



**T.C.  
GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA  
TEZİ**

**POLİSAJ VE TERMAL SIKLUS İŞLEMLERİNİN  
FARKLI TRANSLÜSENSİYE SAHİP LÖSİT İÇERİKLİ  
SERAMİKLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE  
RENK DEĞİŞİMİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**MERYEM HÜRBAĞ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**EKİM 2019**



**POLİSAJ VE TERMAL SIKLUS İŞLEMLERİNİN FARKLI  
TRANSLUSENSİYE SAHIP LÖSİT İÇERİKLİ SERAMİKLERİN YÜZEY  
PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE RENK DEĞİŞİMİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**Meryem HÜRBAĞ**

**DOKTORA TEZİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**EKİM 2019**



Meryem HÜRBAĞ tarafından hazırlanan "POLİSAJ VE TERMAL SİKLUŞ İŞLEMLERİNİN FARKLI TRANSLUSENSİYE SAHİP LÖSİT İÇERİKLİ SERAMİKLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE RENK DEĞİŞİMİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

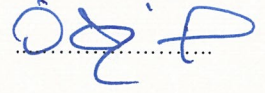
**Danışman:** Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

**Üye:** Prof. Dr. Özgül KARACAER

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

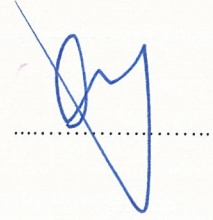
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



**Başkan:** Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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



**Üye:** Prof. Dr. Turan KORKMAZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

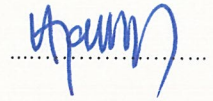
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



**Üye:** Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

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



**Üye:** Prof. Dr. Yasemin KESKİN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

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



Tez Savunma Tarihi: 16.10.2019

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü




## ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 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.



Meryem HÜRBAĞ

16/10/2019

POLİSAJ VE TERMAL SIKLUS İŞLEMLERİNİN FARKLI TRANSLÜSENSİYE SAHİP LÖSİT İÇERİKLİ SERAMİKLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE RENK DEĞİŞİMİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

(Doktora Tezi)

Meryem HÜRBAĞ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ekim 2019

ÖZET

Bu çalışmanın amacı polisaj ve termal siklus işlemlerinin iki farklı translüsenansiye sahip (yüksek translüsenansi HT ve düşük translüsenansi LT) A2 renk lösit içerikli seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine etkisini incelemektir. Çalışmada IPS Empress CAD HT ve LT bloklardan 10 X 10 X 1,5 mm boyutlarında dikdörtgen şeklinde 25'er adet örnek hazırlanmıştır (n=50). Örneklerin tümünden yüzey pürüzlülüğü ve renk ölçümleri yapılmıştır. Her iki örnek grubuna da Optrafine polisaj sistemi (Ivoclar-Vivadent, Schaan/Liechtenstein) ile polisaj işlemi uygulanmıştır. Polisaj işlemi uygulanan tüm örneklerden ikinci yüzey pürüzlülüğü ve renk ölçümü yapılmıştır. Daha sonra örneklerin tümü termal siklus işlemine (10 000 siklus, 5°-55°C) tabi tutulmuş ve üçüncü yüzey pürüzlülüğü ve renk ölçümleri yapılmıştır. Test örneklerinin yüzey pürüzlülüğü (Ra) sonuçları Kolmogorov-Smirnov ve Tamhane testi ile renk stabilite sonuçları ( $\Delta E_{00}$ ) ise t testi ve eşleştirilmiş t testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda, polisaj işlemi IPS Empress CAD HT ve LT seramiklerde yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir değişime sebep olurken ( $P < 0,05$ ), termal siklus işleminin ise anlamlı bir değişime neden olmadığı saptanmıştır ( $P > 0,05$ ). Polisaj ve termal siklus işlemlerinin IPS Empress CAD HT ve LT seramik materyallerinde anlamlı bir renk değişimine sebep olduğu tespit edilmiştir ( $P < 0,05$ ).

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : IPS Empress CAD, yüzey pürüzlülüğü, termal siklus, renk değişimi

Sayfa Adedi : 94

Danışman : Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT

EFFECT OF POLISHING AND THERMAL CYCLING ON SURFACE ROUGHNESS  
AND COLOR CHANGE OF LEUCITE REINFORCED CERAMICS WITH DIFFERENT  
TRANSLUCENCIES

(Ph. D. Thesis)

Meryem HÜRBAĞ

GAZİ UNIVERSITY

INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

October 2019

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the effect of polishing and thermal cycling on surface roughness and color change of A2 color leucite reinforced ceramics with two different translucencies (high translucency HT and low translucency LT). In this study, 25 rectangular (10 x 10 x 1,5 mm) specimens were prepared from each IPS Empress CAD HT and LT blocks (n = 50). Surface roughness and color measurements were performed from all specimens. All specimens were polished with Optrafine polishing system (Ivoclar-Vivadent, Schaan/Liechtenstein). The second surface roughness and color measurements were performed from all polished specimens. All specimens were then subjected to thermal cycling (10 000 cycles, 5 °-55 ° C) and third surface roughness and color measurements were performed. The surface roughness (Ra) results of the tested specimens were evaluated by Kolmogorov-Smirnov and Tamhane test and the color stability results ( $\Delta E_{00}$ ) were evaluated by using t test and paired t test. As a result of this study, polishing caused a significant change in surface roughness of IPS Empress CAD HT and LT ceramics ( $P < 0.05$ ) whereas, it was found that thermal cycling did not cause a significant change ( $P > 0.05$ ). Polishing and thermal cycling demonstrated a significant color change in IPS Empress CAD HT and LT ceramic materials ( $P < 0.05$ ).

Science Code : 1050

Key Words : IPS Empress CAD, surface roughness, thermal cyclus, color stability

Page Number : 94

Advisor : Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitim sürecim boyunca bana yol gösteren, bir anne gibi sevgi ve şefkatini asla esirgemeyen, akademik hayatımda engin bilgilerini her zaman paylaşan, çalışmaktan her daim keyif aldığım tez danışmanım ve çok değerli hocam Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT'a;

Gösterdiği anlayış ve yardımlarından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN'a, başta Doç. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR olmak üzere doktora eğitimim süresince tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, birlikte çalışmaktan mutluluk ve onur duyduğum değerli hocalarım Prof. Dr. Levent NALBANT, Prof. Dr. Özgül KARACAER ve Prof. Dr. Arife DOĞAN'a;

Her zor anımda yanımda olan, sevgisini ve desteğini esirgemeyen Uzm. Dt. Elifnur GÜZELCE, Dt. Fidan HASANZADE, Dt. Nevin TAŞ başta olmak üzere tüm bölüm arkadaşlarıma;

Hayatım boyunca maddi manevi her anlamda arkamda olan, koşulsuz sevgi ve desteklerini daima hissettiğim başta annem Serpil, babam Mustafa, kardeşim Nazım HÜRBAĞ ve anneannem Meryem GÜRALP olmak üzere tüm aileme teşekkürü borç bilirim.

Tez çalışmamız **Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından 03/2018-06** kodu ile desteklenmiştir.



**İÇİNDEKİLER**

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER .....	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ .....	x
RESİMLERİN LİSTESİ .....	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Dental Seramikler.....	3
2.1.1. Dental seramiklerin tarihçesi .....	3
2.1.2. Dental seramiklerin yapısı .....	4
2.1.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması.....	6
2.2. Lösit Kristalleriyle Güçlendirilmiş Cam Seramikler .....	16
2.3. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim ile Uyumlu Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler .....	17
2.4. Renk Kavramı .....	18
2.4.1. Işık ve renk terimleri .....	18
2.4.2. Diş hekimliğinde kullanılan renk sistemleri .....	19
2.4.3. Renk analizi.....	25
2.5. Yüzey Pürüzlülüğü.....	28
2.5.1. Dental seramiklerde yüzey bitirme ve polisaj işlemleri.....	29
2.5.2. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri.....	31
2.6. Termal Siklus (Isısal Döngü) .....	32

**Sayfa**

3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	35
3.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması.....	35
3.2. Seramik Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçülmesi.....	39
3.3. Seramik Örneklerin Renk Değerlerinin Ölçülmesi .....	41
3.4. Seramik Örneklerle Polisaj İşleminin Uygulanması .....	42
3.5. Polisaj İşlemi Uygulama Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçümü .....	44
3.6. Polisaj İşlemi Uygulama Sonrası Renk Değerlerinin Ölçümü.....	44
3.7. Seramik Örneklerle Termal Siklus İşleminin Uygulanması .....	44
3.8. Termal Siklus İşlemi Uygulama Sonrası Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Ölçülmesi .....	45
3.9. Termal Siklus İşlemi Uygulama Sonrası Renk Değerlerinin Ölçülmesi .....	46
4. BULGULAR .....	47
4.1. IPS Empress CAD A2 HT ve LT Seramik Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğü (Ra) Değerleri .....	47
4.1.1. IPS Empress CAD A2 HT ve LT seramik örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) istatistiksel analizi .....	48
4.2. IPS Empress CAD A2 HT ve LT Seramik Örneklerin Renk Değişimi ( $\Delta E$ ) Değerleri.....	50
4.2.1. IPS Empress CAD A2 HT ve LT seramik örneklerin renk değişim değerlerinin $\Delta E$ değerlerinin ( $\Delta E_1$ ve $\Delta E_2$ ) karşılaştırılması .....	52
4.2.2. IPS Empress CAD HT ve LT seramik örnek gruplarının $\Delta E_1$ ve $\Delta E_2$ değerlerinin birbirlerine göre istatistiksel karşılaştırılması .....	54
5. TARTIŞMA .....	57
6. SONUÇ .....	71
KAYNAKLAR .....	73
ÖZGEÇMİŞ .....	93

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

<b>Çizelge</b>	<b>Sayfa</b>
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokları ve üretici firma bilgileri.....	36
Çizelge 3.2. Örneklerin polisajı için kullanılan polisaj kitinin uygulama şekli ve içeriği.....	43
Çizelge 4.1. IPS Empress CAD A2 HT seramik örneklerinin polisaj işlemi uygulanmadan ( $R_{a1}$ ), polisaj işlemi uygulandıktan sonra ( $R_{a2}$ ) ve termal siklus işleminden sonra ( $R_{a3}$ ) elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri.....	47
Çizelge 4.2. IPS Empress CAD A2 LT seramik örneklerinin polisaj işlemi uygulanmadan ( $R_{a1}$ ), polisaj işlemi uygulandıktan sonra ( $R_{a2}$ ) ve termal siklus işleminden sonra ( $R_{a3}$ ) elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri.....	48
Çizelge 4.3. IPS Empress CAD A2 HT ve LT seramik örnek grubu One-way ANOVA analizi tablosu .....	50
Çizelge 4.4. IPS Empress CAD A2 HT örneklerinin ( $n=25$ ) polisaj işlemi uygulamadan, polisaj işlemi uygulandıktan sonra ve termal siklus işleminden sonra elde edilen $L^*$ , $a^*$ , $b^*$ değerleri .....	51
Çizelge 4.5. IPS Empress CAD A2 LT örneklerinin polisaj işlemi uygulamadan, polisaj işlemi uygulandıktan sonra ve termal siklus işleminden sonra elde edilen $L^*$ , $a^*$ , $b^*$ değerleri .....	52
Çizelge 4.6. IPS Empress CAD A2- HT seramik örneklerine ait ortalama $\Delta E_1$ ve $\Delta E_2$ değerleri .....	53
Çizelge 4.7. IPS Empress CAD A2- LT seramik örneklerine ait ortalama $\Delta E_1$ ve $\Delta E_2$ değerleri .....	54
Çizelge 4.8. IPS Empress CAD HT ve LT seramik örnek gruplarının renk değişim değerlerinin birbirlerine göre karşılaştırılması (t testi).....	55

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Munsell renk diyagramı .....	21
Şekil 2.2. Munsell renk sisteminde hue .....	21
Şekil 2.3. Munsell renk sisteminde value .....	22
Şekil 2.4. Munsell renk sisteminde chroma .....	22
Şekil 2.5. CIE L*a*b* üç boyutlu renk sistemi .....	24
Şekil 4.1. IPS Empress CAD A2 HT seramik örneklerin ortalama Ra değerleri grafiği	50
Şekil 4.2. IPS Empress CAD A2 LT seramik örneklerin ortalama Ra değerleri grafiği	50
Şekil 4.3. IPS Empress CAD A2- HT seramik örneklere ait ortalama $\Delta E_1$ ve $\Delta E_2$ değerleri grafiği .....	53
Şekil 4.4. IPS Empress CAD A2- LT seramik örneklere ait ortalama $\Delta E_1$ ve $\Delta E_2$ değerleri grafiği .....	54



## RESİMLERİN LİSTESİ

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokları A. IPS Empress CAD A2- LT , B. IPS Empress CAD A2-HT .....	36
Resim 3.2. Düşük hızda kesit alma cihazı .....	37
Resim 3.3. Düşük hızda kesit alma cihazıyla örneklerin 10 X 10 X 1.5 mm boyutlarında hazırlanması .....	37
Resim 3.4. A. IPS Empress CAD HT-A2 örnekler (25 adet), B. IPS Empress CAD LT- A2 örnekler (25 adet).....	38
Resim 3.5. Tesviye ve zımparalama cihazı.....	38
Resim 3.6. Örneklerin kenar ölçümlerinin dijital mikrometre ile yapılması .....	39
Resim 3.7. Ultrasonik temizleme aleti .....	39
Resim 3.8. Profilometre cihazı.....	40
Resim 3.9. Profilometre cihazı tarayıcı ucu .....	40
Resim 3.10. Profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin ölçülmesi....	41
Resim 3.11. Vita Easy Shade Spektrofotometre .....	42
Resim 3.12. Renk ölçümünün yapılması .....	42
Resim 3.13. Optrafine polisaj kiti .....	43
Resim 3.14. Örneklerle polisaj işleminin uygulanması .....	44
Resim 3.15. Termal siklus cihazı.....	45
Resim 3.16. Örneklerle termal siklus işleminin uygulanması .....	45

## SİMGELER VE KISALTMALAR

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

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklamalar</b>
%	Yüzde
$\Delta E$	Renk değişikliği
$\mu m$	Mikrometre
$Al_2O_3$	Alüminyum oksit
$Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$	Kaolin
$b^*$	CIE Renk Sistemi (sarımavi) koordinatı
$CaCO_3$	Kalsiyum karbonat
$CaO$	Kalsiyum oksit
$CeO_2$	Seryum oksit
$dk$	Dakika
$K_2CO_3$	Potasyum karbonat
$K_2O$	Potasyum oksit
$K_2O- Al_2O_3- 6SiO_2$	Feldspar
$KAlSi_2O_6$	Lösit
$L^*$	CIE sistemi renk değeri koordinatı
$Li_2Si_2O_5$	Lityum disilikat
$MgAl_2O_4$	Magnezyum alüminyum oksit
$MgO$	Magnezyum oksit
$mm$	Milimetre
$MPa$	Megapaskal
$Na_2B_4O_7$	Boraks
$Na_2CO_3$	Sodyum karbonat
$Na_2O$	Sodyum oksit
$Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$	Sodyum alumina silikat
$nm$	Nanometre
$O^-$	Oksijen atomu

**Simgeler****Açıklamalar****° C**

Derece santigrat

**Pt**

Platin

**Ra**

Yüzey pürüzlülüğü ortalaması

**rpm**

Devir/dakika

**SiO<sub>2</sub>**

Silikat

**SiO<sub>4</sub>**

Ortosilikat

**sn**

Saniye

**Kısaltmalar****Açıklamalar****AKM**

Atomik kuvvet mikroskobu

**CAD-CAM**Bilgisayar destekli tasarım bilgisayar destekli üretim  
(Computer aided Design- Computer aided  
Manufacturing)**CIE**

Commission Internationale de l'Eclairage

**HT**

Yüksek translusent (High Translucency)

**LT**

Düşük translusent (Low Translucency)

**M.Ö.**

Milattan önce

**SEM**Tarayıcı elektron mikroskobu (Scanning Electron  
Microscope)

## 1. GİRİŞ

Genel olarak protez terimi; vücudun eksik olan herhangi bir kısmının yapay olarak tamamlanması, rehabilite edilmesi olarak tanımlanır. Diş hekimliğinde ise, bir veya daha fazla dişin ve diş ile ilişkili çevre yapıların yapay olarak yerine konması olarak ifade edilir [1].

Diş hekimliğinin tüm tarihi boyunca, hekimlerin amacı en üstün özelliklere sahip restoratif materyallere erişmek olmuştur. Diş hekimliğinde seramikler estetik özellikleri, dayanıklılıkları, biyouyumlulukları, yüzey düzgünlükleri, yüksek oranda baskı dirençleri ve diş yapısına uygun ısıl genleşme katsayıları nedeniyle kaybolan veya hasar görmüş dişlerin restorasyonlarında yaygın şekilde kullanılmaktadırlar [2, 3].

Diş hekimliğinde, estetiğe olan ilginin giderek artması ve metal destekli restorasyonlarda oluşabilen toksik, alerjik reaksiyonlar, hekimleri ve hastaları metal içermeyen restoratif materyallere yönlendirmiştir [4].

Dental seramikler; aşınma direnci, düşük ısı iletkenliği, iyi hijyenik özellikleri, doğal ve estetik görünümleri gibi avantajları nedeniyle en popüler restoratif materyallerden biridir [5]. Bilgisayar destekli tasarım ve üretimin gelişmesiyle birlikte, seramiklerin kullanımı daha da yaygınlaşmıştır. Seramik restorasyonların kırılma yapılarının olması ve karşıt doğal dişte aşınmaya neden olabilmeleri olumsuz özelliklerindedir. Seramik yüzeylerinin sertliği ve pürüzlülüğü arttıkça karşıt dişteki aşınma miktarı da artar [6]. Bu nedenle dental seramiklere glaze veya polisaj işlemi uygulanarak ideal bir yüzey elde edilmesi amaçlanmaktadır [7].

Glaze işleminin fırınlama gerektirmesi, dolayısıyla laboratuvarında yapılması hastanın klinikte geçirdiği süreyi arttırmaktadır. Polisaj işlemi daha kolay ve pratiktir, işlem çoğunlukla tek seansta tamamlanmaktadır [8].

İdeal olarak seramik yüzeyine glaze yapılması gerektiği görüşü hakim olsa da, klinikte seramik yüzeylerinde yapılan küçük düzenlemeler 'reglazing' işlemi yerine polisaj ile yapılabilir [9-11]. Son zamanlarda polisaj işleminin glaze işleminden daha pürüzsüz yüzeyler yarattığını bildiren çalışmalar mevcuttur [12-14].



İntraoral olarak yapılan polisaj; tekrarlanan laboratuvar aşamalarını ve çapraz enfeksiyon riskini elimine ederek enfeksiyon kontrolü de sağlar [15]. Bu nedenle piyasada bulunan malzemelerden (zımpara kağıdı, pomza, polisaj fırçaları, vs) yararlanır [16, 17].

Metal desteksiz restorasyonlar metalik bir altyapı içermedikleri için hem iyi translüsensi hem de üstün biyouyumluluk sağlarlar. Restorasyonun sahip olduğu renk estetik başarı açısından son derece önemlidir. Tam seramik sistemler renkte derinlik sağlar, ışık geçirgenlikleri ve ışığı yansıtma özellikleri sayesinde doğal dişin mine ve dentin dokularına yakın optik özellikler gösterirler. Dental seramiklerin kimyasal içerikleri ve partikül boyutları optik karakterlerini etkiler. Doğal diş rengine en yakın renkte restorasyon üretebilmek için uygun dental seramiğin kullanılması şarttır [18, 19].

Bu çalışmanın amacı; farklı translüsensiye sahip lösit içerikli seramiklere uygulanan polisaj ve termal siklus işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine olan etkisini araştırmaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental Seramikler

#### 2.1.1. Dental seramiklerin tarihçesi

Orijinini Yunanca bir kelime olan “keramos, keramenes, keramikos”tan alan ve “toprakta gelme, topraktan yapıma” anlamını taşıyan seramik kelimesi, yapısı insanlar tarafından değiştirilerek oluşturulmuş ilk organik cam fazlı kristalin yapısındaki materyaldir. M.Ö 23.000 tarihinde Çekoslovakya’da kil esaslı seramik objelerin bulunması, ilk insanların kum, kil ve cam esaslı malzemeleri ısı ile işleyip kullandıklarının kanıtıdır [20]. Rusya’da bulunan seramik eşyaların geçmişinin M.Ö 6000-7000 yıllarına dayandığı bildirilmektedir [21].

Avrupalı halkın seramik formülünü 17.yy başlarında keşfetmesiyle, bu materyallerle ilgili çalışmalar geliştirilmiştir [22].

Seramik; inorganik ametallerin genel adı olarak kullanılmaktadır. Bu tanıma nitritler, camlar, silikatlar, çimentolar ve metal oksitler de dahildir. Porselenler ise, birbirleri içinde çözünemeyen elementlerin ısıyla eritilip kaynaştırılması sonucu ortaya çıkan ‘şeffaf seramik ürün’ olarak tanımlanmaktadır. Diş hekimliğinde porselen terimine aynı zamanda ‘dental seramik’ de denilmektedir [23-26].

Hareketli protezde kullanılan porselen yapay dişler, diş hekimi Alexis Duchateau ve onunla birlikte çalışan eczacı Nicholas Dubois de Chemant tarafından 1774 yılında tanıtılmış, patenti alınmıştır [22].

1817’de Paris’te eğitim görmüş Peale ve 1830’da Stokton sayesinde Amerika’ya porselen dişler tanıtılmıştır [27].

1808’de ilk kişisel porselen dişler, Paris’te yaşayan İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe Angelo Fonzi tarafından üretilmiştir. Bu uygulamalarda porselen, gözenekli bir yapıda ve kırılımandır. Gözeneksiz yapıyı ya da porselenin vakum ile pişirilmesini 1949’da Alman Gatz bulmuş ve porözitesiz düzgün yapıda seramik elde etmiştir [28].1838 yılında Elias Wildman’ın vakumlu fırınlamayı ilk kez kullanması sayesinde porselenin rengi ve translüensliği geliştirilmiştir [29].

Dr. Charles'ın 1886 yılında platin yaprak üstüne feldspatik porseleni işlemesi; sabit protezlerde porselen kullanımının öncüsü olmuştur [30].

Porselene 1950li yıllarda lösit eklenmesi, porselenin genleşme katsayısını arttırırken, altın ilavesi metal alt yapıya bağlanma kuvvetini artırmıştır [31].

Vines ve arkadaşları 1958 senesinde vakumlu fırınlama geliştirilmiştir [32]. Weinstein ve arkadaşları 1962 yılında, uzun vadeli estetik performans ve klinik başarı gösterebilen metal seramik restorasyonları geliştirmişlerdir. Bunlar; potasyum oksit (%11-15 oranında) içeren porselen tozu ilave edilmiş metal destekli restorasyonlardır [33].

Günümüzde kullanılmakta olan tam porselen sistemlerinin esasını oluşturan, alumina kristalleri (%40-50 oranında) ile alt yapısı kuvvetlendirilmiş jaket kronun yapımı ise 1965'de Mc. Lean ve Hughes tarafından yapılmıştır. Böylece, faset ve jaket kron yapımı kolaylaştırılmış ve kırılma dayanımı geliştirilmiştir. Mc Lean ve Hughes 1976'da "Twin foil" olarak adlandırdıkları çift folyo tekniği ile porselen jaket kronun güçlendirilmesini amaçlamışlardır [34].

1980li yılların sonuna doğru, geliştirilmiş estetik ve dayanıklılık sunan tam porselen sistemlerin üretiminde çok farklı tekniklerden yararlanılmaya başlanılmıştır. Son otuz sene içerisinde yapılan araştırmalar, dental seramiklerin mikroyapısında yapılan modifikasyonlar ile yapısının güçlendirilmesi üzerinde yoğunlaşmıştır. Estetik restorasyonlara talep arttıkça mekanik ve estetik özelliklerinin geliştirildiği dental seramiklerin üretimi devam etmektedir [35].

