyallerin Farklı Tamir Kalınlığına Göre TP ilk ve TP son Değerlerinin Kruskal-Wallis H Testi Tablosu	54
Çizelge 4.17. CAD/CAM Rezin Matriks Seramik Materyallerin Farklı Tamir Kalınlığına Göre TP ilk ve TP son Değerleri Arasındaki Farkın Kruskal-Wallis H Testi Tablosu	57

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Munsell Renk Diagramı.....	18
Şekil 2.2. CIE L*a*b* Koordinatları ve Renk Sistemi	20
Şekil 4.1. CAD/CAM Rezin Matriks Seramik Örneklerle Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve Farklı Kalınlıklarda Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Dağılım Grafiği.....	56
Şekil 4.2. CAD/CAM Rezin Matriks Seramik Materyallerinin TPilk ve TPson Değerleri Arasındaki Farkın Dağılım Grafiği	58

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Çalışmada Kullanılan CAD/CAM Rezin Matriks Blokları A. GC Cerasmart™ A1-LT, B. GC Cerasmart™ A1-HT, C. Vita Enamic® 1M2-T, D. Vita Enamic® 1M2-HT	27
Resim 3.2. Hidroflorik Porselen Asiti (IPS® Ceramic Etching Gel Refill).....	30
Resim 3.3. Single bond (Adper™ Single Bond 2 Adhesive).....	30
Resim 3.4. Rezin Esaslı Akışkan Restoratif Materyal (Filtek™ Ultimate Flowable Restorative).....	31
Resim 3.5. 3M Sof-Lex Disk	32
Resim 3.6. Hassas Kesit Alma Cihazı (Metcon Micracut 201).....	33
Resim 3.7. Zımparalama ve Parlatma Cihazı (Metkon Gripo 2V).....	34
Resim 3.8. Dijital Kumpas İle Örneklerin Kalınlıklarının Ölçülmesi.....	34
Resim 3.9. Ultrasonik Temizleme Aleti	35
Resim 3.10. Kolorimetre (Minolta CR-321, Osaka, Japonya).....	35

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
ΔE	Renk farkı değeri
$^{\circ}C$	Derece santigrat
$^{\circ}F$	Derece fahrenheit
μm	Mikrometre
a^*	CIE renk değeri (kırmızı-mavi) koordinatı
Al_2O_3	Alüminyum oksit
$Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$	Alüminyum hidrat silikat
b^*	CIE renk değeri (sarı-mavi) koordinatı
BisMEPP	2,2-Bis(4-Metakriloksi-polietoksifenil) propan
CO_2	Karbon dioksit
dk	Dakika
DMA	Dodesil dimetakrilat
Er-YAG	Erbium-doped yttrium aluminum garnet
$K_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Potasyum alüminyum silikat/ Ortoklas
L^*	CIE renk değeri koordinatı
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
$Na_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Sodyum alüminyum silikat/ Albit
Nd: YAG	Neodymium garnet yttrium aluminum lazer

Simgeler

nm

SiO₂

sn

ZrO₂**Açıklamalar**

Nanometre

Silika

Saniye

Zirkonyum oksit

Kısaltmalar

APF

Bis-GMA

CAD/CAM

CIE

HF

HT

KO

LT

MMA

PICN

T

TEGDMA

TP

UDMA

Açıklamalar

Asidüle fosfat florür

Bisfenol glisidil metakrilat

Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim

Commission Internationale de l'Eclairage

Hidroflorik asit

Yüksek translüsent

Kontrast oranı

Düşük translüsent

Metil metakrilat

Polimer infiltre seramik ağ yapısı

Transludent

Trietilenglikol dimetakrilat

Translusensi parametresi

Üretan dimetakrilat

1. GİRİŞ

Protez, kaybedilmiş organ veya dokuların şekil ve fonksiyon olarak yerine konulmasıdır. Kaybedilen diş ve çevre dokular birtakım materyaller kullanılarak rehabilite edilirler [1].

Metal destekli seramik restorasyonlar, yüksek dayanıma sahip olmaları ve çok üyeli restorasyonların üretimine olanak sağlamaları nedeniyle diş hekimliğinde çok uzun yıllardır kullanılmaktadır [2-4]. Ancak metal alt yapının opak olmasından dolayı doğal dişlerin yarı saydamlık özelliklerini taklit edemezler. Özellikle anterior bölgelerde istenilen estetik beklentiyi karşılamayabilirler. Yapımları zaman alıcı ve zordur. Metal destekli seramiklerin bu dezavantajlarından dolayı tam seramik materyaller geliştirilmiştir [2, 3, 5].

Tam seramikler modern dental uygulamalarda oldukça popüler hale gelmiştir. Metal alt yapı olmaması sebebi ile üstün estetik ve translüsensi özelliklerine sahiptir [6, 7]. Bununla birlikte tam seramikler özellikle yoğun oklüzal kontakların olduğu posterior bölgelerde kırılımandır [8]. Yüksek sertliklerinden dolayı karşıt dentisyonda aşınmaya sebep olurlar [9, 10].

CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim) teknolojisi için farklı seramik blokların (feldspatik seramik, zirkonya vb.) yanı sıra rezin matrisli seramik materyaller de geliştirilmiştir. Yeni geliştirilen bu materyallerde, seramiğin dayanıklılık ve renk stabilitesi ile kompozit rezinlerin iyi bükülme dayanımı ve düşük aşındırma özellikleri birleştirilmiştir [11, 12].

Restorasyonların estetik görünümü çevre dental dokular ile uyumlu olmalıdır ve doğal dişlerin optik özelliklerini taklit etmelidir. Bu nedenle kabul edilebilir bir estetik sonuç elde edebilmek için, restorasyonlarda renk uyumunun yanı sıra, materyalin ışık emilimi, yansıması ve iletiminin de kontrolü sağlanmalıdır [13].

Dental materyallerdeki gelişmelere rağmen, seramik restorasyonlarda kırıklara sıkça rastlanmaktadır. Seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini bir araya getiren yeni

CAD/CAM materyalleri, restorasyonların yenilenmesine gerek kalmadan, kompozit tamir materyalleri ile kolayca onarılabilmektedir [9]. Ancak yeni geliştirilen bu materyallerin optik özellikleri hakkındaki bilgiler kısıtlıdır ve tamir işlemi uygulandıktan sonra translüsenesi değişimlerini inceleyen çalışmalara rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı; farklı translüsenesiye sahip CAD/CAM rezin matriks seramik materyallere, farklı kalınlıklarda tamir materyali uygulanmasının translüsenesiye etkisini değerlendirmektir. Bu amaçla, düşük ve yüksek translüsenesiye sahip rezin nano seramik (Cerasmart, GC, Tokyo, Japonya) ve polimer infiltre seramik (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Almanya) CAD/CAM materyalleri çalışmaya dahil edilmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Tarihçe

Seramik; Yunanca 'keramikos' yani topraktan yapılma anlamına gelen, yapısı değiştirilerek oluşturulmuş ilk organik cam fazlı matriks yapısında olan materyaldir [14, 15].

1728 yılında Pierre Fauhard seramiğin diş hekimliği alanında kullanılabileceğinden bahsetmiştir [16]. 1774 yılında Alexis Duchateau ve Nicholas Dubois de Chemant ilk porselen yapay dişleri üretmişlerdir. 1806 yılında Giuseppangelo Fonzi'nin total protezler için kişisel olarak üretilen porselen dişleri kullanması protetik diş hekimliği alanında önemli bir gelişme olmuştur. 1885 yılında Logan, platin post üzerine porselen uygulayarak post ve porselen arasındaki bağlanma problemini çözmüştür [13]. 1886 yılında Dr. Charles Land platin yaprak üzerine feldspatik porselen işleyerek, porselenin sabit protezlerde kullanılmasına öncü olmuştur [2].

1965 yılında Mc Lean ve Huges alt yapısı %40-50 oranında alümina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş jaket kronları geliştirmiştir. 1976 yılında McLean ve Sced çift folyo tekniği kullanarak porselen jaket kronun güçlenmesini sağlamıştır. 1970 ve 1980'lerde metal destekli seramik restorasyonlar birçok hekimin ilk tedavi seçeneği olmuştur. 1980 ve 1990'lı yıllarda birçok seramik sistem geliştirilmiştir. Tam seramik sistemler ise 20. yüzyılın sonlarında tanıtılmıştır [17, 18].

2.1.2. Dental Seramiğin Yapısı

Dental seramikler; kristalin faz ve/veya cam matriks bileşiminden oluşan inorganik materyallerdir [19]. McLean, kristalin yapısı çok az olan cam fazlı materyaller için dental seramik terimini kullanmıştır. Seramikler genel olarak silikat yapısındadır. Bir veya daha fazla metalin, genellikle oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı bileşiktir. Kaolin, kuartz ve feldsparın belirli oranlarda ve yüksek ısıda fırınlanması ile elde edilirler [2].

Dental seramiklerin temel yapısı, farklı oranlarda bulunan üç ana maddeden oluşur.

Feldspar

Ana bileşeni, $\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\text{6SiO}_2$ (sodyum alüminyum silikat/albit) ve $\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\text{6SiO}_2$ (potasyum alüminyum silikat/ortoklas) formunda bulunan silika dioksittir. 1290 °C'de ergiyerek, camsı hale gelir ve porselene yarı şeffaflığını veren camsı bir materyal oluşturur. Restorasyonun fırınlanma sırasında formunu korumasını sağlar [3].

Kuartz

Sahip olduğu üç boyutlu tetrahedra ağ nedeniyle yüksek ergime noktasına sahip camı oluşturur. Silikanın dağılık faz oluşturması yüksek sıcaklıkta feldspara bağlanmasını sağlar. Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz, matriks içerisinde doldurucu görevi yapar, fırınlanma sonrası meydana gelebilecek büzölmeleri önler ve kitleye stabilite sağlar. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir [3].

Kaolin

Çin kili olarak da isimlendirilen, bir alüminyum hidrat silikatıdır ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{-2SiO}_2\text{-2HO}$). Porselene opaklık verirler, bu nedenle çok az miktarda kullanılırlar. Isıya oldukça dayanıklıdır. Porselen fırınlanmış durumdayken kuartz ve feldsparı bir arada tutar. Seramik hamuruna elastikiyet verir, aynı zamanda işlenebilmesini de kolaylaştırırlar [2, 3].

Bu üç temel maddeden başka, dental seramiklerin fiziksel ve kimyasal özellikleri yapılarına katılan oksitler (silisyum oksit, lityum disilikat, potasyum oksit, sodyum oksit, kalsiyum oksit, kalsiyum flor vb.) ile geliştirilmeye [2, 3, 20] çalışılmıştır. Bu kristalize moleküllerin etrafının cam ile çevrelenmesi ile ağ yapısı oluşmaktadır [20].

2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler çeşitli şekillerde sınıflandırılabilirler.

Fırınlanma ısılarına göre [3]:

1. Yüksek ısı seramikleri 1290-1370 °C (2350-2500 °F)
2. Orta ısı seramikleri 1090-1260 °C (2000-2300 °F)
3. Düşük ısı seramikleri 870-1065 °C (1600-1950 °F)

Kullanım alanlarına göre [21, 22]:

1. Metal-seramik restorasyonlar
2. Tam seramik restorasyonlar
3. Porselen protez dişler

Mikroyapılarına göre [13]:

1. Cam bazlı sistemler (esas olarak silika)
2. Cam bazlı, doldurucu sistemler/kristalin faz olarak lösit veya lityum disilikat (esas olarak silika)
3. Kristalin bazlı cam dolduruculu sistemler (esas olarak alümina)
4. Polikristalin seramikler (alümina ve zirkonya)

Materyal çeşitliliğinin çok fazla olması hekimlerin materyal seçimini zorlaştırmaktadır. Modern seramiklerin güncel sınıflaması, genel olarak mikro yapılarına ya da işlenme tekniklerine göre yapılmaktadır.

2.1.4. Metal Destekli Seramikler

Metal alt yapının üzerine seramiğin fırınlanması ile üretilmektedirler. Veneer seramikleri 'feldspatik seramik' olarak adlandırılır ve genellikle lösit bazlıdır. Feldspat düşük bir termal genişleme katsayısına sahiptir ($8.6 \times 10^{-6} / ^\circ\text{K}$). Seramiğin metalin genişleme katsayısına uyum sağlayabilmesi için feldspara lösit eklenmektedir. Feldspatik seramikler hacimce %15-25 lösit içermektedirler [23].

Metal destekli seramik restorasyonlarda metal alt yapıyı maskelemek için kullanılan opak seramik nedeniyle doğal bir görünüm elde etmek zordur [24]. Restorasyonların servikal üçlüsünde porselen daha ince olduğu için, bu durum bitişik gingival dokularda gri renklenme olarak karşımıza çıkabilmektedir [25, 26]. Bazı metal alaşımlarının korozyona uğramaları sonucu çevre periodontal ve gingival dokularda toksik ve alerjik reaksiyonlara sebep olabilirler. Üretimleri zaman alıcıdır ve karşıt diş dokusunda aşındırıcı özelliklere sahiptirler [5, 27-32].

Kabul edilebilir estetik ve dayanıklılık gösteren metal destekli seramik restorasyonların uzun yıllar kullanımından sonra hastaların artan estetik beklentisi tam seramik restorasyonların geliştirilmesine sebep olmuştur [33, 34].

2.1.5. Tam Seramikler

İlk tam seramik kron 1886 yılında Land tarafından geliştirilmiş olup, porselen jaket kron olarak adlandırılmıştır [2]. 1980'li yıllardan itibaren artmış dayanıklılık ve estetiği bir arada sunan üretim teknikleri, tam seramik sistemlerine ilginin artmasına neden olmuştur [20, 22, 35].

Tam seramik restorasyonlarda metal alt yapının olmaması, opak tabakanın sebep olduğu istenmeyen ışık yansımalarını en aza indirmektedir. Bu durum ışık geçirgenliğini arttırmakta ve yarı saydam bir yapı oluşturmaktadır [26]. Avantajları arasında; biyouyumlu olmaları, doğal dişe yakın estetik bir görünüme sahip olmaları, iyi marjinal adaptasyon göstermeleri, baskı kuvvetlerine dayanıklı olmaları, alerjik reaksiyon ve korozyon göstermemeleri sayılabilir [3, 18, 27, 36-38].

Tam seramik sistemlerin, metal destekli seramiklere göre en büyük dezavantajı kırılma dayanımlarının düşük olmasıdır. Kırılmadan önce sadece %1'lik bir elastik bozulma göstermektedirler [35].

2.2. Kompozitler

Mine ve dentine adezyon ile bağlanan diş rengindeki restoratif materyaller olup günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir [39, 40]. Genel olarak hem organik hem de inorganik bileşenleri içeren bu dolgu maddelerine birleşik anlamına gelen 'Kompozit' adı verilmiştir [41].

2.2.1. Tarihçe

İlk defa 1962 yılında Dr. Rafeel Bowen tarafından tanıtılmıştır [39, 42]. Kimyasal olarak polimerize olan bu materyallerin Sınıf III, IV, V kavitelere kullanılması önerilmiştir. Ancak zamanla renk değişikliği görüldüğü saptanmıştır. 1970'lerde ışık ile polimerize olan rezinlerin geliştirilmesi ile renk stabilitesi daha iyi olan kompozit rezinler elde edilebilmiştir [39]. 1980'li yıllarda amalgam ve altın alaşımlara alternatif olarak posterior dişlerde kullanılması amacıyla posterior kompozitler geliştirilmiştir.

2.2.2. Kompozitlerin Yapısı

Organik yapı, inorganik yapı ve ara bağlayıcılar olmak üzere üç temel yapıdan oluşmaktadırlar.

Organik yapı

Kompozit rezinler organik matriksin yapısına göre ikiye ayrılırlar.

Metil metakrilat matriksli (MMA) olanlar

Suda erimezler ve viskoz bir yapıya sahiplerdir. Bükülmeye ve çekmeye karşı dirençli materyallerdir. Polimerizasyon sonrasında MMA monomeri marjinal sızıntılara neden olmaktadır [42].

Bis-GMA matriksli olanlar

Bis-GMA çift fonksiyonlu bir monomer olup, bisfenol-A ve glisil dimetakrilatın reaksiyonu ürünüdür [43]. Viskozitesini azaltmak için dimetakrilat ve trimetakrilat eklenebilir. Bu şekilde elde edilen rezine, trietilenglikol (TEGDMA) adı verilir. Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matriksi kullanılmıştır. Bis-GMA ve UDMA günümüzde kullanılmakta olan tüm kompozit rezin matrikslerini oluşturmakta olup, yoğun kıvamları TEGDMA ile dilüe edilebilmektedir [42].

İnorganik yapı

Matriks içerisinde dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşmaktadır [42].

Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir. Işığı yayar ve geçirirerek mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü oluşmasını sağlar. Kristalin formların sert olması kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemlerini zorlaştırır. Bu nedenle günümüzde, silikanın nonkristalin formu kullanılmaktadır [42].

Ara bağlayıcılar

Organik matriks fazı ile inorganik fazın bağlanması, ara bağlayıcılar ile sağlanmaktadır. Bu yapı silisyum hidrojenli bir bileşik olup, silan olarak adlandırılmaktadır [42].

2.2.3. Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin ilk sınıflandırması 1983 yılında Lutz ve Philips tarafından, doldurucu partikülleri ve üretim şekillerine göre yapılmıştır. 1987'de Roulet, 1988'de Marshall ve Bayne, 1989'da Leinfelder, 1990'da Bayne tarafından sınıflandırılmıştır [40].

Dental kompozitler çeşitli şekillerde sınıflandırılabilir. En yaygın sınıflandırma doldurucu içeriğine, partikül boyutuna ve katılma şekline göre olanlardır.

İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelerine göre [42]:

- Megafil kompozitler (50-100 μm)
- Makrofil kompozitler (10-100 μm)
- Midifil kompozitler (1-10 μm)
- Minifil kompozitler (0,1-1 μm)
- Mikrofil kompozitler (0,01-0,1 μm)
- Nanofil kompozitler (0,001-0,01 μm)

Vizkozitelerine göre:

1. Kondanse olabilen kompozit rezinler

Sıkıştırılabilen kompozit rezinlerdir. Sınıf I ve II restorasyonlarda amalgamlara alternatif olarak üretilmiştir. Daha az yapışkan özellikte olup, daha yoğun viskoziteye sahiptir [42].

2. Akışkan kompozitler

Polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilmiştir [44, 45]. Doldurucu partikül boyutu, dağılımı, morfolojisi ve monomer teknolojisindeki gelişmeler ile özel manipulasyon şekillerine sahip kompozitler geliştirilebilmiştir. Düşük yoğunluklu materyallerdir. Partikül boyutu büyüklüğü ve dağılımı hibrit kompozitlere benzerdir.

2.3. CAD/CAM Blokları

Bilgisayar destekli teknolojideki hızlı gelişme estetik beklentinin artmasına neden olmuştur [46]. Bu gelişmeler günümüz diş hekimliği uygulamalarını da değiştirmiştir [47]. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim) sistemlerin diş hekimliğine girişi 1980'li yılların başında olmuştur. CAD/CAM sistemi; optik olarak

görüntülenme, görüntünün dijitalize edilmesi ve restorasyonların bilgisayar kontrolünde freze edilmesi esaslarına dayanmaktadır. Kron, köprü, inley, onley gibi birçok restorasyon bu sistemler ile hazırlanabilmektedir [48-50].

Seramikler kimyasal olarak stabil olup, üstün mekanik ve optik özelliklere sahiptir. Kompozit materyallerin işlenmeleri kolaydır, ancak aşınmaları, mekanik özellikleri ve biyouyumlulukları seramiklerden daha düşüktür. Bundan dolayı CAD/CAM teknolojisi için farklı seramik blokların (feldspatik seramik, zirkonya vb.) yanı sıra CAD/CAM kompozit bloklar ya da polimer infiltre veya hibrit seramikler olarak da adlandırılan materyeller geliştirilmiştir. Yeni geliştirilen bu materyallerde, seramiğin dayanıklılık ve renk stabilitesi ile kompozitlerin iyi bükülme dayanımı ve düşük aşındırma özellikleri bir araya getirilmiştir [11, 12, 51].

2.3.1. Rezin Matriks Seramikler

Seramikler 100 yıldan uzun süredir diş hekimliğinin temelini oluşturmaktadır. John McLean'ın 1960'ların ortalarında alümina porseleni tanıtımıyla başlayan [52], dayanım, estetik, üretim metodlarındaki sürekli gelişme ile takip eden süreçte, klinisyenlerin seçim yapabileceği birçok materyalin gelişmesi sağlanmıştır. Restorasyonlarda doğru materyal seçiminin yapılabilmesi, materyalin karakteristik özelliklerinin tam anlamıyla bilinmesi ile mümkün olabilir. Ancak sıklıkla in vitro olarak ölçülen dayanıma, yarı saydamlık derecesine, üretim tekniğine ve teknisyenin tercihinine göre materyal seçimi yapılmaktadır.

İdeal olarak bir sınıflandırma sistemi, materyalin nerede ve hangi tip restorasyonlarda kullanılabileceği, nasıl simante edileceği hakkında bilgi vermelidir [53]. Genellikle seramik sınıflandırmaları endikasyon, fırınlanma ısısı, mikro yapıları gibi özellikleri göz önüne alınarak yapılmıştır [4, 21, 54].

Seramik ve seramik benzeri materyalleri sistematik bir biçimde sınıflandırmak ve yeni materyalleri de bu sınıflandırmaya dahil edebilmek için Gracis ve diğerleri, yeni bir sınıflandırma yapmışlardır [53]. Bu sınıflandırmaya göre materyaller üç grup altında toplanmıştır.

Cam matriks seramikler

Metal olmayan, cam içeren inorganik seramik materyallerdir. (feldspatik seramikler, sentetik seramikler veya cam infiltre edilmiş seramikler)

Polikristalin seramikler

Metal olmayan ve cam içermeyen inorganik seramik materyallerdir. (alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya)

Rezin matriks seramikler

Baskın olarak inorganik bileşikler içeren polimer matrikslerdir. (rezin nanoseramik, rezin matriks içinde infiltre edilmiş cam seramik, rezin matriks içinde infiltre edilmiş zirkonya-silika seramik)

Rezin-matriks seramikler ADA 2013 Dental Prosedürler ve Terimler'ine dahil edilmiştir ve *'büyük bölümünü, porselen, cam, seramik ve/veya cam-seramik gibi inorganik refraktör içeren preslenmiş, pişirilmiş, polisajlanmış veya millenmiş materyaller'* olarak tanımlanmıştır [53]. Rezin matriks materyaller, rezin nanoseramikler, hibrit seramikler, çift ağ yapılı materyaller veya polimer infiltre seramik ağ yapılı materyaller gibi değişik şekillerde adlandırılmıştır [53, 55, 56].

Rezin matriks seramikler, inorganik doldurucular ile güçlendirilmiş organik polimerik matriksten oluşmaktadır. Bu kategoriye dahil edilen materyallerin ağırlıkça %50'den fazla inorganik bileşen içermesi gerekmektedir [53]. Polimer içeriği ve poröz seramik parçacıkları oranı, bükülme dayanımı, elastik modülü ve gerilme dayanımı gibi mekanik özelliklerini etkilemektedir [57, 58]. Geleneksel seramik materyallerden daha yüksek eğilme dayanımı ve daha düşük elastik modülü göstermektedir [59]. Rezin matriks materyallerin mekanik özellikleri doğal dişin mine ve dentini ile benzer özellikler göstermektedir [60].