### **2.1.2. Dental seramiklerin yapısı**

Diş hekimliğinde kullanılmakta olan porselen, dört oksijen ( $O^-$ ) atomu ile merkezde yer alan bir silisyum ( $Si^{+4}$ ) atomu arasında kimyasal bağ kurulmasıyla oluşan silisyum tetraoksitten ( $SiO_4$ ) meydana gelmektedir. Üç boyutlu bir yapıya sahiptir ve feldspar, kuartz, kaolin porselenin temel bileşenleridir. Ayrıca opaklaştırıcı, lüminisans özelliği veren ajanlar, ara oksitler, cam modifiye ediciler, renk pigmentleri ve akışkanlar da bulundurmaktadır [24].

### *Feldspar*

Feldspar camısı fazı oluşturmakla sorumludur ve erime sıcaklığı en düşük bileşendir [25]. Feldspar, doğal olarak oluşan bir mineraldir ve iki alkali alüminyum silikattan oluşur (Potasyum alümina silikat ( $K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ ) ve Sodyum alumina silikat ( $Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ )). Piyasadaki çoğu porselen, restorasyona translusensi kattığı için potasyum feldspar içerir. Potasyum 1250-1500 °C 'ye kadar ısıtılınca kaolin ve kuartzla birleşip camı oluşturur. Sodyum feldspar porselenin erime ısısını düşürür ve önceden belirlenen formun fırınlama esnasında bozulmasına neden olur. Sodyum feldsparın translusensiye katkısı yoktur. Feldspar porselenin yapısında %70-90 arasında bulunur [36].

### *Kuartz*

Kuartz, silika ( $SiO_2$ ) yapısındadır ve erime derecesi diğer maddelere göre daha yüksektir (25). Porselen restorasyonlarda doldurucu görevi görür. Pişirme işlemi sonrasında oluşabilecek büzölmeleri önler. Dental porselende dayanıklılığı artırır, fakat translusensiyi azaltır. Kuartz dental restorasyonlarda %10-30 arasında bulunur [36, 37].

### *Kaolin*

Alüminyum hidrat silikat olan kaolin; çin kili olarak da isimlendirilir. Kaolin bağlayıcı olarak görev yapar ve pişirilmemiş porselenin şekillendirilmesini kolaylaştırır. Kaolin porselen restorasyonların opaklığını arttırdığı için sınırlı miktarda kullanılmalıdır. Porselende kaolin %1-5 oranında bulunur [36, 37].

### *Renk pigmentleri*

Nikel, kalay, kobalt, titanyum, demir, krom, altın oksitler veya metalik altın ve platin; porseleni renklendirmek için kullanılan pigmentlerdir. Floresans niteliği de pigment maddelerinin eklenmesiyle elde edilmektedir [38].

### *Akışkanlaştırıcılar ve cam modifiye ediciler*

Potasyum, sodyum ve kalsiyum cam modifiye ediciler ve  $SiO_4$  ağının bütünlüğünü bozan akışkanlar olarak rol oynamaktadır. Akışkanlaştırıcılar ve cam modifiye ediciler; erime



sıcaklığını azaltarak akışkanlığı arttırırlar [36]. Magnezyum, kalsiyum ve baryum oksit ise modifiye edici oksitler olarak rol oynamaktadır [39].

### 2.1.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramikler pek çok şekilde gruplandırılabilmeyle beraber, erime ısılarına, kullanım alanlarına, yapım tekniklerine ve içeriklerine göre sınıflandırılmaları yaygındır [40, 41].

Erime ısılarına göre: [35]

- Yüksek ısı seramikleri
- Orta ısı seramikleri
- Düşük ısı seramikleri
- Ultra düşük ısı seramikleri

*Yüksek ısı seramikleri:* 1290–1370 °C’de fırınlanan bu seramikler %70-90 feldspar, %11-18 kuartz ve %1-10 kaolin içerirler. Ergitici madde içermezler. Homojen bir yapı sergiler ve %15 oranında büzölmeye uğrarlar [37, 42, 43].

*Orta ısı seramikleri:* 1090–1260 °C’de fırınlanan bu seramikler, %61 feldspar, %29 kuartz, %5 CaCO<sub>3</sub>, %2 Na<sub>2</sub>CO<sub>3</sub>, %2 K<sub>2</sub>CO<sub>3</sub>, %1 Na<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>2</sub> içerirler.%15’ten fazla bir oranda büzölmeye uğrarlar ve yapıları homojendir. İnley, jaket kron ve köprü protez yapımında kullanılırlar [37, 42, 43].

*Düşük ısı seramikleri:* 870–1070 °C ‘de fırınlanan bu seramikler; %12 feldspar, %60 kuartz, %1 CaCO<sub>3</sub>, %8 Na<sub>2</sub>CO<sub>3</sub>, %8 K<sub>2</sub>CO<sub>3</sub>, %11 Na<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>2</sub> içerirler. % 30-35 oranında büzölmeye uğrarlar, pişirme süreleri çok kısadır. Metal destekli kron-köprü protezlerinde, glaze ve boya tozlarında, alüminöz porselenlerde (kor materyali dışında) kullanılırlar [37, 42, 43].

*Ultra düşük ısı seramikleri:* 650 °C -850 °C’de fırınlanan bu seramikler büzölme katsayılarının düşük olması sebebiyle, titanyum ve alaşımları ile birlikte kullanılırlar [37, 42, 43].

Kullanım alanlarına göre [21]:

- Metal-seramik restorasyonlar
- Tam seramik restorasyonlar
- Hareketli bölümlü protezlerde kullanılan seramik protez dişler

*Metal- seramik restorasyonlar*

Metal destekli seramik restorasyonlar, üst yapı seramiği ve metal alaşım materyallerinin geliştirilmesi nedeniyle günümüzde yaygın kullanım alanına sahiptir [40].

Metal-seramik restorasyonlar, metal bir alt yapı ve bu alt yapıya kimyasal ve mekanik olarak bağlanan seramik bir üst yapıdan oluşur. Seramik ve metalin düzgün şekilde birbirine bağlanabilmesi için ısıl genişleme katsayılarının birbirlerine yakın olması gerekmektedir. Seramiğin genişleme katsayısının metalden küçük olması gerektiği, ve bu farkın  $1 \times 10^{-6}$  olunca güvenilir olduğunu belirtilmiştir [44].

Metal alt yapının üzerine uygulanan opak porselen, metalik rengi maskeler. Opak porselenin üzerine uygulanan dentin (gövde) porselen dental restorasyona esas rengini verir. Mine (insizal) porselen ise restorasyona translusensi katar. Bu porselenlerin uygulanmasının ardından, yapılan glaze işlemiyle restorasyon doğal parlaklığını kazanır [30, 35].

Metal destekli porselenler dayanıklıdır, çok üyeli diş üstü veya implant üstü restorasyonların yapımında kullanılabilirler ve gözenekli yapıya sahip olmadıkları için ağız sıvılarından etkilenmezler. Uygun olarak üretildiklerinde yeterli estetik sonuçlar elde edilebilir [37, 45]. Fakat metal altyapının, restorasyonun ışık geçirgenliğini azaltması veya metal marjinlerin görünmesi sonucu oluşan estetik sıkıntılar, metal ile porselenin ısıl genişleme katsayıları arasındaki uyumsuzluklardan doğan bağlanma sorunları, lokal doku reaksiyonları ve korozyon toksisitesine neden olmaları gibi bazı dezavantajları da vardır. Tüm bu dezavantajlar metal alt yapı olmaksızın üretilen daha dayanıklı ve estetik seramiklerin geliştirilmesine neden olmuştur [46].

### *Tam seramik restorasyonlar*

Metal destekli porselenlere alternatif olarak geliştirilen tam seramik restorasyonlar, estetik beklentilerin artmasıyla ön plana çıkmıştır [47].

Estetik üstünlükleri, çevre dokulara uyumları, yüzey özellikleri ve dayanıklılıkları gibi olumlu özellikleriyle tam seramik restorasyonlar diş hekimliğinde yaygın bir kullanım alanına sahip olmuşlardır.

İdeal bir seramik meteryali, ışık geçirgenliği, translusensi, üstün estetik özellikler, yüksek bükülme ve kırılma dayanıklılığı, çatlak oluşumuna karşı direnç sergilemelidir. Mekanik olarak daha da dayanıklı restorasyonlar elde edebilmek için gelişmiş seramik sistemler üretilmektedir. Bir porselen ya sağlam bir altyapı kullanılarak ya da tüm yapısının güçlendirilmesiyle daha dayanıklı bir yapıya sahip olabilir [48-51].

Tam seramik sistemlerinin avantajları [35, 52, 53]:

- İyi estetik özellik ve yüksek ışık geçirgenliğine sahiptir.
- Çevre dokularla uyumludur, homojen yapıları vardır.
- Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıdır ve yeterli mekanik özelliklere sahiptir.
- Radyolojik muayenede radyolusens bir görüntü oluşturdukları için engel teşkil etmez.
- Diş dokusuna benzer ısıl genişleme katsayısına sahiptirler.
- Plak birikimine sebep olmazlar, sıvı emilimleri azdır.
- Renk stabiliteyi iyidir.
- Metal-seramik restorasyonda başarısızlıklara sebebiyet veren bağlantı sorunu seramik ile kor arasında oluşmaz.

Tam seramik sistemlerinin dezavantajları [35, 40, 53]:

- Gerilme ve çekme kuvvetlerine karşı dayanıksızdırlar.
- Üretim maliyetleri fazladır, ekipmanlar pahalıdır.
- Üretimleri uzun zaman alır, fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir.

Yapım tekniklerine göre [46]:

*Dökülebilir seramikler*

- a. Dicor (Denstply,USA)
- b. Cerapearl (Kyocera,USA)

*Refraktör daylar (ısıya dayanıklı daylar) üzerinde fırınlanan tam seramik sistemler*

- a. Cerestore (Innotek Dental Corp.,USA)
- b. Mirage (Chamelon Dental, USA)
- c. Optec (Jeneric,Pentron Inc.,USA)
- d. Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik,Almanya)
- e. In-Ceram (Vita-Zahnfabrik,Almanya)

*Sıkıştırılabilir (ısı ile preslenerek üretilen) tam seramik sistemler*

- a. IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- b. IPS- Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- c. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- d. Finesse (Ceramco/Dentsply, USA)

*Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) tekniği*

- a. Cerec (Siemens,Almanya)
- b. Celay (Mikrona, Zürih, İsviçre)
- c. Cercon ( Degudent, Almanya)
- d. Cicero (Cicero dental, Hollanda)
- e. Procera All Ceram (Nobel Biocare, İsveç)
- f. Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)
- g. DCS Precident (DCS Dental, Almanya)
- h. Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- i. Hint-Els (Digident, Griesheim, Almanya)
- j. ZENO Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)

### *Dökülebilir cam seramikler*

Dökülebilir cam seramikler, camın sıvı halinin kontrollü ve yavaş bir şekilde kristalize edilip, seramiğe dönüştürülmesiyle üretilmektedirler. Cam yapı, mum modelasyonu ile oluşturulmuş kalıp içerisine dökülür. Sıvı haldeki cam, yavaş ve dikkatli bir şekilde kristalize edilerek seramiğe dönüştürülür. SiO<sub>2</sub>'nin P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> ile birleşmesi sonucu stabilize olur. Dicor ve Cerapearl; dökülebilir cam seramiklere örnek olarak gösterilebilir [40].

Dökülebilir cam seramikler, seramikleşme esnasında büzülmeleri, yapılarının özel donanım gerektirip uzun sürmesi ve pahalı olması, homojenliklerini sağlamanın zor olması ve kullanımlarının tek üye ön ve arka restorasyonlarla sınırlı olması gibi dezavantajlara sahiptir [26].

### *Isıya dayanıklı daylar (refraktör daylar) üzerinde fırınlanan tam seramik sistemler*

Bu sistemde, seramik tabakalama sistemi kullanılmaktadır. Restorasyonlar; ısıya dayanıklı daylar üzerinde hazırlanılır. Bu sistemle üretilen seramikler; dayanıklı, biyouyumlu, yüksek gerilme direncine sahip ve metal altyapı gerektirmezler. Dezavantajları ise, yüksek maliyet ve zaman, özel ekipman gerektirmeleri, dişe bağlantılarının yetersiz olması ve opak bir kor yapısına sahip olmalarıdır. Aynı zamanda, restorasyonun daydan çıkarılmasından sonra yapılan ek fırınlama işlemleri marjinal bölgelerde büzülmeye neden olur. Cerestore, Mirage, Optec, Hi-Ceram ve İn-Ceram bu yöntemle fırınlanan seramiklere örnek olarak gösterilebilir [37, 40].

### *Sıkıştırılabilir (ısı ile preslenerek üretilen) tam seramik sistemler*

Isı ve basınç altında üretim, ilk olarak 1980'lerin sonunda tanıtılmıştır [54]. Lityum disilikatların kristalizasyonu için iki aşamalı kristalizasyon uygulanmaktadır. İlk aşama, lityum disilikat kristalizasyonunu ve yüksek sıcaklık ve vakum altında seramikleştirilmiş cam seramik (ingot) oluşumunu içermektedir. İkinci aşama ise, laboratuvarında 920 °C' de ingotun kayıp mum tekniği ile oluşturulan kalıp içerisine 5-15 dk arasında bir süre içerisinde preslenmesidir [55].

IPS Empress, IPS Empress II, IPS e.max press ve Ziness sıkıştırılabilir tam seramik sistemlere örnek olarak gösterilebilir [55].

IPS Empress cam seramikler; 1991 yılında piyasaya sürülen ısı ve basınçla şekillendirilen lösitle güçlendirilmiş (KAlSi<sub>2</sub>O<sub>6</sub>) materyallerdir. Kimyasal yapısı K<sub>2</sub>O.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.SiO<sub>2</sub> 'den oluşmaktadır. Lösit kristalleri cam matriks içinde homojen olarak dağıtılmıştır. 3-10 µm arasında kristal boyutu,hacim olarak da %35-50 arasında değişen de lösit içeriğine sahiptir. Mikroyapı içerisine yerleştirilmiş olan lösit kristalleri gerilim kuvvetleri ve çatlak oluşumuna karşı direnç gösterirler [56].

IPS Empress cam seramiklerin, doğal dişe benzer translüsensi değerleri ve aşındırma etkileri vardır. Bükülme direnci 120-160 MPa 'dır. Bu sistemde lösit ile güçlendirilmiş cam porselen ingotlar, EP500 isimli özel bir fırın kullanılarak 1075 °C veya 1180 °C'de visköz alumina kıvamına getirilir ve kalıp içerisine basınç ile aktarılarak şekillendirilir [57]. İki farklı üretim yöntemi vardır. Birinci yöntemde, renksiz olarak üretilen seramik restorasyona en son yüzey renklendirilmesi yapılır. İkinci yöntemde ise; renkli dentin ingotları ile oluşturulan restorasyonun son şekli tabakalama tekniği kullanılarak üst yapı seramik materyali ile verilir. IPS Empress cam seramikler; inley, onley, laminate ve tek kron yapımında kullanılabilirler. Mekanik dayanımlarının zayıf olması nedeni ile çok üyeli köprü yapımında kullanımları önerilmemektedir [58].

1998 yılında ise IPS Empress II geliştirilmiştir [53]. Asıl kristalin fazı %60 oranında lityum disilikat, ikinci kristal fazı ise lityum ortofosfat ( Li<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>) oluşturmaktadır. Lityum disilikat kristaller, rastgele içiçe yerleşerek, çatlakların ilerlemesini veya yer değiştirmesini engellerler. Böylece bükülme direnci gelişir ve mekanik sağlamlık sağlanır. IPS Empress II seramiklerin kırılma dayanımı diğer lösit cam seramiklerden yaklaşık olarak 3 kat daha fazladır ve esneme dayanımı yaklaşık 350-450 MPa'dır [59, 60].

Lityum disilikat cam porselen ingotlar, EP500 isimli özel fırında 920 °C' ye kadar ısıtılıp visköz hale getirilir ve basınç ile revetmana yollanır. Restorasyonun son formunu elde etmek için de tabakalama tekniği ile uygulanan cam seramik; floroapatit yapıdadır [61].

IPS Empress II seramikler, üç üyeli köprü yapımında kullanılabilirler. Arka grup dişlerin restorasyonu planlanmaktaysa; ikinci premolar en son distal destek ve gövde premolar genişliğinde olacak şekilde tasarlanmalıdır [57]. IPS Empress II 'de cam içeriği daha az olduğundan kırılma direnci fazla, mikroçatlak oluşma riski daha azdır [62, 63]. Ayrıca karşıt doğal dişle uyumlu bir yapıda olup, aşınmaya sebep olmaz ve optik özellikleri de başarılıdır [64].

2005 yılında Ivoclar Vivadent firması tarafından IPS e.max press seramiği geliştirilmiştir. Empress II sistemine benzer bir şekilde lityum disilikat kristallerinden oluşur. Fırınlama tekniğinde yapılan çeşitli modifikasyonlarla fiziksel ve estetik özellikleri geliştirilmiştir [65]. 400 MPa bükülme direncine sahiptirler. IPS e.max Press ingotlar, IPS Empress ingotlara göre hem çap hem de hacim olarak daha büyüktürler. Diş renginde preslenen ingotlar daha sonra IPS e.max Ceram ile veneerlenirler. İnley, onley, kron ve premolar en distal dayanak diş olacak şekilde planlanmış köprü restorasyonların yapımında kullanılabilirler [66].

### *Bilgisayar destekli tasarım - Bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemi*

Tüm mesleki alanlarda çağımız gereği gerçekleşen dijital devrim ile birlikte, dijital teknolojinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanması kaçınılmaz olmuştur [67]. 1980'li yıllarında başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmış olan bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri, bu tarihten itibaren büyük ilerleme göstermiştir [68, 69].

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel komponente sahiptir; yüzeyin taranarak verilerin (prepare edilen dişler, komşu dişler ve kapanış ilişkisi) elde edilip kaydı, dişlerin preperasyonuna uyumlu restorasyonun tasarımı (CAD) ve restorasyonun üretimidir (CAM) [70].

*Veri toplama ünitesi:* En hassas olunması gereken aşamadır. Restore edilecek diş yüzeyinin veya dişe ait ölçü yüzeyinin dikkatli bir şekilde üç boyutlu aktarılması anlamına gelir. Optik yüzey tarayıcılar kullanılarak gerçekleştirilen bu aşama, yüzey topografisini sayısal olarak hesaplar ve bilgisayara aktararak sanal bir model elde eder [61].

*Bilgisayar destekli tasarım (CAD):* CAD sisteminde tasarım analiz edilip, elde edilirken bir bilgisayar yazılımından destek alınır. Veri toplama ünitesi ile elde edilen ve bilgisayara aktarılan veriler, bilgisayar yazılımı kullanılarak noktacıklardan oluşan sanal modele dönüştürülür. CAD sistemi tasarımcının, tasarımı düzenlemesi, estetik ve mekanik özelliklerini ayarlaması, monolitik restorasyonlar ve protetik altyapılar için arzu edilen tasarımın hızlı bir şekilde oluşturulmasını sağlar [61].



*Bilgisayar destekli üretim (CAM):* CAD işlemi tamamlandığında, elde edilen dosyalar CAM ünitesine aktarılır. Tasarımın oluşturulmasının akabinde üretilmesi planlanan restorasyonun boyutuna uygun olarak seçilen porselen blok cihazın kesici bölümüne yerleştirilir [53, 61].

Piyasada mevcut olan CAD/CAM sistemleri üretim yöntemlerine göre 3 ana grupta toplanılır. Bunlar:

*Ofis içi (chair-side) sistemler:* Diş hekiminin prepare edilen diş dijital olarak taradığı, hasta başında restorasyonu üretilip aynı seansta teslim ettiği sistemdir.

*Laboratuvar içi (in lab) sistemler:* Restorasyonların, klinikte alınan ölçülerin veya bu ölçülerden elde edilmiş olan alçı modellerin laboratuvarda taramasıyla üretildiği sistemdir.

*Merkezleştirilmiş üretim:* Klinikte elde edilmiş olan dijital ölçünün internet aracılığıyla laboratuvara gönderildiği ve üretimin laboratuvarda gerçekleştirildiği bir sistemdir [71, 72].

Günümüzde bünyesinde freze makinesi de bulunduran ofis içi sistemlerden bazıları CEREC (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ve Planmeca-E4D Technologies (D4D Technologies, Richardson, Teksas, ABD), Galaxy BioMill System (Biolase, Irvine, CA, ABD), IOS TS150 Chairside Mill (Glidewell Laboratories, Newport Beach, CA, ABD), CS Solutions (Cerastream Dental, Atlanta, GA, ABD) ve UNIQUE (UNIQUE CAD/CAM-solutions, Meerbusch, Almanya) dir. Bunların yanısıra, sadece intraoral ölçü almaya ve laboratuvara aktarılmaya imkan veren bazı sistemler de mevcuttur. Mevcut diğer CAD/CAM sistemlerinde ise veriler çeşitli yüksek hassasiyete sahip mekanik veya optik tarayıcıların modelleri taraması ile elde edilir, bu tarayıcılar çok hassas oldukları için ağız içi kullanımları uygun değildir [70].

CAD/CAM sisteminin avantajları:

- İntraoral tarama sistemlerinin piyasaya sürülmesiyle birlikte dijital teknikler, geleneksel ölçü ve laboratuvar aşamalarının yerini almıştır [73].
- Üretim aşamalarının ve hatalarının azaltılması ile CAD/CAM'de üretilen restorasyonlar, geleneksel yöntemlerle üretilen restorasyonlara göre daha iyi kalitede üretilmektedirler [74-77].

- Dijital ölçü, tasarım yazılımı ve frezeleme ünitelerinin tümünü birarada bulunduran sistemler, dayanıklı ve estetik restorasyonların tek seansta üretimini sağlamaktadırlar [78].
- Restorasyon boyutlarını kontrol edilebilme imkanı sağlamaktadır. Karşıt arka ilişki kaydedilip; restorasyonların tipi, okluzal yüzeyi, okluzal ve proksimal kontakları ayarlanabilmektedir [79].
- Dijital tasarım ve üç boyutlu analizler sayesinde hekim preparasyon hatalarını görebilmektedir [80].
- Herhangi bir ölçü maddesi kullanılmadığı için hekimin maddi harcamaları azalır [81].
- Gnatolojik veriler, sanal artikülör özelliği sunan yazılımlar sayesinde taklit edilebilmektedir [82].
- Biyokopi tasarımı sayesinde preparasyon öncesi dişlerin anatomisi kaydedilip aynı anatomiye sahip yeni restorasyonların üretimi mümkündür [78].
- Gülüş tasarımı ile hastanın resmi çekilip yüz şekli ve oranlarına göre üstün estetikte restorasyonlar tasarlanabilmektedir [83].

#### CAD/CAM sisteminin dezavantajları:

- Optik tarayıcı sadece görünen kısımları taradığı için subgingival marjinler tam olarak taranamaz, restorasyonlarda marjinal uyumsuzluk meydana gelebilir [84].
- Restorasyonların son şekli elde edilirken yapılan frezeleme işleminde prefabrik blokların büyük bir kısmı boşa harcanmaktadır, bu blokların maliyeti oldukça fazladır [40].
- Amalgam, metal kron ve metal abutmentler ışığı yansıttıkları için dijital kamera ile ölçü alma işlemi zordur, teknik hassasiyet gerekmektedir [40].
- CAD/CAM sistemini düzgün bir şekilde kullanılabilmesi için eğitim almak şarttır [72, 85].
- Bazı uygulamaların yazılım ve prosedür gereği kısıtlı olması ve sürekli güncellenmesinin gerekmesi bu sistemin dezavantajları arasındadır [72].

İçeriklerine göre: [86]

*Cam seramikler*

- a. Feldspatik ( $\text{SiO}_2\text{-AL}_2\text{O}_3\text{-Na}_2\text{O-K}_2\text{O}$ )seramikler
  - Vitablocks Mark I (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
  - Vitablocks Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
  - Vita Triluxe Block (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- b. Lössit ( $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ ) kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
  - IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
  - IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
  - Optec OPC (Optimal Pressable Ceramic) (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya)
- c. Lityum disilikat ( $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ ) kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
  - IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
  - IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein )

*Alumina Esaslı Seramikler*

- a. In-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- b. In-Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- c. In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- d. Turkom-Cera (Turkom-Ceramic, Malezya )
- e. Procera All-Ceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- f. Synthoceram (Cicero, Horn, Hollanda)

*Zirkonyum Esaslı Seramikler*

- a. Cerec, Cerec II, Cerec III (Sirona, Bensheim, Almanya)
- b. Celay (Vita, , Bad Sackingen, Almanya)
- c. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- d. Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)
- e. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre)
- f. Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)

- g. Kavo Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- h. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)
- i. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)
- j. Evolution D4D (D4D Technologies)
- k. Vita In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)

Gracis ve ark. [41) tarafından 2015 yılında yapılan bir sınıflamayla, seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller yapılarına göre 3 ana grupta incelenmektedirler.

#### *Cam matriks seramikler*

- a. Feldspatik seramikler
- b. Sentetik seramikler
- c. Cam infiltre seramikler

#### *Polikristalin seramikler*

- a. Alumina seramikler
- b. Stabilize zirkonya seramikler
- c. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramikler
- d. Alumina ile güçlendirilmiş zirkonya seramikler

#### *Rezin-matriks seramikler*

Rezin matriks seramikler (örn. Lava Ultimate, Vita Enamic) yeni geliştirilen bir materyal sınıfıdır. İçeriklerinin büyük bir kısmı rezin matriks içerisine gömülmüş cam ya da oksit seramikten oluşan bu materyaller, yapısal olarak seramik tanımlamasına uymamalarına rağmen günümüzde rezin matriks seramikler ismi ile seramik sınıflamasına dahil edilmişlerdir. Bu sınıflama, materyalin dayanım ve adeziv simantasyon gibi özellikleri açısından hekimin belirli bir materyali tercih etmesini kolaylaştırmaktadır [41].

## **2.2. Lösit Kristalleriyle Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

Potasyum alümina silikat yapısındaki lösit kristallerinin cam seramik yapıya ilavesi ile güçlendirilmiş seramiklerdir. Bu sistemde kullanılan lösit esaslı cam seramik materyali, esas

olarak SiO<sub>2</sub> (silisyum oksit), Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (alüminyum oksit) ve K<sub>2</sub>O (potasyum oksit)'dan oluşur [87]. Lösit kristalleri, iki farklı mekanizma sonucu materyal direncini etkiler. Bunların birincisi; çatlakın yönünü değiştirerek ilerlemesini engellemesi sonucu oluşur. İkincisi ise seramiğin soğuma işlemi sırasında lösit kristallerinin büzüşerek cam matriksi kendine doğru çekmesi sonucu iç basınç oluşturması, böylece çatlakın ilerlemesini durdurması sonucu gerçekleşir [88]. Materyal doğal dişe benzer renk, floresanslık, translüenslik, opelasanslık, aşınma ve abrazyona direnç özelliklerini gösterir [89].

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Optec (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya) ve IPS ProCad (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) lösit içerikli cam seramik sistemleridir.

Bunlar; ısı ve basınç altında şekillendirilebilen lösit içerikli feldspatik porselenlerdir. Lösit kristalleri porselene translüensi katar. Yüksek translüensliği nedeniyle renklenmiş dişlerde, metal altyapılarda ve metal abutmentlerde kullanımı önerilmemektedir. Bükülme dirençleri yaklaşık 84-134 MPa, kırılma dayanımları ise 1,5-1,7 MPa m<sup>1/2</sup> arasındadır. Bükülme dirençlerinin düşük olması nedeniyle kullanım endikasyonları anterior bölgede tek kron, lamina, inley ve onleyler ile sınırlıdır [90, 91].

### **2.3. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim ile Uyumlu Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler**

İlk olarak 1998 yılında ProCAD™ (Ivoclar) CEREC™ inLAB (Sirona Dental Systems) piyasaya tanıtılmıştır [92]. 2006 yılında ise IPS ProCAD 'e alternatif olarak Empress™ CAD (Ivoclar) piyasaya tanıtılmıştır [93]. Empress™ CAD ile ProCAD arasındaki temel fark, üretim işlemlerinin optimize edilmesidir. IPS Empress™ CAD daha ince partikül boyutuna (ortalama 1-5 µm) ve %35-45 oranında lösit kristal hacmine sahiptir. Bu durum frezeleme hatalarını daha aza indirmektedir [93].

IPS Empress™ CAD blokları; tek üye restorasyonların hasta başında üretilmesi için geliştirilmiştir. Bükülme dayanımı ortalama 160 MPa'dır. Bu bloklar, lösit kristallerinin homojen bir dağılımını sergiler.

IPS Empress™ CAD bloklar; yüksek translusensi (HT), düşük translusensi (LT) ve polikromatik (Multi) seçeneklerine sahiptirler. IPS Empress Multi Block (Ivoclar Vivadent), IPS Empress CAD bloğunun tüm özelliklerine sahiptir, tek farkı ağızdaki dişlerin de olduğu gibi çok renkli olmasıdır. Doğal dişlerin polikromatik renklerini taklit eden ve dış yüzey boyama işlemine olan ihtiyacı ortadan kaldıran, kroma ve value değerlerine sahiptir. IPS Empress CAD, altta metal kor veya post gibi rengi etkileyecek bir durum olmadığında ve mevcut renkler hastanın dişleriyle uyum içerisindeyse ideal bir restoratif materyaldir. Frezelenen restorasyona, daha sonraki aşamada boya veya glaze işlemi uygulanabilmektedir. Her ne kadar IPS Empress CAD bloklar klinik ve fonksiyonel olarak çoğu klinik şartı yerine getirebilse de arka molar dişler gibi dayanıklılığın daha fazla arzulandığı bölgelerde kullanımları sınırlıdır. Bu sıkıntıyı gidermek için cam içeriği daha az, estetik özellikleri daha iyi, bükülme dayanımı daha fazla olan IPS e.max CAD seramikler üretilmiştir. Lösit içerikli seramiklere bir başka örnek olarak Paradigm™ C (3M ESPE) de verilebilir [94, 95].

## **2.4. Renk Kavramı**

Renk, subjektif bir gözlemciye bağlı, bir cismin ışık enerjisiyle fiziksel etkileşimi sonucu algılanan psikofiziksel (fiziksel uyarının ve etkilediği algı ve hislerin arasındaki ilişkiyi inceleyen bilim) bir cevaptır [96]. Rengin algılanmasını sağlayan ana faktörler ışık kaynağı, gözlenen cisim ve gözlemcidir [97, 98].

### **2.4.1. Işık ve renk terimleri**

#### *Pigmentasyon*

Materyalin sahip olduğu rengi oluşturan partiküllere pigment denir. Bu renklendirme uygulamasına ise depigmentasyon adı verilir [40].

#### *Opaklık*

Işığın geçmesini engelleme özelliğidir. Translusensi ve doygunluğu (chroma) azaltarak ışık saçılımını ve aydınlanmayı (lightness) arttırır. Eğer bir cisim, gün ışığı kaynağından çıkan ışığı yansıttığı yoğunlukta absorbe ediyorsa, beyaz bir renge sahip olur. Eğer cisim, gelen tüm ışığı absorbe ediyorsa siyah bir renge sahip olur [96, 99].

### *Metamerizm*

Belirli bir ışık altında aynı renkte gözükken cisimlerin, başka ışık altında farklı renkte gözükmesi olayına metamerizm denir [100]. Metamerizm sorununu ortadan kaldırmak için, renk seçimi işlemi; biri güneş ışığı olmak üzere en az üç-dört değişik ışık kaynakları altında yapılmalı, kontrol edilip onaylanmalıdır. Ayrıca laboratuvar ve klinik arasında aydınlatma standardizasyonu sağlanmalıdır. Renk tespiti için en doğru zaman 12.00- 15.00 saatleri arasında belirlenmiştir [99, 101].

### *Translusensi (Yarı saydımlık)*

Translusensi; transparan ve opak arasında bir derece olarak tarif edilip, parlaklığın üç boyutlu temsili olarak kabul edilir. Yüksek translusensiye sahip dişlerin, parlaklığı daha düşüktür. Bunun nedeni, ışığın dişin içerisinden geçmesine izin verip, çevrenin (ağız boşluğu) karanlığını absorbe etmeleridir. Opaklığı daha fazla olan dişler, ışığa daha az geçirgendirler, dolayısıyla daha parlak görünürler. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerde doğal bir görünüm elde etmek için translusensi özelliği şarttır. Metal destekli restorasyonlarda ışık geçirgenliği az olduğu için opaksı bir görünüm mevcuttur. Tam seramik restorasyonlarda bu sıkıntı giderilmiş ve daha estetik sonuçlar elde edilmiştir [102, 103].

### *Transparanlık (Saydımlık)*

Cismin içinden ışığın tamamen geçmesidir. Yüksek translusensinin aşırı değeri olarak tarif edilir [96].

### *Opalesans*

Görünür spektrumda bulunan ışığın kısa dalga boylu olanlarının saçılmasıyla oluşan bir optik özelliktir. Bu özellik diş derinlik katar [96]. Doğal diş yakın estetiği yakalamak için opalesans özelliğe sahip restoratif materyaller kullanılmalıdır [43].

### *Fosforesans*

Fosfor içeren bileşenlerde görülen ve radyant enerjiyle uyarılan elektronların fazla enerjilerini çok az gecikme ile saçması sonucu oluşan ışıltama özelliğidir. Bu özellik, diş hekimliğinde kullanılan materyallerin özellikleri arasında bulunmaz [104].

#### **2.4.2. Diş hekimliğinde kullanılan renk sistemleri**

Dental seramiklerin partikül boyutu ve kimyasal içeriği optik özelliklerini etkiler. Doğal diş en yakın görüntüyü elde etmek için doğru renk ve materyalin seçimi çok önemlidir [105, 106].

Renklerin matematiksel olarak hesaplanabilmesi için geliştirilmiş birçok sistem vardır. Bu sistemlerin bazıları sadece teorik, bazıları ise fiziksel ölçümler ve hesaplamalar esas alınarak yapılmaktadır.

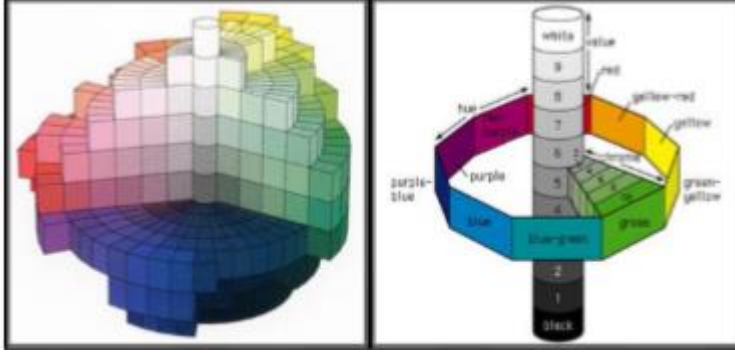
Renk sistemleri; renklerin uzaydaki yerlerinin düzenlenmesi amacıyla geliştirilmiştir. Bu sistemler; rengi tanımlamada ve endüstrinin değişik alanlarında rengi belirlemede kullanılmaktadırlar [107].

Diş hekimliğinde rengin objektif olarak belirlenmesinde ve değerlendirilmesinde yararlanılan, dünya çapında kabul görmüş renk sistemleri; Munsell (1905), CIE XYZ (1931) ve CIE L\* a\* b\* renk sistemleridir [108].

#### *Munsell renk sistemi*

Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilen ve en çok kullanılan renk sistemidir. Munsell renk diyagramı içi dolu bir silindir veya küreye benzemektedir (Şekil 2.1) [109]. Munsell sistemi rengi; hue (H); ana renk, value (V); parlaklık ve chroma (C); doygunluk olarak belirtir. Rengi belirlerken ilk olarak chroma, en son olarak da hue belirlenir [96, 105, 109-112].



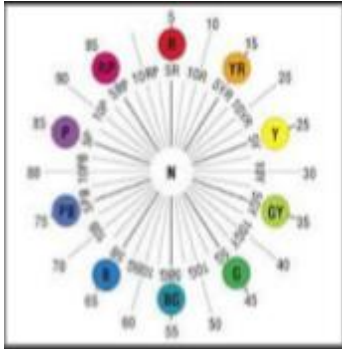


Şekil 2.1. Munsell renk diyagramı

### *Hue (ana renk)*

Rengin ana tonudur. Belirli dalga boyundaki ışık tarafından oluşturulan ve retina üzerinde etkili olan renktir (mavi, yeşil, kırmızı) [113].

Göz, sadece görülebilir spektrum içinde yer alan dalga boylarını ayırt edebilir [96](400 nm-700 nm). Bu aralık içerisinde değişen dalga boylarına göre ana renkler isimlendirilirler. Munsell renk sisteminde, hue (renğin adı) 10 dereceye ayrılır: sarı, sarı-kırmızı, kırmızı, kırmızı-mor, mor, mor-mavi, mavi-yeşil, yeşil ve yeşil-sarı (Şekil 2.2) [104, 114].

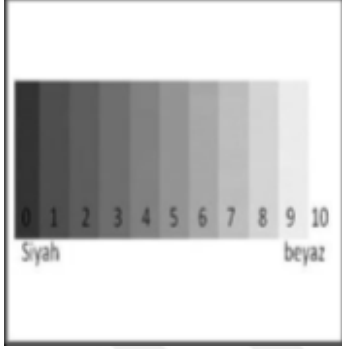


Şekil 2.2. Munsell renk sisteminde hue

### *Value (Parlaklık)*

Bu terim rengin koyuluğu açıklığı veya parlaklığı olarak ifade edilmektedir. Bir objenin parlaklığı; objeden yansıyan ya da geçen ışık enerjisinin miktarından etkilenir. Munsell renk sisteminde, value değerleri 0'dan 10'a kadar derecelendirilmiştir ve sistemin en altında siyah, en üstünde ise beyaz renk bulunmaktadır. Siyahtan beyaza doğru olan gri tonları value değerlerini oluşturur ve saf beyaz 10, saf siyah ise 0 olarak belirtilmiş ve ulaşılmaz olarak

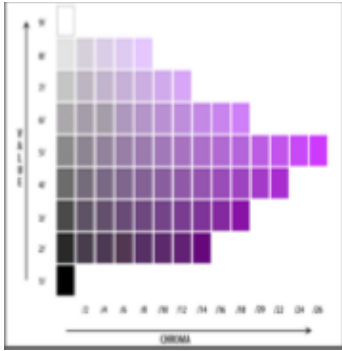
ifade edilmiştir (Şekil 2.3) [104]. Doğal dişlerin value değerleri 4-8 arasında izlenmektedir. Pek çok diş hekimine göre renk seçerken en önemli aşama value değerinin belirlenmesidir. Restorasyonun value değeri yüksekse parlak ve opak, düşük ise gri ve cansız gözüktür [99, 104, 112, 113].



Şekil 2.3. Munsell renk sisteminde value

### *Chroma (Yoğunluk)*

Renk tonunun saflık, yoğunluk ve canlılık miktarını tanımlar, rengin doygunluğunun derecesidir. Renk türü aynıdır, yoğunluğu farklıdır. Ana rengin doygunluğunu ifade eder. Kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayıran özelliktir (Şekil 2.4) [104]. Chroma; rengin içindeki hue miktarını gösteren faktördür [99, 105].



Şekil 2.4. Munsell renk sisteminde chroma

### *CIE XYZ renk sistemi*

Comission International de L'eclairage (CIE, International Comission on Illumination) tarafından 1931 yılında geliştirilmiş bir sistemdir. Standart bir ışık kaynağı altında, rengin insan gözünde oluşturduğu spektral cevabın standart bir gözlemci tarafından tanımlanması

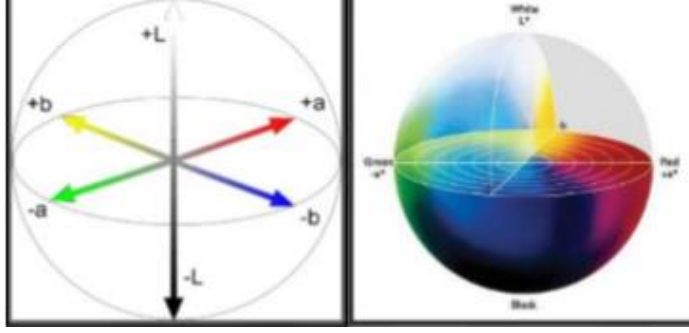
ve koordinat değerlerinin hesaplanmasına dayanmaktadır. CIE sisteminde; X kırmızı, Y yeşil, Z mavi olmak üzere üç renk esastır ve tristimulus koordinatı olarak tarif edilirler. Bu tanıma göre renk, esas olarak üç rengin (kırmızı, yeşil, mavi) çeşitli miktarlarda karışımı ile elde edilir [96, 110].

### *CIE L\* a\* b\* renk sistemi*

Günümüzde kullanılan en popüler sistemlerden biridir [99]. 1976 yılında CIE tarafından tanımlanan bu sistem; rengin algılanmasının insan gözündeki 3 farklı renk reseptörüne (kırmızı, yeşil, mavi) bağlı olduğu teorisini destekler [23]. Bu sistemde Munsell sisteminde de olduğu gibi; renkler 3 farklı koordinatta gösterilir ve bu koordinatların oluşturduğu eksenler kesişerek merkezini oluşturduğu bir küre içinde yer alırlar. [96, 110] Şekil 2.5' de CIEL\*a\*b\* üç boyutlu renk sistemi şekli gösterilmiştir [107]. Bu eksenler;

**L\*:** Bu koordinat, Munsell sistemindeki Value değeri ile orantılı olarak seyreden bir parlaklıktır ve rengin koyuluk, açıklık veya siyah-beyaz karakterini gösterir. Rengin akromatik özelliği tanımlar. L\* parametreleri dikey ekseninde bulunur, açık renkler L\* dikey ekseninde daha yukarıda ve daha yüksek değere sahipken koyu renkler eksenin daha altında ve daha düşük değere sahiptirler. Saf siyah rengin L\* değeri 0 iken, saf beyaz rengin L\* değeri 100'dür [96, 105, 110, 115, 116].

**a\* ve b\*:** Bu koordinatlar rengin kromatik özelliklerini tarif ederler. Munsell renk sistemindeki Hue ve Chroma ile direkt olarak ilişkili olmasa da, sayısal parametreler ile çevirilebilir. a\* b\* koordinatlarının 0 değerleri nötral renkleri (beyaz, gri) gösterirken, bu değerlerin artması rengin daha doygun ve yoğun olduğunu gösterir. a\* koordinatı Munsell renk sistemindeki kırmızı-yeşil renginin yerleri ile ilişkilidir. Değeri arttıkça renk kırmızıya, değeri azaldıkça yeşile kayar. b\* koordinatı ise sarı-mavi ekseni ile ilişkilidir. Değeri arttıkça renk sarıya, değeri azaldıkça maviye kayar [96, 105, 110, 115, 116].



Şekil 2.5. CIE L\*a\*b\* üç boyutlu renk sistemi

CIE L\*a\*b\* renk sisteminin en önemli avantajı, renk değişikliklerinin algılayıcı tarafından kolay bir şekilde fark edilebilmesidir. CIE L\*a\*b\* renk sistemi, tüm ışık kaynaklarını standardize ederek, insan görsel algılamasındaki varyasyonları elimine eder. CIE L\*a\*b\* renk sisteminde renkler geometrik olarak düzenlendiğinden, iki renk arasındaki fark matematiksel olarak hesaplanabilir. İki renk arasındaki renk farklılığı ( $\Delta E$ ), L\*a\*b\* değerlerinin aşağıdaki formül ile hesaplanması ile elde edilebilir. Formüldeki ilk ölçüm değerleri;  $L_0^*$ ,  $a_0^*$  ve  $b_0^*$ , ikinci ölçüm değerleri ise  $L_1^*$ ,  $a_1^*$  ve  $b_1^*$  'dir. [43, 105, 113, 117, 118].

$$\Delta E = [(L_1^* - L_0^*)^2 + (a_1^* - a_0^*)^2 + (b_1^* - b_0^*)^2]^{1/2}$$

$\Delta E$  değerleri için, bireysel farklılıklar nedeniyle, insan gözünün algılayabildiği ve klinik olarak kabul edilebilir değerleri belirlemek oldukça zordur. Bu konu hakkında günümüze kadar birçok çalışma yapılmış ve kesin bir değer belirlenememiştir [106].

Johnston ve Kao, 1989 yılında translusensi ve diğer faktörleri hesaplamaya katmadan, bu değeri 3.7 olarak bulmuş, 3.7' nin üzerindeki  $\Delta E$  değerlerinin klinik olarak kabul edilemeyeceği belirtmiştir [119]. Uzun yıllar boyunca, bu değer referans olarak kabul edilmiştir. Daha sonra tek bir değere bağlı kalmanın hatalı olduğu belirtilerek "insan gözünün ayırt edebileceği" ve "klinik olarak kabul edilebilir" olmak üzere iki değer belirlenmesinin daha uygun olacağına karar verilmiştir. Bunun akabinde,  $\Delta E$  değeri için 3 farklı değer önerilmiştir;

$\Delta E < 1$  insan gözü tarafından tespit edilemez.

$1 < \Delta E < 3.3$  operatörler tarafından fark edilir ancak klinik olarak kabul edilebilir bir değerdir

3.3< $\Delta E$  hastalar tarafından dahi fark edilebilir, klinik olarak kabul edilemez [106,120].

#### *CIEDE2000 renk sistemi*

Renk değişiminin büyüklüğünü belirtmek için 2004 yılında CIE tarafından daha gelişmiş bir formül CIEDE2000 formülü geliştirilmiştir.

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

Bu formüle göre; görsel olarak algılanan farklılıklar ile hesaplanan farklılıklar arasında ilişki sağlanmaktadır. Bu geliştirilmiş formül avantajlarına rağmen karmaşıktır [121]. Formüldeki  $\Delta L'$ ,  $\Delta C'$ ,  $\Delta H'$ ; renk açıklığı, parlaklığı ve renk tonunu ifade eder.  $R_T$  rotasyon fonksiyonu; mavi bölgedeki renk ve renk tonu arasındaki farkları hesaplar. Ağırlandırma fonksiyonu ( $S_L$ ,  $S_C$ ,  $S_H$ );  $L'$ ,  $a'$ ,  $b'$  koordinatındaki çiftlerin toplam renk farkları arasındaki değişimleri ve parametrik faktörleri ( $k_L$ ,  $k_C$ ,  $k_H$ ) düzenler [122].

CIEDE2000 formülü dişteki renkler arasındaki en ufak farklılıkları dahi algılayıp, daha iyi göstergeler sağlamasından ötürü renk farkı hesaplamaları için daha üstün bir uyum göstermektedir. Aynı zamanda, CIEDE2000 formülü klinik enstrümantel renk analizinde  $CIE L^*a^*b^*$  formülünden daha fazla dikkate alınmalıdır [123].

#### **2.4.3. Renk analizi**

Renk analizi; görsel ve renk ölçüm cihazlarıyla yapılan renk analizi olmak üzere iki şekilde yapılmaktadır [105, 115, 124].

##### *Görsel renk analizi*

Görsel renk analizi, analiz edilen örneğin renk standartlarıyla karşılaştırılmasıdır. Diş hekimi görsel olarak, restore edilen dişin rengini skalalardaki renkler yardımı ile belirler. Tecrübeli ve uzman bir göz, renk seçiminde başarılı olsa bile görsel renk seçimi subjektif bir işlemdir. Renk değişikliklerini belirlemede gözle yapılan incelemeler yeterince hassas değildir. Sonuçlar insandan insana, gözlem şartlarına göre değişebilir. Yaş ve gözdeki yorgunluk, duygu-durum, renk körlüğü, aydınlatma koşulları, deneyim, cisim ile aydınlatmanın yerleri

ve metamerizm gibi birçok kontrol edilemeyen etken hatalı renk seçimine neden olabilmektedir [119, 125, 126].

Munsell renk sistemi kullanılarak yapılan değerlendirme; belli sayıda insanın görme duyusundan yararlanılarak yapılır. Value değeri beyaz (10) ile siyah (0) arasında, chroma akromatik veya gri (0) ile yüksek oranda doymuş renk (18) arasında, hue değeri ise standart skala yardımıyla temel 10 çeşit renk içinden seçilerek yapılır. Bu 10 çeşit renk; kırmızı R, sarı kırmızı YR, sarı Y, yeşil G, yeşil-sarı GY, mavi B, mavi-yeşil BG, mor-mavi PB, mor P, kırmızı mor RP. Mesela, yapışık dişeti rengi bir hastada 5R 6/4 olarak ölçülmüş ise; 5R hue, 6 value ve 4 chroma değerlerini ifade eder [23].