Avantajları arasında; karşıt diş dokusunda az aşındırma yapması, daha az preparasyon gerektirmesi, tamir kolaylığı ve adesiv rezin simanlar ile kimyasal uyumlulukları yer almaktadır [9, 10].

Polimer infiltre seramik ağ yapılı materyaller ve rezin nano seramik materyaller kullanılarak yapılan restorasyonlarda bitirme ve parlatma işlemleri, porselen fırını kullanmadan tek seansta tamamlanır [61].

Paradigm MZ100

CAD/CAM sistemi ile piyasaya sürülen ilk kompozit esaslı bloklardır. Z100™ restoratif materyalinden oluşturulmuştur. Yapısında ağırlıkça %85 oranında çok ince zirkonya-silika seramik partikülleri bulunmaktadır. Partiküller küresel şekilde olup, ortalama 0,6 µm boyutundadır. Geleneksel hibrit kompozitlerdeki öğütülmüş cam dolduruculardan farklıdır. Doldurucular radyopasite, aşınma ve dayanım direnci kazandırmaktadır. Zirkonya-silika partikülleri sol-jel işlemi ile sinterize edilmektedir. Bu partiküller polimer matriks ile yüksek oranda çapraz bağlar yapmaktadır. Polimer matriks; Bis-GMA, TEGDMA ve başlatıcı sistem içermektedir. Bu doldurucu ve polimer bileşenleri yüksek dayanım, esneklik ve yüksek cilalanabilme özellikleri kazandırmaktadır. İnce, onley, kron ve veneer restorasyonlarında kullanılmaktadır [55].

Lava Ultimate

Dağınık doldurucuya sahip bir rezin nanoseramiktir. Matriks kısmını; UDMA (üretan dimetakrilat), doldurucu kısmını; silika (20 nm), zirkonya (4-11 nm), zirkonya silika kümeleri (0,6-10 µm) oluşturmaktadır. Ağırlıkça % 80'ini nanoseramik parçacıklar oluşturur [55, 62]. Yüksek ısı uygulanarak üretildiği için frezelenen sonra tekrar fırınlanmasına gerek yoktur [55].

Elastik modülünün düşük olması, stresin adesiv tabakaya iletilmesine ve desimantasyona sebep olmaktadır. Bu nedenle kron restorasyonlarda kullanılması önerilmez [63]. İnce ve onley restorasyonlarda kullanılmaktadır.

Cerasmart

Dağınık doldurucuya sahip nanoseramik yapısındadır. Matriks kısmını; UDMA ve DMA (dodesil dimetakrilat), doldurucu kısmını; cam bazlı silika ve silika partikülleri (20 ve 300 nm) oluşturmaktadır. Doldurucu partikülleri ağırlığının %71'ini oluşturur. Yüksek sıcaklık altında polimerize edilirler [55, 62]. Matriks yapısı sayesinde gelen kuvvetleri homojen bir şekilde dağıttığı, yüksek esneklik özelliği ile simantasyon sonrasında yüksek dayanım gösterdiği bildirilmektedir [64].

Kron, inley, onley, lamina, veneer, implant üstü kron ve minimal invaziv restorasyonlarda kullanılmaktadır. Metakrilat polimerine karşı bilinen alerjilere sahip hastalarda kullanılmamalıdır. Preparasyonda minimum kalınlığın 1,5 mm olması önerilmektedir [64].

Mine restore edilecek ise HT (yüksek translüsent) blokların, dentin ve mine yapısı restore edilecekse LT (düşük translüsent) blokların kullanılması önerilmektedir [64].

Üretici tarafından yüzey işlemleri için; 25-50 µm alümina partikülleri ile 0,15 Mpa/1,5 bar basınç altında kumlama veya %5'lik hidroflorik asit ile 60 saniye asit ile pürüzlendirme önerilmektedir. %35-37'lik fosforik asit de kullanılmasının da uygun olabileceği bildirilmiştir [64].

Shofu Block HC

Mine benzeri ışık geçirgenliği olan yeni nesil bir hibrit seramik materyalidir. Matriks kısmını UDMA ve TEGDMA, doldurucu kısmını cam bazlı silika partikülleri oluşturmaktadır. Silika partikülleri ağırlıkça %61'ini oluşturmaktadır [53, 62] . Yüksek bükülme dayanımı ve düşük eğilme modülü ile, oklüzal stresleri absorbe edebilmekte ve zirkonya seramiklere alternatif olabileceği düşünülmektedir [65].

Anterior ve posterior diş üstü ve implant üstü kron, inley, onley ve veneer restorasyonlarında kullanılabilir [65].

Shofu Block sisteminde biri kromatik opak dentin tabakası diğeri de translusent mine tabakası olmak üzere, iki tabakalı bloklar mevcuttur [65].

Ambarino High Class

Ağırlığının %70,1'ini inorganik silika doldurucular oluşturmaktadır. Kompozit matris olarak Bis-GMA, UDMA, butandioldimetakrilat içermektedir [66]. Silika doldurucular, ortalama 0,8 µm boyutundadır. Doğal dişe benzer aşınma direncine sahip olup ile karşıt dentisyonu korumakta, 480 MPa'a kadar çiğneme kuvvetlerini absorbe edebilmektedir. İnley, onley, veneer, tam ve parsiyel kron, maksimum üç üyeli köprü ve teleskopik kron yapımında kullanılabilir [66, 67].

Vita Enamic

Çift ağ yapısına sahip olan ilk hibrit seramiktir. Matris kısmını UDMA ve TEGDMA (trietilen glikol dimetakrilat), doldurucu kısmını cam infiltre seramik ağ yapısı oluşturmaktadır. Cam infiltre seramik ağ yapısı ağırlıkça %86'sını, hacimce %75'ini oluşturmaktadır [55, 62]. UDMA ve TEGDMA karışımı seramik ağa infiltre edilmiştir [55]. Seramik alt yapı üzerinde polimerizasyon büzülmesini azaltmak için yüksek sıcaklık ve basınç altında yeni bir polimerizasyon metodu kullanılmıştır. Yüksek ısı polimer zincirlerinin mobilitesini ve basınçla birlikte düşen polimerizasyonu arttırırken; yüksek basınç ise polimerizasyon büzülmesini telafi eder ve defektlerin sayısını ve boyutunu azaltır [68].

Polimer infiltre seramik ağ yapılı (PICN) materyaller olarak adlandırılmaktadır. Doğal dişleri taklit eden mekanik özelliklere sahiptir. PICN materyallerde Young modülü dentine yakın, Vickers sertliği ise mine ile dentin arasındadır [69]. Işıkla sertleşen kompozitlere kıyasla daha düşük toksisite ve artık monomer gözlendiği bildirilmiştir [70].

PICN materyaller; çiğneme kuvvetlerini absorbe edebilme özelliklerinden dolayı, lityum-disilikatlar gibi parsiyel restorasyonlar ve özellikle implant üstü posterior kronlarda kullanılabilir [60, 71]. Aşınmış, erozyona uğramış dişlere minimal invaziv tedavi imkanı sunabilmektedir [55, 72]. Anterior ve posterior kronlar, inley, onley, veneer

restorasyonlarda kullanılabilirler. Bruksizm gibi parafonksiyonlarda kullanılması önerilmemektedir.

Vita Enamic restorasyonlar üretim aşamasında fırınlanmazlar. Klinik durumun translusensi açısından değerlendirilmesi ve buna göre T (transludent) veya HT (yüksek transludent) blokların seçilmesi gerekmektedir. HT bloklar; öncelikli olarak inley, onley, parsiyel kron ve veneer, servikal veneerler ve insizal kenarlarda kullanılmalıdır. T bloklar; tetrasiklin lekelenmeleri, amalgam tatuajlar, metal alt yapı renklenmeleri gibi rengi bozulmuş ya da koyulaşmış kronlarda, yaşlı hastaların restorasyonlarında öncelikli olarak tercih edilmelidir.

Minimum materyal kalınlıklarının insizal kenarlar, tüberkül tepeleri ve isthmusta 1,5 mm, çevresel olarak da 0,8-1,5 mm arasında olması önerilmektedir.

2.4. Seramik Restorasyonların Tamiri

Travma, oklüzal çatışmalar, çiğneme kuvvetinin fazla olması, yorgunluk, uygun olmayan tasarım, yetersiz diş preparasyonu, marteryal içerisindeki mikrodefektler ve mikro pörözite seramik restorasyonların kırılmalarına sebep olabilmektedir [73-77]. Dental materyallerdeki gelişmelere rağmen, özellikle çatlak ve kırık sebebiyle seramik restorasyonların onarım ihtiyacı da artmaktadır [78-80].

Seramik restorasyonların tamiri ağız içinde ve ağız dışında yapılabilmektedir. Restorasyonların ağız dışı tamirleri, ağız içi tamirlerine göre daha estetik sonuçlar vermektedir. Ancak restorasyonun yerinden çıkarılması dişe ve restorasyona daha fazla zarar verilmesine sebep olabilmektedir. Ayrıca restorasyonun tekrar fırınlanması distorsiyon gibi istenmeyen durumların meydana gelmesine neden olabilir. Bu dezavantajlar göz önüne alındığında ağız içi tamir yöntemleri iyi bir alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır [75, 81-85].

Restorasyon kırığı küçük ise, ağız içerisinde ışıkla sertleşen kompozit ile tamir yapılması iyi bir çözüm yöntemi olabilmektedir [75, 76]. Fonksiyonel yüklere dayanabilmesi için tamir materyali ve restorasyon arasında yeterince güçlü bir bağ oluşması önemlidir. Kompozitin,

kırılma sonucu açığa çıkmış yüzeye başarılı bir şekilde bağlanması için uygun bir yüzey hazırlığı yapılmalıdır [84, 86-88]. Yüzey işlemleri mekanik ve kimyasal olarak sınıflandırılabilir [89].

2.4.1. Mikromekanik Retansiyon

Seramik tamirinin kompozit materyali ile yapılabilmesi için seramik yüzeyinde mikroretantif alanların oluşturulması gerekmektedir [90]. Mikromekanik retansiyonun sağlanması için, elmas frez ile pürüzlendirme, asit ile pürüzlendirme, hava abrazyonu ve lazer işlemleri kullanılabilir.

Elmas frez ile pürüzlendirme

Yüzeyde desteksiz kalan porselen yapının ve ağız içerisinde oluşan smear tabakanın uzaklaştırılması amacıyla kullanılmaktadır [91]. Siyah veya yeşil bantlı frezlerin kullanılması önerilmektedir, ancak frezle pürüzlendirme işleminin keskin yüzeyler oluşturduğu ve seramik yüzeylerinde stres birikimine neden olan mikro çatlaklar oluşmasına sebep olabileceği de bildirilmiştir [77, 85].

Asitle pürüzlendirme

Bu işlem için hidroflorik asit (HF), asitlendirilmiş fosfat florid (APF) ve fosforik asit kullanılabilir. HF, porselen pürüzlendirilmesinde en sık kullanılan ve fosforik asitten daha kuvvetli bir ajandır. Seramiklerdeki silika oranı azaldıkça asitleme süresi ve asit konsantrasyonu arttırılmalıdır. Asitleme süresi değiştikçe yüzey pürüzlülüğü de değişmektedir [85].

Asitle pürüzlendirme işlemi, seramiklerin yüzey enerjilerini değiştirir [92, 93]. Asit uygulanması, seramik ya da kompozit yüzeyindeki cam partikülleri çözer ve pürüzlü bir yüzey oluşturur [94].

Hava abrazyonu (Kumlama)

Toplam yüzey alanını arttırırken, yüzey gerilimini azaltarak, seramik yüzeyinin ıslanılabilirliğini arttırmaktadır [77]. Laboratuvar ve ağız içi kullanımına uygun kumlama cihazları bulunmaktadır. Temiz ve reaktif bir yüzey elde edildiği bildirilmektedir [83]. Hava abrazyonu uygulanmasının en büyük dezavantajı yüzey hasarı oluşturarak, restorasyonların uzun dönem başarısını etkileyebilmesidir [95]. Bu nedenle restorasyonun zarar görmemiş kısımlarının alüminyum oksit partiküllerinden korunması gerekmektedir.

Lazer uygulaması ile pürüzlendirme

Erbium-Doped Yttrium Aluminum Garnet (Er-YAG), Karbon Dioksit (CO₂) ve Neodymium Garnet Yttrium Aluminum (Nd: YAG) lazerler seramik yüzeylerinde pürüzlülüğünün elde edilebilmesi için birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır [96-99].

2.4.2. Kimyasal Bağlantı

Seramik ile kompozit arasındaki mekanik bağlanma yeterli bulunmamakta, kimyasal olarak da bağlanmayı arttırmak için silan bağlayıcı ajanların kullanılması önerilmektedir [100-107]. Kompozit rezin ile, seramik veya metal yüzeyi arasındaki kimyasal bağlantı silanlar ya da fosfat monomerler gibi bifonksiyonel monomerler ile oluşturulmaktadır [108].

Silan; silikon (Si), hidrokarbon zinciri (R), organofonksiyonel (Y) ve hidrolize olan gruplardan (X₃) oluşmaktadır. X₃ grubu hidrolize olarak silanol gruplarını açığa çıkarır. Silanol grupları da seramik yüzeyindeki silanol grupları ile kondanse olur ve siloksan bağları oluşur (Si-O-Si). Böylece rezin ile porselen arasında kimyasal bir bağlanma oluşturulur (Rezin-Y-Silan-X-Seramik) [82, 100].

2.5. Renk Kavramı

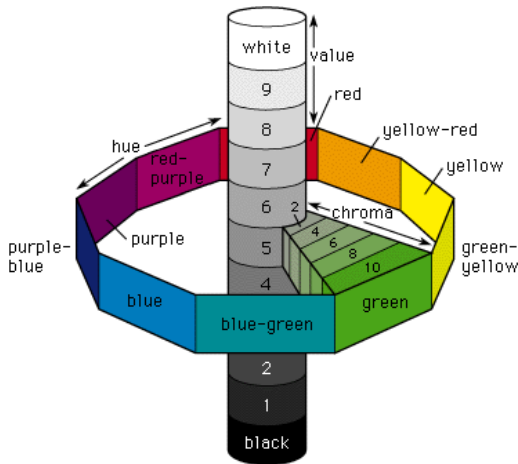
Renk algısı insan gözü ve beyninin bir nesneden yansıyan veya iletilen ışık spektrumuna verdiği psikofizyolojik bir tepkidir [2].

2.5.1. Renk Tanımı

Renk üç temel nitelik ile tanımlanabilir. Bu amaçla Munsell Renk Sistemi ve Uluslararası Aydınlatma Komisyonu'nun (Commission Internationale de l'Éclairage L*a*b – CIELAB) renk sistemi kullanılabilir.

Munsell Renk Sistemi

Munsell Renk Sistemi içi dolu bir küre ya da silindir şeklindedir (Şekil 2.1). Merkezde renksiz veya akromatik eksen bulunmaktadır. Her renk tonu kendi içinde renk değerine ve kromasına göre eksen etrafında sıralanmaktadır. Silindirin üst kısmında açık renkler, alt kısmında ise koyu renkler bulunmaktadır [109]. Bu sistemde rengin üç niteliği hue, chroma ve value olarak isimlendirilmiştir [2].



Şekil 2.1. Munsell Renk Diagramı

Hue (Ana renk)

Belirli bir rengin çeşitliliği olarak tanımlanır, birincil bir renkten veya renklerin bileşiminden meydana gelebilir [2, 110]. Bir nesnenin ana rengi yansıyan ve içinden geçen ışığın dalga boyu ile ilgili olup; kırmızı, yeşil, sarı veya benzeri bir renk olabilir. Dalga boyu ne kadar kısa ise ana renk spektrumunda mor bölgeye, dalga boyu ne kadar uzun ise ana renk spektrumunda kırmızı bölgeye o kadar yakın olur.

Hue, Vita renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) A, B, C ve D harfleri ile temsil edilmektedir [82, 111].

Chorama (Yoğunluk)

Bir tonun yoğunluğu ve gücü olarak tanımlanabilir [2, 110]. Yoğunluk ile parlaklık ters orantılıdır. Kırmızı ve pembe aynı tondan kaynak almaktadır; ancak kırmızının doygunluğu yüksek iken, pembenin doygunluğu düşüktür [110]. Yoğunluk Vita renk skalasında numaralar ile gösterilmektedir [2, 82].

Value (Parlaklık)

Bir rengin göreceli olarak karanlık veya aydınlık olmasıdır. Renk seçiminde parlaklık en önemli özelliktir [110]. Bir nesnenin parlaklığı, nesnenin yansıttığı veya ilettiği ışık enerjisi miktarına bağlıdır. Farklı renklerdeki cisimler aynı sayıda foton yansıtabilir, böylece aynı parlaklık değerine sahip olabilirler. Örneğin siyah-beyaz bir fotoğraf üzerinde yeşil bir nesneyi mavi bir nesneden ayırt etmek zordur. Bu iki cismin renkleri aynı miktarda ışık enerjisi yansıttığından dolayı fotoğrafta benzer görünürler [2].

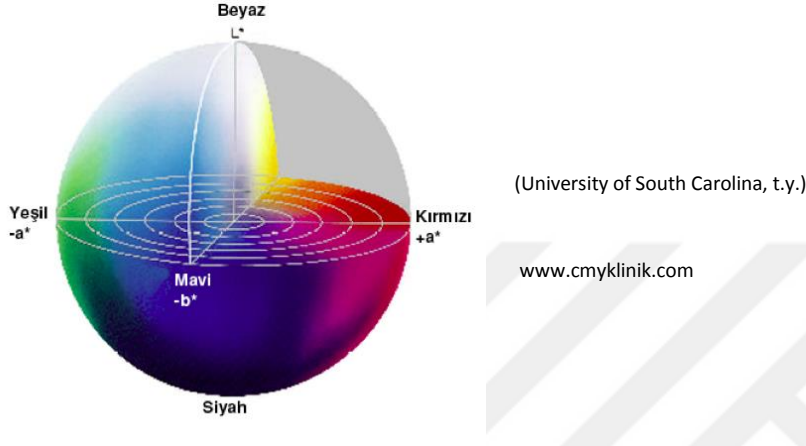
CIELAB renk sistemi

CIELAB renk sistemi neredeyse tüm dünyada diş hekimliğindeki renk araştırmalarında kullanılmaktadır [112-115]. Sistem ilk olarak 1976 yılında tanıtılmıştır. Munsell renk sisteminden farklı olarak, eşit mesafede bulunan renkler arasındaki farklılıklar birim olarak (ΔE) ifade edilmiştir (Şekil 2.2), bu nedenle klinik olarak yorumlanmaları daha kolaydır [2].

Bu sistem de rengi üç koordinat ile tanımlamaktadır;

L değeri:* Rengin akromatik özelliklerini tarif eder. Munsell renk sistemindeki value değerine benzer. Aydınlık, parlaklık, siyah/beyaz özelliklerini ve ana renk ile ilgili olmayan özelliklerini tanımlar. Yüksek L^* değerine sahip renkler, renk alanının üst kısmında yer alır [2].

a^* ve b^* değerleri: Rengin kromatik özelliklerini ve siyah/beyaz olmayan özelliklerini tarif eder. Pozitif a^* değerleri kırmızı-mor renk ile ilişkilendirilirken, negatif a^* değerleri mavi-yeşil renkleri belirtir. Benzer bir şekilde b^* değeri de sarı/mor-mavi eksene karşılık gelir [2].



Şekil 2.2. CIE $L^*a^*b^*$ Koordinatları ve Renk Sistemi

CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde ΔE değeri, iki cisim arasındaki algılanan renk farklılığının miktarını gösteren sayısal bir değerdir. Gruplar arasındaki renk farklılıkları bir formül yardımıyla hesaplanmaktadır [116].

$$\Delta E_{ab}^* = [(L_1^* - L_2^*)^2 + (a_1^* - a_2^*)^2 + (b_1^* - b_2^*)^2]^{1/2}$$

ΔE değerleri için insan gözünün algılayabildiği ve klinik olarak kabul edilebilir değerleri tespit edebilmek, bireysel farklılıklar nedeniyle oldukça güçtür. Tek bir değere odaklanmak yerine “insan gözünün ayırt edebileceği” ve “klinik olarak kabul edilebilir” olarak değerlendirmenin daha uygun olduğu bildirilmiştir [117].

2.5.2. Renk ve Işık İle İlgili Terimler

Işık, nanometreler ile ifade edilen dalga boylarının meydana getirdiği elektromanyetik bir radyasyondur [2]. Radyo dalgaları, X ışınları, ultraviyole ve kızılötesi radyasyon da

elektromanyetik radyasyonun bölümleridir. Ancak insan gözü, 360-780 nm gibi çok dar bir dalga boyu aralığına duyarlıdır [118].

Metamerizm

Farklı spektral yansıma sahip olmalarına rağmen belirli bir ışık kaynağı altında aynı görünen renklerin oluşturduğu fenomene metamerizm adı verilmektedir [2]. Metamerik renkler ışık kaynağı değiştiğinde farklı görülmektedir [2, 119, 120]. Örneğin, iki cisimden biri kırmızı ışığı daha fazla yansıtıyorsa, kırmızı ışık içermeyen ışık kaynağı altında bakıldığında her ikisi de aynı renk olarak görülecektir. Kırmızı renk içeren ışık kaynağı altında bakıldığında ise farklı olarak görüleceklerdir [111].

Dental materyal ve dişin rengi farklı ışık kaynakları (akkor lamba, floresan ışık, gün ışığı) altında farklı görülebilmektedir. Bu nedenle metamerizmi önlemek amacıyla renk belirleme sırasındaki aydınlatma koşullarının da standart olmaları sağlanmalıdır [119].

Translüsensi ve Opasite

Translüsensi bir materyal tarafından iletilen ve yayılan ışığın miktarıdır [119]. Translüsensi transparanlık ve opasite arasındaki bir değişim derecesi olarak tarif edilebilmektedir. Genel olarak, translüsensinin artması, göze gelen ışık oranını azalttığı için value değerinin azalmasına sebep olmaktadır [111].

Dental seramiklerin translüsensisi; kalınlık [121-125], fırınlanma sayısı [124], yapıştırma ajanı [126-128], alttaki diş dokusu [126, 129, 130], kompozisyon [131] ve aydınlatıcıdan [125] etkilenmektedir.

Opasite ise bir materyalin ışık geçirgenliğini engelleme özelliğidir. Bir cisimden spektrumdaki tüm renkler aynı yoğunlukta geri yansıtıyorsa, cisim beyaz renkte görülmektedir. Spektrumdaki tüm renkler eşit olarak absorbe ediliyorsa, cisim siyah olarak görülmektedir. Opak olan bir materyal, az miktarda ışığı absorbe ederek büyük bir kısmını yansıtmaktadır [120].

Translüsensiyi değerlendirmek için translüsensi parametresi (TP) ve kontrast oranı (KO) kullanılmaktadır [132]. TP örneklerin siyah ve beyaz zemin üzerindeki renk farklılığından elde edilmektedir. Materyal tamamen opak ise translüsensi parametresi 0'dır. TP değeri arttıkça materyalin translüsensisi de artmaktadır [133]. TP formülü şu şekilde ifade edilmektedir; $TP = [(L_B - L_W)^2 + (a_B - a_W)^2 + (b_B - b_W)^2]^{1/2}$.