Diş hekimliğinde renk seçimi pratikte renk skalaları yardımıyla yapılır. Doğal dişlerin rengini saptamakta kullanılan renk skalaları, restorasyonların doğal dişlerle aynı estetik ve renkte olmasını sağlamaktadır. Subjektif bir yöntemdir [115].

Piyasaya ilk tanıtılan renk skalası Vitapan Classical'dır. Renk tonuna göre A'dan D'ye 4 grup (A-D) 16 şeritten oluşur. Parlaklık ve doymuluk numaralar yardımıyla belirlenir; numaralar azaldıkça parlaklık artar ve doymuluk azalır [127].

Vitapan 3D master CIE L\* a\*b\* renk sistemini esas alan ilk skaladır. Hue, chroma ve value bu skalada eşit olarak yer alır. Bu skala, 0 ile 5 arası ikili veya üçlü gruplardan oluşan 29 şeritten meydana gelir. Bu numaralar parlaklığı temsil eder. Renk seçimi yapılırken gözün ilk algıladığı parametre olduğu için önce parlaklık seçilir. Renk tonu kodlaması için M, R ve L harfleri kullanılmaktadır. L daha sarı, R kırmızı ve M ikisinin ortası renk tonları için kullanılır. Kodlamada harften sonra yer alan rakam ise yoğunluğu belirtmektedir [96, 128].

#### *Renk ölçüm aletleriyle yapılan analiz*

Renk ölçümünde alet kullanmanın en önemli avantajı subjektifliğin elimine edilmesidir. Günümüzde, renk ölçmek için kullanılan aletler; kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleridir [105, 115, 129, 130].

Bir alet yardımıyla yapılan renk ölçümlerinin; subjektif olmaması, çevre ve aydınlatma koşullarından etkilenmemesi ve elde edilen verilerin güvenilir ve tekrarlanabilir, ayrıca matematiksel olarak da hesaplanabilir olması gibi birçok avantajları mevcuttur. Bu

avantajların yanı sıra; daha pahalı olması, aletin doğru kalibre edilemediği durumlarda hatalı sonuçlar alınabilmesi gibi dezavantajları vardır [104, 115, 124, 131, 132].

### *Kalorimetreler*

Işığın yoğunluğu ve dalga boyuna göre renk ölçümü yapan cihazlardır. İnsan gözünü taklit eden renk filtrelerine sahiptir. Bu cihazlar CIE  $L^*a^*b^*$  ve  $x, y, z$  değerlerinde ölçüm verirler. Objedeki renk verilerini üç uyaranlı  $x, y, z$  değerleri veya CIE  $L^*, a^*, b^*$  değerleri gibi standart bir renk sistemine dayanarak analiz eden aletlerdir. Hangi materyalin rengi ölçülecekse alet ona göre kalibre edilir ve matematiksel algoritmalar ile ölçüm yapılır. Elde edilen veriler daha sonra farklı objelerin renk parametreleriyle karşılaştırılabilir [108].

Kalorimetre cihazı probu sayesinde yüzeye temas ederek çalışır. Ortalama bir renk değeri elde edebilmek için, 3-5 kez ölçüm yapılır ve elde edilen veriler kızılötesi yardımıyla cihaza aktarılır [115]. Bu cihaz sadece düz yüzeylerde ölçüm yapabildiği için, maalesef dış yüzeyi gibi eğimli yüzeylerde gerçekleştirilen ölçümlerde çok başarılı değildir ve dar açıklığa sahip cihazlarda yansıyan ışığın cihaza tam olarak geri dönememesi (edge-loss) gibi dezavantajlara sahiptir [105, 115, 133].

### *Spektroradyometreler*

Bu aletler, radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmış ve renk üretimi uygulamalarında yararlanılan cihazlardır. Spektroradyometrik yöntemlerde temel dayanak ise objelerin elektromanyetik bölgelerde kendilerine has yansıma (parlaklık/yansıma) değerlerine sahip olmasıdır. Renk ölçümünü, insan gözünde olduğu gibi nesneyle temas olmadan yapmaktadırlar. Ölçüm için aydınlatma kaynağından yararlanılmaktadır. Ölçüm sonuçlarını gerçek görüş şartlarında gerçekleştirebilmeleri bu aletlerin olumlu özelliğidir. Fakat, ölçüm açısındaki en ufak değişiklikler bile sonuçlarda büyük hatalara neden olmaktadır ve kullanım hassasiyeti bu aletlerin dezavantajları arasındadır. Bu cihazda spektroradyometre ve obje arasında açıklık olmadığından “edge loss” etkisi ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır [108, 134].

### *Spektrofotometreler*

Diş hekimliğinde renk ölçümünde en yaygın olarak kullanılan aletlerdir. İçerisinde görülebilir spektrumdaki (1-25 nm) dalga boylarında ölçüm yapabilen çoklu sensör sistemi vardır. Spektral yansıtma yaparak cismin optik parametrelerini hesaplarlar. Sonuçları güvenilirdir fakat maliyetli bir cihazdır, kullanımı klinik uygulamalar için çok pratik değildir [105, 106].

Vita Easy Shade spektrofotometre (Vita Zahnarzt, Almanya) diş hekimliğinde, diş ve restorasyonların renklerinin belirlenmesi için üretilmiş bir cihazdır. Diğer spektrofotometrelerden farkı; renk ölçümlerini sadece CIE L\*a\*b\* değerlerine göre yapmayıp, ölçümleri Vita renk skalası değerlerine göre çevirebilmesidir [135].

### *Dijital kameralar*

Renk tespitinde son yıllarda kullanımı yaygınlaşan cihazlardır. Bu cihaz; renk ölçümünü tek bir nokta yerine tüm yüzeyden yapar. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte, dijital fotoğrafçılık da diş hekimliğinde önemli bir yer edinmeye başlamıştır. Bu cihaz ile renk ölçümü yapılması, yeterli bilgisayar kullanımı becerilerini edinildikten sonra son derece kolay ve pratiktir. Fakat renk tespiti için sadece dijital kameraların kullanımı çok etkili değildir [96, 104, 130, 136].

## **2.5. Yüzey Pürüzlülüğü**

Materyalin üretilmesinin ardından yüzeyinde oluşan ince düzensizlikler yüzey pürüzlülüğü olarak tanımlanır [96].

Diş hekimliğinde, ağız dokularıyla biyouyumlu, dayanıklı ve estetik restorasyonlar elde edilmesi için düzgün yüzeyli restorasyonların üretimi oldukça önemlidir [137]. Restorasyona uygulanan bitirme ve cila işlemlerindeki temel amaç, düzgün bir yüzey, uygun bir okluzyon, estetik ve sağlıklı bir embraşur oluşturmaktır [138]. Restorasyonda oluşan en ufak bir yüzey düzensizliği bile, plak birikimine ve renklenmeye, aynı zamanda kırılmaya karşı dayanıksızlığa neden olmaktadır [139]. Pürüzlü bir yüzey, karşıt dokularda aşınmaya neden olduğundan dişlerde boyanma artar [11, 23, 140-142]. Diş taşı, leke ve plak birikimi artar [11, 140]. Bunun sonucu olarak, ağız içi yumuşak dokularda irritasyon ve



mikroorganizmaların pürüzlü yüzeylere tutunması ve kolonize olması ile çürüğe yatkınlık da artar, estetik kalite de düşer [141-145].

Tüm bu olumsuzlukları gidermek ve klinik başarıyı geliştirmek için restoratif materyallerinin yüzey pürüzlülüğünü en aza indirmek şarttır [141]. Dental seramiklere uygulanan glaze işlemi ile doğal dişe yakın parlaklık ve pürüzsüzlük elde edilir [146]. Pürüzsüz bir yüzey, seramiğin direncini geliştirir ve dış yüzeyde çatlak oluşumunu azaltır [140, 147]. Dental seramik materyallerin direncini arttırmak için birçok farklı yöntem geliştirilmiştir [148]. Bunlar; iyon değişimi, kontrollü kristalizasyon, mikroyapının biçimlendirilmesi ve rezin yapıştırma ajanlarının kullanılmasıdır [91, 149-152].

### **2.5.1. Dental seramiklerde yüzey bitirme ve polisaj işlemleri**

Yüzey bitirme; restoratif materyalin pürüzlü yüzeyden daha düzgün bir yüzeye dönüştürülmesi için yapılan bir işlemdir [40]. Polisaj işlemi ise; yüzey bitirme işlemi sonucu oluşan çizik ve pürüzlülüklerin azaltılmasıdır. Bu iki işlem de birbirine bağımlıdır, düzgün bir yüzey oluşturmak için ikisinin de uygulanması gerekmektedir [153].

Bitirme ve polisaj işlemlerinin etkinliğini;

- Kullanılan restoratif materyalin tipi ve fiziksel özellikleri
- Kullanılan aşındırıcı materyalin fiziksel özellikleri
- Aşındırıcı ve restoratif materyal arasındaki sertlik farkı
- Aşındırıcı materyalin partiküllerinin şekli, miktarı ve boyutu
- Aşındırıcı materyalin uygulanırken restoratif materyale yapılan baskı ve hızı
- Aşındırıcı materyal uygulanırken kullanılan kayganlaştırıcılar (örn: gliserol, vazelin, su vs.) etkiler [154]

Bitirme ve polisaj işleminde kullanılan materyaller:

#### *Dental frezler*

Bunlar elmas veya tungsten karbit frezlerdir. Tungsten karbit frezler daha düşük hızda kullanılırlar ve aşındırıcı özellikleri az olduğu için diğer frezlere kıyasla dişeti dokularına daha az hasar verirler [155]. Elmas frezler ise; 12, 20 ve 40 µm partikül büyüklüğüne sahip

elmas parçaları içerirler ve kompozit, porselen ve mine yüzeylerinin bitiminde ve polisajında kullanılırlar. Elmas frezler yüksek ve düşük devirde, basınç uygulamadan, su soğutmalı bir şekilde kullanılmalıdırlar [37, 44, 156].

#### *Dental taşlar*

Aşındırıcı partiküllerinin birbirlerine sinterlenerek veya organik rezin ile yapıştırılması sonucu üretilirler. Kaba, orta ve ince olmak üzere 3 boyuttan meydana gelirler ve gren boyutlarına bağlı olarak değişik miktarlarda aşındırma yaparlar. İçerdikleri materyale bağlı olarak değişik renklerde taşlar mevcuttur. Örneğin; alüminyum oksit içeren taşlar beyaz renk, silikon karbit içeren taşlar ise yeşil renktirler. Elmas frezlerden daha az aşındırıcıdırlar; porselen, kompozit ve mine yüzeylerinin bitim ve polisajında kullanılırlar [37, 44, 156].

#### *Dental lastikler*

Lastikler, elastomerik matriks içerisinde silikon karbit, elmas, alüminyum oksit, silikon dioksit ve zirkonyum oksit içeren aşındırıcı aletlerdir. Partikül boyutlarına göre, sırayla büyükten küçüğe doğru kullanılırlar, restorasyon yüzeyinde ince aşındırma yaparlar, yüzeydeki pürüzleri ve düzensizlikleri giderirler. Piyasada çeşitli şekillerde mevcuttur; sivri uçlu, tekerlek ve bardak, ve düşük turda çalışan cihazlarla kullanılırlar [37, 156, 157].

#### *Dental disk ve bantlar*

Aşındırıcı partiküllerin ince disk ve bantlara yapıştırılması ile elde edilirler. Kullanılan aşındırıcı partiküller çoğu zaman, garnet (grena), kuartz ve alüminyum oksittir. Restorasyonların kaba bitimi, şekillendirilmesi ve polisajında kullanılırlar. Aşındırıcı tabakaları hızlı aşındığından, klinik kullanım ömürleri kısadır [37, 44, 155, 156].

#### *Aşındırıcı emdirilmiş fırçalar ve keçeler*

Bunlar, polimer kıllarla bardak veya sivri uçlu olmak üzere farklı şekillerde mevcuttur. Fırçalar, kompozit ve seramik yüzeylere polisaj yapılırken ulaşılamayan bölgelere erişim için üretilmişlerdir [157].

### *Aşındırıcı cila patları*

Bu patlar çok ince elmas parçacıkları ve alüminyum oksit içerirler. Çoğu zaman gliserin esaslıdır. Elmas cila partiküllerinin boyutu alüminyum oksit partiküllerinden daha büyüktür. Susuz kullanıldığı takdirde daha agresif bir aşındırma sergilerler [37, 155].

### **2.5.2. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemleri**

Dental seramiklerin yüzeyini incelemede konvansiyonel profilometreler, lazer uçlu profilometreler, tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) gibi çeşitli aletler kullanılabilir [158].

#### *Konvansiyonel profilometreler*

Bu cihazda, elmas tarayıcı bir uç ölçülecek yüzey üzerinde gezinerek yüzey pürüzlülüklerini ve düzensizliklerini dijital olarak ölçüp, kaydeder. Bu cihazın en önemli dezavantajı, ölçüm yapan ucun yüzeye dik tutulması gerekesidir [159]. Ölçümü yapılan yüzeyin paralelliği ve sensörle açısını ayarlamak kritik bir işlemdir [160]. Profilometre ile ölçüm sonrası elde edilen değerler hem analog hem de dijital yazılım ile kaydedilebilmektedirler [161].

Yüzeylerin profilometre ile analizi gerçekleştirilirken birçok parametreden yararlanılır. Bunlardan en sık kullanılanlar;

*Ra*; Yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü,

*Rz*; Yüzeydeki en yüksek (sivri) uçların ortalamalarını,

*Rpm*; Yüzeydeki en derin noktaların ortalamalarını

*Rpm/Rz* oranı; yüzey profil şekli hakkında detaylı bilgi verir. Eğer bu değer 0,5' ten büyükse profil keskin kenarlı, 0,5' ten küçükse de profil yuvarlak kenarlıdır [142, 162].

### *Lazer uçlu profilometreler*

Analiz edilecek yüzey, temas olmadan lazerle taranır. 2 değer elde edilir. Bunlar Ra (ortalama yüzey pürüzlülüğü) ve LR (doğru profil uzunluğu oranını) değerleridir. LR=1 değeri pürüzsüz, ideal bir yüzeyi temsil eder [163].

### *Scanning / taramalı elektron mikroskopu (SEM)*

Bu alet, ölçümü yapılan yüzeyden yansıyan yüksek enerjili elektronlar sayesinde yüzeyin üç boyutlu görüntüsünü oluşturur. Ölçüm öncesi, objenin yüzeyi muhakkak çok ince bir metal (genellikle altın) tabakayla kaplanmalıdır [164]. Bu yöntemde, analiz edilen yüzey dar ve gittikçe artan elektronlar ile taranır. İlk elektron demetinin yüzeyi taraması ve etkileşime girmesi sonucu ikincil elektronlar oluşur. İkincil elektronlar detektör tarafından yakalanır ve elektrik akımına dönüştürülür. Katot tüpüne elektriksel sinyal yollanmasının ardından, elde edilen görüntü bilgisayara kaydedilir. Yüzey yapısı ve topografisi hakkındaki esas veri ikincil elektronlar tarafından sağlanır [165].

### *Atomik kuvvet mikroskopu (AKM)*

Taramalı kuvvet mikroskopu veya atomik kuvvet mikroskopu, 1980 yılında Binning ve Rohrer tarafından geliştirilmiş olup çok yüksek çözünürlüğe sahiptir. Alttaki tabakaya minimum kuvvet ileterek ölçüm yapan bir temas profilometre aletidir. Hassas nanometre boyutlu bir uç yardımıyla yüzey tüm detaylarıyla taranır. Bu aleti optik mikroskoplardan ayıran, cismin ya da yüzeyin topografik özelliklerini üç boyutlu resim halinde vermesi, atomların dizilişini göstermesidir [166, 167].

## **2.6. Termal Siklus (Isısal Döngü)**

Diş hekimliğinde termal siklus, materyallerin in vivo kullanım uygunluklarını belirlemek için en sık kullanılan in vitro yöntemlerden biridir. Bu işlem, ağız içindeki ısı değişikliklerinin restoratif materyaller üzerindeki yaşlandırma etkisini simule etmek için, materyallerin soğuk ve sıcak su banyoları arasındaki döngüsü halinde uygulanan yaşlandırma yöntemidir. Klinik çalışmaların uzun süreli, pahalı ve zor olması nedeniyle bu yöntemden sıklıkla yararlanılmaktadır [168, 169].

Bu işlemde, örneklerin bir soğuk bir de sıcak suya daldırılması işlemine “devir”, iki işlem arasındaki toplam süreye “devir süresi” denilmektedir. Devir sayısı 500 ile 50000 arasında değişmektedir. Örneklerin banyo solüsyonlarında bekleme süresi ortalama 15–60 saniye, bir banyodan diğerine geçiş süresi 5–10 saniye olarak belirlenmiştir. Ağız içinde sıcaklık değişimlerini simule etmek için 5°C-55°C arasında döngüler olacak şekilde yapılmaktadır [168, 170, 171].

Gün içerisinde ağız içi sıcaklık değerlerinin 20-50 kez arasında en düşük ve en yüksek değerlere ulaştığı ve bu nedenle 10000 siklusun bir yıllık ağız içi fonksiyona tekabül ettiği bildirilmiştir [169, 172, 173].

Bu çalışmanın amacı; polisaj ve termal siklus işlemlerinin farklı translüsensiye sahip lösit içerikli seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine etkisini incelemektir.

Çalışmamızdaki hipotezlerimiz:

- I. IPS Empress CAD seramik örneklere polisaj işleminin uygulanması yüzey pürüzlülüğü değerlerinde değişime neden olacaktır.
- II. IPS Empress CAD seramik örneklere polisaj işleminin uygulanması renk stabilitesini etkileyecektir.
- III. IPS Empress CAD seramik örneklere termal siklus işleminin uygulanması yüzey pürüzlülüğü değerlerinde değişime sebep olacaktır.
- IV. IPS Empress CAD seramik örneklere termal siklus işleminin uygulanması renk stabilitesini etkileyecektir.



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Polisaj ve termal siklus işlemlerinin farklı translüsensiye sahip (HT-LT) lüsit içerikli seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine etkisinin incelendiği bu çalışma, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 03/2018-06 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 gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada; IPS Empress CAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein,Almanya) porseleninin düşük translüsensiye (LT) ve yüksek translüsensiye sahip blokları (HT) kullanılmıştır.

Bu çalışma:

- Seramik Örneklerin Hazırlanması
  - Seramik Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçülmesi
  - Seramik Örneklerin Renk Değerlerinin Ölçülmesi
  - Seramik Örneklere Polisaj İşleminin Uygulanması
  - Polisaj İşlemi Uygulama Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçülmesi
  - Polisaj İşlemi Uygulama Sonrası Renk Değerlerinin Ölçülmesi
  - Seramik Örneklere Termal Siklus İşleminin Uygulanması
  - Termal Siklus İşlemi Uygulama Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçülmesi
  - Termal Siklus İşlemi Uygulama Sonrası Renk Değerlerinin Ölçülmesi
- aşamalarından oluşmaktadır.

#### 3.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan A2 renkli, yüksek (HT) ve düşük (LT) translüsensiye sahip IPS Empress CAD bloklar Resim 3.1'de, üretici bilgileri ise çizelge 3.1'de gösterilmiştir.

IPS Empress CAD bloklar Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda düşük hızlı kesit alma cihazında (Resim

3.2) (Metkon Microcut 201, Bursa, Türkiye) 10 X 10 X 1,5 mm boyutlarında olacak şekilde hazırlanmıştır (Resim 3.3).

25 adet HT ve 25 adet LT olmak üzere toplamda 50 adet A2 renkli IPS Empress CAD seramik örnek çalışma için hazırlanmıştır (Resim 3.4).



A.



B.

Resim 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokları A. IPS Empress CAD A2- LT , B. IPS Empress CAD A2-HT

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM blokları ve üretici firma bilgileri

Materyal	Marka	Renk	Üretici Firma	Üretim no
Lösit içerikli feldspatik porselen	IPS Empress CAD	A2- HT	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya	W95262
Lösit içerikli feldspatik porselen	IPS Empress CAD	A2 - LT	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya	U10309





Resim 3.2. Düşük hızda kesit alma cihazı



Resim 3.3. Düşük hızda kesit alma cihazıyla örneklerin 10 X 10 X 1.5 mm boyutlarında hazırlanması



A.

B.

Resim 3.4. A. IPS Empress CAD HT-A2 örnekler (25 adet), B. IPS Empress CAD LT-A2 örnekler (25 adet)

Örneklerin düşük hızlı kesit alma cihazı ile elde edilmesinden sonra, istenilen boyutların (10 X 10 X 1,5 mm) tam olarak elde edilmesi ve yüzeydeki düzensizliklerin minimize edilmesi için örnekler bir zımparalama cihazı (Resim 3.5) (Metkon Gripo 2V, Bursa, Türkiye) ile #1000 gridlik ve #4000 gridlik silikon karbid kağıtlar ile zımparalanmıştır. Cihaz 20-600 devir/dakika arasında ayarlanabilir hız seçimine, iki yönlü dönüş özelliğinde 250 mm çapta disklerle sahiptir. Çok sayıda noktadan manyetik bir valf yardımıyla parlatma tablası üzerine püskürtülen debisi ayarlanabilen su sistemi bulunmaktadır. Tesviye ve zımparalama işleminden sonra örneklerin boyutları bir dijital mikrometre (Resim 3.6) ile kontrol edilmiştir.



Resim 3.5. Tesviye ve zımparalama cihazı



Resim 3.6. Örneklerin kenar ölçümlerinin dijital mikrometre ile yapılması

Örnekler, yüzey ve renk pürüzlülüğü değerlerinin ölçümü yapılmadan önce üzerlerinde yanlıtıcı artık madde kalmaması için distile su ile ultrasonik temizleme aletinde (Resim 3.7) 10 dk süreyle temizlenmişlerdir.



Resim 3.7. Ultrasonik temizleme aleti

### 3.2. Seramik Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçülmesi

Çalışmada yüzey pürüzlülüğü ölçümü Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr GmbH, Almanya) (Resim 3.8) kullanılarak yapılmıştır.



Resim 3.8. Profilometre cihazı

Ölçümden önce cihaz örnek grupları için kalibre edildi. Kalibrasyondan sonra “cut-off” değeri 0,25 mm olarak belirlenmiştir. Bu değer, ölçüm sırasında yüzeyin 0,25 mm aralıklara bölünerek ölçümlerin yapılması demektir. Ölçüm menzili 100  $\mu\text{m}$  olan NHT-6 tarayıcı iğne ölçüm probu olarak kullanılmıştır.

Tarayıcı uç (Resim 3.9) EN ISO 3274 standartlarına uygun, 2 $\mu\text{m}/90^\circ$  tarayıcı yapısına sahiptir. Ölçme kuvveti ise ortalama 0.7mN'dir.

IPS Empress CAD A2-HT (25 adet) ve IPS Empress CAD A2-LT (25 adet) seramik gruplarındaki her örnek yüzeyinden 3er kez ölçüm yapılmış, elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ( $R_a$ ) kaydedilmiştir (Resim 3.10). Seramik yüzeylerinden ilk yapılan ölçümler  $R_{a1}$  değeri olarak tanımlanmıştır.



Resim 3.9. Profilometre cihazı tarayıcı ucu



Resim 3.10. Profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin ölçülmesi

### 3.3. Seramik Örneklerin Renk Değerlerinin Ölçülmesi

Örneklerin renk değerleri ölçümü, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Vita Easy Shade Spektrofotometre (Vita Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen Germany) (Resim 3.11) ile gerçekleştirilmiştir.

Renk ölçümü nötral gri renge sahip platformun üzerinde CIE-Lab (Commission Internationale de l'Éclairage L\*,a\*,b\*) (D=65) sistemi kullanılarak dental spektrofotometre (Vita Easy Shade Spectrophotometer) ile yapılmıştır. Her ölçüm öncesi cihaz üzerinde bulunan seramik blok ile kalibre edilmiştir. Cihazın üzerinde D65 (6500K) ışık kaynağı yer almaktadır. Ölçümler gerçekleştirilirken, cihazın optik gözünün yere paralel ve ucunun örnekler dik olarak tutulmasına dikkat edilmiştir. Ölçümlerin hepsi günün aynı saatlerinde aynı odada yapılmıştır (Resim 3.12). Renk ölçümü CIE L\*a\*b\* renk sisteminde 3 kez ölçülüp ortalamaları hesaplanarak kaydedilmiştir.