Kontrast oranı, materyelden siyah zemin üzerindeyken yansıyan ışık miktarının (YS), beyaz zemin üzerindeyken yansıyan ışık miktarına (YB) oranıdır. Bu değer transparan materyaller için 0'a, opak materyaller için 1'e yaklaşır [134].

Floresans özellik

Floresans, ışığın bir materyal tarafından absorpsiyonu ve daha uzun bir dalga boyunda spontan bir şekilde yayılmasıdır [111, 118]. Floresans özellik arttıkça chroma azalmaktadır [111].

Doğal bir dişte özellikle dentinde floresans görülmektedir. Dental seramiklerin ultraviyole ışık altında floresans özellik gösterdiği bilinmektedir [119]. Floresans özelliğin restorasyonların daha parlak ve canlı görünmesine sebep olduğu bildirilmektedir [111].

Opalesans özellik

Opelesans özellik, bir materyalin görünür spektrumdaki ışığın kısa dalga boylarının saçılması ile oluşan optik özelliktir. Bu özellik; materyale yansıyan ışık altında mavimsi beyaz bir görünüm, iletilen ışık altında ise turuncu-kahverengi bir görünüm vermektedir. Dişin mine dokusundaki hidroksi apatit kristalleri dişe opelesans özellik vermektedir, bu özellik dişe derinlik ve canlılık kazandırmaktadır [118].

2.5.3. Dişlerin Optik Özellikleri

Doğal dişlerin renk tonu spektrumun sarı ve sarı-turuncu renk aralığında bulunmaktadır. Aynı arktaki dişler farklı renk tonuna sahip olabilmektedir. Kanin dişi santral ve lateral dişlerden daha kırmızıdır. Anterior dişlerde servikal bölgedeki renk tonu orta ve insizal

üçlüdekine göre her zaman daha kırmızıdır. Daha yaşlı dişler mine tabakasının ve opasitesinin azalmasına bağlı olarak yine daha kırmızı görülmektedir [135].

Value büyük ölçüde mine tabakasının kalınlığı ile belirlenmektedir. Mine tabakası aşındığında, dentin tabakası daha çok görünür hale gelmekte ve dentin tabakasının renk yoğunluğu renk değerini daha çok etkilemeye başlamaktadır. Renk değeri servikal bölgede en düşük, dişin orta üçlüsünde en yüksektir [111]. Anterior bölgede en yüksek renk değerine santral dişler sahipken, en düşük renk değeri de kanin dişlerde görülmektedir [135].

Mine translüsent bir yapıya sahiptir. Bu nedenle restoratif materyalin translüsensi özelliğine sahip olması estetik açıdan oldukça önemlidir [136]. Lateral dişler en fazla translüsensiye, kanin dişler ise çok az translüsensiye sahiptir [111].

2.5.4. Renk Seçme Sistemleri

Renk seçimi görsel olarak ya da gittikçe popüler hale gelen renk ölçüm cihazları ile yapılabilmektedir.

Görsel olarak yapılan renk seçimi

Renk ve translüsensinin görsel olarak değerlendirilmesi diş hekimliğinde en çok kullanılan yöntemdir [137]. Bu yöntemin doğru şekilde uygulanmasının zor olduğu ve çok güvenilir bir yöntem olmadığı çalışmalarda bildirilmiştir [138, 139]. Bir nesnenin rengi; kendi fiziksel özelliklerinden, maruz kaldığı ışığın yapısından, gözlemcinin kişisel değerlendirmesinden etkilenmektedir. Bu üç faktörden ikisinin değişmesi aynı objenin çok farklı algılanmasına neden olmaktadır [2].

Cihaz kullanarak yapılan renk ölçümü

Cihaz kullanılarak yapılan renk ölçümlerinin görsel olarak yapılan renk seçimlerinden daha objektif ve güvenilir olduğu bilinmektedir.

Kolorimetreler

Rengi tespit edilecek objelerdeki renk verilerini analiz eden cihazlardır. Bu cihazlar üç uyaranlı x, y, z değerleri veya CIE L*, a*, b* değerlerini vermektedir. Elde edilen değerler matematiksel olarak analiz edilebilir ve farklı objelerin parametreleri karşılaştırılabilir [140].

Kolorimetrelerin yüzey renklerinin ölçümü ve kendisinden parlak renklerin ölçümü olmak üzere iki kullanım alanı bulunmaktadır. Yüzey renklerinin ölçümü için bir ışık kaynağına ihtiyaç duyulurken, kendisinden parlak renklerin ölçümü için ışık kaynağı gerekmemektedir [118].

3 veya 4 silikon fotodiod içerirler. Fotodiodlar içerisinde ışığın spektral özelliklerini sınırlayan kırmızı, yeşil ve mavi filtreler bulunmaktadır [141]. Elde edilen veriler anlaşılır ve basittir [141].

Kolorimetreler düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmışlardır. Dar açıklığa sahip olan cihazlarda 'edge-loss' olarak bilinen ışığın cihaza tam olarak dönmemesi gibi problemler yaşanmaktadır [142].

Spektroradyometreler

Elektromagnetik bölgelerde objelerin kendine özgü yansımaya değerleri bulunmaktadır. Bu yansımaya değerleri objelerin kimyasal yapılarından kaynaklanmaktadır. Spektroradyometreler, radyometrik değerlerin ölçümü (parlaklık ve ışınım) için tasarlanmıştır [140]. Radyometrik enerji, görünür spektrumun 5, 10 veya 20 nm aralıklarında ölçülmektedir [118].

Cihazın ana elementleri; teleskop, monokromatör ve fotoreseptördür. Değerlendirilecek objeye temas etmeden renk ölçümü yapılır. Hem yüzey renklerini hem de kendisinden parlak renkleri belirleyebilmektedir. Ancak, ölçüm pozisyonunda meydana gelebilecek ufak bir değişiklik bulgularda farklılık yaratacağından, ölçümler büyük bir dikkatle yapılmalıdır [118].

Işık kaynağı, spektrometre ve obje arasında açıklık bulunmamaktadır. Böylece 'edge loss' etkisi ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır.

Spektrofotometreler

Spektrofotometreler yüzey renklerinin ölçülmesinde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Bir cisimden yansıyan ışığın, beyaz bir referanstan yansıyan ışığa oranını ölçmek için tasarlanmışlardır. Işık kaynağı, monokromatör ve detektörden oluşmaktadır. Renk ölçümlerinde en sık kullanılan cihazlardır. Spektrometrelere göre sabit bir ışık kaynağı içermesidir [143]. Kolorimetrelere göre farklı ise metamerizmi de değerlendirebilmeleridir [118].

Dijital kameralar

İstenilen objenin görüntüsü dijital bir kamera ile alındıktan sonra, kameranın bağlı olduğu bilgisayar bu değerleri CIE L*a*b* cinsinden ifade etmektedir [144]. Dijital kameraların kullanımı renk ölçümünde, hekim-laboratuvar iletişimde oldukça popüler hale gelmiştir. En önemli avantajı, tüm objenin renk görünümünün elde edilebilmesidir.

Bu çalışmanın amacı; farklı translüsensiye sahip CAD/CAM rezin matriks materyallere, farklı kalınlıklarda tamir materyali uygulanmasının translüsensiye etkisini incelemektir.

Çalışmamızdaki hipotezlerimiz:

I. CAD/CAM rezin matriks seramiklere tamir materyalinin uygulanması translüsen si değerlerinde bir değ işime neden olacaktır.

II. CAD/CAM rezin matriks seramiklere uygulanan farklı kalınlıktaki tamir materyali farklı translüsen si değ erleri göstermesine sebep olacaktır.



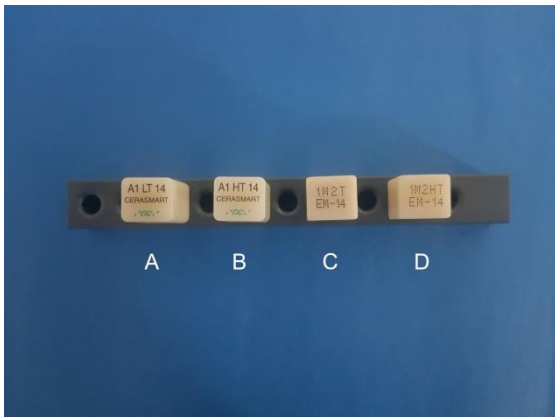
3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 03/2018-12 nolu proje desteği ile Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Çalışmada, iki farklı rezin matriks seramik materyali kullanılmıştır. Nano seramik Cerasmart'ın (Cerasmart, GC, Tokyo, Japonya) düşük translüsent (LT) ve yüksek translüsent (HT); polimer infiltre seramik Vita Enamic'in (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Almanya), yüksek translüsent (HT) ve translüsent (T) CAD/CAM blokları kullanılarak örnekler hazırlanmıştır. İki farklı kalınlıkta (0,3 mm ve 0,5 mm) kompozit tamir materyali uygulanan seramik örneklerin tamir öncesi ve tamir sonrası translüseni ölçümleri yapılmıştır.

3.1. Kullanılan Rezin Matriks Seramikler

İki farklı CAD/CAM rezin matriks materyaline uygulanan farklı kalınlıklardaki tamir materyalinin translüseni üzerine etkisinin incelendiği çalışmamızda kullanılan CAD/CAM blokları Resim 3.1'de, içerikleri ve üreticileri ise Çizelge 3.1'de gösterilmiştir.



Resim 3.1. Çalışmada Kullanılan CAD/CAM Rezin Matriks Blokları A. GC Cerasmart™ A1-LT, B. GC Cerasmart™ A1-HT, C. Vita Enamic® 1M2-T, D. Vita Enamic® 1M2-HT

Çizelge 3.1. Çalışmada Kullanılan CAD/CAM Blokları ve İçerikleri

Materyal	Ticari isim	Renk	Üretim no	Üretici firma	İçerik
Nano seramik	GC Cerasmart	A1-LT	1506101	GC Dental Products Europe, Leuven, Belçika	UDMA + DMA+Bis+MEPP Cam bazlı silika + silika (20 ve 300 nm) (ağırlıkça 71% silika ve cam nanopartikülleri)
Nano seramik	GC Cerasmart	A1-HT	1509021	GC Dental Products Europe, Leuven, Belçika	UDMA + DMA+Bis+MEPP Cam bazlı silika + silika (20 ve 300 nm) (ağırlıkça 71% silika ve cam nanopartikülleri)
Polimer infiltre seramik	Vita Enamic	1 M2-T	54520	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	UDMA+TEGDMA, Cam seramik infiltre ağ yapısı (ağırlıkça 86% / hacimce 75% alüminyum oksit ile zenginleştirilmiş cam seramik)
Polimer infiltre seramik	Vita Enamic	1 M2-HT	63460	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	UDMA+TEGDMA, Cam seramik infiltre ağ yapısı (ağırlıkça 86% / hacimce 75% alüminyum oksit ile zenginleştirilmiş cam seramik)

UDMA: Üretan dimetakrilat; DMA: dodesil dimetakrilat; BisMEPP: 2.2-Bis(4-Metakriloksi-polioksifenil) propan; TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat.

3.2. Kullanılan Tamir Materyalleri

Çalışmada kullanılan tamir materyallerinin (asit, bond ve kompozit) içerikleri ve üreticileri Çizelge 3.2’de verilmiştir.

Çizelge 3.2. Çalışmada Kullanılan Tamir Materyalleri

Materyal	Marka	Üretim no	Üretici firma
Hidroflorik porselen asidi	IPS® Ceramic Etching Gel Refill (%5)	W99196	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, Avustralya
Single bond	Adper™ Single Bond 2 Adhesive	N928591	3M ESPE, St. Paul, MN, Amerika Birleşik Devletleri
Rezin esaslı akışkan restoratif dental materyal	Filtek™ Ultimate Flowable Restorative-A1	907515	3M ESPE, St. Paul, MN, Amerika Birleşik Devletleri

Hidroflorik porselen asiti (IPS® Ceramic Etching Gel Refill)

Hidroflorik asit klinik ve laboratuvar koşullarında kullanılabilen bir ajandır. Koroziv bir materyaldir, solunması veya temas edilmesi halinde canlı dokularda hasara neden olabilmektedir.

Porselen yüzeyinin asitlenmesi için sıklıkla tercih edilen ajandır. % 2,5-10 oranındaki konsantrasyon ve 1-3 dakikaya kadar değişen sürelerde kırık porselenin yüzeyinde amorf bir yapıda çok sayıda gözenek meydana getirerek porselen ve rezinin bağlanmasını kuvvetlendirmektedir. Ağız içi dokularına zarar verebildiği için dikkatli kullanılmalıdır (Resim 3.2).



Resim 3.2. Hidroflorik Porselen Asiti (IPS® Ceramic Etching Gel Refill)

Single bond (Adper™ Single Bond 2 Adhesive)

Adper™ Single Bond Adesiv sistemleri temel olarak total-etch (total pürüzlendirme) adesiv sistemdir. %10'unu 5 nm'lik silika doldurucular oluşturmaktadır. HEMA (2-hidroksietilmetakrilat) da dahil olmak üzere yapısında akrilat monomerleri içermektedir. Direkt olarak kompozit restorasyonlara bağlanma yeteneğinin yanı sıra, porselen, kompozit, metal onarımı, amalgam bağlayıcıları, kök yüzeyi desensitizasyonu gibi çeşitli kullanım alanlarına sahiptir (Resim 3.3).



Resim 3.3. Single bond (Adper™ Single Bond 2 Adhesive)

Rezin esaslı akışkan kompozit materyal (Filtek™ Ultimate Flowable Restorative)

Düşük viskoziteye sahip, görünür ışıkla aktive olan, radyopak, akışkan bir nanokompozittir. Bis-GMA, TEGDMA ve poliakrilat rezinler içermektedir. Doldurucuların partikül büyüklüğü 0,1-5 mikron arasında olan ve agregatlanmamış yüzeyi modifiye edilmiş 20 nm silika doldurucu, agregatlanmamış yüzeyi modifiye edilmiş 75 nm silika doldurucu ve bir yüzeyi modifiye agregatlanmış zirkonya silika partikülleri (4-11 nm zirkonya parçacıkları ve 20 nm silika) ve ytterbiyum triflorid kombinasyonudur. Zirkonya silika partiküllerinin boyutu 0,6-10 mikrondur. İnorganik doldurucu oranı ağırlıkça %65, hacimce %46 olarak bildirilmiştir. Halojen ya da 400-500 nm aralıkta, minimum şiddeti 400 nW/cm² olan bir LED ışıkla polimerize olur. Işınlanmadan önceki şekillerini korurlar (Resim 3.4). Bitirme işlemleri için Sof-Lex bitim ve cila sistemleri ya da disklerin uygun olmadığı durumlarda beyaz taşlarla, kauçukla ya da cila patıyla cilalanmaları önerilmektedir.



Resim 3.4. Rezin Esaslı Akışkan Restoratif Materyal (Filtek™ Ultimate Flowable Restorative)

3.3. Kullanılan Polisaj Materyalleri

Çalışmamızda kullanılan polisaj materyalleri Çizelge 3.3'te verilmiştir.

Çizelge 3.3. Çalışmada Kullanılan Polisaj Materyalleri

Materyal	Marka	Üretim no	Üretici firma
Alüminyum oksit içerikli bitirme ve polisaj diskleri	Sof-Lex™ Extra Thin/Medium	656708	3M ESPE, Seefeld, Almanya
Alüminyum oksit içerikli bitirme ve polisaj diskleri	Sof-Lex™ Extra Thin/Superfine	657336	3M ESPE, Seefeld, Almanya

Bitirme ve polisaj diskleri (3M ESPE Sof-Lex)

Bitirme ve parlatma işlemleri oksijen inhibisyon tabakasını kaldırır, restorasyonun şekil, kontur ve yüzey karakteristiğinin kazandırılmasını sağlar, parlak yüzeyler oluşturur. Direkt olarak kompozit restorasyonlar, rezin modifiye cam iyonomer restorasyonlar, bis-akrilik geçici restorasyonlar, CAD/CAM restorasyonlar, değerli ve yarı değerli restorasyonlarda kullanılmaları önerilmektedir. Diskler alüminyum oksit ile kaplanmıştır. Her aşındırma derecesinin rengi farklıdır. Çalışmamızda Sof-Lex orta ve süper ince diskleri, polisaj işlemi kullanılmıştır (Resim 3.5).



Resim 3.5. 3M Sof-Lex Disk

3.4. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan A1 renkli iki farklı translüsenziye (LT ve HT) sahip Cerasmart CAD/CAM bloklar, 1M2 renkli iki farklı translüsenziye (T ve HT) sahip Vita Enamic CAD/CAM bloklar Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda hassas kesit alma cihazında (Metcon Micracut 201, Bursa, Türkiye) 12×14×1,5 mm boyutlarında olacak şekilde kesilerek hazırlanmıştır (Resim 3.6). Her bir rezin matris CAD/CAM bloğundan iki farklı translüsenzide (20+20) 40'ar adet, toplam (40+40) 80 adet örnek elde edilmiştir.



Resim 3.6. Hassas Kesit Alma Cihazı (Metcon Micracut 201)

Örneklerin tesviye ve polisaj işlemleri, zımparalama ve parlatma cihazı (Metkon Gripo 2V, Bursa, Türkiye) ile 600, 800 ve 1200 gridlik silikon karbid zımparalar kullanılarak 10'ar saniye süre ile su soğutması altında yapılmıştır (Resim 3.7).



Resim 3.7. Zımparalama ve Parlatma Cihazı (Metkon Gripo 2V)

Örneklere Sof-Lex orta ve süper ince diskleri ile (3M Espe, MN, Amerika) üreticilerin önerileri doğrultusunda 10.000 rpm'de polisaj işlemi uygulanmıştır. Tüm polisaj işlemleri düşük hızlı döner el aleti ile (Kavo Ewl 4990; KaVo Dental GmbH, Almanya) örneklerin tek yüzeyine aynı kişi tarafından yapılmıştır. Dijital kumpas kullanılarak (Alpha Tools, Bahag AG, Mannheim, Almanya) tüm örneklerin kalınlığı 1,5 mm olarak ayarlanmıştır (Resim 3.8).



Resim 3.8. Dijital Kumpas İle Örneklerin Kalınlıklarının Ölçülmesi

3.5. Örneklerin Yüzey Temizliği

Tamir materyali uygulanmadan önce ve tamir materyali uygulandıktan sonra, translüseni değerleri ölçümlerinden önce örneklerin üzerinde artık madde kalmaması için distile su ile ultrasonik temizleyicide 10 dk bekletilmiştir (Resim 3.9).



Resim 3.9. Ultrasonik Temizleme Aleti

3.6. Tamir Materyali Uygulanmadan Önce Örneklerin Translüsensi Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin translüsensi değerlerinin ölçümü, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında renk ölçüm (Konica Minolta CR-321, Minolta, Osaka, Japonya) cihazı ile yapılmıştır (Resim 3.10).



Resim 3.10. Kolorimetre (Minolta CR-321, Osaka, Japonya)

Minolta CR-321 (Minolta, Osaka, Japonya), ölçümleri $L^*a^*b^*$ LCH, veya XYZ şeklinde verebilen bir tristimulus kolorimetre cihazıdır. Yüzeylerin yansıyan renklerini, kompakt tristimulus renk analizleri ile ölçmektedir. Ölçüm alanı 3 mm'dir. 45° çevresel aydınlatması ve 0° görüş açısı vardır. Ölçümler çevre koşullarının standardize edilmesi ve ortamdaki ışığın ölçümlerde hataya yol açmaması amacıyla nötral gri renkte, üst tarafında gün ışığını

taklit eden floresan lamla (Activa 172 Sylvania, Almanya) bulunan, CIE D65 standart aydınlatmasında uygun bir renk ölçüm kutusunun içinde gerçekleştirilmiştir. Kalibrasyon işlemi, her grubun ölçümünden önce kalibrasyon plağı kullanılarak yapılmıştır. Her bir örneğin siyah ve beyaz zemin üzerindeki L*, a* ve b* değerleri 3'er kez ölçülmüştür. Tüm ölçümler aynı kişi tarafından yapılarak kaydedilmiştir.

Translusensi parametresi (TP) aşağıdaki formül ile hesaplanmıştır:

$$TP = [(L_B - L_W)^2 + (a_B - a_W)^2 + (b_B - b_W)^2]^{1/2}.$$

(L_W: Beyaz zemindeki parlaklık, L_B: Siyah zemindeki parlaklık, a_W: beyaz zemindeki kırmızı-yeşil renk, a_B: siyah zemindeki kırmızı-yeşil renk, b_W: beyaz zemindeki sarı-mavi renk, b_B: siyah zemindeki sarı-mavi renk)

3.7. Örneklere Tamir Materyalinin Uygulanması

Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyallerine uygulanan tamir materyalinin kalınlıkları ve gruplandırılma planı Çizelge 3.4'de verilmiştir.

Çizelge 3.4. Örneklere Uygulanan Tamir Materyallerinin Kalınlıkları ve Gruplandırılması

Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyalleri (n=80)	Rezin nano seramik (Cerasmart) (n=40)	Cerasmart-LT blok (GC-LT) (n=20)	0,3 mm tamir materyali uygulanması (GC-LT-0,3) (n=10)
			0,5 mm tamir materyali uygulanması (GC-LT-0,5) (n=10)
		Cerasmart-HT blok (GC-HT) (n=20)	0,3 mm tamir materyali uygulanması (GC-HT-0,3) (n=10)
			0,5 mm tamir materyali uygulanması (GC-HT-0,5) (n=10)
	Polimer infiltre seramik ağ yapılı materyal (Vita Enamic) (n=40)	Vita Enamic-T blok (VE-T) (n=20)	0,3 mm tamir materyali uygulanması (VE-T-0,3) (n=10)
			0,5 mm tamir materyali uygulanması (VE-T-0,5) (n=10)
		Vita Enamic-HT blok (VE-HT) (n=20)	0,3 mm tamir materyali uygulanması (VE-HT-0,3) (n=10)
			0,5 mm tamir materyali uygulanması (VE-HT-0,5) (n=10)

Her bir deney grubunda örneklerin tamir uygulanacak yüzeylerinden sonsuz frez kullanarak 0,3 ve 0,5 mm materyal kaldırılarak pürüzlü bir tamir yüzeyi oluşturulmuştur. Aşındırma işlemlerinden sonra, tamir materyali uygulanmadan önce örneklerin kalınlıkları dijital kumpas ile ölçülmüştür.

Hazırlanan tamir yüzeylerine hidroflorik asit (Ivoclar Ceramic Etching Hidroflorik Asit %5, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) üreticilerin önerileri doğrultusunda 60 sn uygulanıp, hava-su spreysi ile yıkanıp kurutulmuştur. Ardından örneklere adeziv (Single Bond Universal, 3M ESPE, Neuss, Almanya) uygulanıp 5 sn hava ile kurutulmuş ve halojen bir ışık cihazıyla 10 sn polimerize edilmiştir. Bu uygulamadan sonra seramik örneklere tamir materyali olarak A1 rengine akışkan kompozit rezin (3M ESPE Filtek TM Ultimate Flowable Composite, Amerika) uygulanmış, 20 sn süre ile her bir yönden halojen ışık cihazıyla polimerize edilmiştir.

Kompozit ile tamir edilen yüzeylere, Sof-Lex orta ve süper ince diskleri kullanılarak (3M Espe, MN, Amerika), üreticilerin önerileri doğrultusunda 10.000 rpm'de polisaj işlemi uygulanmıştır. Tüm polisaj işlemleri düşük hızlı döner el aleti ile (Kavo Ewl 4990; KaVo Dental GmbH, Almanya) aynı kişi tarafından yapılmıştır. Dijital kumpas kullanılarak (Alpha Tools, Bahag AG, Mannheim, Almanya) tüm örneklerin kalınlığı 1,5 mm olarak ayarlanmıştır.

Tamir materyali uygulandıktan sonra, L^* , a^* ve b^* değerleri ölçümlerinden önce örneklerin üzerinde artık madde kalmaması için distile su ile ultrasonik temizleyicide 10 dk bekletilmiştir.

3.8. Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Örneklerin Translüsensi Ölçümlerinin

Yapılması

Tamir materyali uygulanmış örneklerin, siyah ve beyaz zeminlerdeki L^* , a^* , b^* değerleri ölçülüp, kaydedilmiştir. Ölçümler sırasında standardizasyonu sağlamak için her grubun ölçümünden önce kolorimetrenin kalibrasyonu yapılmıştır. Her bir örnekten 3'er kez ölçüm yapılarak kaydedilmiştir. Ardından TP değerleri hesaplanmıştır.

Çalışma sonucunda, elde edilen translusensi değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler (ortalama değerler, standart sapma, en düşük değer ve en yüksek değer) ve grupların karşılaştırılması yapılmıştır.

İstatiksel değerlendirme

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 21 paket programı (SPSS v20.0; IBM SPSS Inc. Chicago, ABD) aracılığı ile analiz edilmiştir. Elde edilen verilerin normallik testleri sonucunda normal dağılan değişkenler için gruplar arası karşılaştırmalarda ANOVA, normal dağılmayan değişkenlerde ise Kruskal-Wallis H testi kullanılmıştır. Grup içi karşılaştırmalarda ise bağımlı gruplarda t testi ve/veya Wilcoxon işaret testi kullanılmıştır. Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup, $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı farklılığın olmadığı belirtilmiştir.



4. BULGULAR

4.1. CAD/CAM Materyallerinin Tamir Öncesi ve Sonrası Beyaz ve Siyah Zeminlerdeki

Ortalama L^* , a^* ve b^* Değerleri

CAD/CAM materyallerine tamir uygulanmadan önce ve tamir uygulandıktan sonra, beyaz ve siyah zeminlerdeki L^* , a^* ve b^* değerleri Çizelge 4.1, Çizelge 4.2, Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4 'te gösterilmiştir.



Çizelge 4.1. GC-LT Örneklerin Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Beyaz ve Siyah Zemin Üzerindeki Ortalama L^* , a^* ve b^* Değerleri

GC-LT n=10	Beyaz zemindeki ilk L^* , a^* , b^* değerleri			0,3 mm tamir materyali uygulandıktan sonra beyaz zemindeki L^* , a^* , b^* değerleri			Siyah zemindeki ilk L^* , a^* , b^* değerleri			0,3 mm tamir materyali uygulandıktan sonra siyah zemindeki L^* , a^* , b^* değerleri		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	63,62	-6,19	+8,79	64,25	-5,84	+6,37	59,35	-5,98	+5,70	60,00	-5,23	+2,65
2	63,44	-6,05	+9,25	63,73	-6,13	+7,22	59,45	-6,06	+5,66	59,64	-5,23	+2,68
3	63,36	-6,23	+9,14	63,74	-6,14	+7,24	59,29	-6,02	+5,58	59,88	-5,22	+2,70
4	63,75	-6,11	+9,05	62,98	-5,69	+7,83	57,87	-5,91	+5,71	60,42	-4,94	+2,48
5	63,10	-6,17	+8,84	62,63	-5,34	+7,40	59,44	-5,93	+5,65	59,94	-5,08	+2,97
6	63,27	-6,09	+8,85	63,89	-5,65	+8,10	58,09	-5,89	+5,60	61,90	-5,28	+2,62
7	63,99	-6,28	+9,00	63,77	-5,65	+7,74	58,34	-5,85	+5,63	60,73	-5,14	+3,96
8	62,97	-6,16	+8,88	63,26	-5,79	+7,42	59,92	-5,98	+5,64	59,23	-5,24	+3,47
9	62,96	-6,16	+8,98	62,17	-5,61	+7,37	58,39	-5,92	+5,51	58,20	-4,99	+3,59
10	63,80	-6,24	+9,03	63,76	-5,42	+7,31	59,69	-5,98	+5,68	61,06	-4,77	+2,45
GC-LT n=10	Beyaz zemindeki ilk L^* , a^* , b^* değerleri			0,5 mm tamir materyali uygulandıktan sonra beyaz zemindeki L^* , a^* , b^* değerleri			Siyah zemindeki ilk L^* , a^* , b^* değerleri			0,5 mm tamir materyali uygulandıktan sonra siyah zemindeki L^* , a^* , b^* değerleri		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	63,10	-6,20	+8,73	60,77	-5,48	+7,34	57,77	-5,83	+5,28	57,77	-5,03	+3,34
2	63,56	-6,11	+8,56	61,76	-5,73	+6,75	59,22	-5,96	+5,69	57,87	-5,11	+2,59
3	62,23	-6,13	+9,44	62,70	-5,73	+6,49	58,40	-5,87	+5,19	57,57	-5,03	+3,36
4	62,69	-6,17	+9,20	63,77	-4,20	+6,83	59,37	-5,94	+5,59	57,00	-5,00	+2,30
5	63,60	-6,09	+8,81	61,52	-5,11	+6,60	57,88	-5,84	+5,60	58,48	-4,75	+2,46
6	62,60	-5,99	+8,39	59,32	-5,06	+6,89	59,04	-5,95	+5,52	58,27	-4,54	+2,95
7	63,44	-6,11	+8,70	62,23	-5,32	+7,01	58,69	-5,91	+5,86	57,22	-5,08	+1,80
8	63,21	-6,15	+9,04	61,15	-5,27	+7,14	58,40	-5,88	+5,49	57,92	-4,78	+3,91
9	63,76	-6,26	+8,78	61,52	-5,96	+8,15	58,58	-5,72	+5,72	58,17	-5,20	+3,62
10	63,16	-6,02	+8,79	59,80	-5,39	+7,42	59,18	-5,92	+5,58	57,87	-5,19	+3,39

Çizelge 4.2. GC-HT Örneklerine Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Beyaz ve Siyah Zemin Üzerindeki Ortalama L^* , a^* ve b^* Değerleri

GC-HT n=10	Beyaz zemindeki ilk L^* , a^* , b^* değerleri			0,3 mm tamir materyali uygulandıktan sonra beyaz zemindeki L^* , a^* , b^* değerleri			Siyah zemindeki ilk L^* , a^* , b^* değerleri			0,3 mm tamir materyali uygulandıktan sonra siyah zemindeki L^* , a^* , b^* değerleri		
1	58,45	-5,14	+6,42	59,84	-5,33	+4,83	52,20	-5,05	+3,50	55,70	-5,33	+2,72
2	58,32	-5,19	+6,11	60,75	-4,25	+3,74	51,63	-5,07	+3,46	56,17	-5,47	+2,05
3	57,91	-5,35	+6,46	61,13	-5,41	+4,41	51,11	-4,98	+3,81	55,08	-4,85	+2,06
4	58,68	-4,81	+5,80	60,14	-4,70	+3,65	50,13	-4,18	+2,55	57,88	-4,94	+2,06
5	58,47	-5,18	+6,22	60,26	-4,30	+3,20	51,77	-5,16	+3,37	55,73	-5,06	+1,99
6	58,31	-5,14	+5,84	58,48	-4,98	+3,87	52,26	-5,18	+3,70	56,29	-5,21	+2,83
7	58,76	-5,22	+6,30	60,67	-5,26	+3,15	51,52	-5,00	+3,48	56,36	-5,11	+1,72
8	58,61	-5,18	+6,03	61,17	-4,96	+3,68	50,85	-4,98	+3,83	56,83	-5,27	+1,94
9	58,30	-5,14	+6,18	59,41	-5,11	+4,07	50,32	-5,24	+3,47	55,98	-5,48	+1,73
10	58,92	-5,24	+5,93	58,63	-5,03	+3,42	50,94	-5,04	+3,68	55,10	-4,75	+1,76
GC-HT n=10	Beyaz zemindeki ilk L^* , a^* , b^* değerleri			0,5 mm tamir materyali uygulandıktan sonra beyaz zemindeki L^* , a^* , b^* değerleri			Siyah zemindeki ilk L^* , a^* , b^* değerleri			0,5 mm tamir materyali uygulandıktan sonra siyah zemindeki L^* , a^* , b^* değerleri		
1	57,18	-5,06	+6,33	59,94	-4,90	+4,26	51,97	-4,61	+2,70	56,41	-5,01	+1,12
2	57,10	-5,01	+5,61	59,67	-4,67	+3,11	51,65	-4,63	+2,43	56,56	-5,14	+1,07
3	58,24	-5,14	+5,79	60,32	-4,77	+3,06	52,17	-4,71	+2,24	53,50	-4,84	+0,83
4	57,44	-5,11	+5,82	60,13	-4,93	+3,24	52,27	-4,65	+2,37	56,84	-5,01	+1,12
5	58,47	-5,07	+5,75	60,87	-4,84	+3,36	51,66	-4,87	+3,40	56,03	-5,21	+1,12
6	58,17	-5,13	+5,56	59,43	-4,74	+3,13	52,94	-5,06	+3,38	55,89	-5,14	+2,12
7	58,07	-4,97	+5,38	61,48	-5,09	+3,82	52,47	-5,14	+3,31	55,98	-5,33	+0,43
8	57,54	-5,18	+5,96	59,81	-4,76	+2,54	52,08	-5,00	+2,76	56,45	-5,10	+1,80
9	58,22	-5,00	+5,86	60,82	-4,89	+3,50	51,73	-5,00	+3,44	54,72	-4,21	+1,70
10	59,63	-5,25	+6,15	58,71	-4,75	+3,38	53,52	-5,07	+3,47	54,44	-5,11	+1,50

Çizelge 4.3. VE-T Örneklerin Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Beyaz ve Siyah Zemin Üzerindeki Ortalama L^* , a^* ve b^* Değerleri

VE-T n=10	Beyaz zemindeki ilk L^* , a^* , b^* değerleri			0,3 mm tamir materyali uygulandıktan sonra beyaz zemindeki L^* , a^* , b^* değerleri			Siyah zemindeki ilk L^* , a^* , b^* değerleri			0,3 mm tamir materyali uygulandıktan sonra siyah zemindeki L^* , a^* , b^* değerleri		
1	66,60	-4,13	+12,21	63,58	-4,51	+13,57	65,50	-4,77	+11,24	62,26	-4,21	+9,22
2	66,43	-4,18	+12,67	64,16	-4,32	+12,73	64,96	-4,81	+11,62	62,09	-4,18	+9,34
3	65,91	-4,14	+12,32	65,00	-4,70	+13,81	63,84	-4,71	+10,98	61,37	-4,32	+9,42
4	66,56	-4,23	+12,44	63,44	-4,53	+13,51	63,92	-4,75	+11,14	61,14	-4,20	+9,21
5	66,24	-4,15	+12,16	64,60	-4,46	+13,27	64,86	-4,77	+11,21	61,24	-4,26	+8,58
6	66,64	-4,08	+12,47	65,90	-4,68	+13,22	64,94	-4,65	+11,03	61,20	-4,43	+9,92
7	66,38	-4,07	+12,41	65,35	-4,40	+12,19	64,74	-4,64	+11,33	61,64	-4,26	+9,25
8	66,33	-4,09	+12,53	65,10	-4,52	+13,12	64,90	-4,67	+11,38	61,98	-4,35	+9,51
9	65,45	-4,31	+12,23	64,06	-4,38	+13,10	64,21	-4,82	+11,11	61,84	-4,19	+8,91
10	65,98	-4,08	+12,39	63,84	-4,51	+12,76	64,29	-4,63	+11,26	61,89	-4,38	+8,74
VE-T n=10	Beyaz zemindeki ilk L^* , a^* , b^* değerleri			0,5 mm tamir materyali uygulandıktan sonra beyaz zemindeki L^* , a^* , b^* değerleri			Siyah zemindeki ilk L^* , a^* , b^* değerleri			0,5 mm tamir materyali uygulandıktan sonra siyah zemindeki L^* , a^* , b^* değerleri		
1	65,80	-4,07	+12,04	63,72	-4,57	+12,45	64,80	-4,77	+11,60	61,71	-4,41	+8,50
2	66,49	-4,18	+12,69	62,37	-4,50	+12,78	64,81	-4,75	+11,34	61,60	-4,35	+9,43
3	66,79	-4,10	+12,42	62,86	-4,47	+12,58	64,85	-4,80	+11,37	60,67	-4,31	+8,40
4	66,25	-4,16	+12,28	62,86	-4,40	+11,34	64,81	-4,75	+11,52	61,85	-4,23	+7,59
5	66,75	-4,17	+12,20	61,53	-4,41	+10,91	64,44	-4,70	+11,14	61,24	-4,33	+7,37
6	66,10	-4,15	+12,31	62,73	-4,34	+13,23	65,33	-4,93	+10,55	60,84	-4,22	+8,67
7	66,18	-4,11	+12,30	62,56	-4,40	+13,13	64,36	-4,76	+11,14	61,34	-4,27	+9,47
8	66,00	-4,14	+12,43	61,65	-4,42	+12,90	64,31	-4,73	+11,41	61,79	-4,20	+9,15
9	66,55	-3,86	+10,51	61,90	-4,42	+12,81	65,74	-4,66	+10,05	61,94	-4,28	+9,25
10	66,23	-4,15	+12,25	63,43	-4,36	+13,30	64,32	-4,62	+11,02	61,63	-4,25	+9,65

Çizelge 4.4. VE-HT Örneklerin Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Beyaz ve Siyah Zemin Üzerindeki Ortalama L*, a* ve b* Değerleri

VE-HT n=10	Beyaz zemindeki ilk L*, a*, b* değerleri			0,3 mm tamir materyali uygulandıktan sonra beyaz zemindeki L*, a*, b* değerleri			Siyah zemindeki ilk L*, a*, b* değerleri			0,3 mm tamir materyali uygulandıktan sonra siyah zemindeki L*, a*, b* değerleri		
	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*
1	58,44	-4,09	+8,66	58,52	-4,79	+9,73	51,15	-4,06	+6,52	50,97	-3,96	+5,89
2	58,44	-4,30	+9,05	57,37	-4,52	+8,52	51,97	-4,00	+6,75	51,06	-3,98	+4,46
3	58,61	-4,28	+8,89	57,23	-4,93	+8,29	50,83	-4,05	+6,31	50,90	-3,91	+4,38
4	59,78	-4,32	+8,97	57,89	-4,55	+8,12	50,85	-4,07	+6,63	52,20	-4,08	+4,29
5	59,35	-4,34	+8,83	57,98	-4,72	+7,76	50,93	-4,08	+6,39	51,44	-3,96	+4,47
6	59,75	-4,33	+9,22	57,94	-4,55	+7,83	52,22	-4,16	+6,81	51,52	-3,80	+4,59
7	59,26	-4,12	+8,47	57,08	-4,47	+6,93	52,34	-4,08	+7,00	51,86	-4,24	+3,20
8	58,81	-4,27	+8,53	58,54	-4,86	+8,58	50,89	-4,14	+6,10	52,23	-4,10	+5,82
9	59,58	-4,23	+8,65	58,04	-4,70	+8,00	51,88	-4,11	+6,32	51,93	-4,07	+4,05
10	59,50	-4,30	+9,03	57,52	-4,53	+7,63	52,46	-4,03	+6,75	51,30	-4,08	+2,68
VE-HT n=10	Beyaz zemindeki ilk L*, a* ve b* değerleri			0,5 mm tamir materyali uygulandıktan sonra beyaz zemindeki L*, a* ve b* değerleri			Siyah zemindeki ilk L*, a* ve b* değerleri			0,5 mm tamir materyali uygulandıktan sonra siyah zemindeki L*, a* ve b* değerleri		
	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*
1	59,08	-4,24	+8,65	57,40	-4,68	+9,01	52,17	-4,03	+6,31	51,74	-4,31	+3,25
2	58,67	-4,25	+8,92	57,01	-4,49	+8,50	53,66	-4,17	+6,83	50,62	-3,94	+5,40
3	59,98	-4,30	+8,83	59,54	-4,60	+8,71	51,97	-4,15	+6,24	51,49	-3,93	+5,58
4	58,96	-4,27	+8,60	57,87	-4,49	+7,82	52,80	-4,13	+6,94	52,83	-4,06	+5,32
5	58,83	-4,30	+8,73	57,64	-4,33	+8,68	52,88	-4,12	+5,62	51,17	-4,12	+5,03
6	59,00	-4,27	+8,89	57,19	-4,45	+8,33	52,89	-4,09	+6,86	52,14	-3,76	+3,17
7	59,24	-4,34	+8,70	58,42	-4,43	+6,33	52,65	-4,09	+6,87	51,76	-3,97	+5,20
8	59,32	-4,38	+9,03	58,61	-4,57	+8,78	52,03	-4,13	+6,73	52,13	-4,38	+4,01
9	59,56	-4,31	+9,29	57,23	-4,70	+8,68	53,19	-4,13	+7,30	51,87	-4,21	+4,69
10	59,04	-4,37	+9,16	58,56	-4,82	+9,42	53,84	-3,75	+6,25	51,62	-3,98	+4,64

4.2. CAD/CAM Materyallerinin Ortalama TP Değerleri

CAD/CAM materyallerinin tamir öncesi (TP ilk) translüsensi değerlerinin ANOVA analizi sonuçlarına göre karşılaştırmaları Çizelge 4.5’de verilmiştir.

Çizelge 4.5. CAD/CAM Materyallerinin Tamir Öncesi Ortalama Translüsensi Değerleri Anova Analizi Tablosu

	Materyal	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma
TP ilk (n=20)	GC-LT	5,89 ^c	5,80	5,21	7,09	0,56
	GC-HT	6,59 ^b	6,41	5,16	9,17	0,88
	VE-T	2,01 ^d	2,10	1,28	2,52	0,34
	VE-HT	7,41 ^a	7,47	6,45	8,70	0,52

Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz, ayrı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir ($p < 0,05$).

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre TP ilk ölçüm değerleri arasında gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmektedir. En büyük TP değeri VE-HT grubunda, en küçük TP değeri ise VE-T grubunda görülmektedir. Tamir materyali uygulanmadan önce materyallerin TP değerleri VE-HT > GC-HT > GC-LT > VE-T olarak bulunmuştur ($F=310,9$ $p=0,0001$).

4.3. CAD/CAM Materyallerinin Grup İçi Karşılaştırmaları

CAD/CAM materyallerinin tamir öncesi (TP ilk) ve tamir sonrası (TP son) translüsensi değerlerinin istatistiksel analiz sonuçlarına göre grup içi karşılaştırmaları Çizelge 4.6, Çizelge 4.7, Çizelge 4.8, Çizelge 4.9, Çizelge 4.10, Çizelge 4.11, Çizelge 4.12 ve Çizelge 4.13'te gösterilmiştir.

GC Cerasmart LT materyaline tamir uygulanmadan önce ve 0,3 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerine ait Wilcoxon T testi tablosu Çizelge 4.6'da verilmiştir.

Çizelge 4.6. GC-LT CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,3 mm'lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu

GC-LT/ 0,3 n=10	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma
TP ilk	7,03	6,99	5,88	9,17	0,94
TP son	1,72	1,64	1,14	2,45	0,46

(Anlamlılık düzeyi $p<0,05$)

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre GC-LT materyallerine 0,3 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerleri, tamir materyali uygulanmadan önce elde edilen TP değerlerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($z=-2,8$, $p=0,005$).

GC Cerasmart LT materyaline tamir materyali uygulanmadan önce ve 0,5 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerine ait Wilcoxon T testi tablosu Çizelge 4.7'de verilmiştir.

Çizelge 4.7. GC-LT CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,5 mm'lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu

GC-LT/ 0,5 n=10	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma
TP ilk	6,15	6,29	5,16	7,05	0,56
TP son	1,92	2,00	0,86	2,40	0,44

(Anlamlılık düzeyi $p<0,05$)

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre GC-LT materyallerine 0,5 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerleri, tamir materyali uygulanmadan önce elde edilen TP değerlerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($z=-2,8$, $p=0,005$).

GC Cerasmart HT materyaline tamir materyali uygulanmadan önce ve 0,3 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerine ait Wilcoxon T testi tablosu Çizelge 4.8’de verilmiştir.

Çizelge 4.8. GC-HT CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,3 mm’lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu

GC-HT/ 0,3 n=10	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma
TP ilk	5,96	5,87	5,27	7,09	0,60
TP son	4,44	4,40	3,72	5,35	0,44

(Anlamlılık düzeyi $p<0,05$)

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre GC-HT materyallerine 0,3 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerleri, tamir materyali uygulanmadan önce elde edilen TP değerlerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($z=-2,8$, $p=0,005$).

GC Cerasmart HT materyaline tamir materyali uygulanmadan önce ve 0,5 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerine ait Wilcoxon T testi tablosu Çizelge 4.9’da verilmiştir.

Çizelge 4.9. GC-HT CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,5 mm’lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu

GC-HT/ 0,5 n=10	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma
TP ilk	5,83	5,80	5,21	6,45	0,54
TP son	4,13	4,13	3,61	4,71	0,28

(Anlamlılık düzeyi $p<0,05$)

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre GC-HT materyallerine 0,5 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerleri, tamir materyali uygulanmadan önce elde edilen TP değerlerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($z=-2,8$, $p=0,005$).

Vita Enamic T materyaline tamir materyali uygulanmadan önce ve 0,3 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerine ait Wilcoxon T testi tablosu Çizelge 4.10'da verilmiştir.

Çizelge 4.10. VE-T CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,3 mm'lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu

VE-T/ 0,3 n=10	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma
TP ilk	1,84	1,85	1,28	2,39	0,38
TP Son	3,66	3,70	2,75	4,39	0,56

(Anlamlılık düzeyi $p<0,05$)

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre VE-T materyallerine 0,3 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerleri, tamir materyali uygulanmadan önce elde edilen TP değerlerinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($z=-2,8$, $p=0,005$).

Vita Enamic T materyaline tamir materyali uygulanmadan önce ve 0,5 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerine ait Wilcoxon T testi tablosu Çizelge 4.11'de verilmiştir.

Çizelge 4.11. VE-T CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,5 mm'lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu

VE-T/ 0,5 n=10	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma
TP ilk	2,19	2,18	1,80	2,52	0,19
TP Son	3,75	3,81	3,12	4,18	0,36

(Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$)

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre VE-T materyallerine 0,5 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerleri, tamir materyali uygulanmadan önce elde edilen TP değerlerinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($z = -2,8$, $p = 0,005$).