Bu çalışmada 25 adet IPS Empress A2- HT ve 25 adet IPS Empress A2- LT örneklerinin herbirinden ayrı ayrı spektrofotometre cihazı ile renk değerleri ölçümü yapılmış, CIEDE2000 formülü kullanılarak  $\Delta E_{00}$  değerleri hesaplanmıştır. Seramik örneklerden yapılan ilk renk değeri ölçümü sonucu elde edilen veriler  $L^*_1$ ,  $a^*_1$  ve  $b^*_1$  olarak tanımlanmıştır.



Resim 3.11. Vita Easy Shade Spektrofotometre



Resim 3.12. Renk ölçümünün yapılması

### 3.4. Seramik Örneklerle Polisaj İşleminin Uygulanması

Çalışmada kullanılan Optrafine polisaj kiti Resim 3.13’de, içeriği ve polisaj kitinin uygulama aşamaları çizelge 3.2’de gösterilmiştir.

Optrafine polisaj kiti:

- Açık mavi renk disk, alev veya kadeh şekillerine sahip elmas bitirme frezleri (Finisher- F)
- Koyu mavi renk disk, alev ve kadeh şekillerine sahip elmas polisaj lastikleri (Polisher- P)
- Yüksek parlaklık için elmas cila patı ve naylon profilaksi fırçalarından oluşmaktadır.

Tüm seramik örnekler (HT ve LT) üretici firmanın önerileri doğrultusunda; elektrikli bir mikromotor kullanılarak, 15 000 rpm sabit hızda 10 sn süreyle sırayla, açık mavi ve koyu mavi polisaj lastikleri ile polisajlanmış, ardından yine 10 sn 7 000 rpm sabit hızda profilaksi fırçası ile polisaj patı uygulanmıştır (Resim 3.14).



Resim 3.13. Optrafine polisaj kiti

Çizelge 3.2. Örneklerin polisajı için kullanılan polisaj kitinin uygulama şekli ve içeriği

<b>Optrafine Polisaj Kiti</b>  Ivoclar-Vivadent, Schaan /Liechtenstein	1. aşama: Finisher F (Yapay kauçuk, titanyum dioksit ve elmas granüllerinden oluşur.)	10 000 – 15 000 rpm Su altında çalışılmalıdır. (>50 ml/min) Rotasyonel hareketlerler, maksimum 2 N baskı gücü uygulanmalıdır. 30 sn uygulanmalıdır.
	2. aşama: Polisher P (Yapay kauçuk, titanyum dioksit ve elmas granüllerinden oluşur.)	10 000 – 15 000 rpm Su altında çalışılmalıdır. (>50 ml/min) Rotasyonel hareketlerler, maksimum 2 N baskı gücü uygulanmalıdır. 30 sn uygulanmalıdır.
	3. aşama: Naylon profilaksi fırçalar ve polisaj patı (Naylon fırçalar naylon liflerden oluşur, polisaj patı ise sodyum lauril sülfat, gliserin ve propilen glikoldan meydana gelen bir çözelti içerisinde elmas tozlarından oluşur.)	5 000–7 000 rpm arasında 2 N baskı gücü uygulanmalıdır. Susuz çalışılmalıdır. Tek kullanımlıktır. 60 sn uygulanmalıdır. Polisaj patı naylon fırça üzerindeki boşluğa yerleştirilip, yüzeye baskı yapmadan uygulanmalıdır.





Resim 3.14. Örnekler polij işlemi uygulanması

Polisaj işlemi uygulanan seramik örnekler 15 dakika ultrasonik temizleyicide distile su içinde tutularak üzerindeki artıklardan temizlenmiştir.

### 3.5. Polisaj İşlemi Uygulama Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçümü

Polisaj işleminin uygulanması sonrası, IPS Empress CAD A2- HT (25 adet) ve IPS Empress CAD A2- LT (25 adet) seramik örneklerden teker teker profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr GmbH, Almanya) ile yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Polisaj işleminin ardından elde edilen ölçüm verileri Ra<sub>2</sub> olarak tanımlanmıştır.

### 3.6. Polisaj İşlemi Uygulama Sonrası Renk Değerlerinin Ölçümü

Polisaj işleminin uygulanması sonrası, her bir örnekten (25 HT ve 25 LT) spektrofotometre (Vita Easy Shade Spektrofotometre) ile renk değerleri ölçümü yapıp, CIEDE2000 formülüne göre renk değişim değerleri hesaplanmıştır. Polisaj işlemi sonucu elde edilen renk değer verileri L\*<sub>2</sub>, a\*<sub>2</sub> ve b\*<sub>2</sub> olarak tanımlanmıştır.

### 3.7. Seramik Örnekler Termal Siklus İşleminin Uygulanması

Çalışmada kullanılan örnekler (25 HT ve 25 LT) polisaj işlemi sonrası termal siklus işlemi uygulanmıştır. Bu işlem için Ankara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal siklus cihazı (Sd Mechatronic Thermocycler Seelback Almanya) (Resim 3.15) kullanılmıştır.



Bu cihaz farklı ısıdaki iki ayrı su tankından, örnekleri taşıyan tel örgülü iki sepetten ve döngü sayısını otomatik olarak hesaplayan elektronik kumanda bölümlerine sahiptir (Resim 3.16). Seramik örnekler küçük fileler içerisinde sepetlere yerleştirilmiş ve cihazda her su banyosunda 10 sn bekletme ve banyolar arasında 5 sn ara olacak şekilde 5-55 °C' lik su içerisinde 10 000 kez (ağız içinde ortalama 1 seneye eşdeğer) termal siklus işlemi uygulanmıştır.



Resim 3.15. Termal siklus cihazı



Resim 3.16. Örneklere termal siklus işleminin uygulanması

Termal siklus işleminin 10 000 deviri tamamlandıktan sonra, örnekler cihazdan çıkartılıp distile su içinde temizlenmişlerdir.

### 3.8. Termal Siklus İşlemi Uygulama Sonrası Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Ölçülmesi

Termal siklus işlemi sonrası, IPS Empress CAD A2- HT (25 adet) ve IPS Empress CAD A2-LT (25 adet) örneklerin herbirinden yüzey pürüzlülüğü değerleri ölçümü yapılmış ve Ra

değerleri kaydedilmiştir. Termal siklus işlemi sonucunda elde edilen ölçümler  $R_{a3}$  olarak tanımlanmıştır.

### **3.9. Termal Siklus İşlemi Uygulama Sonrası Renk Değerlerinin Ölçülmesi**

Her iki gruptaki (25 HT + 25 LT) tüm seramik örneklerin termal siklus işleminden sonra renk değerleri ölçümü yapılmış ve CIEDE2000 formülüne göre renk değişim değerleri hesaplanmıştır. Termal siklus işlemi sonrasında elde edilen ölçüm verileri  $L_3$ ,  $a^*_3$  ve  $b^*_3$  olarak tanımlanmıştır.

#### İstatistiksel değerlendirme

Bu çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmesi SPSS 21 paket programı (SPSS v20.0; IBM SPSS Inc. Chicago, ABD) kullanılarak yapılmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin istatistiksel değerlendirmesinde bağımsız değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak incelenmiştir. Gruplar arası karşılaştırmada Tamhane testi kullanılmıştır. Varyansların homojenliği ise Levene testi kullanılarak incelenmiştir.

Renk ölçümü sonucu elde edilen verilerin normal dağılım göstermesinden ötürü, gruplar arası karşılaştırmalarda t testi, grup içi karşılaştırmalarda ise eşleştirilmiş gruplarda t testi kullanılmıştır.

Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 belirtilip, p değerinin 0,05'ten küçük olması durumunda anlamlı farklılığın olduğu, büyük olması durumunda ise anlamlı farklılığın olmadığı kabul edilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. IPS Empress CAD A2 HT ve LT Seramik Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğü (Ra) Değerleri

IPS Empress CAD porselenin HT ve LT seramik gruplarındaki her bir örnekten sırasıyla polisaj işlemi uygulanmadan ( $Ra_1$ ), polisaj işlemi uygulandıktan sonra ( $Ra_2$ ) ve termal siklus işleminden sonra ( $Ra_3$ ) ortalama yüzey pürüzlülüğü ( $Ra$ ) değerleri ölçümü yapıldı. Her bir örneğe ait elde edilen  $Ra$  değerleri Çizelge 4.1 ve Çizelge 4.2’de gösterildi. Bu veriler doğrultusunda istatistiksel değerlendirme yapıldı.

Çizelge 4.1. IPS Empress CAD A2 HT seramik örneklerinin polisaj işlemi uygulanmadan ( $Ra_1$ ), polisaj işlemi uygulandıktan sonra ( $Ra_2$ ) ve termal siklus işleminden sonra ( $Ra_3$ ) elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri

IPS Empress CAD A2-HT n=25	Polisaj öncesi $Ra_1$ değerleri	Polisaj sonrası $Ra_2$ değerleri	Termal siklus sonrası $Ra_3$ değerleri
1	0,37	0,18	0,11
2	0,51	0,15	0,05
3	0,49	0,17	0,07
4	0,73	0,18	0,13
5	0,36	0,20	0,06
6	0,30	0,24	0,14
7	0,52	0,25	0,16
8	0,30	0,20	0,23
9	0,51	0,20	0,29
10	0,30	0,32	0,14
11	0,42	0,25	0,27
12	0,36	0,18	0,16
13	0,39	0,21	0,22
14	0,58	0,19	0,13
15	0,47	0,11	0,10
16	0,37	0,17	0,25
17	0,32	0,26	0,17
18	0,53	0,36	0,24
19	0,26	0,15	0,14
20	0,47	0,22	0,11
21	0,36	0,28	0,23
22	0,43	0,16	0,24
23	0,27	0,26	0,21
24	0,42	0,33	0,18
25	0,32	0,31	0,19

\*Değerler  $\mu m$  cinsinden verildi.

Çizelge 4.2. IPS Empress CAD A2 LT seramik örneklerinin polisaj işlemi uygulanmadan ( $Ra_1$ ), polisaj işlemi uygulandıktan sonra ( $Ra_2$ ) ve termal siklus işleminden sonra ( $Ra_3$ ) elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri

IPS Empress CAD A2-LT no=25	Polisaj öncesi $Ra_1$ değerleri	Polisaj sonrası $Ra_2$ değerleri	Termal siklus sonrası $Ra_3$ değerleri
1	0,18	0,16	0,19
2	0,24	0,32	0,21
3	0,28	0,24	0,23
4	0,23	0,17	0,18
5	0,14	0,14	0,17
6	0,34	0,16	0,70
7	0,23	0,26	0,24
8	0,46	0,20	0,25
9	0,17	0,21	0,14
10	0,30	0,15	0,29
11	0,39	0,25	0,20
12	0,25	0,12	0,14
13	0,43	0,24	0,22
14	0,32	0,22	0,25
15	0,17	0,26	0,23
16	0,27	0,26	0,14
17	0,21	0,17	0,17
18	0,54	0,36	0,19
19	0,12	0,32	0,33
20	0,28	0,27	0,26
21	0,54	0,24	0,37
22	0,15	0,16	0,19
23	0,22	0,27	0,19
24	0,23	0,18	0,32
25	0,40	0,11	0,26

\*Değerler  $\mu m$  cinsinden verildi.

#### 4.1.1. IPS Empress CAD A2 HT ve LT seramik örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü ( $Ra$ ) istatistiksel analizi

IPS Empress CAD A2 HT ve LT seramik örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin normalite analizi Kolmogorov-Smirnov testi ile yapıldı. Bu test sonuçlarına göre gruplara ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri normal dağılıma uygun bulundu ( $P > 0,05$ ). Verilerin normal dağılıma uygun olması nedeniyle Tek yönlü Varyans Analizi (ANOVA) testi kullanıldı. Gruplara ait varyansların homojenliği Levene testi ile analiz edildi ( $P < 0,05$ ) ve grup içi karşılaştırmalar da Tamhane testi ile yapıldı. IPS Empress CAD

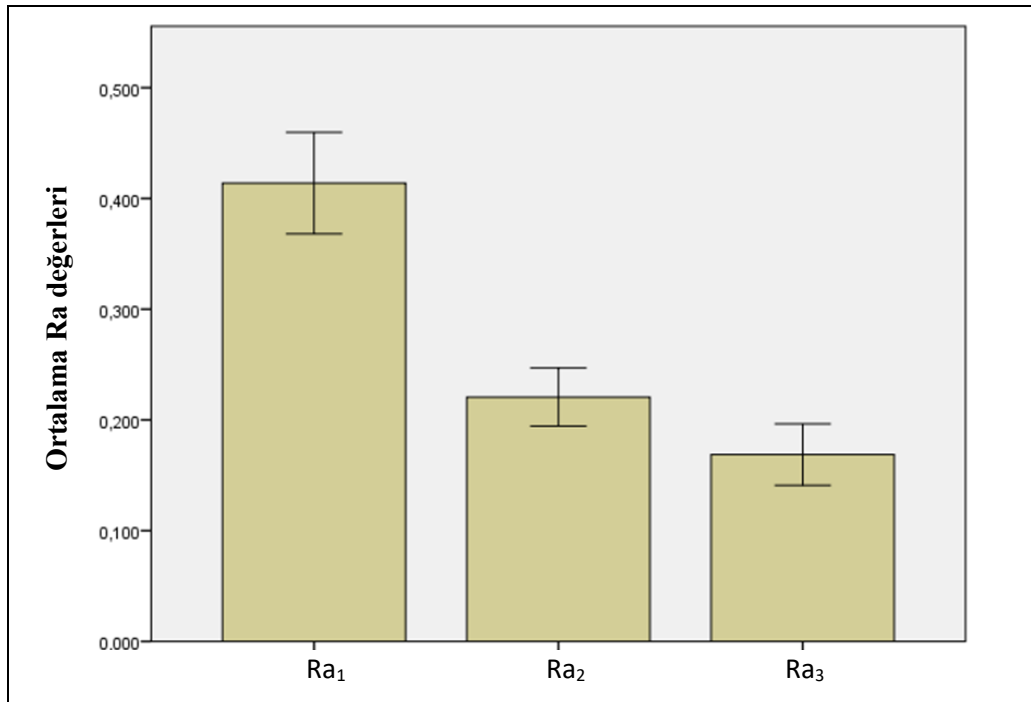
A2 HT ve LT seramik örneklerin elde edilen istatistik verilerine göre karşılaştırmaları Çizelge 4.3'te verildi. Şekil 4.1 ve Şekil 4.2'de ise IPS Empress CAD HT ve LT seramik örneklerin ortalama Ra değer grafikleri gösterildi.

Çizelge 4.3. IPS Empress CAD A2 HT ve LT seramik örnek grubu One-way ANOVA analizi tablosu

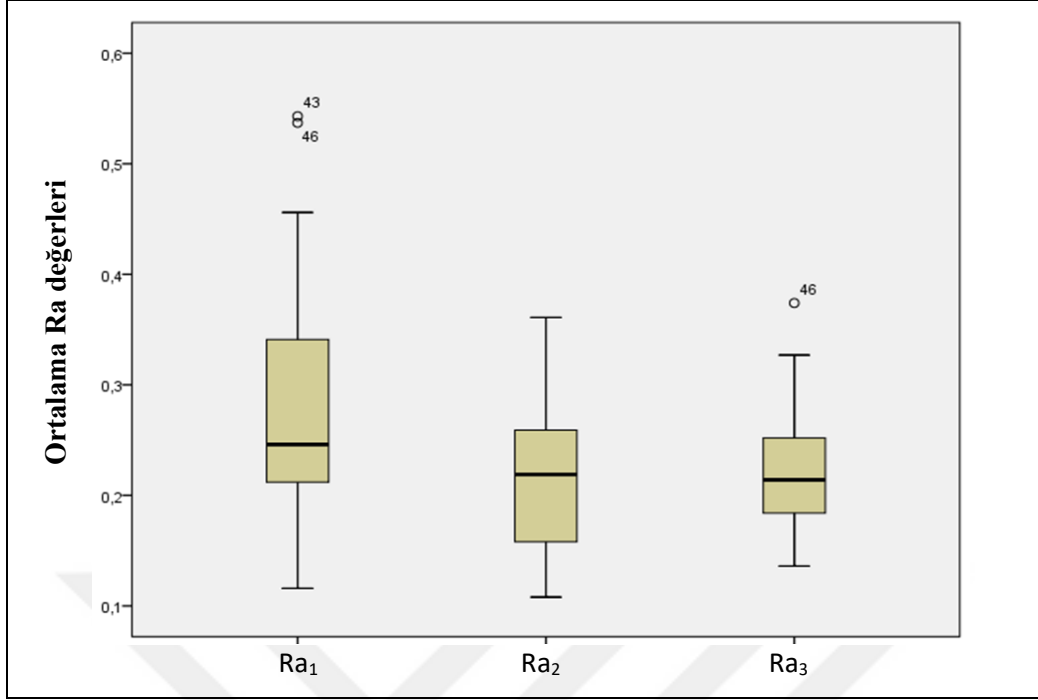
IPS Empress CAD A2 HT ve LT örnekler	Örnek sayısı	Ortalama	Standart sapma	Standart hata	Ortalamaya göre 95% güven aralığı		En düşük değer	En yüksek değer
					Alt sınır	Üst sınır		
HT Ra <sub>1</sub>	25	0,41 <sup>A</sup>	0,11	0,02	0,37	0,46	0,26	0,73
HT Ra <sub>2</sub>	25	0,22 <sup>BC</sup>	0,06	0,01	0,19	0,25	0,11	0,36
HT Ra <sub>3</sub>	25	0,17 <sup>B</sup>	0,07	0,01	0,14	0,20	0,05	0,29
LT Ra <sub>1</sub>	25	0,28 <sup>C</sup>	0,12	0,02	0,23	0,33	0,12	0,54
LT Ra <sub>2</sub>	25	0,22 <sup>BC</sup>	0,07	0,01	0,19	0,24	0,11	0,36
LT Ra <sub>3</sub>	25	0,22 <sup>BC</sup>	0,06	0,01	0,20	0,25	0,14	0,37
Toplam	150	0,25	0,11	0,01	0,24	0,27	0,05	0,73

\*Değerler µm cinsinden verildi.

Ortak büyük harfe sahip grupların, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ( $P > 0.05$ ).



Şekil 4.1. IPS Empress CAD A2 HT seramik örneklerin ortalama Ra değerleri grafiği



Şekil 4.2. IPS Empress CAD A2 LT seramik örneklerin ortalama Ra değerleri grafiği

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri IPS Empress CAD A2- HT seramik örneklerinin polisaj işlemi öncesi ( $Ra_1 = 0,41 \mu\text{m} \pm 0,11$ ) yapılan ölçümde elde edildi. En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri ise IPS Empress CAD A2- HT seramik örneklerinin termal siklus sonrası yapılan yüzey pürüzlülüğü değeri ölçümünde ( $Ra_3 = 0,17 \mu\text{m} \pm 0,07$ ) elde edildi.

İstatistiksel analiz sonrası HT seramik örneklerinin yüzey pürüzlülük değerlerine göre büyükten küçüğe sırası;  $Ra_1 > Ra_2 > Ra_3$  şeklindedir. LT seramik örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin büyükten küçüğe sıralanması ise  $Ra_1 > Ra_2 = Ra_3$  şeklindedir.

#### 4.2. IPS Empress CAD A2 HT ve LT Seramik Örneklerin Renk Değişimi ( $\Delta E$ ) Değerleri

IPS Empress CAD HT ve LT seramik gruplarındaki her bir örnekten sırasıyla polisaj işlemi uygulanmadan ( $L^*_1, a^*_1, b^*_1$ ), polisaj işlemi uygulandıktan sonra ( $L^*_2, a^*_2, b^*_2$ ) ve termal siklus işleminden sonra yapılan renk ölçümü sonucunda elde edilen ( $L^*_3, a^*_3, b^*_3$ ) değerler Çizelge 4.4 ve Çizelge 4.5’ te gösterilmektedir. Elde edilen  $L^*, a^*, b^*$  değerleri kullanılarak her bir örnek için  $\Delta E$  değerleri hesaplandı.

Çizelge 4.4. IPS Empress CAD A2 HT örneklerinin (n=25) polisaj işlemi uygulamadan, polisaj işlemi uyguladıktan sonra ve termal siklus işleminden sonra elde edilen  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  değerleri

PS Empress CAD A2- HT n=25	Polisaj öncesi			Polisaj sonrası			Termal siklus sonrası		
	$L_1^*$ , $a_1^*$ , $b_1^*$ değerleri (1)			$L_2^*$ , $a_2^*$ , $b_2^*$ değerleri (2)			$L_3^*$ , $a_3^*$ , $b_3^*$ değerleri (3)		
	$L_1^*$	$a_1^*$	$b_1^*$	$L_2^*$	$a_2^*$	$b_2^*$	$L_3^*$	$a_3^*$	$b_3^*$
1	83,53	-0,57	16,10	85,40	-1,30	14,27	85,00	-1,27	15,70
2	85,87	-1,30	15,57	84,10	-1,17	14,17	85,23	-1,30	15,60
3	84,27	-1,23	15,80	83,47	-1,13	14,90	84,23	-1,30	15,97
4	85,37	-1,20	15,17	84,90	-1,13	14,40	86,00	-1,34	15,07
5	86,47	-1,17	15,57	85,70	-1,13	14,43	86,70	-1,40	15,57
6	84,40	-1,23	14,87	84,07	-1,03	14,30	84,70	-1,40	14,60
7	86,20	-1,10	15,67	84,43	-0,83	14,50	85,43	-1,53	14,83
8	85,23	-1,00	16,53	83,4	-0,93	15,20	84,23	-1,30	15,80
9	86,23	-1,00	16,37	83,73	-0,73	14,83	86,37	-1,30	15,37
10	86,23	-1,00	16,37	84,30	-1,00	14,73	84,70	-1,23	15,20
11	86,47	-1,07	15,57	84,00	-1,00	14,27	85,07	-1,40	14,73
12	86,47	-1,07	15,57	85,27	-1,10	13,93	85,50	-1,33	14,50
13	86,63	-0,97	15,83	86,07	-1,07	14,57	85,97	-1,20	15,17
14	86,67	-0,90	15,90	85,70	-0,80	14,77	85,50	-1,27	14,83
15	88,37	0,97	15,70	87,03	-0,97	14,33	88,10	-1,30	15,23
16	87,03	-0,97	15,83	86,07	-1,00	14,63	86,77	-1,27	15,30
17	85,50	-0,87	16,10	85,53	-0,87	14,97	85,70	-1,30	15,57
18	86,50	-0,90	15,83	85,30	-0,83	14,70	86,57	-1,30	14,97
19	86,03	-1,00	15,83	85,07	-0,87	14,87	85,80	-1,30	15,10
20	86,43	-0,80	16,37	84,77	-0,83	14,73	86,60	-1,20	15,53
21	86,00	-0,80	16,40	83,90	-0,87	14,90	85,57	-1,20	15,73
22	86,73	-0,90	15,97	83,17	-0,67	14,70	85,77	-1,27	15,10
23	86,47	-0,93	15,90	83,30	-1,07	13,90	84,77	-1,60	14,10
24	86,37	-0,80	16,13	84,27	-0,80	14,67	85,77	-1,40	14,93
25	86,03	-0,90	16,00	83,83	-0,27	15,70	84,93	-1,57	14,37

Çizelge 4.5. IPS Empress CAD A2 LT örneklerinin polisaj işlemi uygulamadan, polisaj işlemi uygulandıktan sonra ve termal siklus işleminden sonra elde edilen  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  değerleri