Vita Enamic HT materyaline tamir materyali uygulanmadan önce ve 0,3 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerine ait Wilcoxon T testi tablosu Çizelge 4.12'de verilmiştir.

Çizelge 4.12. VE-HT CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,3 mm'lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu

VE-HT/ 0,3 n=10	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma
TP ilk	7,61	7,51	6,87	8,70	0,50
TP Son	3,39	3,50	2,34	3,84	0,46

(Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$)

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre VE-HT materyallerine 0,3 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerinin, tamir materyali uygulanmadan önce elde edilen TP değerlerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($z = -2,8$, $p = 0,005$).

Vita Enamic HT materyaline tamir materyali uygulanmadan önce ve 0,5 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerine ait Wilcoxon T testi tablosu Çizelge 4.13’de verilmiştir.

Çizelge 4.13. VE-HT CAD/CAM Materyallerine Tamir Uygulanmadan Önce ve 0,5 mm’lik Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra TP Değerlerinin Wilcoxon T Testi Tablosu

VE-HT/ 0,5 n=10	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma
TP ilk	7,22	7,34	6,45	7,82	0,48
TP Son	3,64	3,35	3,10	5,38	0,75

(Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$)

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre VE-HT materyallerine 0,5 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerleri, tamir materyali uygulanmadan önce elde edilen TP değerlerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($z = -2,8$, $p = 0,005$).

4.4. CAD/CAM Materyallerinin Gruplar Arası Karşılaştırması

CAD/CAM materyallerinin tamir öncesi (TP ilk) ve tamir sonrası (TP son) TP değerlerinin istatistiksel analiz sonuçlarına göre gruplar arası karşılaştırmaları Çizelge 4.14, Çizelge 4.15, Çizelge 4.16 ve Çizelge 4.17’de gösterilmiştir.

GC Cerasmart LT ve HT, Vita Enamic T ve HT seramik örneklerine, tamir materyali uygulanmadan önce ve 0,3 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerinin Kruskal Wallis H testi tablosu Çizelge 4.14’te verilmiştir.

Çizelge 4.14. CAD/CAM Rezin Matriks Seramik Örneklerle Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve 0,3 mm Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Kruskal Wallis H Testi Tablosu

TP n=10	Materyal	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma	Sıra Ortalaması
TP ilk	GC-LT	5,96	5,87 ^b	5,27	7,09	0,60	17,10
	GC-HT	7,03	6,99 ^b	5,88	9,17	0,94	26,20
	VE-T	1,84	1,85 ^a	1,28	2,39	0,38	5,50
	VE-HT	7,61	7,51 ^b	6,87	8,70	0,50	33,20
TP son	GC-LT	4,44	4,40 ^b	3,72	5,35	0,44	34,00
	GC-HT	1,72	1,64 ^a	1,14	2,45	0,46	5,60
	VE-T	3,66	3,70 ^b	2,75	4,39	0,56	23,05
	VE-HT	3,39	3,50 ^b	2,34	3,84	0,46	19,35

Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, ayrı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir ($p < 0,05$).

Tamir materyali uygulanmadan önce elde edilen TP değerlerinin istatistiksel analiz sonuçlarına göre; VE-T materyallerinin TP değerleri, diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük olarak saptanmıştır ($H = 31,4$, $p = 0,0001$).

En yüksek TP değerleri VE-HT grubunda görülmüş olup, GC-LT, GC-HT ve VE-HT grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p > 0,05$).

0,3 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerinin istatistiksel analiz sonuçlarına göre; GC-HT materyallerinin TP değerleri, diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük olarak saptanmıştır ($H = 30,1$, $p = 0,0001$).

En yüksek TP değerleri GC-LT grubunda görülmüş olup, GC-LT, VE-T ve VE-HT grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p > 0,05$).

GC Cerasmart LT ve HT, Vita Enamic T ve HT seramik örnekler, tamir materyali uygulanmadan önce ve 0,5 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerinin Kruskal Wallis H testi tablosu Çizelge 4.15'te verilmiştir.

Çizelge 4.15. CAD/CAM Rezin Matriks Seramik Örnekler Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve 0,5 mm Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Kruskal Wallis H Testi Tablosu

TP n=10	Materyal	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma	Sıra Ortalaması
TP ilk	GC-LT	5,83	5,80 ^a	5,21	6,45	0,54	19,60
	GC-HT	6,15	6,29 ^a	5,16	7,05	0,56	21,90
	VE-T	2,19	2,18 ^b	1,80	2,52	0,19	5,50
	VE-HT	7,22	7,34 ^a	6,45	7,82	0,48	35,00
TP son	GC-LT	4,13	4,13 ^a	3,61	4,71	0,28	31,65
	GC-HT	1,92	2,00 ^b	0,86	2,40	0,44	5,50
	VE-T	3,75	3,81 ^a	3,12	4,18	0,36	24,25
	VE-HT	3,64	3,35 ^a	3,10	5,38	0,75	20,60

Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, ayrı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir ($p < 0,05$).

Tamir materyali uygulanmadan önce elde edilen TP değerlerinin istatistiksel analiz sonuçlarına göre; VE-T materyallerinin TP değerleri, diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük olarak saptanmıştır ($H=32,05$, $p=0,0001$).

En yüksek TP değeri VE-HT grubunda görülmüş olup, VE-HT, GC-LT ve GC-HT grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p > 0,05$).

0,5 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerinin istatistiksel analiz sonuçlarına göre GC-HT materyallerinin TP değerleri, diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük olarak saptanmıştır ($H=26,5$, $p=0,0001$).

En yüksek TP değerleri GC-LT grubunda görülmüş olup, GC-LT, VE-T ve VE-HT grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p > 0,05$).

GC Cerasmart LT ve HT, Vita Enamic T ve HT seramik örneklere, tamir materyali uygulanmadan önce (TPilk) ve iki farklı kalınlıkta (0,3 ve 0,5 mm) tamir materyali uygulandıktan sonra (TPson) elde edilen TP değerlerinin Kruskal Wallis H testi tablosu Çizelge 4.16'da verilmiştir.

Çizelge 4.16. CAD/CAM Rezin Matriks Seramik Materyallerin Farklı Tamir Kalınlığına Göre TP ilk ve TP son Değerlerinin Kruskal-Wallis H Testi Tablosu

TP n=10	Materyal	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma	Sıra Ortalaması
TP ilk	GC-LT-0,3	5,96	5,87 ^b	5,27	7,09	0,60	37,40
	GC-LT-0,5	5,83	5,80 ^b	5,21	6,45	0,54	34,90
	GC-HT-0,3	7,03	6,99 ^a	5,88	9,17	0,94	56,80
	GC-HT-0,5	6,15	6,29 ^b	5,16	7,05	0,56	39,90
	VE-T-0,3	1,84	1,85 ^c	1,28	2,39	0,38	7,90
	VE-T-0,5	2,19	2,18 ^c	1,80	2,52	0,19	13,10
	VE-HT-0,3	7,61	7,51 ^a	6,87	8,70	0,50	69,80
	VE-HT-0,5	7,22	7,34 ^a	6,45	7,82	0,48	64,20
TP son	GC-LT-0,3	4,44	4,40 ^a	3,72	5,35	0,44	69,10
	GC-LT-0,5	4,13	4,13 ^a	3,61	4,71	0,28	61,25
	GC-HT-0,3	1,72	1,64 ^c	1,14	2,45	0,46	9,00
	GC-HT-0,5	1,92	2,00 ^c	0,86	2,40	0,44	12,20
	VE-T-0,3	3,66	3,70 ^b	2,75	4,39	0,56	45,85
	VE-T-0,5	3,75	3,81 ^b	3,12	4,18	0,36	47,85
	VE-HT-0,3	3,39	3,50 ^b	2,34	3,84	0,46	37,75
	VE-HT-0,5	3,64	3,35 ^b	3,10	5,38	0,75	41,00

Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, ayrı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir ($p < 0,05$).

Tamir materyali uygulanmadan önce elde edilen TP değerlerinin gruplar arası karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ($H=65,5$, $p=0,0001$).

Tamir materyali uygulanmadan önce en yüksek TP değerleri VE-HT-0,3 grubunda görülmekte olup, VE-HT-0,3, VE-HT-0,5 ve GC-HT-0,3 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p>0,05$).

Tamir materyali uygulanmadan önce en düşük TP değerleri VE-T-0,3 grubunda görülmekte olup, VE-T-0,3 ve VE-T-0,5 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p>0,05$).

Tamir materyali uygulanmadan önce GC-LT 0,3, GC-LT 0,5 ve GC-HT-0,5 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir ($p>0,05$).

Farklı kalınlıklarda tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerinin gruplar arası karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ($H=58$, $p=0,0001$).

Tamir materyali uygulandıktan sonra en yüksek TP değerleri GC-LT-0,3 grubunda görülmekte olup; GC-LT-0,3 ve GC-LT-0,5 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0,05$).

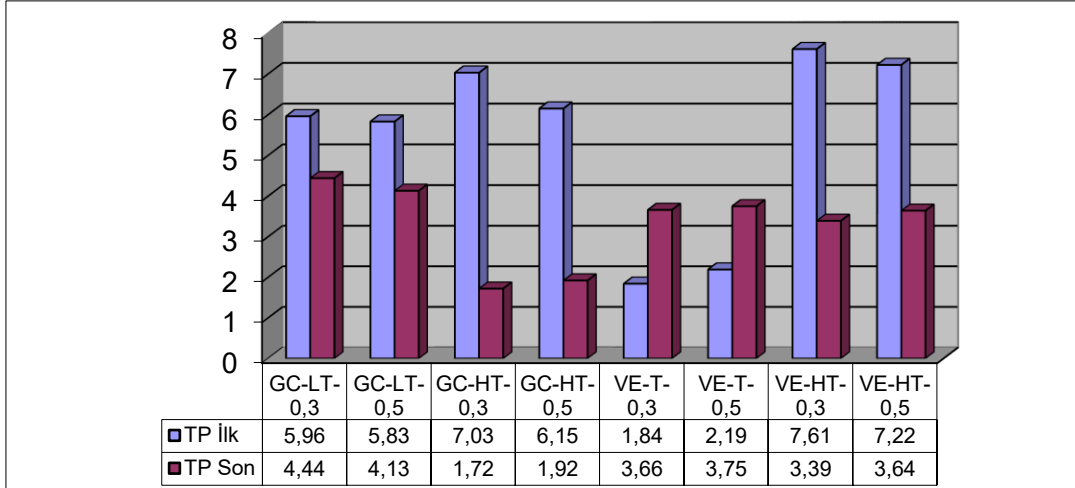
Tamir materyali uygulandıktan sonra en düşük TP değerleri GC-HT-0,3 grubunda görülmekte olup, GC-HT-0,3 ve GC-HT-0,5 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p>0,05$).

Tamir materyali uygulandıktan sonra VE-T-0,3, VE-T-0,5, VE-HT-0,3 ve VE-HT-0,5 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0,05$).

Farklı kalınlıklarda tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerinin sıralaması şu şekilde bulunmuştur;

GC-LT-0,3> GC-LT-0,5> VE-T-0,5> VE-T-0,3> VE-HT-0,3> VE-HT-0,5> GC-HT-0,5> GC-HT-0,3.

CAD/CAM materyallerine tamir materyali uygulanmadan önce ve farklı kalınlıklarda (0,3 ve 0,5 mm) tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen TP değerlerindeki değişimlerin dağılımı Şekil 4.1’de verilmiştir.



Şekil 4.1. CAD/CAM Resin Matriks Seramik Örneklerle Tamir Materyali Uygulanmadan Önce ve Farklı Kalınlıklarda Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Elde Edilen TP Değerlerinin Dağılım Grafiği

VE-T materyaline farklı kalınlıklarda tamir materyalleri uygulandıktan sonra TP değerlerinde artış görülmektedir. Diğer gruplarda ise farklı kalınlıklarda tamir materyali uygulandıktan sonra TP değerlerinde azalma görülmektedir.

GC Cerasmart LT ve HT, Vita Enamic T ve HT seramik örneklerle, tamir materyali uygulanmadan önce (TP ilk) ve iki farklı kalınlıkta (0,3 ve 0,5 mm) tamir materyali uygulandıktan sonra (TP son) elde edilen TP değerleri farkının Kruskal Wallis H testi tablosu Çizelge 4.17’de verilmiştir.

Çizelge 4.17. CAD/CAM Rezin Matriks Seramik Materyallerin Farklı Tamir Kalınlığına Göre TP ilk ve TP son Değerleri Arasındaki Farkın Kruskal-Wallis H Testi Tablosu

TP n=10	Materyal	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma	Sıra Ortalaması
TP (ilk-son)	GC-LT-0,3	1,52	1,62 ^d	0,28	2,40	0,68	30,80
	GC-LT-0,5	1,69	1,61 ^d	1,09	2,76	0,56	31,65
	GC-HT-0,3	5,32	4,77 ^a	4,20	8,03	1,13	71,60
	GC-HT-0,5	4,22	4,21 ^{ab}	2,76	5,51	0,75	59,95
	VE-T-0,3	-1,82	-1,88 ^c	-2,75	-0,65	0,62	8,90
	VE-T-0,5	-1,56	-1,71 ^c	-2,38	-0,60	0,51	12,10
	VE-HT-0,3	4,22	3,80 ^b	3,68	5,40	0,72	57,50
	VE-HT-0,5	3,58	3,93 ^b	1,26	4,72	1,04	51,50

Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, ayrı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir ($p < 0,05$).

TP ilk ve TP son değerleri arasındaki farklar alınarak elde edilen yeni değişkenlerin istatistiksel analiz sonuçlarına göre gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmektedir ($H=69,1$, $p=0,0001$).

TP ilk ve TP son değerleri arasındaki en büyük farklılık GC-HT-0,3 grubunda görülmekte olup, GC-HT-0,3 ve GC-HT-0,5 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p > 0,05$).

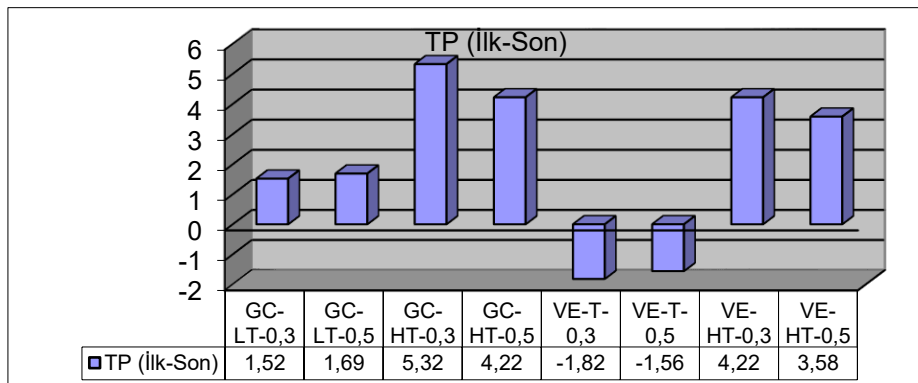
GC-HT-0,5, VE-HT-0,3 ve VE-HT-0,5 grupları arasında TP ilk ve TP son değerleri farkı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p > 0,05$).

TP ilk ve TP son değerleri arasındaki en küçük farklılık GC-LT-0,5 grubunda görülmekte olup, GC-LT-0,3 ve GC-LT-0,5 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p > 0,05$).

Çalışmada kullanılan CAD/CAM rezin matriks seramik materyallerinin tamir öncesi ve tamir sonrası translüsensi değişimleri (TPilk-TPson) açısından sıralanması şu şekilde bulunmuştur;

GC-HT-0,3> GC-HT-0,5> VE-HT-0,5> VE-HT-0,3> VE-T-0,3> VE-T-0,5> GC-LT-0,3> GC-LT-0,5.

CAD/CAM materyallerinin tamir öncesi ve tamir sonrası TP değerleri arasındaki farkın dağılımı Şekil 4.2. de verilmiştir.



Şekil 4.2. CAD/CAM Resin Matriks Seramik Materyallerinin TPilk ve TPson Değerleri Arasındaki Farkın Dağılım Grafiği

TP ilk ve TP son değerleri arasındaki en büyük farklılık, GC-HT-0,3 grubunda, ikinci en büyük farklılık GC-HT-0,5 grubunda, en küçük farklılık ise GC-LT-0,3 grubunda görülmektedir.

VE-T-0,3 ve VE-T-0,5 gruplarında, tamir sonrası TP değerleri, tamir öncesi TP değerlerinden daha yüksek bulunduğu için, farkları alındığında negatif değerler elde edilmiştir.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda kullanılan farklı translüsensiye sahip CAD/CAM rezin matriks seramik materyallerinin iki farklı kalınlıkta kompozit tamir materyali uygulandıktan sonra translüsensi değerlerindeki değişim incelenmiş olup, hipotezlerimizin bir kısmı kabul edilmiştir, bir kısmı reddedilmiştir:

I. "CAD/CAM rezin matriks seramiklere tamir materyalinin uygulanması translüsensi değerlerinde bir değişime neden olacaktır." hipotezi tamir materyali uygulanmadan önce elde edilen translüsensi değerleri ile tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen translüsensi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunması sebebiyle kabul edilmiştir.

II. "CAD/CAM rezin matriks seramiklere uygulanan farklı kalınlıktaki tamir materyali farklı translüsensi değerleri göstermesine sebep olacaktır." hipotezi tamir materyali uygulandıktan sonra gruplar arası karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunması, ancak grup içi karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaması sebebiyle kısmen kabul edilmiştir.

CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle birlikte kullanılan materyaller de geliştirilmiştir [145, 146]. Artan estetik beklentinin yanı sıra kalıcı restorasyonlar elde edebilmek için üstün fiziksel özelliklere de ihtiyaç vardır. Metal olmayan CAD/CAM materyalleri seramikler ve kompozitler olmak üzere iki grup altında sınıflandırılmaktadır [11]. Seramikler; polikristalin ve cam seramikler olarak, kompozitler ise; makro doldurucu, mikro doldurucu, hibrit ya da nano kompozitler olarak alt gruplara ayrılmaktadır [147].

Seramik restorasyonlar yüksek estetik görünüm ve aşınma direnci, biyouyumluluk ve renk stabilitesi gibi birçok avantaja sahiptir [148, 149]. Termal iletkenlik ve termal genişleme katsayısı, mine ve dentinin değerlerine oldukça yakındır. Baskılara karşı direnci yüksek (350-550 MPa) olan seramiklerin, gerilime karşı dirençleri oldukça düşüktür (20-60 MPa) [110], kırılımandır, karşıt dentisyonda aşınmaya neden olurlar, çatlaklar ve üretim sırasında oluşan kusurlara karşı hassastır [11, 148, 150]. Kompozitler ise daha yumuşak ve kolay

işlenebilir materyallerdir. Bitirme ve parlatma işlemleri kolaydır. Yüksek aşınma göstermelerine rağmen ilaveler yapılabilen materyallerdir [11, 151]. Yapılan çalışmalarda kompozit rezin bloklar ile üretilen restorasyonlarda artmış materyal aşınması, yüzey parlaklığı kaybı ve renk stabilite problemleri bildirilmiştir [152].

Seramiklerin dayanıklılık ve renk stabilitesi, kompozitlerin yüksek bükülme dayanımları ve düşük aşındırıcı özellikleri gibi olumlu özellikleri bir araya getirerek yeni kompozisyona sahip CAD/CAM bloklar üretilmiştir [11, 12]. Bu materyaller gelişmiş mekanik özellikler ile üstün estetik ve optik özelliklere sahiptir [153].

Rezin matriks seramik bloklar, yüksek sıcaklık ve basınç altında üretilen hibrit, nanohibrit ve nanodoldurucu içeren materyallerdir [154]. Üretilmeleri ve tamir işlemlerinin uygulanması seramiklerden daha kolaydır. Bu materyallerin bitirme ve parlatma işlemleri porselen fırını kullanılmadan tek seansta tamamlanabilmektedir [61]. Seramik materyaller ile kıyaslandığında, CAD/CAM rezin matriks seramik blokları kullanılarak marjinal bölgelerde bile çok ince kalınlıklarda restorasyonlar üretilebilmektedir. Bu özellikleri sayesinde inflame gingival yapılar veya uzamış iyileşme periyodlarının mevcut olduğu durumlarda uzun süreli geçici restorasyonlar olarak da kullanılmaktadır [155].

El-Damanhoury ve diğerleri [156], CAD/CAM feldspatik seramik, lityum disilikat ve rezin nanoseramik materyallerin kırılma direncini karşılaştırdıkları araştırmalarında, rezin nanoseramik materyallerin daha yüksek kırılma direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Johnson ve diğerleri [157], CAD/CAM kompozit ve kompozit-seramik içerikli materyallerden üretilen oklüzal veneer restorasyonların kırılma dayanımlarını değerlendirdikleri araştırmalarında, bu materyallerin kırılmaları için gerekli olan kuvvetin, çiğneme kuvvetlerinden çok daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca kompozit-seramik içerikli hibrit materyallerin, kompozit içerikli materyallerden daha ağır yüklere dayanabildiğini vurgulamışlardır.

Egbert ve diğerleri [158], CAD/CAM kompozit, rezin nanoseramik ve hibrit seramiklerden üretilen ultra ince (0,3 mm) veneer restorasyonların kırılma dayanımlarını

değerlendirdikleri araştırmalarında, hibrit seramik ve kompozit restorasyonların benzer sonuçlar gösterdiğini ancak en yüksek kırılma dayanımının rezin nanoseramiklerde görüldüğünü bildirmişlerdir.

Awada ve diğerleri [159], Lava Ultimate, Vita Enamic, Cerasmart, IPS Empress CAD, Vita Block Mark II ve Paradigm MZ100 CAD/CAM materyallerinin mekanik özelliklerini ve kenar uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, polimer bazlı materyallerin bükülme testlerinde seramik materyallerden daha iyi performans gösterdiğini ve rezin bileşenlerin materyalin kırılma dayanımını azaltmaya yardımcı olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca Lava Ultimate ve Cerasmart materyallerinin bükülme direnci ve elastik modülünün diğer CAD/CAM materyallerinden daha yüksek olduğunu; Lava Ultimate, Vita Enamic, Cerasmart, Paradigm MZ100 materyallerinin kenar pürüzlülükleri arasında fark bulunmadığını ve bu değerlerin geleneksel seramiklerden daha az olduğunu göstermişlerdir.

Shetty ve diğerleri [63], rezin matris seramiklerin çiğneme kuvvetlerinin yoğun olmadığı durumlarda cam seramik materyallere alternatif olabileceğini, geleneksel CAD/CAM bloklarından daha estetik ve kıyaslanabilir mekanik özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Lauvahutanon ve diğerleri [154], kompozit rezin (Block HC, Cerasmart, Gradia Block, Lava Ultimate), hibrit seramik (Vita Enamic), feldspatik seramik (Vita Blocks Mark II) materyallerinden Cerasmart ve Lava Ultimate'in diğer seramik ve polimer içerikli CAD/CAM restoratif materyallerden daha yüksek bükülme dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Albero ve diğerleri [60], rezin nanoseramik (Lava Ultimate), polimer infiltre seramik (Vita Enamic), feldspatik seramik (Mark II), lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD), lösit içeren seramik (Empress-CAD) materyallerinden, IPS e.max CAD'in mekanik özellikler açısından daha başarılı bulunduğunu, bunu Vita Enamic ve Lava Ultimate'in izlediğini bildirmişlerdir.

Selz ve diğerleri [160], yayınladıkları vaka raporunda, 65 yaşındaki bir hastaya diş ve implant destekli Vita Enamic restorasyonlar uygulandıktan sonra 3 yıllık takip sonucunda

estetik, fonksiyon, oklüzyon, dişeti ve peri-implant dokularda bir değişiklik gözlenmediği ve restorasyonlarda kırığa rastlanmadığını bildirmişlerdir. CAD/CAM hibrit seramik materyallerin yeterli kırılma dayanımına sahip olduğunu ve posterior bölgelerde oklüzal kuvvetleri absorbe edebildiğini belirtmişlerdir.

Venturini ve diğerleri [161], cam seramik, hibrit seramik, rezin seramik CAD/CAM monolitik materyalleri arasında rezin nanoseramikin en yüksek kırılma dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Pop-Ciutnila ve diğerleri [162], farklı renk ve opasiteye sahip Vita Enamic CAD/CAM materyaller ve çekilmiş maksiller dişlerden elde edilen örneklerin renk ve translüsensi olarak uygunluğunu değerlendirdikleri çalışmalarında, Vita Enamic'in, nötr diş rengi ile uyumlu bir materyal olduğunu ve bu nedenle ön ve arka grup restorasyonlar için iyi bir seçim olacağını bildirmişlerdir.

Yapılan araştırmalar göz önüne alınarak, estetik ve mekanik özellikleri nedeniyle son yıllarda oldukça popüler hale gelmiş CAD/CAM rezin matriks seramiklerin, rezin nanoseramik grubuna ait GC-Cerasmart ve polimer infiltre seramik grubuna ait Vita Enamic materyallerinin düşük ve yüksek translüsensiye sahip blokları çalışmamıza dahil edilmiştir.

Awad ve diğerleri [163], CAD/CAM materyalleri ve kompozit rezinlerin translüsensilerini değerlendirdikleri araştırmalarında, örneklerin kalınlıklarını 1 ve 2 mm olarak hazırlamışlardır.

Stawarczyk ve diğerleri [62], Lava Ultimate, Cerasmart, Shofu Blok, Vita Enamic, IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD materyallerinin translüsensi ve renklemelerini değerlendiği araştırmalarında örneklerin kalınlığını 1,2 mm olarak hazırlamışlardır.

Günel ve Ulusoy [164], Vita Suprinity, Vita Enamic, Vita Mark II, GC Cerasmart, Lava Ultimate, IPS e.max CAD ve Prettau Anterior materyallerinin optik özelliklerini değerlendirdikleri araştırmalarında, materyal kalınlıklarını 0,5 ve 1 mm olarak belirlemişlerdir.

CAD/CAM materyallerin translüsensilerinin değerlendirildiği bir çalışmada, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Celtra Duo), lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD), rezin nanoseramik (Lava Ultimate), polimer infiltre seramik (Vita Enamic), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Vita Suprunity), ve zirkonya (Vita YZ-HT) materyallerinden üretilen kron restorasyonların kalınlıkları 1,3-1,5 mm olarak değerlendirilmiştir [165].

Holloway ve Miller [166], restorasyon dayanımdan emin olabilmek için üretici firmanın önerdiği optimum materyal kalınlıklarına göre restorasyonların üretilmesi gerekliliğini vurgulamıştır.

Cerasmart için üretici firma; preparasyonun minimum kalınlığını 1,5 mm, marjinlerde 1 mm, pit ve fissürlerde 1,5 mm, tüberküllerde 1,5 mm olarak bildirmektedir.

Vita Enamic için üretici firma; minimum materyal kalınlıklarını, anterior kronlarda insizalde 1,5 mm ve çevresel olarak 0,8 mm, posterior kronlarda fissürlerde 1 mm, tüberkül tepelerinde 1,5 mm ve çevresel olarak 0,8-1,5 mm olması gerektiğini bildirmektedir.

Yapılan çalışmalar ve üretici firmaların da önerileri göz önüne alınarak, çalışmamızda tüm rezin matriks seramik örnekler 1,5 mm kalınlığında hazırlanmıştır.

Rezin matriks seramikler, çeşitli renklerde ve farklı translüsensilerde üretilmiş olan blokları ile doğal dişlerin optik özelliklerinin taklit edilebilmesine olanak sağlayan estetik materyallerdir.

Doğal dişler yapılarından dolayı değişen renk ve translüsensiye sahiptir [167, 168]. Seramik materyal seçiminde, doğal dentisyonu taklit etmesi [169], translüsensisi, prepare edilen dişin rengi ve karşıt çenedeki kuvvetler gibi birçok faktör göz önüne alınmalıdır [124, 170]. Renklenmesi olmayan dişlerde daha translüsent materyeller tercih edilebilirken, renklenmiş dişlerde daha az translüsent materyellerin tercih edilmesi gerekmektedir [170, 171]. Estetik restoratif materyallerin yarı saydamlığını ve opaklığını değerlendirmek için ışığın doğrudan iletimi [172, 173], kontrast oranı (KO) ve yarı

saydamlık parametresi (TP) [129, 132, 134, 167, 174, 175] gibi çeşitli yöntemler bulunmaktadır.

Barizon ve diğerleri [176], kolorimetre kullanarak seramik materyallerin TP ve KO değerlerinin korelasyonunu değerlendirdikleri çalışmalarında, TP ve KO arasında kuvvetli bir korelasyon gözlemlendiğini vurgulamışlardır.

Aydınlatma ve sensörü arasında açıklık olan renk ölçüm cihazlarında 'edge loss' kenar kaybı gözlemlendiği bildirilmiştir. Translüsensi ölçümlerini yapılmasında sıklıkla kullanılan kolorimetrik ve spektrofotometrik ölçümlerde "edge loss" adı verilen kenar kaybı görülebilmektedir [177, 178]. Örnek çapı ölçüm yapılacak cihazın ölçüm alanına uygun ve edge loss olayını önleyecek şekilde hazırlanmalıdır.

Çalışmamızda farklı translüsensilere sahip rezin matriks seramik materyallere, üç farklı kalınlıkta (600, 800 ve 1200 Grid) elmas içerikli zımpara kullanımının ardından Sof-Lex diskler (orta ve süper ince) ile bitirme ve parlatma işlemleri tamamlanmıştır. Kolorimetre cihazı kullanarak L^* , a^* ve b^* değerleri ölçülmüş olup translüsensi parametresi ile translüsensi değerleri hesaplanmıştır. Bu çalışmada kullanılan kolorimetre cihazı Minolta CR-321 'in ölçüm alanı 3 mm'dir. Örnekler edge loss'a izin vermeyecek şekilde 12x14 mm olacak şekilde hazırlanmıştır. Ayrıca kolorimetre cihazı için önerilen CIE'nin standart ışık kaynağı olan ve gün ışığını taklit eden D65 aydınlatıcı lamba, bir renk ölçüm kutusu içinde kullanılmıştır.

Tam seramik materyallerin translüsensisinin; kor yapısı, kimyasal kompozisyon, partikül büyüklüğü, kristalin gözenekler ve dolduruculardan etkilendiği birçok çalışmada rapor edilmiştir [122, 179, 180]. Çalışmamızda da kullanılan farklı CAD/CAM rezin matriks seramik materyallerin translüsensi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ($p < 0,05$).

Restoratif materyaller farklı translüsensilerde üretebilmektedir. Yüksek translüsensiye sahip bloklarda, az miktarda büyük metaslika kristalleri önceden kristalize edilmiş bir halde bulunurken, daha düşük translüsensiye sahip materyaller daha küçük kristaller

içermektedir [181]. Bu nedenle yüksek translüsensiye sahip materyallerin ışık geçirgenliği düşük translüsensiye sahip materyallerin ışık geçirgenliğinden daha fazladır. Çalışmamızda da Vita Enamic ve Cerasmart materyallerinin grup içi karşılaştırmalarında istatistiksel olarak; HT blokların LT/T bloklardan daha yüksek translüsensi değerleri gösterdiği görülmüştür.

Bazı çalışmalarda CAD/CAM rezin matriks materyallerin translüsensi değerleri rapor edilmiştir [62, 163, 182-184].

Awad ve diğerleri [163], CAD/CAM cam seramikler, feldspatik seramik, hibrit seramik, rezin nanoseramik ve nanohibrit kompozit rezin materyallerini değerlendirdikleri araştırmalarında Vita Enamic'in en düşük translüsensi değeri gösterdiğini bildirmiştir. Buna Vita Enamic materyalinin göreceli olarak yüksek miktarda Al_2O_3 (ağırlık olarak yaklaşık% 23) içermesinin neden olabileceğini vurgulamışlardır.

Stawacky ve diğerleri [62], kompozit blok (Lava Ultimate, Cerasmart, Shofu Block), hibrit seramik (Vita Enamic), lösit içerikli seramik (IPS Empress CAD), lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD) materyallerinin optik özelliklerini değerlendirdikleri araştırmalarında, Cerasmart, Lava Ultimate ve Shofu materyallerinin yüksek translüsensiye, Vita Enamic'in ise en düşük translüsensiye sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Nagaş ve diğerleri [182], nano-hibrit ve polimer infiltre seramik ağ yapısına sahip CAD/CAM materyallerin (Vita Enamic, Cerasmart, Lava Ultimate) ışık geçirgenliğini değerlendirdikleri araştırmalarında, GC-Cerasmart materyalinin en yüksek translüsensi değeri gösterdiğini, bunu Vita Enamic materyalinin izlediğini, en az translüsensi değerinin ise Lava Ultimate materyalinde olduğunu rapor etmişlerdir. Araştırmacılar bunu, rezin esaslı materyallerin ışık geçirgenliğinin matriks ve doldurucu ara yüzündeki kırılma ve yansımalarla ilişkili olduğunu [122], Cerasmart materyalinin de düşük doldurucu oranına sahip olduğundan dolayı en yüksek translüsensi değerleri gösterdiği şeklinde açıklamışlardır. Doldurucu oranı daha az olduğunda ışığın penetrasyonunun daha kolay olacağını görüşü [185] ile, Lava Ultimate materyalinin (daha yüksek zirkonya içeriğinden dolayı) en düşük translüsensi değeri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Şen ve Us [183], Lava Ultimate, Vita Enamic, Vitablocs Mark II, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD/CAM materyallerinden, en yüksek translüsensi değerinin Vita Suprinity materyalinde, en düşük translüsensi değerinin ise Vita Enamic materyalinde olduğunu bildirmişlerdir. Lava Ultimate materyalinin nanodolduruculu partiküllere (zirkonya/silika partiküller) sahip olması nedeniyle Vita Enamic'ten daha yüksek translüsensi değeri göstermesine sebep olabileceğini düşünmüşlerdir.

Eğilmez ve diğerleri [184], farklı kalınlık ve renklerdeki GC Cerasmart, Lava Ultimate ve Vita Enamic CAD/CAM estetik restoratif materyallerinin translüsensi değerlerini karşılaştırdıkları araştırmalarında, tüm kalınlıklarda (0,5 mm, 0,7 mm, 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm) Cerasmart materyalinin en yüksek translüsensi değerine sahip olduğunu bildirmişlerdir. En düşük translüsensi değerlerinin ise Vita Enamic materyalinde olduğunu saptamışlardır.

Turgut ve diğerleri [186], yaşlandırma sonucu Bruxzir Anterior, E.max Cad, Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic, Vita Suprinity, Vita Mark II materyallerinden en yüksek rölatif TP değerinin Vita Enamic'te olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca yarı saydamlığın gerekli olduğu durumlarda Vita Enamic'in seçilmesinin daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

Yapılan birçok çalışmada GC-Cerasmart materyalinin Vita Enamic'ten daha yüksek translüsensi değerine sahip olduğu bildirilmiştir [62, 182-184]. Bu çalışmaların aksine çalışmamızda Vita Enamic HT materyalinin Vita Enamic-T, GC-Cerasmart LT ve HT materyallerinden daha yüksek translüsensiye sahip olduğu bulunmuştur. Bu sonuç Turgut ve diğerlerinin [186] bulgularını destekler niteliktedir.

Tam seramik materyallerin translüsensisinin; fabrikasyon, kor yapısı, kimyasal kompozisyon, partikül büyüklüğü, kristalin gözenekler ve dolduruculardan etkilendiği birçok çalışmada rapor edilmiştir [122, 179, 180, 187-189]. Bu çalışma sonuçlarında da belirtildiği gibi çalışmamızda da kullanılan Cerasmart ve Vita Enamic farklı kompozisyonları nedeniyle gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların görüldüğü düşünülmektedir ($p < 0,05$). Bunlara ilaveten zirkonya içeren kor yapılarının daha düşük ışık geçirgenliği özelliği göstereceği belirtilmiştir [190]. Bu nedenle Cerasmart materyalindeki

zirkonya silika doldurucuların daha düşük ışık geçirgenliğine sebep olabileceği düşünülebilir.

Nano-dolduruculu partiküllere sahip materyallerin yüksek translüsensi göstermeleri, görünür ışığın dalga boyundan daha küçük bir çapa sahip olan parçacıkların daha az ışık saçılması ve emilmesine neden olması ile açıklanabilmektedir [191]. Küçük ve az partiküllü materyallerin ışık geçirgenliği ve translüsensi değerlerinin daha yüksek olması beklenir. Çalışmamızda Gc-Cerasmart LT ve HT materyalleri, Vita Enamic T materyelinden istatistiksel olarak daha yüksek translüsensi değeri göstermiştir. Cerasmart LT ve HT materyallerinin Vita Enamic-T materyaline göre, düşük doldurucu oranına sahip olduğu ve bundan dolayı daha yüksek ışık geçirgenliği gösterdiği düşünülebilir.

Yüzey bitirme ve parlatma uygulamalarının materyallerin ışık geçirgenliği üzerine etkili olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur [182, 184, 192, 193]. CAD/CAM restoratif materyallerin translüsensi değerlerinin incelendiği çalışmalarda ağırlıklı olarak elmas içerikli zımpara kullanılarak bitirme ve parlatma işlemleri tamamlanmıştır [62, 163, 182-184]. Çalışmamızda ise parlatma materyalleri olarak elmas içerikli zımpara (600, 800 ve 1200 Grid) ve ardından Sof-Lex orta ve süper ince diskler kullanılmıştır. Bu sistemlerin kullanımı ile birlikte, hibrit seramik CAD/CAM restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri porselen fırını kullanmadan tek seansta tamamlanabilmektedir [61]. Al-Shammery ve diğerleri [193], tek seansta uygulanabilen CAD/CAM seramik materyalinin Sof-Lex disklerle parlatmasının, yüzey pürüzlülüğünü azaltmada en etkili metod olduğunu vurgulamışlardır.

Bitime ve parlatma işlemlerden sonra materyallerin yüzey pürüzlülüklerinde farklılıklar görülmekte, bu nedenle de materyallerin translüsensi özellikleri etkilenebilmektedir. Mühleman ve diğerleri [194], bitirme işlemleri uygulanan CAD/CAM materyallerinden Vita Enamic'in Cerasmarttan daha az yüzey pürüzlülüğü değerleri gösterdiğini bildirmiştir. Bu çalışmaya paralel olarak çalışmamızda bitirme ve parlatma işlemlerinden sonra Vita Enamic'in daha pürüzsüz yüzeylere sahip olabileceği ve bundan dolayı daha yüksek translüsensi değeri gösterebileceği düşünülmektedir.

Literatürde rezin matriks seramiklerin mekanik özellikleri, yüzey pürüzlülükleri, bağlanma dayanımları [19, 60, 62, 63, 154, 159, 160, 194-197] ve optik özellikleri [163, 182-184, 198] ile ilgili çalışmalar bulunmaktadır. Ancak tamir edilebilen materyaller olan rezin matriks seramiklerin tamir işlemleri sonrası optik özellikleri ile ilgili çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu nedenle çalışmamızda tamir öncesi ve iki farklı kalınlıkta tamir materyali uygulandıktan sonrası CAD/CAM rezin matriks seramiklerin translüsensilerindeki değişimin incelenmesi amaçlanmıştır.

Seramik materyallerdeki gelişmelere rağmen, oklüzal yükler, yorulma, travma, mikro defektler ve uygun olmayan tasarım gibi çeşitli nedenlerden dolayı restorasyonlarda kırılmalara rastlanabilmektedir [75, 199]. Kırılmış olan restorasyonların yenilenmesi kalan diş dokusuna zarar verme, zaman kaybı ve maliyet gibi birçok dezavantaj içerdiğinden dolayı, bu restorasyonlara tamir işlemlerinin yapılması daha çok tercih edilebilmektedir. Kırık restorasyonların onarılması direk olarak ağız içerisinde yapılabileceği gibi laboratuvar koşullarında da yapılabilmektedir [200]. Restorasyonların ağız dışında onarılmaları daha estetik sonuçlar vermektedir, ancak restorasyonun ağızdan çıkarılması sırasında kalan diş dokusunda ve restorasyonda daha büyük hasarlar oluşabilmektedir. Bu nedenle restorasyonların ağız içerisinde tamiri daha konservatif bir yaklaşım olarak düşünülmektedir. Uygulama kolaylığı ve düşük maliyetleri nedeniyle kompozit rezinler tamir materyali olarak sıklıkla kullanılmaktadır [201, 202].

Tamir materyali ile kırık yüzeyi arasında iyi bir adezyonun sağlanabilmesi için tamir edilecek bölgeye yüzey işlemlerinin uygulanması gerekmektedir. Seramik yüzeyleri asit, alimünyum oksit partikülleri, elmas frez ve lazer kullanılarak pürüzlendirilebilir [83, 85, 89-93, 96-99].

Hidroflorik asitin ağız içerisinde kullanımı toksik özellikleri nedeniyle tartışmalıdır. Bazı tamir kitlerinde %35-40'lık fosforik asit kullanımı önerilmektedir. Fakat fosforik asitin seramik yüzeyinde mikromorfolojik değişikliklere neden olmadığı, sadece yüzey temizliği amacıyla kullanılması gerektiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur [84, 94].

Simonsen [203], Stangel ve diğeri [204], Lacy ve diğeri [205], hidroflorik asit ile yüzey pürüzlendirilmesi ile seramik ile kompozit arasındaki mikromekanik retansiyonunun arttığını göstermiştir. Hidroflorik asitin seramikteki camı/kristalize bileşenleri çözerek poröz bir yüzeyin oluşmasına neden olduğu, mikroretantif yüzeyler oluşturarak resinin seramik yüzeyine bağlanmasını kolaylaştırdığı gösterilmiştir [206]. Son zamanlarda yapılan birçok çalışmada %5 lik hidroflorik asitin 2-3 dk süre ile kullanılmasının cam fazı çözebilme için yeterli olduğu ve poröz bir yüzey oluşturduğu gösterilmiştir [207, 208].

Kompozit restorasyonların tamiri için kumlama işleminin yapılmasını öneren çok sayıda araştırma mevcuttur [209-213]. Kumlamanın temiz bir yüzey oluşturarak bağlanmayı arttırdığı ve mikro mekanik tutuculuğu sağladığı bildirilmektedir [209, 214, 215].

Yoshihara ve diğeri [216], Cerasmart, Katana Avencia, KZR-CAD HR, Lava Ultimate, Shofu Block HC olmak üzere farklı dolduruculara sahip CAD/CAM materyallerine uygulanan kumlamanın yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını, ancak doldurucu partiküllerin ekspozit olmasına sebep olarak düzensiz bir yüzey oluşturduğunu ve yüzeye zarar verdiğini bildirmiştir. Ayrıca kumlamanın kompozit içerikli CAD/CAM bloklarda sadece yüzeyde değil, yüzey altı dokularda da çatlaklar oluşturup hasara sebep olabileceği vurgulanmıştır.

Akar ve diğeri [217], farklı seramik sistemlerde kumlama yüzey işleminin materyallerin translüensliği azalttığını bildirmişlerdir.

Jochen ve Caputo [218], Ferrando ve diğeri [219], porselen yüzeyinin elmas bir frezle pürüzlendirilmesinin mekanik olarak onarım gücünü arttırdığını bildirmişlerdir.

Poröz yüzey oluşumu sadece resin bağlanmasını sağlamakla kalmaz, seramik yüzeyinde hidroksil grupların oluşumunu ve silan içeren ajanlar ile kimyasal bağlanmayı da sağlamaktadır [207, 220]. Silan, seramik yüzeyini etkileyen silanol grubu ve kompozitin organik matriksi ile kopolimerizasyon sağlayan metakrilat grubu içeren bifonksiyonel bir monomerdur [91]. Birçok çalışmada silan bağlayıcı ajanların kompozit ile porselen arasındaki bağlanma kuvvetini arttırdığı belirtilmektedir [205, 221-224].

Üstün ve diğerleri [225] hidroflik asit ile pürüzlendirme ve kumlama uygulanmasından sonra silan uygulanmasının gruplar arasında en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri verdiğini bildirmişlerdir.

Güngör ve diğerleri [197], yüzey işlemlerinin kompozit materyalin CAD/CAM rezin seramik hibrit materyallere bağlanma kuvvetine etkisini değerlendirdikleri araştırmalarında, kumlama, asit ve silan uygulanması ve zımparalama işlemlerinin materyallerde pürüzlü yüzey oluşmasına sebep olduğunu ve en yüksek bağlanma kuvvetinin asit ve silan uygulanan gruplarda görüldüğünü bildirmişlerdir.

Elseka [226], Vita Enamic örneklere, dört farklı intraoral tamir işlemi uyguladıktan sonra nanohibrit kompozit rezin ile bağlanma dayanımını değerlendirdiği çalışmasında, elmas frez ile aşındırma ve hidroflik asit ile pürüzlendirme işlemlerinden sonra silan uygulamasının kompozit materyallerin rezin-matris seramik üzerine adezyonunu arttırdığını bildirmiştir.

Bello ve diğerleri [227], PICN materyallerin kompozit ile tamirinde en yüksek bağlanma kuvvetlerinin asitleme veya kumlama işlemlerinden sonra silan ve silan bağlayıcı ajanlar uygulandığında görüldüğünü bildirmişlerdir.

Acar [228], %34'lük fosforik asit ile pürüzlendirmeyi takiben Adper Single Bond 2 ve Single Bond Universal uygulamalarının Vita Enamic ile kompozit rezin arasında oluşan bağlantıyı olumlu yönde etkileyebildiğini bildirmişlerdir.

Hou ve diğerleri [229], dört farklı CAD/CAM seramik materyalinin (Vita Mark II, IPS Empress CAD, IPS e.max CAD ve Vita Enamic) asit ve Er:YAG lazer kullanılarak pürüzlendirilmesi sonucunda, Er:YAG lazerin Vita Mark II ve Vita Enamic materyalleri üzerinde çok az etkisi olduğunu göstermişlerdir.

Barutçigil ve diğerleri [230], farklı yüzey işlemlerinin Vita Enamic restorasyonlar ile rezin simanlar arasındaki bağlantı dayanımını değerlendirdikleri araştırmalarında; kumlama, asitleme, adesiv uygulanması ve lazer (Er,Cr:YSGG) uygulanmasının bağlanma dayanımını

arttırdığını, ancak yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığını vurgulamışlardır.