IPS Empress CAD A2-LT no=25	Polisaj öncesi			Polisaj sonrası			Termal siklus sonrası		
	$L_1^*$ , $a_1^*$ , $b_1^*$ değerleri (1)			$L_2^*$ , $a_2^*$ , $b_2^*$ değerleri (2)			$L_3^*$ , $a_3^*$ , $b_3^*$ değerleri (3)		
	$L_1^*$	$a_1^*$	$b_1^*$	$L_2^*$	$a_2^*$	$b_2^*$	$L_3^*$	$a_3^*$	$b_3^*$
1	87,93	0,00	22,53	87,27	-0,27	20,73	88,6	-0,70	21,77
2	87,87	0,10	23,20	86,20	-0,17	21,21	89,00	-0,50	22,50
3	88,90	0,00	22,70	86,80	-0,10	20,60	89,83	0,67	21,73
4	87,90	0,00	22,83	86,33	-0,17	20,90	87,50	-0,53	22,37
5	88,27	0,10	22,90	86,93	-0,17	21,20	88,13	-0,47	22,73
6	88,43	0,00	22,77	86,50	-0,20	20,80	88,23	-0,60	22,43
7	89,13	-0,03	15,67	86,13	-0,20	20,00	88,83	-0,60	22,03
8	88,10	0,07	22,77	86,40	-0,27	20,53	88,30	-0,50	22,43
9	88,23	-0,1	22,30	86,47	-0,20	20,20	88,33	-0,60	21,87
10	88,00	0,03	22,53	86,00	-0,20	20,47	88,10	-0,60	22,13
11	88,97	0,10	23,00	87,07	0,00	20,73	89,27	-0,50	22,50
12	87,90	0,00	22,60	86,43	-0,17	20,37	87,57	-0,50	21,97
13	87,57	0,00	22,13	86,87	-0,17	19,50	87,73	-0,47	22,30
14	87,43	0,10	22,60	85,93	-0,20	20,20	87,45	-0,50	22,23
15	87,3	-0,07	22,43	86,30	-0,30	20,30	87,23	-0,47	22,23
16	87,47	0,10	22,70	85,63	-0,13	20,73	87,50	-0,30	22,67
17	88,03	0,03	22,50	86,27	-0,20	20,50	88,20	-0,37	22,27
18	88,30	0,27	22,97	85,83	-0,37	20,23	87,73	-0,50	22,20
19	88,17	0,03	22,70	85,60	-0,17	20,67	87,67	-0,47	22,43
20	88,63	0,10	22,80	85,83	-0,13	20,47	88,03	-0,53	22,37
21	87,60	0,03	22,60	85,03	-0,20	20,07	87,40	-0,20	22,20
22	88,90	0,03	22,90	86,23	-0,30	20,80	88,47	-0,50	22,43
23	88,20	0,03	22,47	85,93	-0,23	20,73	87,23	-0,40	22,50
24	88,67	0,00	22,80	85,53	-0,20	20,43	88,03	-0,50	22,43
25	87,10	0,07	22,30	85,07	-0,33	20,07	86,80	-0,50	21,97

#### 4.2.1. IPS Empress CAD A2 HT ve LT seramik örneklerin renk değişim değerlerinin $\Delta E$ değerlerinin ( $\Delta E_1$ ve $\Delta E_2$ ) karşılaştırılması

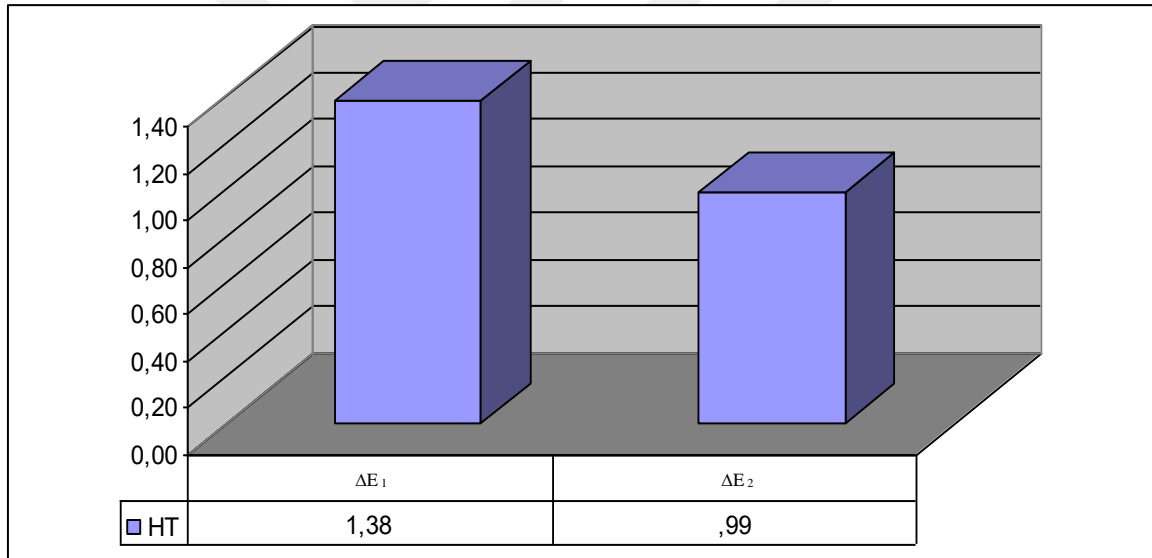
IPS Empress CAD A2 HT ve LT seramik örneklerinin herbirinden sırasıyla  $L^*$ ,  $a^*$  ve  $b^*$  değerleri ölçümü yapıldı. Bu ölçümlerde elde edilen değerler doğrultusunda  $\Delta E_{00}$  formülü kullanılarak  $\Delta E_1$  ve  $\Delta E_2$  değerleri hesaplandı. Polisaj öncesi (1.ölçüm) ve polisaj sonrası (2. ölçüm) elde edilen renk değerleri arasında fark  $\Delta E_1$ , polisaj sonrası (2. ölçüm) ve termal siklus sonrası (3. ölçüm) yapılan ölçümler sonucu elde edilen değerler arasındaki fark da  $\Delta E_2$  olarak tanımlandı. Elde edilen veriler doğrultusunda istatistiksel değerlendirme yapıldı.



IPS Empress CAD HT ve LT seramik örneklere ait  $\Delta E_1$  ve  $\Delta E_2$  verilerinin dağılımı Çizelge 4.6 ve Çizelge 4.7’de verildi. Şekil 4.3 ve Şekil 4.4 ‘te ise IPS Empress CAD HT ve LT seramik örneklere ait ortalama  $\Delta E_1$  ve  $\Delta E_2$  değerlerinin istatistiksel grafiği gösterildi.

Çizelge 4.6. IPS Empress CAD A2- HT seramik örneklerine ait ortalama  $\Delta E_1$  ve  $\Delta E_2$  değerleri

	IPS Empress CAD A2- HT						Eşleştirilmiş t testi	
	n	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma	t	p
$\Delta E_1$	25	1,38	1,44	0,46	2,69	0,60	3,80	0,001
$\Delta E_2$	25	0,99	0,90	0,39	1,97	0,43		



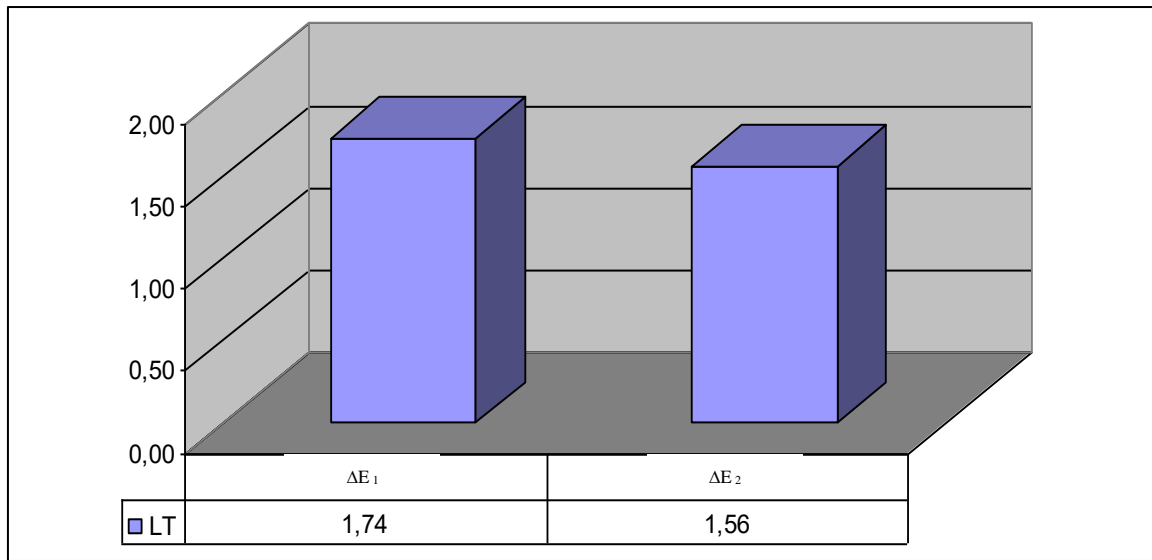
Şekil 4.3. IPS Empress CAD A2- HT seramik örneklere ait ortalama  $\Delta E_1$  ve  $\Delta E_2$  değerleri grafiği

Uygulanan eşleştirilmiş t-testi istatistiği sonucu elde edilen verilere göre HT seramik örnek grubunun  $\Delta E_2$  değerinin ( $0,99 \pm 0,43$ )  $\Delta E_1$  değerine ( $1,38 \pm 0,60$ ) göre anlamlı derecede düşük olduğu görülmektedir ( $P= 0,001, P<0,05$ ).

İstatistiksel analiz sonucu elde edilen verilere göre, HT seramik örnek grubunun, polisaj işlemi sonrası termal siklus işlemi sonrasına göre daha çok renk değişimine uğradığı saptandı ( $\Delta E_2 < \Delta E_1$ ).

Çizelge 4.7. IPS Empress CAD A2- LT seramik örneklerine ait ortalama  $\Delta E_1$  ve  $\Delta E_2$  değerleri

	IPS Empress CAD A2- LT						Eşleştirilmiş t testi	
	n	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma	t	p
$\Delta E_1$	25	1,74	1,62	1,05	3,08	0,42	2,7	0,011
$\Delta E_2$	25	1,56	1,57	1,09	2,17	0,30		



Şekil 4.4. IPS Empress CAD A2- LT seramik örneklere ait ortalama  $\Delta E_1$  ve  $\Delta E_2$  değerleri grafiği

Uygulanan eşleştirilmiş t-testi istatistiği sonucu elde edilen verilere göre LT grubunun  $\Delta E_2$  değerinin ( $1,56 \pm 0,30$ )  $\Delta E_1$  değerine ( $1,74 \pm 0,42$ ) göre anlamlı derecede düşük olduğu görülmektedir ( $P < 0,05$ ). İstatistik analiz sonuçlarından elde edilen verilere göre, LT seramik örnek grubunun polisaj işlemi sonrası termal siklus işlemi sonrasına göre daha çok renk değişimine uğradığı saptandı ( $\Delta E_2 < \Delta E_1$ ).

#### 4.2.2. IPS Empress CAD HT ve LT seramik örnek gruplarının $\Delta E_1$ ve $\Delta E_2$ değerlerinin birbirlerine göre istatistiksel karşılaştırılması

IPS Empress CAD HT ve LT seramik örnek gruplarının renk değişim değerlerinin birbirlerine göre istatistiksel olarak karşılaştırılmaları Çizelge 4.8’de gösterildi.

Çizelge 4.8. IPS Empress CAD HT ve LT seramik örnek gruplarının renk değişim değerlerinin birbirlerine göre karşılaştırılması (t testi)

		Grup						t testi	
		n	Ortalama	Ortanca	En düşük değer	En yüksek değer	Standart sapma	t	p
$\Delta E_1$	HT	25	1,38	1,44	0,46	2,69	0,60	-2,40	0,021
	LT	25	1,74	1,62	1,05	3,08	0,42		
	Toplam	50	1,56	1,58	0,46	3,08	0,55		
$\Delta E_2$	HT	25	0,99	0,90	0,39	1,97	0,43	-5,44	0,0001
	LT	25	1,56	1,57	1,09	2,17	0,30		
	Toplam	50	1,28	1,24	0,39	2,17	0,47		

Uygulanan t testi istatistiksel analizi sonucu elde edilen verilere göre;  $\Delta E_1$  değerleri açısından HT ve LT örnek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ( $P < 0,05$ ). LT seramik örnek grubunun  $\Delta E_1$  değerinin ( $1,74 \pm 0,42$ ) HT seramik örnek grubunun  $\Delta E_1$  değerinden ( $1,38 \pm 0,60$ ) anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir. LT seramik örnek grubunun  $\Delta E$  değerinin HT grubuna göre, polisaj işleminden daha çok etkilendiği bulundu.

Uygulanan t testi istatistiksel analizi sonucu  $\Delta E_2$  değerleri değerlendirilirse, HT ve LT seramik örnek grupları arasında anlamlı bir fark görülmektedir ( $P < 0,05$ ). LT örnek grubunun  $\Delta E_2$  değerinin ( $1,56 \pm 0,30$ ) HT grubunun  $\Delta E_2$  değerinden ( $0,99 \pm 0,30$ ) anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir. LT seramik örnek grubunda, termal siklus işleminin  $\Delta E$  değeri üzerinde daha etkili olduğu bulundu.



## 5. TARTIŞMA

Çalışmamızda kullanılan farklı translusensiye sahip A2 renkte IPS Empress CAD seramik materyale uygulanan polisaj işlemi ve termal siklus uygulamasının yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerine etkisi incelenmiş olup hipotezlerimizin bir kısmı kabul, bir kısmı reddedilmiştir:

- I. “IPS Empress CAD seramik örneklere polisaj işleminin uygulanması yüzey pürüzlülüğü değerlerinde değişime neden olacaktır.” hipotezi polisaj işlemi uygulanmadan elde edilen  $Ra_1$  değeri ile polisaj işlemi uygulandıktan sonra elde edilen  $Ra_2$  değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunması nedeniyle kabul edilmiştir.
- II. “IPS Empress CAD seramik örneklere polisaj işleminin uygulanması renk stabilitesini etkileyecektir.” hipotezi polisaj işlemi uygulandıktan sonra belirgin renk değişimi görülmesi nedeniyle kabul edilmiştir.
- III. “IPS Empress CAD seramik örneklere termal siklus işleminin uygulanması yüzey pürüzlülüğü değerlerinde değişime sebep olacaktır.” hipotezi termal siklus işlemi uygulanmadan elde edilen  $Ra_2$  değeri ile termal siklus sonrası elde edilen  $Ra_3$  değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaması sebebiyle reddedilmiştir.
- IV. “IPS Empress CAD seramik örneklere termal siklus işleminin uygulanması renk stabilitesini etkileyecektir.” hipotezi termal siklus işlemi sonrası gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunması sebebiyle kabul edilmiştir.

Metal destekli seramik restorasyonlar uzun yıllardır diş hekimliğinde yoğun olarak kullanılmaktadır [37, 40, 174]. Hastaların artan estetik beklentileri ve dijital teknolojiden diş hekimliğinde yararlanmaya başlanmasıyla geliştirilen optik ve mekanik özellikler daha gelişmiş dental materyallerin üretimine sebep olmuştur [175].

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM sistemi, üretilmesi planlanan restorasyonun bilgisayar yardımıyla üç boyutlu olarak tasarlanıp, üretildiği sistemdir [176]. Endüstride kullanılmaya başlanan bu teknolojinin, diş hekimliğinde de kullanılabileceği fikri ilk olarak 1971 yılında Francois Duret tarafından ortaya atılmıştır. İlerleyen yıllarda gelişmekte olan CAD/CAM teknolojisinin, dental restoratif materyal üretiminde de kullanılabilirliği üzerine çalışmalar arttırılmıştır. Diş

hekimliğinde ilk CAD/CAM uygulamasını Cerec sistemi ile Marco Brandestini ve Werner Mörmann 1988 tarihinde gerçekleştirmişlerdir [177-179].

CAD/CAM sistemlerin üretilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemleri elimine ederek üretilen restorasyonun doğal anatomisine ve fonksiyonuna en yakın tasarımı bilgisayar yardımıyla yapıp, hasta başında tek seansta üretilmesini sağlamaktır [180].

CAD/CAM sistemi diş hekimliğinde inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tam kron ve köprü restorasyonları [181-185], hareketli bölümlü protezlerin iskelet alt yapıları [186], implant cerrahisinde kullanılan stentlerin [187] ve maksillofasiyal protezlerin hazırlanmasında kullanılmaktadır [188-190]. Ayrıca; implant destekli protezlerde dayanak, kron-köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretiminde de kullanılmaktadır [191, 192].

CAD/CAM sistemiyle birlikte; hem estetik hem de fiziksel özellikleri üstün olan metal desteksiz tam seramik restorasyonların üretimi için yapılan çalışmalar hızlandırılmıştır. Tam seramikler, gelişmiş estetik özellikler, üstün biyooyumluluk, plak birikimini engellemesi, doğal dişe benzer ışık geçirgenliği, ısı iletkenliği ve ısıl genleşme katsayısı gibi bazı avantajlara sahiptirler [193, 194]. Tam seramiklerin baskı direnci yüksek (350-550 MPa), gerilme dirençleri ise düşüktür (20-60 MPa) [195]. Kırılgan bir yapıları vardır, çatlayabilirler ve karşıt dentisyonda aşınmaya sebep olabilirler [194, 196, 197].

CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilen tam seramik materyaller, diğer geleneksel tam seramik materyallere göre daha üstün özelliklere sahiptirler. Bu sistem kullanılarak üretilen bloklar homojen bir yapıya sahiptir, restorasyonda oluşabilecek hatalar daha aza indirgenmiştir [40, 198, 199].

İlk olarak 1998 yılında, lösit ile güçlendirilmiş bir cam seramik olan ProCAD blokları Cerec sisteminde kullanılmak üzere piyasaya tanıtılmıştır [200]. Daha sonraki yıllarda, IPS Empress CAD piyasaya tanıtılmıştır. 1-5 µm büyüklüğündeki lösit kristalleri silikat cam matris hacminin %35-45 kadarını oluşturur [201]. Amorf cam matriks yapı içinde homojen bir şekilde dağılmış lösit kristalleri; çatlak ilerlemesini engelleyip klinik performansı artırır [202]. Bükülme dayanımı 160 MPa'dır. Mekanik özelliklerinin çok iyi olmamasından ötürü IPS Empress CAD blokların kullanımı ön bölgede tek üye restorasyonlar ile kısıtlıdır, arka bölgede kullanımları önerilmemektedir [203].

CAD/CAM sistemi ile hazırlanan restorasyonların üretimini hekimler tek seansta tamamlayabilmektedir. Fakat, bu üretim işlemi sonucu direk teslime hazır pürüzsüz bir yüzey oluşmamaktadır. Üretilen restorasyona simantasyondan önce glaze veya polisaj işleminin uygulanması gerekmektedir [13].

Dental seramiklerin yüzey pürüzsüzlüğünün bükülme dayanımı ve karşıt dişlerde aşınma etkisi üzerinde büyük bir önemi vardır [204]. Dental seramik yüzeyinin pürüzlülüğü arttıkça bükülme dayanıklılığı azalır [140, 205, 206]. Seramik materyallerin direncini arttırmak için pek çok yöntem geliştirilmiştir [148]. Bunlar; metal alt yapı kullanımı [149], iyon değişimi [150], kontrollü kristalizasyon [151], mikro yapının şekillendirilmesi [207] ve rezin yapıştırma ajanlarının kullanılmasıdır [152]. Pürüzlü yüzeyler, karşıt dentisyonda aşınmaya neden olup ağız dokularına da zarar verir. Bunun sonucu olarak dişlerde boyanma miktarı artar [140, 141].

Belirtilen tüm bu sebeplerden ötürü, dental seramiklerin yüzey pürüzlülüğü mümkün olduğunca en az düzeyde olmalıdır. Restorasyonun final parlaklığı glaze veya polisaj işlemi yapılarak elde edilebilir.

Laboratuvarda bir dizi işlem sonucunda en son şekline ve rengine ulaşan seramik materyal, glaze işlemi ile parlatılıp hasta ağızında simante edilir. Glaze tabakası, dental seramik restorasyonun yüzeyinin doğal dişe uygun optik özelliklere sahip olmasını sağlayıp, bükülme dayanımını artırır ve plak birikimini engeller [141, 146]. Fakat, laboratuvar işlemleri bitirilmiş restorasyon yüzeyi, simantasyon sonrası yapılan servikal veya okluzal düzenlemeler veya başka sebepler nedeniyle pürüzlenip, bozulabilir [174, 208].

Simantasyondan sonra seramik restorasyonlara ağız içinde bazı uyumlamalar yapılması gerekebilir, bu uyumlamalar da glaze işlemi uygulanmış yüzeye zarar verebilir. Tekrar uygulanan glaze işlemi laboratuvarda ek işlem yapılmasını gerektirdiği için seans sayısını da artırır. Ağız içi veya ağız dışı mekanik polisaj işlemiyle ise; ek seansa gerek kalmadan, hasta başında, porselen yüzeyinin tekrar parlatılması sağlanır. Polisaj işlemi ayrıca çapraz enfeksiyon riskini de elimine eder ve kontrollü yapılırsa parlaklık düzeyinin daha iyi bir şekilde ayarlanılabildiğini sağlar [14, 209]. Bu yüzden bozulmuş seramik yüzeylere polisaj yapabilmek için piyasada bulunan malzemelerden (zımpara kağıdı, polisaj fırçaları,vs) yararlanır [5, 16].

Çok uzun bir süre glaze işleminin pürüzsüz yüzey elde etmede ‘altın standart’ olduğu düşünülmüştür .Yapılan bazı çalışmalar polisaj işlemi uygulanan yüzeylerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin glaze işlemi uygulanan yüzeylere benzer olduğunu belirtirken [174, 210, 211], bazı çalışmalar da en iyi yüzey pürüzsüzlülüğünün sadece glaze işlemi ile elde edilebileceğini belirtmiştir [212, 213].

Sasahara ve diğerleri [208], yüzey pürüzsüzlülüğünün seramiğin lösit içerik miktarına bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Düşük lösit içeriğine sahip seramiklerin yüzey pürüzlülüğünün polisaj ile tam aksine artırılabilceğini belirtmişlerdir. Aynı şekilde Al-Wahadni ve diğerleri de [214], düşük lösit yüksek kristal içeriğine sahip seramiklerin polisaj işleminden sonra yüzey pürüzlülüğünün artabileceğini belirtmişlerdir. Bunun aksine; IPS Empress CAD lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin sadece polisaj işlemi ile optimal pürüzsüzlüğe erişebileceğini belirten çalışmalar da literatürde bulunmaktadır [14, 215]. Glaze işleminin IPS Empress CAD seramiklerinin yüzey pürüzlülüklerinin arttığını belirten çalışmalar mevcuttur [12, 13]. Fraga ve diğerleri [216], lösit ile güçlendirilmiş cam seramik blokların (IPS Empress CAD) glaze işlemi sonrası dayanıklılıklarının azaldığını, ısıl değişime bağlı mikroçatlakların büyüdüğünü, seramikte stres oluştuğunu ve yüzey pürüzlülüğünün arttığını belirtmişlerdir. Bu çalışmalar doğrultusunda, tez çalışmamızda kullandığımız IPS Empress CAD örneklerine sadece polisaj işlemi uygulanmıştır.

Yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesi için diş hekimliğinde kullanılmakta olan birkaç yöntem mevcuttur. Profilometre cihazı, doğru ve etkin Ra değer ölçümü yapması, istatistiksel analize uygun olması ve kullanımının kolay olması nedeniyle yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için sıklıkla kullanılmaktadır [141, 215, 217]. Bu çalışmada, IPS Empress CAD A2 renk HT ve LT örneklerinin yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr GmbH, Almanya) kullanılmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü Ra parametresi ile belirtilmiştir. Diş hekimliğinde Ra değeri; yüzeyin ortalama pürüzlülük değerini ifade etmektedir [217]. Bu çalışmada IPS Empress CAD HT ve LT örneklerinin her birinden profilometrik ölçümler 3er kez tekrarlanarak alınmış, ve Ra değeri olarak kaydedilmiştir. Polisaj işlemi öncesi Ra<sub>1</sub>, polisaj işlemi sonrası Ra<sub>2</sub> ve termal siklus sonrası Ra<sub>3</sub> olmak üzere her bir seramik örnekten 3 tane Ra değeri elde edilmiştir.

Bollen ve diğerleri [218], yaptıkları in-vivo çalışmanın sonucunda minimal bakteri retansiyonu için en düşük yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerinin 0,2 µm olduğunu



belirtmişlerdir. Fakat bu öneri bazı çalışmalarda dikkate alınmamıştır [146, 219, 220]. Jones ve diğerleri [221] 0,25-0,5  $\mu\text{m}$  Ra değerinin hastanın dili tarafından fark edilebileceğini öne sürmüşlerdir. Tüm restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesi ve giderilmesi klinik olarak da çok önemlidir. Çalışmamızda polisaj sonrası IPS Empress CAD HT seramik örneklerin  $Ra_2 = 0,22 \pm 0,06 \mu\text{m}$ , LT seramiklerin  $Ra_2 = 0,22 \pm 0,12 \mu\text{m}$  bulunmuştur. Termal siklus işlemi sonrası ise HT seramik örneklerin  $Ra_3 = 0,17 \pm 0,07 \mu\text{m}$ , LT seramik örneklerin LT  $Ra_3 = 0,22 \pm 0,06 \mu\text{m}$  bulunmuştur. Sonuçlarımız yukarıdaki çalışmaların sonuçlarını destekler nitelikte olup tüm örnek gruplarında Ra değerleri 0,25  $\mu\text{m}$ 'den küçük bulunmuştur.

Seramik restorasyonlar için hasta başında kullanmak üzerine üretilmiş birçok polisaj sistemi bulunmaktadır. Bu sistemlerden seramiklerde ideal yüzeyi oluşturacak olanı seçmek çok zordur. Piyasada çeşitli seramik ve polisaj sistemlerinin olmasından ötürü hangi polisaj sisteminin hangi seramik için ideal pürüzsüzlükte yüzey oluşturduğu tartışmalıdır [14, 222].

Çalışmamızda, IPS Empress CAD A2 HT ve LT örneklerinin herbirine sırasıyla Optrafine Polisaj Sistemi (Optrafine Ceramic Polishing System, Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein, Germany) ile polisaj işlemi uygulanmıştır. Optrafine polisaj kiti; açık mavi renk disk, alev veya kadeh şekillerine sahip elmas bitirme frezleri (Finisher- F), koyu mavi renk disk, alev ve kadeh şekillerine sahip elmas polisaj lastikleri (Polisher- P) ve yüksek parlaklık elde etmek için elmas cila patı ve naylon profilaksi fırçalarından oluşmaktadır. Literatürde, Optrafine polisaj sisteminin yüzey pürüzsüzlüğünü sağlamada etkin bir polisaj sistemi olduğunu belirten birçok çalışma bulunmaktadır [223, 224].

Flury ve diğerleri [14], Optrafine-System, EVE Diacera W11DC-Set , JOTA 9812-Set, Sof-Lex 2382 discs ve Brownie/Greenie/Occlubrush polisaj sistemlerini kullanarak IPS Empress CAD ve Vita Mark II örneklerine polisaj işlemi uygulamış, her seramik için glaze yapılmış kontrol gruplarıyla yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerini karşılaştırmışlardır. Her iki seramik grubu için de en düşük Ra değerlerinin Sof-Lex polisaj sistemi ile elde edildiği bildirilmiştir. IPS Empress CAD grubunda Sof-Lex polisaj sisteminden (ortalama  $Ra = 0.154 \mu\text{m}$ ) sonra en düşük Ra değerlerinin JOTA polisaj sisteminde (ortalama  $Ra = 0.342 \mu\text{m}$ ) olduğu, Optrafine polisaj sistemi (ortalama  $Ra = 0,47 \mu\text{m}$ ) ile diğer polisaj sistemleri ve glaze işlemi arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda, polisaj öncesi  $Ra_1$  ve polisaj sonrası elde edilen  $Ra_2$  değerleri arasında istatistiksel olarak

anlamli bir fark bulunmuştur ( $P < 0,05$ ). Polisaj sonrası elde ettiğimiz  $Ra_2$  değerleri, HT ve LT seramik örnek grupları için yaklaşık  $Ra_2 = 0,22 \mu m$  olarak saptanmıştır, istatistiksel olarak her iki seramik örnek grubu arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $P > 0,05$ ).

Passos ve diğerleri [225], IPS Empress CAD, Paradigm C, Vitablok Mark II seramiklerine ve MZ100 kompozit rezine glaze ve Optrafine polisaj sistemi ile polisaj işlemi uygulamışlardır. Bu işlemlerin karşıt minede meydana getirdiği aşınma miktarını ölçmek için bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmanın sonucu olarak, IPS Empress CAD seramiklerin glaze veya polisaj uygulanmış örneklerinin karşıt minede meydana getirdiği aşınma miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmediği, glaze işleminin seramik yüzeyini çatlaklara karşı korumada daha etkin olduğunu bildirmişlerdir.

Amaya-Pajares ve diğerleri [222], glaze ve polisaj işlemi uygulanmış BruxZir, Zenostar seramiklerle ve sadece polisaj işlemi uygulanmış IPS Empress CAD, IPS e.max CAD seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ( $Ra$ ) değerlerini karşılaştırmışlardır. IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD seramiklerin Optrafine polisaj sistemi ile polisaj sonrası daha pürüzsüz bir yüzey gösterdiği bildirilmiştir. Çalışmamızda da, IPS Empress CAD HT ve LT seramik örnekler gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerinin Optrafine polisaj sistemi ile polisaj öncesi ve sonrası karşılaştırmalarında, bu çalışmaya paralel olarak daha düşük bulunmuştur.

Fasbinder ve diğerleri [15], Lava Ultimate, Vita Enamic, IPS Empress CAD CAD/CAM bloklarının frezelenmesi ile üretilen onley restorasyonlara farklı polisaj teknikleri uygulanması sonrasında materyallerin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlardır. IPS Empress CAD örneklerinin bir grubuna da glaze işlemi uygulanmıştır. Frezeleme işlemi sonrası yapılan ölçümlerde Lava Ultimate onleyler, Vita Enamic ve IPS Empress CAD onleylerden daha pürüzsüz bulunmuştur. Bunun sebebi olarak da CAD/CAM materyallerinin kristal yapısındaki farklılıktan kaynaklandığı belirtilmiştir. Polisaj ve glaze işlemi sonrası tüm materyallerde aynı derecede pürüzsüz yüzeyler elde edildiği bildirilmiştir.

Mota ve diğerleri [226], IPS Empress CAD, Mark II, IPS e.max CAD, Vita Suprinity, Enamic seramiklerinin ve Lava Ultimate kompozit rezin materyallerinin freze işlemi, kristalizasyon, polisaj ve glaze işlemi öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü ( $Ra$ ) değerlerini kaydetmişler, birbirleriyle karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda, IPS Empress CAD, Mark II, Vita Enamic ve Lava Ultimate örneklerinin polisaj ve glaze işlemi uygulanmış

örnekleri arasında Ra değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken, IPS e.max CAD ve Suprinity seramik örneklerinde belirgin bir fark bulunduğunu belirtmişlerdir. Bu durum; kısmi kristalize IPS e.max CAD ve Suprinity seramiklerinin yüzey sertliğinin daha az olmasından ötürü elmas frezlerin hareketine daha duyarlı olması, dolayısıyla yüzey pürüzlülüğünün artması olarak yorumlanmıştır. IPS Empress CAD seramik materyali tam kristalize/polimerize olarak üretildiği için daha sert bir yüzeye sahiptir, polisaj frezlerine dayanıklıdır. Bu sebeple yaptığımız çalışmada IPS Empress CAD HT ve LT seramik örneklerine sadece polisaj işlemi uygulanmıştır.

Özellikle son 15 yılda, dental protezler için geliştirilen yeni estetik seramik malzeme çeşitlerinde belirgin gelişmeler olmuştur. Doğal dişlerin özelliklerinin taklit edilmesi, hem klinikte hem de laboratuvarda karmaşık ve zor bir prosedür olmaya devam etmektedir. Bir dişin rengi, ışık kaynağının spektral enerji dağılımı, gözlemcinin gözünün hassasiyeti ve dişin ışık emilimi, yansımaları ve iletimi gibi spektral özelliklerinden etkilenir. Doğal bir görünüm için, restorasyonun value, hue, kroma değerleri ve komşu dişlerle de uyumlu olması gerekmektedir [103, 104, 227]. Tam seramik bir restorasyonun optik özellikleri genel olarak; alttaki diş dokusu, kullanılan siman materyali, kullanılan seramik materyalinin yapısı ve kalınlığından etkilenir [103, 130, 201].

Alghazzawi ve diğerleri [228], 1,5 mm'nin altındaki kalınlıklarda IPS Empress CAD seramik materyalinin optik özelliklerinin, alttaki dokunun renginden etkilendiğini belirtmişlerdir. Jirajariyavej ve diğerleri de [229] IPS Empress CAD restorasyonun kalınlığının artırılmasıyla optik özelliklerinin alttaki dokudan daha az etkilendiğini bildirmişlerdir. Bunun nedeni olarak, IPS Empress CAD seramik materyalinin düşük kristalin içeriğinden ötürü yüksek translusensiye sahip olması, dolayısıyla altta yatan dokunun rengini kolayca yansıtması olarak yorumlanmıştır. Örneklerimiz bu çalışmalar doğrultusunda 1,5 mm kalınlığında hazırlanmıştır.

IPS Empress CAD seramik materyali yüksek ışık geçirgenliği özelliği sergiler. Translusensi seramiğin kristal yapısından, gren boyutundan, renginden ve daha birçok faktörden etkilenir. Eğer kristaller görünür ışığın dalga boyundan (400-700 nm) küçükse seramik transparan, büyükse opaktır. Tüm CAD/CAM bloklarında HT ve LT seçenekleri vardır. Yüksek translusensiye (HT) sahip seramik bloklarında az oranda büyük metaslikt kristalleri önceden kristalize edilmiş bir halde bulunurken, düşük translusesiye (LT) sahip bloklar daha

küçük kristaller içerirler [230]. Çalışmamızda IPS Empress CAD A2 renkte seramiğin HT ve LT blokları kullanılmıştır.

Renk değişimi bazen görsel olarak algılanamamaktadır. Ayrıca renk tespiti ortam ışığına, materyalin özelliklerine ve kişinin değerlendirmesine göre farklılık gösterebilir [105]. Renk değişimlerinin en net ve tarafsız ölçümü spektrofotometre ve kalorimetre cihazlarıyla yapılmaktadır [231, 232]. Dental seramik ve dişlerin optik özelliklerinden ötürü, standart olan aydınlatıcı ışık kalorimetreden yayılırken bozulabilir, yönü değişebilir ve hatalı sonuçlar elde edilebilir [233, 234].

Gönüldaş ve diğerleri [235], gerçekleştirdikleri bir çalışmada, restoratif materyallerin renk değerlerinin kalorimetre ve spektrofotometre gibi çeşitli renk ölçüm cihazları ile belirlenebileceğini bildirmişlerdir. Bu cihazları kullanırken güvenilir sonuçlar elde etmek için çok sayıda ölçüm yapılması gerektiğini belirten birçok çalışma mevcuttur [236, 237]. Bu sebeple, yaptığımız çalışmada, spektrofotometre cihazı ile yapılan ölçüm sonuçlarının güvenilirliği için her örnek yüzeyinden üçer kez ölçüm yapıp, renk ölçümü sırasında oluşabilecek hatalar en aza indirgenmeye çalışılmıştır.

Paul ve diğerleri [238], spektrofotometre cihazlarıyla gerçekleştirilen renk değişikliği ölçümünün insan gözü ile yapılan değerlendirmeden çok daha hassas sonuçlar verdiğini belirtmiştir. Vita Easyshade spektrofotometrenin hem klinik hem de laboratuvar alanlarında güvenilir ölçümler verdiği bilinmektedir [239-241]. CIE L\*a\*b\* sistemini kullanarak çalışan bu spektrofotometre; tekrar edilebilir, hassas ve güvenilir renk ölçümü yapar [236, 242]. Bu nedenle, çalışmamızda renk değişikliği miktarını belirlemek için Vita Easyshade Compact spektrofotometresinden yararlanılmıştır.

Renk ölçümü sonucu elde edilen değerler arasındaki farklar matematiksel olarak formüllerle hesaplanmaktadır. Bu formüller, CIELab formülü ( $\Delta E^*_{ab}$ ) ya da son zamanlarda kullanılmaya başlanan CIEDE2000 ( $\Delta E_{00}$ ) formülüdür. CIEDE2000 ( $\Delta E_{00}$ ) renk farkı formülünün klinikte daha kullanışlı, uyumlu ve CIELab formülünden daha iyi bir gösterge olduğu, küçük renk farklılıklarını dahi daha iyi belirlediği birçok literatürde bildirilmiştir [243-245].

Ghinea ve diğerleri [245], CIEDE2000 renk farkı formülünü CIELab renk formülüyle karşılaştırınca, dental seramiklerin renk farkı algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşiklerini değerlendirmede CIEDE2000 formülünün daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir.

CIELab formülünde, algılanabilir eşik değeri  $\Delta E_{00}=0.8$ , kabul edilebilir eşik değeri  $\Delta E_{00}=1.8$  olarak bulunmuştur. Acar ve diğerleri [244], çalışmalarında klinik olarak algılanabilir eşik değeri  $\Delta E_{00}=1,28$  ve kabul edilebilir eşik değerini ise  $\Delta E_{00}=2.24$  olarak kullanmışlardır. Yaptığımız bu çalışmada güncel literatürlere uygun şekilde CIEDE2000 ( $\Delta E_{00}$ ) renk farkı formülünden yararlanılmıştır. İlgili literatürlere dayanarak, seramik örneklerin kabul edilebilir renk değişim eşiği  $\Delta E_{00}=1,8$  değeri olarak kabul edilmiştir. Çalışmamız sonucunda elde edilen  $\Delta E$  değerleri; IPS Empress CAD HT  $\Delta E_1= 1,38$ , HT  $\Delta E_2= 0,99$ , LT  $\Delta E_1= 1,74$ , LT  $\Delta E_2= 1,56$  olarak bulunmuştur. Polisaj ve termal siklus işlemi sonrası tüm seramik örneklerde istatistiksel olarak anlamlı renk değişimi görülmüştür. Ancak, bu değerlerin hiçbiri belirlenen renk değişim eşiğinin üzerinde değildir. Dolayısıyla, çalışmamızda elde edilen renk değişimi değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerlerdir.

Restoratif dental materyaller ağız içerisinde pek çok faktörden etkilenirler. Bunlardan bazıları; sıcaklık değişiklikleri, nem ve mekanik etkenlerdir. In-vitro çalışmalar yapılarak, klinik kullanımda dental materyallerin yapısal ve mekanik değişikliklerini değerlendirmek, kullanım ömrünü tahmin etmede yararlı olabilmektedir [246]. Bu sebeple literatürde, test edilmesi planlanan materyallere suda, yapay tükürük içerisinde termal siklus ve mekanik siklus yöntemleri kullanılarak yaşlandırma işlemleri yapıldığı görülmektedir [247]. Yaptığımız tez çalışmasında da benzer şekilde IPS Empress CAD seramiklerin yüzey ve optik özellikleri termal siklus uygulaması öncesi ve sonrasında değerlendirilip, karşılaştırılmıştır. Çalışmamızda seramik örneklere su içerisinde 10 000 siklus, 5 C° -55 C°'lik ısısal değişim uygulanmıştır.

Barclay ve diğerleri [248], yaptıkları bir çalışmada dişler ve çevresinde ulaşılan en yüksek sıcaklığın 70°C, en düşük sıcaklığın ise 0°C olduğunu belirtmişlerdir. Termal siklus analizlerinde, döngü süresi örneklerin seçilen sıcaklıktaki banyoda bekletilme süresini ifade eder [249]. Amaral ve diğerleri [250], yaptıkları çalışmada, vital dişlerin çok yüksek veya çok soğuk derecedeki gıdalarla uzun süre teması tolere edemeyeceğini belirtmişlerdir. Bu sebeple, çoğu çalışmada siklus süresi 10 ya da 15 sn olarak seçilmiştir [168]. Çalışmamızda

daha önce yapılan çalışmalara da uygun olarak siklus süresi 10 sn , siklus sayısı ise 10 000 siklus olarak belirlenmiştir.

Soygun ve diğerleri [251] , IPS Empress CAD, IPS e.max CAD ve Lava Ultimate CAD materyallerinin üç farklı gargara solüsyonunda (Listerine, Tantum Verde, Klorheks) bekletilmesi sonucunda renk ve yüzey pürüzlülüğü değişimini değerlendirmişlerdir. Örnekler 120 saat gargara solüsyonlarında bekletilmiştir. Renk değerleri Vita Easysshade (VITA Zahnfabrik) spektrofotometre ve yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri de profilometre (Mitutoyo SurfTest SJ-301) ile ölçülmüştür. Yüzey pürüzlülüğü değişimi aynı zamanda tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) tarafından analiz edilmiştir. Çalışmanın sonucu olarak,  $\Delta E$  değerleri ve Ra değerleri arasında pozitif korelasyon bulunduğu bildirilmiştir. IPS Empress CAD restoratif materyalinin  $\Delta E$  ve Ra değerlerinin gargara solüsyonlarından istatistiksel olarak belirgin bir şekilde etkilendiği belirtilmiştir ( $P < 0,05$ ). IPS Empress CAD seramikteki bu değişim, seramiğin kimyasal stabilitesinin zayıf olmasından ötürü asit ve etanolla teması sonucu kolayca korozyona uğraması ile ilişkilendirilmiştir. Yüzeyde korozyon meydana geldikçe pürüzlülüğün artması nedeniyle renk değişiminin meydana geleceği bildirilmiştir.

Gönüldaş ve diğerleri [252], yüzey bitirme işlemlerinin feldspatik ve lösit içerikli seramikler üzerindeki etkisini araştırmak için bir çalışma yapmışlardır. CEREC\* Blocs C ve IPS Empress CAD örnek gruplarının yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri profilometre (Perthometer M2, Mahr, Göttingen, Germany) ile, renk değerleri ( CIE L\*, a\*, b\* ) spektrofotometre (VITA Easysshade Advance 4.0, VITA Zahnfabrik H. Rauterile), bükülme dayanımları ise 3-nokta bükme testi ile ölçülmüştür. Örnekler uygulanan yüzey işlemlerine göre; 1) Optrafine polisaj sistemi ile polisaj , 2) IPS Empress glaze sıvısıyla glaze, 3) elmas bitirme frezleri, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kaplı esnek diskler ve elmas polisaj patı ile polisaj ve 4) Vita Akzent (VITA Zahnfabrik H. Rauter, Säckingen, Germany) glaze sıvısıyla glaze işlemi uygulanan gruplar olmak üzere 4'e ayrılmıştır. Sonuç olarak, polisaj tekniklerinin pürüzsüz yüzey elde etmede glaze işleminden daha etkili olduğu bildirilmiştir. Glaze işleminin lösitle güçlendirilmiş seramiklerin kırılma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir, üç nokta bükme testi sonucu en yüksek kırılma dayanımının glaze yüzey işlemi uygulanmış lösitle güçlendirilmiş seramiklerde görüldüğü belirtilmiştir. Lösitle güçlendirilmiş seramiklerin, uygulanan yüzey işlemi farketmeksizin (polisaj veya glaze) diğer örnek gruplarından daha yüksek translusensi değerine sahip olduğu, polisaj işlemi uygulanan lösitle güçlendirilmiş seramik örneklerin

glaze işlemleri uygulanmış örnekler için daha yüksek translusensi değerine sahip olduğu, fakat istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığı belirtilmiştir.

Raptis ve diğerleri [227], yaptıkları *in vitro* çalışmada, bir hastanın ön dişlerine IPS Empress ve In-Ceram Spinell restorasyonlar üretmişlerdir. Restorasyonların üretiminden sonra beş farklı gözlemci tarafından estetik özellikleri değerlendirilmiştir. Gözlemciler, IPS Empress restorasyonların optik özelliklerinin çok iyi olduğunu ve çevre dokularla uyumlu olduğunu bildirmiştir.

Della Bona ve diğerleri [237], IPS Empress CAD HT ve LT, IPS e.max CAD HT ve LT, Paradigm C ve Vita Mark II seramik bloklarının optik özelliklerinin gliserin tarafından etkilenip etkilenmediğini değerlendirmek için bir çalışma yapmışlardır. CIEL\*a\*b\* koordinatları belirlemek için Vita Easyshade spektrofotometre kullanılmıştır, translusensi değerleri de hesaplanmıştır. Çalışmanın sonucunda, gliserin materyalinin seramik örneklerin tümünün translusensi ve  $\Delta E$  değerini belirgin bir şekilde etkilediği bildirilmiştir. IPS Empress CAD HT seramiğinin  $\Delta E = 9.6$  ( $\Delta E > 5$ ) olarak bulunmuştur, bu sonuç klinik olarak kabul edilemez bir değer olarak bildirilmiştir.

Vıçı ve diğerleri [253], CAD/CAM seramiklerinin translusensi değerlerini karşılaştırdıkları bir çalışmada en yüksek translusensiden en düşüğe sırasıyla: IPS e.max HT (en çok translusent, en az opak), IPS Empress HT, VITA Mark II, IPS Empress LT, IPS e.max LT, In-Ceram Spinell, IPS e.max MO, VITAYZ, InCoris TZI, IPS e.max ZirCAD, InCoris ZI, In-Ceram Alumina, VITA AL, InCoris AL, and In-Ceram Zirconia (en az translusent, en çok opak) sıralamasını oluşturmuşlardır.

Stawarczyk ve diğerleri [254], hibrit seramik (Vita Enamic), kompozit blok (Cerasmart, Shofu Block, Lava Ultimate), lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD) ve lösit içerikli seramik (IPS Empress CAD) materyallerini farklı ortamlarda yaşlandırarak optik özelliklerini değerlendirdikleri araştırmalarında, IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD seramiklerinin diğer materyallere göre daha az renk değişimini gösterdiğini bildirmişlerdir, bu farkı seramiklerin farklı kompozisyona sahip olmalarına bağlamışlardır.

Gürdal ve diğerleri [255], A2 HT IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, Vita Suprinity seramiklerinin, Brilliant Cois, GC Cerasmart, Lava Ultimate kompozit rezinlerinin ve

Vaiolink Esthetic DC, Variolink Esthetic LC, Enamel Plus HRi kompozit rezin simanlarının termal siklus işlemi (5 °C ve 55 °C, 5000 siklus) sonrası renk stabilitelerini değerlendirmek için bir çalışma yapmışlardır. CIEL\*a\*b\* sistemine göre çalışan spektrofotometre ile renk değerleri ölçümü yapıp  $\Delta E$  değerleri hesaplanmıştır. Çalışmanın sonucunda en yüksek  $\Delta E$  değerinin IPS Empress CAD A2 HT seramiğinde görüldüğü bildirilmiştir. Bunun nedeni, IPS Empress CAD materyalindeki lösit kristellerinin gevşek bir şekilde dağılmış olması, ışığın malzemedan kolayca geçmesine izin vermesi ve dolayısıyla alttaki simanın renk değişimine kolayca sebep olması olarak yorumlanmıştır. Literatürlerde seramiklerin simantasyonunda kullanılan simanların, restorasyonların son rengine belirgin derecede etki ettiğine dair pek çok çalışma mevcuttur [256-258]. Polisaj ve termal siklus işlemlerinin renk değişimine etkisinin incelendiği çalışmamızda bu parametre dahil edilmediği için sonuçlarımız farklı bulunmuştur. Çalışmamızda, IPS Empress CAD LT seramik örnek grubunun  $\Delta E$  değeri HT seramik örnek grubundan daha yüksek tespit edilmiştir.

Karaokutan ve diğerleri [259], IPS Empress CAD, CEREC Blocs ve Lava Ultimate seramiklerine 300 saat termal siklus uygulayarak bir spektrofotometre yardımıyla  $\Delta E$  değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, IPS Empress CAD seramiğinin  $\Delta E$  değeri 2.1 ( $\Delta E < 2.6$ , klinik olarak algılanamaz) bulunmuştur. Çalışmamızda da IPS Empress CAD HT ve LT seramik örneklerinin  $\Delta E$  değerleri polisaj ve termal siklus işlemi sonrası istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ( $P < 0,05$ ). Fakat  $\Delta E$  sonuçlarımız, algılanabilir renk değişim eşiği olarak kabul edilen ( $\Delta E=1,8$ )  $\Delta E$  değerinden (HT  $\Delta E_1= 1,38$ , HT  $\Delta E_2= 0,99$ , LT  $\Delta E_1= 1,74$ , LT  $\Delta E_2= 1,56$ ) daha düşük olması nedeniyle, termal siklus işleminin klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişimine sebep olduğu görülmüştür.