Kumlama, asit uygulaması, lazer uygulanması gibi yüzey işlemlerinin seramik materyallerin translüsensi özelliklerini etkilediği birçok çalışmada gösterilmiştir [207, 208, 217, 231]. Yapılan çalışmalar göz önüne alınarak, çalışmamızda örneklerle tamir materyali uygulanabilmesi için yüzey işlemi olarak, sonsuz frez ile aşındırma işleminin ardından %5'lik hidroflorik asit ile pürüzlendirme işlemi uygulanmıştır. Kimyasal bağlanmanın sağlanması için de total-etch bir sistem olan Adper Single Bond 2 kullanılmıştır.

Intraoral tamir için, ışık ile sertleşen Bis-GMA kompozit rezinin, yüksek estetik, renk stabilitesi ve kolay kullanım gibi avantajlar sunduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur [82, 232]. Son yıllarda nanoteknoloji ile üretilen nano-doldurucu materyaller hibrit ve mikro doldurucu kompozitlerin avantajlarını bir araya getirmektedir [233].

Janus ve diğerleri [233], hibrit kompozit ve nanodoldurucu kompozit materyallerinin Sof-Lex diskler ile polisajlarının pürüzsüz yüzeyler meydana getirdiğini vurgulamışlardır.

Literatürde materyal kalınlığının indirekt olarak ışık geçirgenliğini etkilediği bildirilmektedir. Yapılan birçok çalışmada materyal kalınlığı arttıkça translüsensinin azaldığı belirtilmektedir [121, 122, 124, 127, 167, 234-236]. Bu nedenle çalışmamızda hibrit yapısındaki akışkan kompozit tamir materyali (Filtek™ Ultimate Flowable Restorative) iki farklı kalınlıkta (0,3 ve 0,5 mm) uygulanmıştır. Tamir materyali uygulandıktan sonra Sof-Lex orta ve süper ince diskler kullanılarak polisaj işlemi tamamlanmıştır. Yine tamir öncesinde olduğu gibi örneklerin kolorimetre kullanarak, L*, a* ve b* değerleri ölçülmüş ve TP formülü ile translüsensi değerleri hesaplanmıştır.

Turgut ve diğerleri [186], restoratif materyallerin translüsensi değerlerinin birbirinden farklı olduğunu, yaşlandırma işleminin restoratif materyallerinin translüsensi değerlerinin düşmesine ve daha opak görünmelerine neden olduğunu belirtmişlerdir.

Kurtulmuş ve diğerleri [236], lithium disilikat seramik (IPS e.max CAD), rezin nanoseramik (Lava Ultimate, GC Cerasmart), ve polimer infiltre seramik (Vita Enamic) materyallerinin

farklı yüzey işlemleri ile pürüzlendirilmesinin rezin içerikli materyallerin translüsensi değerlerinde azalmaya sebep olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda grup içi karşılaştırmalarda tüm materyallerin tamir işlemi uygulanmadan önce ve tamir işlemi uygulandıktan sonra elde edilen translüsensi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p < 0,05$). Vita Enamic-T grubunda tamir sonrası translüsensi değerleri artarken, diğer gruplarda tamir sonrası translüsensi değerlerinde azalma olduğu saptanmıştır.

Seramikler ve kompozit rezinlerin translüsensininin materyallerin kalınlık, doldurucu partikül miktarı, kompozisyonu, yüzey işlemleri gibi birçok faktörden etkilendiği birçok çalışmada bildirilmiştir [163, 164, 237]. Ancak bazı araştırmalarda ise kalınlık ile translüsensi değerleri arasında kesin bir korelasyonun olmadığı gösterilmiştir [233, 238]. Son dönemlerdeki çalışmalara paralel olarak, çalışmamızda iki farklı kalınlıkta (0,3-0,5 mm) tamir materyali uygulandıktan sonra, her iki CAD/CAM rezin matriks materyalinin grup içi karşılaştırmalarında translüsensi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermediği saptanmıştır ($p > 0,05$).

Cerasmart LT materyaline 0,3 ve 0,5 mm kalınlığında tamir materyali uygulandığında; en yüksek TP değeri Cerasmart-LT-0,3 grubunda gözlenmiş olup, Cerasmart LT grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın bulunmadığı saptanmıştır ($p > 0,05$). Ayrıca Cerasmart-LT gruplarında görülen translüsensi değerlerinin diğer gruplardaki translüsensi değerlerinden anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilmiştir ($p < 0,05$).

Vita Enamic T ve HT materyallerine 0,3 ve 0,5 mm kalınlığında tamir materyali uygulandığında; en yüksek TP değeri Vita Enamic-T-0,5 grubunda gözlenmiş olup, Vita Enamic T ve HT grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p > 0,05$). Ayrıca bu gruplardaki translüsensi değerleri Cerasmart-LT gruplarından anlamlı derecede düşük, Cerasmart-HT gruplarından ise anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$).

Cerasmart HT materyaline 0,3 ve 0,5 mm kalınlığında tamir materyali uygulandıında; en yüksek TP değeri Cerasmart-HT-0,5 grubunda gözlenmiş olup, Cerasmart HT grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Diğer rezin matriks CAD/CAM gruplarına kıyasla en düşük translüsensi değerleri Cerasmart HT gruplarında görülmüştür.

Viskosite, polimerizasyon büzülmesi, optik ve mekanik özellikleri gibi kritik özellikleri etkileyen Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA'nın kimyasal yapıları farklıdır [239]. Azzopadi ve diğerleri [240], Bis-GMA'nın UDMA ve TEGDMA'ya göre daha translüsent olduğunu bildirmiştir.

GC-Cerasmart materyali; UDMA, DMA, Bis-MEEP, silika ve cam partiküllerden oluşmaktadır. Doldurucu içeriği ağırlığının %71'ini oluşturmaktadır. Vita Enamic materyali; UDMA ve TEGDMA içermekte olup, Al_2O_3 ile zenginleştirilmiş seramik ağ yapısına sahiptir. Doldurucu içeriği haciminin %75'ini, ağırlığının ise %86'sını oluşturmaz. Çalışmamızda tamir materyali olarak kullanılan Filtek Ultimate akışkan kompozit ise; Bis-GMA, TEGDMA, zikonya-silika partiküllerden oluşmaktadır. Doldurucu içeriği ağırlığının %65'ini, haciminin ise %46'sını oluşturmaktadır. TEGDMA'ya Bis-GMA eklenmesinin rezin sistemin kırılma indisini artıracığı ve böylece silika doldurucu sistemle de optik özelliklerin geliştirileceği belirtilmiştir [239]. Bu nedenle Bis-GMA içerikli akışkan kompozit tamir materyali uygulamasının, UDMA ve TEGDMA içerikli Vita Enamic-T grubunda translüsensi değerinin, ilk translüsensi değerine göre daha yüksek olmasına neden olabileceği düşünülebilir.

Tamir öncesi daha düşük translüsensi değerlerine sahip olan Cerasmart-LT ve Vita Enamic-T materyalleri, tamir sonrası diğer materyallerden daha yüksek translüsensi değerleri göstermiştir. Bu durumun uygulanan tamir materyalinin ışık geçirgenliğinin; çalışmada kullanılan yüksek translüsensiye sahip seramik materyallerden daha az, düşük translüsensiye sahip seramik materyallerden daha yüksek olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Estetik ve mekanik özellikleri diğer CAD/CAM materyaller ile kıyaslanabilir olan rezin matriks seramikler, cam seramiklere alternatif olarak kullanılabilir. Yaptığımız çalışma sonrası elde ettiğimiz bulgulardan yola çıkarak; aynı materyale farklı kalınlıklarda tamir materyali uygulanmasının translüsenesi değerlerinde anlamlı bir farklılığa yol açmadığı, translüsenesi değerlerinin materyallerin kompozisyonuna bağlı olarak değişebildiği görülmüştür. Restorasyonun yenilenmesine gerek kalmadan tamir edilebilen bu materyallerde tamir sonrası oluşabilecek değişiklikler ile ilgili az sayıda çalışma bulunmaktadır. Klinik performanslarının daha iyi anlaşılabilmesi için uzun dönem ve ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Bununla birlikte bu çalışma bir takım sınırlamalar içermektedir;

- Çalışmamızda power analizi yapılmamıştır.
- Çalışmamızda 2 farklı CAD/CAM rezin matriks seramik materyali kullanılmış ve bunların kendi aralarında karşılaştırmaları yapılmıştır. Materyal türlerinin artması ile daha detaylı sonuçlar elde edilebilir.
- Çalışmamızda aynı renklere (A1 ve 1M2) sahip rezin matriks seramik materyaller ve aynı renkte (A1) kompozit rezin materyali kullanılmıştır. Materyal renklerinin değiştirilmesi ile daha detaylı sonuçlar elde edilebilir.
- Çalışmamızda kullanılan rezin matriks seramik örnekleri düz yüzeylere sahiptir. Ancak klinik koşullar altında dişin farklı bölgelerinde restorasyon kalınlığı da farklı olmaktadır. Dolayısıyla ağız ortamının tamamen yansıtılması için klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir.
- Hibrit seramik restorasyonların optik özellikleri, simantasyon sonrası rezin simanların renginden oldukça etkilenmektedir. Bu nedenle farklı kalınlıklarda, farklı rezin simanlar kullanılarak in vitro çalışmalar da yapılması gerekmektedir.
- 'Edge loss' kaybının önüne geçebilmek için kullanılan renk ölçüm cihazının ölçüm yapan ucundan daha geniş olacak şekilde örnekler hazırlanmıştır. Ancak edge loss kaybı

göstermeyen radyometre veya spektrofotometrelerin kullanımı ile daha detaylı sonuçlar elde edilebilir.





6. SONUÇ

Rezin matris seramikler üzerine uygulanan farklı kalınlıklardaki tamir materyalinin translüsensiye etkisinin değerlendirildiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Tamir materyali uygulamadan önce rezin nanoseramik ve polimer infiltre seramik materyallerin translüsensi değerleri arasında farklılık gözlenmiştir.
2. Tamir materyali uygulanmadan önce en yüksek translüsensi değeri Vita Enamic-HT materyalinde, en düşük translüsensi değeri ise Vita Enamic-T materyalinde görülmüştür.
3. Tamir materyali uygulandıktan sonra Vita Enamic-T materyali hariç, diğer materyallerin translüsensi değerinde azalma gözlenmiştir.
4. Tamir materyali uygulandıktan sonra en yüksek translüsensi değeri Cerasmart-LT materyalinde, en düşük translüsensi değerleri ise Cerasmart-HT materyalinde görülmüştür.
5. Cerasmart ve Vita Enamic materyallerine farklı kalınlıklarda (0,3 ve 0,5 mm) tamir materyali uygulandığında grup içi karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
6. Tamir materyali uygulanmadan önce ve tamir materyali uygulandıktan sonra elde edilen translüsensi değerleri farkı Cerasmart HT-0,3 grubunda en yüksek, Cerasmart LT-0,3 grubunda en düşük olarak tespit edilmiştir.



KAYNAKLAR

1. Çalikkocaoğlu, S., (2019). *Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi: Klasik Tam Protezler*. 7 ed. İstanbul Quintessence Publishing
2. Rosenstiel, S., Land, M., and Fujimoto, J., (2015). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 5 ed. St. Louise: Elsevier Health Sciences.
3. Shillingburg, H.T., Sather, D.A., Wilson, E.L., Cain, J.R., Mitchell, D.L., Blanco, L.J., and Kessler, J.C., (2012). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 4 ed. İstanbul: Quintessence Publishing Co.
4. Anusavice, K.J., Shen, C., and Rawls, H.R., (2012). *Phillips' science of dental materials*. 12 ed.: Elsevier Health Sciences.
5. McLean, J., (1979). *The Science and Art of Dental Ceramic, Volume I: the Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use*. 1 ed. Chicago: Quintessence Publishing Co.
6. Studart, A.R., Filser, F., Kocher, P., and Gauckler, L.J. (2007). In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials*, 28(17), 2695-2705.
7. Li, R.W.K., Chow, T.W., and Matinlinna, J.P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208-216.
8. Chen, C., Trindade, F.Z., de Jager, N., Kleverlaan, C.J., and Feilzer, A.J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials*, 30(9), 954-962.
9. Petrini, M., Ferrante, M., and Su, B. (2013). Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dental Materials*, 29(4), 375-381.
10. Jongsma, L., Kleverlaan, C., and Feilzer, A. (2012). Clinical success and survival of indirect resin composite crowns: results of a 3-year prospective study. *Dental Materials*, 28(9), 952-960.
11. Coldea, A., Swain, M.V., and Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.
12. Schlichting, L.H., Maia, H.P., Baratieri, L.N., and Magne, P. (2011). Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(4), 217-226.

13. Kelly, J.R. and Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal* 56 (s1), 84-96.
14. Tatal, Z., Yamaner, I.D.Ş., and Tuncer, E.B. (2015). Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 157-166.
15. Akın, E., (1999). *Diş Hekimliğinde Porselen*. 3 ed. İstanbul İstanbul Üniversitesi Basım Evi ve Film Merkezi
16. Maloney, W.J. and Maloney, M.P. (2009). Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *Journal of the Massachusetts Dental Society*, 58(2), 28-29.
17. Crispin, B.J., (1994). *Contemporary esthetic dentistry: Practice fundamentals*. Quintessence Pub Co.
18. Sakaguchi, R., Ferracane, J., and Powers, J., (2018). *Craig's Restorative Dental Materials*. 14 ed. St Louis, Missouri, USA: Mosby.
19. Della Bona, A., Corazza, P.H., and Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 564-569.
20. Bayındır, F. and Uzun, İ.H. (2007). Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2, 33-42.
21. Sakaguchi, R.L. and Powers, J.M., (2012). *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*. 13 ed.: Elsevier Health Sciences.
22. Coşkun, A. and Yaluğ, S. (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5(2), 97-102.
23. Denry, I. and Holloway, J. (2010). Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, 3(1), 351-368.
24. Wall, J. and Cipra, D. (1992). Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental Clinics of North America*, 36(3), 765-782.
25. Goodacre, C.J., Van Roekel, N.B., Dykema, R.W., and Ullmann, R.B. (1977). The collarless metal-ceramic crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 38(6), 615-622.
26. Raptis, N.V., Michalakis, K.X., and Hirayama, H. (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 26(1), 31-41.

27. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., and Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 41-48.
28. Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics*, 48(2), 513-530.
29. Attia, A., Abdelaziz, K.M., Freitag, S., and Kern, M. (2006). Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 117-123.
30. Dong, X. and Darvell, B. (2003). Stress distribution and failure mode of dental ceramic structures under Hertzian indentation. *Dental Materials*, 19(6), 542-551.
31. Lawn, B.R. (1998). Indentation of ceramics with spheres: a century after Hertz. *Journal of the American Ceramic Society*, 81(8), 1977-1994.
32. Lawn, B.R., Deng, Y., and Thompson, V.P. (2001). Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 495-510.
33. Denry, I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 7(2), 134-143.
34. Fischer, H. and Marx, R. (2002). Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dental Materials*, 18(1), 12-19.
35. Hondrum, S.O. (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(6), 859-865.
36. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 531-544.
37. Campbell, S.D. and Sozio, R.B. (1988). Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 59(3), 301-306.
38. Sadowsky, S.J. (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 433-442.
39. Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., and Anusavice, K. (1998). New direct restorative materials. *International Dental Journal*, 48(1), 3-16.
40. Lang, B.R., Jaarda, M., and Wang, R.F. (1992). Filler particle size and composite resin classification systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, 19(6), 569-584.

41. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., and Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence International*, 24(9), 641-658.
42. Theodore, M., Harald, O., and Edward, J., (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. 5 ed. Mosby, ed. S. Gürkan. Ankara: Mosby Elsevier.
43. Bowen, R.L., *Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate*. 1962, Google Patents.
44. Bayne, S.C., Thompson, J.Y., Swift, E.J., Stamatiades, P., and Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *The Journal of the American Dental Association*, 129(5), 567-577.
45. Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., and Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials*, 15(2), 128-137.
46. He, L.H. and Swain, M. (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental Materials*, 27(6), 527-534.
47. Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3-12.
48. Willer, J., Rossbach, A., and Weber, H.-P. (1998). Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 346-353.
49. Chen, L.-H., Tsutsumi, S., and Iizuka, T. (1997). A CAD/CAM technique for fabricating facial prostheses: a preliminary report. *International Journal of Prosthodontics*, 10(5), 467-472.
50. Williams, R., Bibb, R., and Rafik, T. (2004). A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 85-88.
51. Lühns, A.-K., Pongprueksa, P., De Munck, J., Geurtsen, W., and Van Meerbeek, B. (2014). Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dental Materials*, 30(3), 281-291.
52. McLean, J.W. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British Dental Journal*, 119(6), 251-267.

53. Gracis, S., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Silva, N.R., and Bonfante, E.A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.
54. Guess, P.C., Schultheis, S., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Ferencz, J.L., and Silva, N.R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*, 55(2), 333-352.
55. Mainjot, A., Dupont, N., Oudkerk, J., Dewael, T., and Sadoun, M. (2016). From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487-495.
56. Denry, I. and Kelly, J. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235-1242.
57. Fasbinder, D.J., Neiva, G.F., Dennison, J.B., and Heys, D.R. (2013). Clinical Performance of CAD/CAM-Generated Composite Inlays After 10 Years. *Journal of Cosmetic Dentistry*, 28(4), 134-145.
58. Fasbinder, D.J., DENNISON, J.B., HEYS, D.R., and LAMPE, K. (2005). The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *The Journal of the American Dental Association*, 136(12), 1714-1723.
59. Wang, W., Liao, S., Zhu, Y., Liu, M., Zhao, Q., and Fu, Y. (2015). Recent applications of nanomaterials in prosthodontics. *Journal of Nanomaterials*, 2015, doi:10.1155/2015/408643.
60. Albero, A., Pascual, A., Camps, I., and Grau-Benitez, M. (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(4), e495-500. doi: 10.4317/jced.52521.
61. Fasbinder, D.J. and Neiva, G.F. (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 56-66.
62. Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M., and Güth, J.-F. (2016). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 55, 1-11.
63. Shetty, R., Shenoy, K., Dandekeri, S., Suhaim, K.S., Ragher, M., and Francis, J. (2015). Resin matrix ceramics—an overview. *International Journal of Recent Scientific Research*, 6(11), 7414-7417.
64. GC Cerasmart Product Description. 2014; 800.323.7063 www.gcamerica.com.

65. http://www.shofu.de/wp-content/uploads/2016/03/BPZ_SHOFUBlock_HC_2014-09AXDEESFRGBITLTNLPLRORU.pdf for ShofuBlock HC (Shofu).
66. Wiegand, A., Stucki, L., Hoffmann, R., Attin, T., and Stawarczyk, B. (2015). Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite-based polymers. *Clinical Oral Investigations*, 19(8), 2007-2013.
67. Güth, J.-F., Beuer, F., Schweiger, J., and Brix, O. (2012). CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: A case report. *Quintessence International*, 43, 457-67.
68. Nguyen, J., Ruse, D., Phan, A., and Sadoun, M. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of Dental Research*, 93(1), 62-67.
69. Ruse, N. and Sadoun, M. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1232-1234.
70. Phan, A.C., Tang, M.-I., Nguyen, J.-F., Ruse, N.D., and Sadoun, M. (2014). High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate—mechanical properties and monomer release. *Dental Materials*, 30(3), 350-356.
71. Swain, M.V., Coldea, A., Bilkhair, A., and Guess, P.C. (2016). Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental Materials*, 32(1), 34-42.
72. Mainjot, A. (2016). Recent advances in composite CAD/CAM blocks. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 11(2), 275-280.
73. Reuter, J. and Brose, M. (1984). Failures in full crown retained dental bridges. *British Dental Journal*, 157(2), 61-63.
74. Jacobi, R., Shillingburg, H.T., and Duncanson, M.G. (1985). Effect of abutment mobility, site, and angle of impact on retention of fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 54(2), 178-183.
75. Llobell, A., Nicholls, J., Kois, J., and Daly, C. (1992). Fatigue life of porcelain repair systems. *International Journal of Prosthodontics*, 5(3), 205-213.
76. Creugers, N.H., Snoek, P.A., and Arnd, F.K. (1992). An experimental porcelain repair system evaluated under controlled clinical conditions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(5), 724-727.

77. Özcan, M. and Niedermeier, W. (2002). Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3), 299-302.
78. Tara, M.A., Eschbach, S., Wolfart, S., and Kern, M. (2011). Zirconia ceramic inlay-retained fixed dental prostheses—first clinical results with a new design. *Journal of Dentistry*, 39(3), 208-211.
79. Bonfante, E.A., Sailer, I., Silva, N.R., Thompson, V.P., Rekow, E.D., and Coelho, P.G. (2010). Failure modes of Y-TZP crowns at different cusp inclines. *Journal of Dentistry*, 38(9), 707-712.
80. Harder, S., Wolfart, S., Eschbach, S., and Kern, M. (2010). Eight-year outcome of posterior inlay-retained all-ceramic fixed dental prostheses. *Journal of Dentistry*, 38(11), 875-881.
81. Appeldoorn, R.E., Wilwerding, T.M., and Barkmeier, W.W. (1993). Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 70(1), 6-11.
82. Diaz-Arnold, A., Schneider, R., and Aquilino, S. (1989). Bond strengths of intraoral porcelain repair materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(3), 305-309.
83. Denehy, G., Bouschlicher, M., and Vargas, M. (1998). Intraoral repair of cosmetic restorations. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 719-737.
84. Kamada, K., Yoshida, K., and Atsuta, M. (1998). Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(5), 508-513.
85. Çapa, N., Özkurt, Z., and Kazazoğlu, E. (2006). Ağız İçi Porselen Tamir Sistemleri *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 16(1), 34-40.
86. Cavel, W., Kelsey, W., Barkmeier, W., and Blankenau, R. (1988). A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dual-cure resin cement. *Quintessence International*, 19(4), 257-262.
87. Christensen, G.J. (1993). The rise of resin for cementing restorations. *Journal of the American Dental Association*, 124(10), 104-105.
88. White, S.N., Yu, Z., White, S., and Yu, Z. (1993). Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. *International Journal of Prosthodontics*, 6(4), 384-389.

89. Matsumura, H., Yanagida, H., Tanoue, N., Atsuta, M., and Shimoe, S. (2001). Shear bond strength of resin composite veneering material to gold alloy with varying metal surface preparations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(3), 315-319.
90. Blum, I.R., Nikolinakos, N., Lynch, C.D., Wilson, N.H., Millar, B.J., and Jagger, D.C. (2012). An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *Journal of Dentistry*, 40(11), 906-912.
91. Özcan, M., Valandro, L.F., Amaral, R., Leite, F., and Bottino, M.A. (2009). Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dental Materials*, 25(12), 1477-1483.
92. Della Bona, A., Shen, C., and Anusavice, K.J. (2004). Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dental Materials*, 20(4), 338-344.
93. Zogheib, L.V., Bona, A.D., Kimpara, E.T., and McCabe, J.F. (2011). Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Brazilian Dental Journal*, 22(1), 45-50.
94. Loomans, B., Cardoso, M., Opdam, N., Roeters, F., De Munck, J., Huysmans, M., and Van Meerbeek, B. (2011). Surface roughness of etched composite resin in light of composite repair. *Journal of Dentistry*, 39(7), 499-505.
95. Albakry, M., Guazzato, M., and Swain, M.V. (2004). Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of Dentistry*, 32(2), 91-99.
96. Akhavan Zanjani, V., Ahmadi, H., Nateghifard, A., Ghasemi, A., Torabzadeh, H., Abdoh Tabrizi, M., Alikhani, F., Razi, R., and Nateghifard, A. (2015). Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 6(4), 294-300.
97. Kasraei, S., Rezaei-Soufi, L., Heidari, B., and Vafaei, F. (2014). Bond strength of resin cement to CO₂ and Er: YAG laser-treated zirconia ceramic. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 39(4), 296-302.
98. Foxton, R.M., Cavalcanti, A.N., Nakajima, M., Pilecki, P., Sherriff, M., Melo, L., and Watson, T.F. (2011). Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(2), 84-92.
99. Kursoğlu, P., Motro, P.F.K., and Yurdagüven, H. (2013). Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(2), 98-103.

100. Shen, C., Oh, W.-s., and Williams, J.R. (2004). Effect of post-silanzation drying on the bond strength of composite to ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(5), 453-458.
101. Kupiec, K.A., Wuertz, K.M., Barkmeier, W.W., and Wilwerding, T.M. (1996). Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(2), 119-124.
102. Wood, D.P., Jordan, R.E., Way, D.C., and Galil, K.A. (1986). Bonding to porcelain and gold. *American Journal of Orthodontics*, 89(3), 194-205.
103. Özden, A.N., Akaltan, F., and Can, G. (1994). Effect of surface treatments of porcelain on the shear bond strength of applied dual-cured cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(1), 85-88.
104. Sorensen, J.A., Engelman, M.J., Torres, T.J., and Avera, S.P. (1991). Shear bond strength of composite resin to porcelain. *International Journal of Prosthodontics*, 4(1), 17-23.
105. Hayakawa, T., Horie, K., Aida, M., Kanaya, H., Kobayashi, T., and Murata, Y. (1992). The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dental Materials*, 8(4), 238-240.
106. Chen, J., Matsumura, H., and Atsuta, M. (1998). Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Operative Dentistry*, 23, 250-257.
107. Jardel, V., Degrange, M., Picard, B., and Derrien, G. (1999). Correlation of topography to bond strength of etched ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, 12(1), 59-64.
108. Matinlinna, J. and Vallittu, P. (2007). Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces—an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(8), 622-630.
109. Sproull, R.C. (1973). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 29(4), 416-424.
110. Qualtrough, A. and Piddock, V. (1997). Ceramics update. *Journal of Dentistry*, 25(2), 91-95.
111. Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.

112. Rinke, S., Hüls, A., and Kettler, M. (1996). Colorimetric analysis as a means of quality control for dental ceramic materials. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 4(3), 105-110.
113. Seghi, R.R., Johnston, W.M., and O'brien, W. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(1), 35-40.
114. Rosenstiel, S.F. and Johnston, W.M. (1988). The effects of manipulative variables on the color of ceramic metal restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(3), 297-303.
115. Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W., and Childressd, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 642-648.
116. Commission Internationale de l'Eclairage (CIE). CIE technical report: colorimetry. [CIE Pub No.15.3]. 2004.
117. Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G., and Ferrari, M. (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dental Materials*, 27(1), 97-108.
118. Paravina, R. and Powers, J.M., (2004). *Esthetic Color Training in Dentistry*. St Louis: Elsevier - Health Sciences Division.
119. O'Brien, W.J., (2002). *Dental Materials and Their Selection*. 4 ed. Michigan Quintessence Publishing Co.
120. Powers, J. and Sakaguchi, R., *In: Scope and history of restorative materials*, in *Craig's Restorative Dental Materials*, E. Inc., Editor. 2006, Mosby: St. Louis.
121. Brodbelt, R., O'brien, W., and Fan, P. (1980). Translucency of dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 59(1), 70-75.
122. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., and Vargas, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 4-9.
123. Chu, F.C., Chow, T.W., and Chai, J. (2007). Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 359-364.
124. Öztürk, O., Uludag, B., Usumez, A., Sahin, V., and Celik, G. (2008). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(2), 99-106.

125. Yu, B. and Lee, Y.-K. (2009). Color difference of all-ceramic materials by the change of illuminants. *American Journal of Dentistry*, 22(2), 73-78.
126. Barath, V.S., Faber, F.-J., Westland, S., and Niedermeier, W. (2003). Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Advances in Dental Research*, 17(1), 55-60.
127. Terzioğlu, H., Yilmaz, B., and Yurdukoru, B. (2009). The effect of different shades of specific luting agents and IPS empress ceramic thickness on overall color. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 29(5), 499-505.
128. Turgut, S. and Bagis, B. (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(3), 179-186.
129. Li, Q., Yu, H., and Wang, Y.N. (2009). Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dental Materials*, 25(2), 158-165.
130. Spyropoulou, P.-E., Giroux, E.C., Razzoog, M.E., and Duff, R.E. (2011). Translucency of shaded zirconia core material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(5), 304-307.
131. Wang, H., Xiong, F., and Zhenhua, L. (2011). Influence of varied surface texture of dentin porcelain on optical properties of porcelain specimens. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(4), 242-248.
132. Johnston, W.M., Ma, T., and Kienle, B.H. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1), 79-86.
133. Pérez, M.M., Ghinea, R., Ugarte-Alván, L.I., Pulgar, R., and Paravina, R.D. (2010). Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *Journal of Dentistry*, 38, e110-116. doi: 10.1016/j.jdent.2010.06.003.
134. Miyagawa, Y., Powers, J., and O'brien, W. (1981). Optical properties of direct restorative materials. *Journal of Dental Research*, 60(5), 890-894.
135. Goodkind, R.J. and Schwabacher, W.B. (1987). Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 58(5), 535-542.

136. Johnston, W. and Kao, E. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*, 68(5), 819-822.
137. Van der Burgt, T., Ten Bosch, J., Borsboom, P., and Kortsmid, W. (1990). A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(2), 155-162.
138. Culpepper, W.D. (1970). A comparative study of shade-matching procedures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 24(2), 166-173.
139. Geary, J. and Kinirons, M. (1999). Colour perception of laboratory-fired samples of body-coloured ceramic. *Journal of Dentistry*, 27(2), 145-148.
140. Turgut, S. and Bağış, B. (2012). Diş Hekimliğinde Renk ve Renk Ölçüm Yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 65-75.
141. Seghi, R., Johnston, W., and O'Brien, W. (1989). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 68(12), 1755-1759.
142. Tung, F.F., Goldstein, G.R., Jang, S., and Hittelman, E. (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(6), 585-590.
143. Brewer, J.D., Wee, A., and Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 341-358.
144. Wee, A.G., Lindsey, D.T., Kuo, S., and Johnston, W.M. (2006). Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental Materials*, 22(6), 553-559.
145. Elsaka, S.E. (2014). Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6), 531-40.
146. Stawarczyk, B., Sener, B., Trottmann, A., Roos, M., Ouml, Zcan, M., Auml, and Mmerle, C.H.F. (2012). Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: Effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental Materials Journal*, 31(3), 377-383.
147. Kahler, B., Kotousov, A., and Swain, M.V. (2008). On the design of dental resin-based composites: a micromechanical approach. *Acta Biomaterialia*, 4(1), 165-172.

148. Kassem, A.S., Atta, O., and El-Mowafy, O. (2012). Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *Journal of Prosthodontics*, 21(1), 28-32.
149. Siervo, S., Pampalone, A., Siervo, P., and Siervo, R. (1994). Where is the gap? Machinable ceramic systems and conventional laboratory restorations at a glance. *Quintessence International*, 25(11), 773-779.
150. Blatz, M.B. (2002). Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence International*, 33(6), 415-426.
151. Hikita, K., Van Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T., Van Landuyt, K., Maida, T., Lambrechts, P., and Peumans, M. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials*, 23(1), 71-80.
152. Douglas, R.D. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(2), 166-170.
153. Çekiç, N.I., Ergün, G., Eğılmez, F., Vallittu, P.K., and Lassila, L.V.J. (2016). Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(4), 265-273.
154. Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., Finger, W.J., and Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705-710.
155. Gueth, J.-F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayer, M., and Edelhoff, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*, 32(6), 865-871.
156. El-Damanhoury, H., Haj-Ali, R., and Platt, J. (2015). Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Operative Dentistry*, 40(2), 201-210.
157. Johnson, A.C., Versluis, A., Tantbirojn, D., and Ahuja, S. (2014). Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(2), 107-114.
158. Egbert, J.S., Johnson, A.C., Tantbirojn, D., and Versluis, A. (2015). Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Science International*, 12(2), 53-58.
159. Awada, A. and Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587-593.

160. Selz, C.F., Vuck, A., and Guess, P.C. (2016). Full-mouth rehabilitation with monolithic CAD/CAM-fabricated hybrid and all-ceramic materials: A case report and 3-year follow up. *Quintessence International*, 47(2), 115-121.
161. Venturini, A.B., Prochnow, C., Pereira, G.K., Segala, R.D., Kleverlaan, C.J., and Valandro, L.F. (2019). Fatigue performance of adhesively cemented glass-, hybrid- and resin-ceramic materials for CAD/CAM monolithic restorations. *Dental Materials*, 35(4), 534-542.
162. Pop-Ciutrla, I.S., Ducea, D., Eugenia Badea, M., Moldovan, M., Cîmpean, S.I., and Ghinea, R. (2016). Shade correspondence, color, and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 46-55.
163. Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., and Ilie, N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 534-540.
164. Günal, B. and Ulusoy, M.M. (2018). Optical properties of contemporary monolithic CAD-CAM restorative materials at different thicknesses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(5), 434-441.
165. Arif, R., Yilmaz, B., and Johnston, W.M. (2019). In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.09.011.
166. Holloway, J. and Miller, R. (1997). The effect of core translucency on the aesthetics of all-ceramic restorations. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, 9(5), 567-574.
167. Yu, B., Ahn, J.-S., and Lee, Y.-K. (2009). Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 67(1), 57-64.
168. Xiong, F., Chao, Y., and Zhu, Z. (2008). Translucency of newly extracted maxillary central incisors at nine locations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(1), 11-17.
169. Kelly, J.R., Nishimura, I., and Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18-32.
170. Spear, F. and Holloway, J. (2008). Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *The Journal of the American Dental Association*, 139, 19-24.

171. Nakamura, T., Saito, O., Fuyikawa, J., and Ishigaki, S. (2002). Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(9), 805-809.
172. Judd, D.B., (1967). *Color in Business, Science and Industry*. 2 ed. London: John Wiley & Sons.
173. Wyszecki, G. and Stiles, W.S. (1967). Color science: concepts and methods, quantitative data and formulas. *Journal of the SMPTE*, 76(11), 1154.
174. Lee, S.-H., Lee, Y.-K., and Lim, B.-S. (2004). Influence of thermocycling on the optical properties of laboratory resin composites and an all-ceramic material. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 15(11), 1221-1226.
175. Ahn, J.S. and Lee, Y.K. (2008). Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dental Materials*, 24(11), 1539-1544.
176. Barizon, K.T., Bergeron, C., Vargas, M.A., Qian, F., Cobb, D.S., Gratton, D.G., and Geraldeli, S. (2013). Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(5), 397-401.
177. Johnston, W., Hesse, N., Davis, B., and Seghi, R. (1996). Analysis of edge-losses in reflectance measurements of pigmented maxillofacial elastomer. *Journal of Dental Research*, 75(2), 752-760.
178. Bolt, R.A., ten Bosch, J.J., and Coops, J.C. (1994). Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Physics in Medicine & Biology*, 39(7), 1133-1142.
179. Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R., and Ferrari, M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 224-231.
180. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., and Vargas, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10-15.
181. Al Ben Ali, A., Kang, K., Finkelman, M.D., Zandparsa, R., and Hirayama, H. (2014). The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 23(3), 213-220.

182. Çekiç, N.I., Eğilmez, F., Ergün, G., Vallittu, P., and Lassila, L. (2017). The effect of different surface treatments on light transmittance of nano-hybrid and polymer-infiltrated ceramics. *Acta Odontologica Turcica*, 34(3), 98-103.
183. Şen, N. and Us, Y.Ö. (2018). Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 593-599.
184. Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P.K., and Lassila, L.V.J. (2018). Comparative color and surface parameters of current esthetic restorative CAD/CAM materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(1), 32-42.
185. Çekiç, N.I., Ergün, G., Vallittu, P.K., and Lassila, L.V. (2008). Influence of polymerization mode on degree of conversion and micropush-out bond strength of resin core systems using different adhesive systems. *Dental Materials Journal*, 27(3), 376-385.
186. Turgut, S., Kılınc, H., and Bağış, B. (2019). Effect of UV aging on translucency of currently used esthetic CAD-CAM materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(2), 147-152.
187. Çekiç, N.I., Eğilmez, F., and Ergün, G. (2012). Comparison of light transmittance in different thicknesses of zirconia under various light curing units. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 4(2), 93-96.
188. Jurisic, S., Jurisic, G., and Zlataric, D.K. (2015). In Vitro Evaluation and Comparison of the Translucency of Two Different All-Ceramic Systems. *Acta Stomatologica Croatica*, 49(3), 195-203.
189. Subaşı, M.G., Alp, G., Johnston, W.M., and Yilmaz, B. (2018). Effects of fabrication and shading technique on the color and translucency of new-generation translucent zirconia after coffee thermocycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(4), 603-608.
190. Jiang, L., Liao, Y., Wan, Q., and Li, W. (2011). Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 22(11), 2429-2435.
191. Van Noort, R. and Barbour, M., (2014). *Introduction to Dental Materials-E Book*. 4 ed.: Mosby Elseiver.
192. Özarıslan, M.M., Buyukkaplan, U.S., Barutcgil, C., Arslan, M., Turker, N., and Barutcgil, K. (2016). Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(1), 16-20.

193. Al-Shammery, H.A., Bubbs, N.L., Youngson, C.C., Fasbinder, D.J., and Wood, D.J. (2007). The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD–CAM ceramics following two polishing techniques. *Dental Materials*, 23(6), 736-741.
194. Mühlemann, S., Bernini, J.M., Sener, B., Hämmerle, C.H., and Özcan, M. (2019). Effect of aging on stained monolithic resin-ceramic CAD/CAM materials: quantitative and qualitative analysis of surface roughness. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e563-e571. doi: 10.1111/jopr.12949.
195. Al-Akhali, M., Kern, M., Elsayed, A., Samran, A., and Chaar, M.S. (2019). Influence of thermomechanical fatigue on the fracture strength of CAD-CAM-fabricated occlusal veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 644-650.
196. Güngör, B.M., Bal, T.B., Yılmaz, H., Aydın, C., and Nemli, K.S. (2017). Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth. *Dental Materials Journal*, 36(2), 135-141.
197. Güngör, B.M., Nemli, K.S., Bal, T.B., Ünver, S., and Doğan, A. (2016). Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(4), 259-266.
198. Della Bona, A., Nogueira, A.D., and Pecho, O.E. (2014). Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*, 42(9), 1202-1209.
199. Roberts, D. (1970). The failure of retainers in bridge prostheses. An analysis of 2,000 retainers. *British Dental Journal*, 128(3), 117-124.
200. Dupont, R. (1968). Large ceramo-metallic restorations. *International Dental Journal*, 18(2), 288-308.
201. Helpin, M.L. and Fleming, J.E. (1982). Laboratory technique for the laminate veneer restoration. *Pediatric Dental Journal*, 4, 48-50.
202. Cardoso, A.C. (1994). Clinical and laboratory techniques for repair of fractured porcelain in fixed prostheses: A case report. *Quintessence International*, 25(12), 835-838.
203. Simonsen, R. (1983). Tensile bond strength of etched porcelain. *Journal of Dental Research*, 62, 297.
204. Stangel, I., Nathanson, D., and Hsu, C. (1987). Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *Journal of Dental Research*, 66(9), 1460-1465.

205. Lacy, A.M., LaLuz, J., Watanabe, L.G., and Dellinges, M. (1988). Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(3), 288-291.
206. Özcan, M. and Vallittu, P.K. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, 19(8), 725-731.
207. Qeblawi, D.M., Muñoz, C.A., Brewer, J.D., and Monaco Jr, E.A. (2010). The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(4), 210-220.
208. Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., and Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(4), 297-303.
209. da Costa, T.R.F., Serrano, A.M., Atman, A.P.F., Loguercio, A.D., and Reis, A. (2012). Durability of composite repair using different surface treatments. *Journal of Dentistry*, 40(6), 513-521.
210. Brosh, T., Pilo, R., Bichacho, N., and Blutstein, R. (1997). Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(2), 122-126.
211. Özcan, M., Barbosa, S.H., Melo, R.M., Galhano, G.A.P., and Bottino, M.A. (2007). Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dental Materials*, 23(10), 1276-1282.
212. Junior, S.A.R., Ferracane, J.L., and Della Bona, Á. (2009). Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dental Materials*, 25(4), 442-451.
213. Loomans, B., Cardoso, M.V., Roeters, F., Opdam, N., De Munck, J., Huysmans, M., and Van Meerbeek, B. (2011). Is there one optimal repair technique for all composites? *Dental Materials*, 27(7), 701-709.
214. Suliman, A.-H.A., Swift, E.J., and Perdigao, J. (1993). Effects of surface treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 70(2), 118-120.

215. Zhang, Y., Lawn, B.R., Rekow, E.D., and Thompson, V.P. (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials* 71(2), 381-386.
216. Yoshihara, K., Nagaoka, N., Maruo, Y., Nishigawa, G., Irie, M., Yoshida, Y., and Van Meerbeek, B. (2017). Sandblasting may damage the surface of composite CAD–CAM blocks. *Dental Materials*, 33(3), e124-e135.doi: 10.1016/j.dental.2016.12.003.
217. Akar, G.C., Pekkan, G., Çal, E., Eskitaşçıoğlu, G., and Özcan, M. (2014). Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 314-321.
218. Jochen, D. and Caputo, A. (1977). Composite resin repair of porcelain denture teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 38(6), 673-679.
219. Ferrando, J.-M.P., Graser, G.N., Tallents, R.H., and Jarvis, R.H. (1983). Tensile strength and microleakage of porcelain repair materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(1), 44-50.
220. Özcan, M. and Volpato, C. (2015). Surface conditioning protocol for the adhesion of resin-based materials to glassy matrix ceramics: how to condition and why. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 17(3), 292-293.
221. Bailey, J. (1989). Porcelain-to-composite bond strengths using four organosilane materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(2), 174-177.
222. Newburg, R. and Pameijer, C. (1978). Composite resins bonded to porcelain with silane solution. *Journal of the American Dental Association*, 96(2), 288-291.
223. Sheth, J., Jensen, M., and Tolliver, D. (1988). Effect of surface treatment on etched porcelain bond strength to enamel. *Dental Materials*, 4(6), 328-337.
224. Diaz-Arnold, A. and Aquilino, S. (1989). An evaluation of the bond strengths of four organosilane materials in response to thermal stress. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(3), 257-260.
225. Üstün, Ö., Büyükhatoğlu, I.K., and Seçilmiş, A. (2016). Shear bond strength of repair systems to new CAD/CAM restorative materials. *Journal of Prosthodontics*, 27(8), 748-754.
226. Elsaka, S.E. (2015). Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dental Materials Journal*, 34(2), 161-167.

227. Bello, Y.D., Di Domenico, M.B., Magro, L.D., Lise, M.W., and Corazza, P.H. (2018). Bond strength between composite repair and polymer-infiltrated ceramic-network material: Effect of different surface treatments. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, doi: 10.1111/jerd.12445. .
228. Acar, Ö. (2016). Farklı yüzey hazırlıklarının CAD/CAM hibrit seramiğin kompozit rezin ile tamirine etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 33(3), 121-125.
229. Hou, Y., Shen, R., Chen, L., Chen, Y., Jiang, Y., Li, J., and Gao, J. (2018). Shear Bond Strength of Different CAD/CAM Ceramics: Acid vs Er: YAG Laser Etching. *Photomedicine and Laser Surgery*, 36(11), 614-620.
230. Barutcigil, K., Barutcigil, Ç., Kul, E., Özarslan, M.M., and Buyukkaplan, U.S. (2019). Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), 71-78.
231. Aboushelib, M.N., Ghoniem, M., Mirmohammadi, H., and Salameh, Z. (2009). General principles for achieving adequate bond to all-ceramic restorations. *Journal of Dentistry and Oral Hygiene*, 1(3), 36-41.
232. Barzilay, I., Myers, M.L., Cooper, L.B., and Graser, G.N. (1988). Mechanical and chemical retention of laboratory cured composite to metal surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 59(2), 131-137.
233. Janus, J., Fauxpoint, G., Arntz, Y., Pelletier, H., and Etienne, O. (2010). Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dental Materials*, 26(5), 416-425.
234. Shokry, T.E., Shen, C., Elhosary, M.M., and Elkhodary, A.M. (2006). Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 95(2), 124-129.
235. O'Keefe, K., Pease, P., and Herrin, H. (1991). Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(4), 434-438.
236. Kurtulmuş, Y.S., Cengiz, E., Ongun, S., and Karakaya, İ. (2019). The effect of surface treatments on the mechanical and optical behaviors of CAD/CAM restorative materials. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e496-e503. doi: 10.1111/jopr.12749.
237. Lee, Y., Lim, B., Rhee, S., Yang, H., and Powers, J. (2005). Color and translucency of A2 shade resin composites after curing, polishing and thermocycling. *Operatif Dentistry*, 30(4), 436-442.

238. Lee, Y.-K., Lu, H., Oguri, M., and Powers, J.M. (2005). Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 370-376.
239. Khatri, C.A., Stansbury, J.W., Schultheisz, C.R., and Antonucci, J.M. (2003). Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. *Dental Materials*, 19(7), 584-588.
240. Azzopardi, N., Moharamzadeh, K., Wood, D.J., Martin, N., and van Noort, R. (2009). Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dental Materials*, 25(12), 1564-1568.





ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Toksoy, Burcu
Uyruğu : TC
Doğum tarihi ve yeri : 08.02.1988, Ankara
Medeni Hali : Bekar
Telefon : 0549 305 49 21
e-mail : burcu.toksoy@gmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık eğitimi	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013
Lise	Ankara Çağrıbey Anadolu Lisesi	2006

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2013-2014	Özel Ridens Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Seminerler

Protetik Diş Tedavisinde Geriatri, 2017

Hibrit Seramikler, 2018

Sabit Geçiş Protezleri, 2018

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabına Basılan Bildiriler

Toksoy, B., Nalbant, L. (2017, 7-9 February). *E-max Omnican System: A Case Report*. AEEDC 2017 Conference, Dubai, United Arab Emirates. Poster sunumu.

Toksoy, B., Nalbant, L. (2017, 13-15 October). *Anterior Clinical Applications of Fixed Prosthesis Based on Zirconia: A Case Report*. EDAD International Congress of Esthetic Dentistry, Istanbul, Turkey. Poster Sunumu.

Toksoy, B., Koç D., Nalbant, L. (2018, 13-15 September). *Evaluation of APA in a Patient with TMD by JVA*. EPA-Sepes Digital Natives in Prosthodontics, Madrid, Spain. Poster Sunumu.

Toksoy, B., Nalbant, L. (2018, 24-30 September). *IPS e.max CAD Laminate Restoration of a Anterior Tooth with Turner's Hypoplasia: Case Report*. Turkish Dental Association Congress, Ankara, Turkey. Poster Sunumu.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..