Bu tez çalışmasında; polisaj ve termal siklus işlemlerinin farklı translüsensiye sahip (HT ve LT) lösit içerikli seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine etkisi incelenmiştir. Örneklerin her birinden, tek bir polisaj sistemi ile (Optrafine Polisaj sistemi) polisaj işleminden önce, polisaj işleminden sonra ve termal siklus işleminden sonra yüzey pürüzlülüğü ( $R_a$ ) ve renk değerleri (CIEL\*a\*b\*) ölçümü yapılmıştır. Elde edilen verilen doğrultusunda  $R_{a1}$ ,  $R_{a2}$ ,  $R_{a3}$  değerleri ve CIEDE2000 formülü kullanılarak  $\Delta E_1$ ,  $\Delta E_2$  değerleri hesaplanmış, istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre IPS Empress CAD HT ve LT seramik örneklerinin de polisaj işlemi sonrası  $R_a$  değerlerinde belirgin bir azalma görülmüştür. Termal siklus işleminin ise, HT ve LT grubunda da  $R_a$  değerleri üzerinde belirgin bir etkisi olmadığı belirlenmiştir. Aynı şekilde, her iki seramik



örnek grubunda da polisaj işleminin termal siklus işleminden daha fazla renk değişime sebep olduğu görülmüştür.  $\Delta E$  değerlerinin her iki seramik örnek grubunda da normal aralıkta olduğu ( $\Delta E < 1,8$ ), kabul edilemez bir renk değişiminin olmadığı saptanmıştır. HT ve LT gruplarını  $\Delta E$  değerleri açısından birbirleriyle karşılaştırıldığında, LT grubunun  $\Delta E_1$  ve  $\Delta E_2$  değerlerinin de HT grubundan daha büyük olduğu bulunmuştur. Yaptığımız çalışma sonrası elde ettiğimiz bulgulardan yola çıkarak; IPS Empress CAD seramiklere uygulanan polisaj işleminin  $R_a$  ve  $\Delta E$  değerleri üzerinde, termal siklus işleminden daha etkili olduğu bulunmuştur. IPS Empress CAD seramiklerinin performanslarının daha iyi anlaşılabilmesi için daha kapsamlı, ileri seviyede ve uzun dönem takibi yapılan çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Bununla birlikte bu çalışma bir takım sınırlamalar içermektedir;

- Bu çalışmada tek bir CAD/CAM materyalinin iki farklı translusensiye sahip blokları ve tek bir polisaj sistemi kullanılmıştır. Materyal türlerinin ve renklerinin değiştirilmesi ile daha detaylı sonuçlar elde edilebilir.
- Çalışmada hazırlanan IPS Empress CAD seramik örnekleri düz yüzeylere sahiptir. Fakat, ağız ortamındaki seramik restorasyonlar dışbükey ve içbükey yüzeylere sahiptirler. Bu nedenle, ağız ortamının tam anlamıyla yansıtılması için klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir.
- Yüzey pürüzlülüğü ölçümü 2 boyutlu ölçüm yapan mekanik profilometre ile yapılmıştır. Optik profilometrelerin ya da AKM ve SEM gibi 3 boyutlu cihazların kullanımı ile daha detaylı bilgiler elde edilebilir.
- Renk ölçümü spektrofotometre cihazı ile yapılmıştır. Kalorimetre ve spektrometre gibi farklı renk ölçüm cihazlarından yararlanılarak daha ayrıntılı bilgiler edinilebilir.
- IPS Empress CAD seramiklerin optik özellikleri siman renginden, kalınlıktan ve daha birçok nedenden etkilenmektedir. Bu nedenle farklı kalınlıklarda, farklı rezin simanlar kullanılarak in vitro çalışmaların da yapılması gerekmektedir.



## 6. SONUÇ

Polisaj ve termal siklus işlemlerinin farklı translüsensiye sahip (HT-LT) lösit içerikli seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine etkisinin incelendiği bu çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. IPS Empress CAD HT ve LT seramiğinde Optrafine polisaj sistemi ile polisaj öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğünün istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde azaldığı belirlenmiştir.
2. Termal siklus işleminin IPS Empress CAD HT ve LT seramiğinin yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadığı saptanmıştır.
3. IPS Empress CAD HT ve LT seramiğinde Optrafine polisaj sistemi ile polisaj öncesi ve sonrası renk değerleri, istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur.
4. Termal siklus işleminin, IPS Empress CAD HT ve LT seramiğinde; işlem öncesi ve sonrası renk değerleri, istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur.
5. Elde edilen renk değişim değerleri, algılanabilir eşik değerinin ( $\Delta E=1,8$ ) altında saptanmıştır. Tüm değerlerin, klinik olarak kabul edilebilir düzeyde olduğu belirlenmiştir.



## KAYNAKLAR

1. Ulusoy, M., and Aydın, K. (2003). *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 487-498.
2. Jacobi R., Shillingburg H.T., and Duncanson M.G. (1991). A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(3), 303-309.
3. Rosenblum M.A. and Schulman A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 128(3), 297-307.
4. Nakamura T., Ohyama T., Imanishi A., Nakamura T., and Ishigaki S. (2002). Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *The Journal of Oral Rehabilitation*, 29(10), 951-955.
5. Toksavul S., Türkün M., and Toman M. (2004). Esthetic enhancement of ceramic crowns with zirconia dowels and cores: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(2), 116-119.
6. Tan P.L.B. and Dunne Jr J.T. (2014). An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(3), 215-218.
7. Della Bona A., Corazza P.H., and Zhang Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 564-569.
8. Mackert Jr J., Twiggs S., Russell C., and Williams A.L. (2001). Evidence of a critical leucite particle size for microcracking in dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 80(6), 1574-1579.
9. Isgrò G., Pallav P., van der Zel J.M., and Feilzer A.J. (2003). The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 465-473.
10. Alhabdan A. and El-Hejazi A.A. (2015). Comparison of surface roughness of ceramics after polishing with different intraoral polishing systems using profilometer and SEM. *Journal of Oral Health, Oral Disorders, & Therapy*, 2(3), 1-11.
11. Goldstein G.R., Barnhard B.R., and Penugonda B. (1991). Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(5), 627-634.
12. Ancowitz S., Torres T., and Rostami H. (1998). Texturing and polishing. The final attempt at value control. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 607-612.
13. Wright M.D., Masri R., Driscoll C.F., Romberg E., Thompson G.A., and Runyan D.A. (2004). Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(5), 486-490.

14. Oliveira-Junior O.B., Buso L., Fujiy F.H., Lombardo G., Campos F., Sarmiento H.R., and Souza R.O. (2013). Influence of polishing procedures on the surface roughness of dental ceramics made by different techniques. *General Dentistry*, 61(1), 4-8.
15. Fasbinder D.J. and Neiva G.F. (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*, 28(1), 56-66.
16. Flury S., Lussi A., and Zimmerli B. (2010). Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Operative Dentistry*, 35(4), 470-481.
17. Sarikaya I., and Güler A.U. (2010). Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 18(1), 10-16.
18. Nakashima J., Taira Y., and Sawase T. (2016). In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. *European Journal of Oral Sciences*, 124(3), 295-300.
19. Della Bona A., Borba M., Benetti P., Duan Y., and Griggs J. (2013). Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *Journal of Dentistry*, 41(5), 412-419.
20. Tural Z., Yamaner I.Ş, and Tuncer E. (2015). Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10, 157-166.
21. Sakaguchi R.L. and Powers J.M. (2006). *Craig's restorative dental materials*. 12th St. Louis, Missouri (Ed.). USA: Mosby, 91-97.
22. Kırmalı Ö. (2014). Diş hekimliğinde dental seramikler. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17(3), 316.
23. Craig, R. G., Peyton, F. A., and Asgar, K. (1975). *Restorative dental materials*. St. Louise: Mosby, 82-85.
24. Mclean J.W. (1979). The nature of dental ceramics and their clinic use. *The Science Art of Dental Ceramics*, 1, 55-95.
25. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., and Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 41-48.
26. Zaimoğlu A., Can G., Ersoy E., and Aksu L. (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 305-354.
27. Jones D.W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 29(4), 621-644.
28. Sarikaya, E. R. (2007). *Farklı porselen materyallerinde polisaj tekniklerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesine etkisinin incelenmesi*. Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 3-5.

29. Ural, Ç. (2011). Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve Cad-Cam uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, 1, 27–38.
30. Rosenstiel, S. F., Land, M. F., and Fujimoto, J. (2015). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 5 ed. St. Louise : Elsevier Health Sciences, 222-224.
31. Van Dijken JW. (1999). All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 20(12), 1115.
32. Mclean J. (1980). *The science and art of dental ceramics. Vol. II: Bridge Design and laboratory procedures in dental ceramics*. Tokyo: Quintessence Publishing Co, 79-82.
33. Karagöz P. (2011). *Tam seramik materyallerinde glaze ve cila işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerine etkilerinin incelenmesi*. Doktora Tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 4.
34. Wildgoose D.G., Johnson A., and Winstanley R.B. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 136-143.
35. Shillingburg H.T., Sather D., Wilson E., Cain J., Mitchell D., Blanco L.J., and Kessler J.C. (2012). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 5 ed. St. Louise: Elsevier Health Sciences, 149-163.
36. Babu P.J., Alla R.K., Alluri V.R., Datla S.R., and Konakanchi A. (2015). Technology, dental ceramics: Part I an overview of composition, structure and properties. *American Journal of Materials Engineering Technology*, 3(1), 13-18.
37. O'Brien W.J. (2008). *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence Publishing Company, 16.
38. Johnston J.F., Phillips R.W., and Dykema R.W. (1971). *Modern practice in crown and bridge prosthodontics*. USA: W.B. Saunders Company, 102.
39. Toksavul S., Ulusoy M., and Yılmaz G. (1993). Tüm seramik kronlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 14(2), 21–26.
40. Anusavice K.J., Shen C., and Rawls H.R. (2012). *Philips' science of dental materials*. 12 ed. St. Louise, Missouri: Elsevier Health Sciences, 54-57.
41. 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.
42. McCabe J.F., and Walls A.W. (2013). *Applied dental materials*. Oxford, UK: Blackwell Publishing, 82-84.
43. McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.
44. Zaimoğlu, A., and Can, G. (2004). *Sabit Protezler*. 1 ed. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 16-17.

45. Bello A., and Jarvis R.H. (1997). A review of esthetic alternatives for the restoration of anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(5), 437-440.
46. Hondrum S.O. (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(6), 859-865.
47. Livaditis G.J. (1980). Cast metal resin-bonded retainers for posterior teeth. *The Journal of the American Dental Association*, 101(6), 926-929.
48. Asai T., Kazama R., Fukushima M., and Okiji T. (2010). Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dental Materials*, 29(6), 661-667.
49. Dalkiz M., Sipahi C., and Beydemir B. (2009). Effects of six surface treatment methods on the surface roughness of a low-fusing and an ultra low-fusing feldspathic ceramic material. *Journal of Prosthodontics*, 18(3), 217-222.
50. Lohbauer U., Müller F.A., and Petschelt A. (2008). Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dental Materials*, 24(2), 250-256.
51. Nakamura Y., Sato H., Ohtsuka M., and Hojo S. (2010). Polishing of dental porcelain by polycrystalline diamond. *Bio-medical Materials and Engineering*, 20(5), 283-293.
52. Zarone F., Russo S., and Sorrentino R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, 27(1), 83-96.
53. Raigrodski A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557-562.
54. Denry I., Holloway J. (2010). Ceramics for dental applications: a review. *Dental Materials*, 3(1), 351-368.
55. Saint-Jean, S. J. (2014). Dental glasses and glass-ceramics. *Advanced Ceramics for Dentistry*. Oxford, UK: Butterworth-Heinemann, 255-277.
56. Kumbuloglu O., Lassila L., User A., Toksavul S., and Vallittu P. (2005). Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(2), 128-133.
57. Toksavul S., Ulusoy M., and Toman M. (2004). Clinical application of all-ceramic fixed partial dentures and crowns. *Quintessence International*, 35(3), 185-188.
58. 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*, 53(4), 297-303.
59. URAL Ç. (2011). Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve Cad-Cam uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, 86(1), 27-38.



60. Van Noort R., and Barbour M. (2014). *Introduction to dental materials-e-book*. UK: Elsevier Health Sciences, 91-93.
61. Zaimoğlu, A., and Can, G. (2011). *Sabit protezler (31st ed.)*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 139-153.
62. McLean J.W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.
63. Kedici S. (2002). Tam seramikler. *Türk Diş Hekimliği Birliği Dergisi*, 71, 78-80.
64. Brochu, J. F., and El-Mowafy, O. (2002). Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. *Journal of Canadian Dental Association*, 68(4), 233-238.
65. Ivoclar Vivadent A. (2005). *The compatible all-ceramic system*. Schaan, Liechtenstein: Dental Technician and Instructor, 12-14.
66. Conrad H.J., Seong W.J., and Pesun I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389-404.
67. Miyazaki T., Hotta Y., Kunii J., Kuriyama S., and Tamaki Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials*, 28(1): 44-56.
68. Leinfelder K.F., Isenberg B.P., and Essig M.E. (1989). A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *The Journal of the American Dental Association*, 118(6), 703-707.
69. Mörmann W.H. (2004). The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7(1), 11-24.
70. Strub J.R., Rekow E.D., and Witkowski S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.
71. Baroudi K., and Ibraheem S.N. (2015). Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: A review of the literature. *Journal of international Oral Health*, 7(4), 96-104.
72. Beuer F., Schweiger J., and Edelhoff D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505-511.
73. Bhambhani R., Bhattacharya J., and Sen S.K. (2013). Digitization and its futuristic approach in prosthodontics. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(3), 165-174.
74. Syrek A., Reich G., Ranftl D., Klein C., Cerny B., and Brodesser J. (2010). Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *Journal of Dentistry*, 38(7), 553-559.

75. Brawek P.K., Wolfart S., Endres L., Kirsten A., and Reich S. (2013). The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow-the comparison of two systems. *Clinical Oral Investigations*, 17(9), 2119-2125.
76. Batson E.R., Cooper L.F., Duqum I., and Mendonça G. (2014). Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 770-777.
77. Ting-shu S., and Jian S. (2015). Intraoral digital impression technique: a review. *Journal of Prosthodontics*, 24(4), 313-321.
78. Sannino G., Germano F., Arcuri L., Bigelli E., Arcuri C., and Barlattani A. (2014). Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral and Implantology*, 7(3), 57-70.
79. Fritzsche G. (2013). Cerec omnicam and the virtual articulator--a case report. *International Journal of Computerized Dentistry*, 16(1), 59-67.
80. Zaruba M., Ender A., and Mehl A. (2014). New applications for three-dimensional follow-up and quality control using optical impression systems and OraCheck. *International Journal of Computerized Dentistry*, 17(1), 53-64.
81. Yuzbasioglu E., Kurt H., Turunc R., and Bilir H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, 14(1), 10.
82. Kollmuss M., Jakob F.M., Kirchner H.G., Ilie N., Hickel R., and Huth K.C. (2013). Comparison of biogenetically reconstructed and waxed-up complete occlusal surfaces with respect to the original tooth morphology. *Clinical Oral Investigations*, 17(3), 851-857.
83. Kurbad A., and Kurbad S. (2013). Cerec Smile Design--a software tool for the enhancement of restorations in the esthetic zone. *International Journal of Computerized Dentistry*, 16(3), 255-269.
84. Mehl A., and Hickel R. (1999). A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2(2), 129-136.
85. Torabi K., Farjood E., and Hamedani S. (2015). Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *Journal of Dentistry*, 16(1), 1-9.
86. Christensen G.J. (2011). Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301-1303.
87. Pröbster L., Geis-Gerstorfer J., Kirchner E., and Kanjantra P. (1997). In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *Journal of oral rehabilitation*, 24(9), 636-645.
88. Tinschert J., Zweg D., Marx R., and Anusavice K. (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*, 28(7), 529-535.

89. Fasbinder, D. J. (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium*, 23(10), 911-922.
90. 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.
91. Seghi, R. R., Denry, I. L., and Rosenstiel, S. F. (1995). Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(2), 145-150.
92. Keshvad, A., Hooshmand, T., Asefzadeh, F., Khalilinejad, F., Alihemmati, M., and Van Noort, R. (2011). Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(7), 535-540.
93. Giordano, R., and McLaren, E. A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 682-684.
94. 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.
95. Poticny DJ, Klim J. (2010). CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *The Journal of the American Dental Association*, 141, 5-9.
96. Paravina RD, P. J. (2004). *Esthetic color training in dentistry*. St. Louis: Elsevier Mosby, 3-33.
97. Wozniak, W. T., and Moser, J. B. (1981). How to improve shade matching in the dental operatory. Council on dental materials, instruments, and equipment. *Journal of the American Dental Association*, 102(2), 209-210.
98. Knispel, G. (1991). Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence International*, 22(7), 525-531.
99. Kahramanoğlu, E., and Özkan, Y. K. (2013). Diş hekimliğinde estetik ve renk. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(4), 339-347.
100. Watts, A., and Addy, M. (2001). Tooth discolouration and staining: tooth discolouration and staining: A review of the literature. *British Dental Journal*, 190(6), 309-315.
101. Tunçdemir, A. R. (2008). *Hızlandırılmış yaşlandırmadan sonra ışıkla sertleşen kompozit ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin renk stabilitesinin incelenmesi*. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 22-24.
102. Gürel, G. (2004). *Porselen laminat venerler bilim ve sanatı*. İstanbul: Quintessence Yayıncılık, 347-366.
103. Fischer J. (1999). *Esthetics and prosthetics: an interdisciplinary consideration of the state of the art*. Chicago: Quintessence Publishing, 1-30.

104. Chu, S.J., Devigus, A., and Mieleszko, A.J. (2004). *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing, 21-27.
105. Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32(1), 3-12.
106. 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.
107. Berns, R. S. (2019). *Billmeyer and Saltzman's principles of color technology*. (4th ed). New York: John Wiley and Sons, 360-373.
108. 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.
109. Ulusoy, M., Toksavul, S. (1992). Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 13, 29-36.
110. Seghi, R.R, Johnston, W.M., O'brien, W. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(1), 35-40.
111. Sproull, R.C. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 453-457.
112. Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
113. Hindle, J. P., Harrison, A. (2000). Tooth color analysis by a new optoelectronic system. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 8(2), 57- 61.
114. Nohl, F., Steele, J., and Wassell, R. (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: aesthetic control. *British Dental Journal*, 192(8), 443-450.
115. Mulla, F. A., Weiner, S. (1991). Effects of temperature on color stability of porcelain stains. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(4), 507-512.
116. Kucukesmen, H.C., Usumez. A., Ozturk, N., and Eroglu, E. (2008). Change of shade by light polymerization in a resin cement polymerized beneath a ceramic restoration. *Journal of Dentistry*, 36(3), 219-223.
117. Karamouzos, A., Papadopoulos, M., Kolokithas, G., and Athanasiou, A. (2007). Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(8), 613-621.
118. Chaiyabutr, Y., Kois, J.C., LeBeau, D., and Nunokawa, G. (2011). Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(2), 83-90.

119. Johnston, W., and Kao, E. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*, 68(5), 819-822.
120. Ishikawa-Nagai, S., Yoshida, A., Sakai, M., Kristiansen, J., and Da Silva, J.D. (2009). Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 37, 57-63.
121. Ghinea, R., Pérez, M.M., Herrera, L.J., Rivas, M.J., Yebra, A., and Paravina, R.D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38, 57-64.
122. Pecho, O.E., Ghinea, R., Alessandretti, R., Pérez, M.M., Della Bona, A. (2016). Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dental Materials*, 32(1), 82-92.
123. Wee, A. G., Lindsey, D. T., Shroyer, K. M., and Johnston, W. M. (2007). Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 101-109.
124. Bayındır, F., and AG, W. (2006). Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 30(3), 40-46.
125. Schwabacher, W. B., Goodkind, R. J., and Lua, M. J. (1994). Interdependence of the hue, value, and chroma in the middle site of anterior human teeth. *Journal of Prosthodontics*, 3(4), 188-192.
126. Raptis, N. V., Michalakis, K. X., & Hirayama, H. (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 26(1), 31-41.
127. Paravina, R. D. (2009). Performance assessment of dental shade guides. *Journal of Dentistry*, 37, 15-20.
128. Ahn, J. S., and Lee, Y. K. (2008). Color distribution of a shade guide in the value, chroma, and hue scale. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(1), 18-28.
129. Dancy, W. K., Yaman, P., Dennison, J. B., O'BRIEN, W. J., and Razzoog, M. E. (2003). Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15(2), 114-122.
130. Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., and Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38, 2-16.
131. Seghi, R. (1990). Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 69(5), 1180-1183.
132. Wee, A. G., Monaghan, P., and Johnston, W. M. (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 657-666.
133. 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.

134. Keyf, F., Uzun, G., and Altunsoy, S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(4), 52-58.
135. Eroğlu, E., Küçükkesmen, H.C., Uluhan, B. (2007). Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi kliniğine müracaat eden hastaların diş rengi dağılımının saptanması. *Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 14(2), 28-32.
136. Sarıkaya, I., and Güler, A. U. (2009). Diş Hekimliği uygulamalarında renk kavramı. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 15(2), 118-129.
137. Turkun, L. S., and Turkun, M. (2004). The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Operative Dentistry - University of Washington*, 29(2), 203-211.
138. Borges, A. B., Marsilio, A. L., Pagani, C., and Rodrigues, J. R. (2004). Surface roughness of packable composite resins polished with various systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 16(1), 42-47.
139. Drummond, J. L., Jung, H., Savers, E. E., Novickas, D., and Toepke, T. R. (1992). Surface roughness of polished amalgams. *Operative Dentistry*, 17(4), 129-134.
140. Chu, F., Frankel, N., and Smales, R. J. (2000). Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *International Journal of Prosthodontics*, 13(1), 66-71.
141. Tholt, B., Miranda-Júnior, W. G., Prioli, R., Thompson, J., and Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442-449.
142. Martínez-Gomis, J., Bizar, J., Anglada, J. M., Samsó, J., and Peraire, M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *International Journal of Prosthodontics*, 16(1), 74-77.
143. Kawai, K., Urano, M., and Ebisu, S. (2000). Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(6), 664-667.
144. Silva, M. D. A., Davies, R. M., Stewart, B., DeVizio, W., Tonholo, J., da Silva Júnior, J. G., and Pretty, I. A. (2006). Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. *Dental Materials*, 22(10), 919-924.
145. Brewer, J. D., Garlapo, D. A., Chipps, E. A., and Tedesco, L. A. (1990). Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 64(6), 631-635.
146. Al-Wahadni, A. (2006). An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials. *Quintessence International*, 37(4), 311-317.
147. Giordano II, R. A., Pelletier, L., Campbell, S., and Pober, R. (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(5), 411-418.

148. 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.
149. McLean, J. W. (1987). High-strength ceramics. *Quintessence International*, 18, 97-106.
150. Fischer, H., and Marx, R. (2001). Improvement of strength parameters of a leucite-reinforced glass ceramic by dual-ion exchange. *Journal of Dental Research*, 80(1), 336-339.
151. Campbell, S. D., and Kelly, J. R. (1989). The Influence of Surface Preparation on the Strength and Surface Microstructure of a Cast Dental Ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, 2(5), 459-466.
152. Burke, F. J. T. (1999). Maximising the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 27(3), 169-173.
153. Yap, A. U. J., Yap, S. H., Teo, C. K., and Ng, J. J. (2004). Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Operative Dentistry- University of Washington*, 29(1), 100-104.
154. Roberson, T., Heymann, H. O., and Swift Jr, E. J. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. St. Louise: Elsevier Health Sciences, 134-137.
155. Jefferies, S. R. (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 379-397.
156. Ferracane, J. L. (2001). *Materials in dentistry: principles and applications*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams and Wilkins, 63-64.
157. Ölmez, A., and Kisbet, S. (2012). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica*, 30(2), 115-22.
158. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., and Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155-163.
159. Nergiz, I., Schmage, P., Herrmann, W., and Özcan, M. (2004). Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strength of metal brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(1), 42-50.
160. Joniot, S., Salomon, J. P., Dejoui, J., and Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39-46.
161. Jefferies, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 613-627.

162. Whitehead, S. A., Shearer, A. C., Watts, D. C., and Wilson, N. H. F. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(6), 421-427.
163. Jung, M. (2002). Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Operative Dentistry*, 27(2), 175-183.
164. Bona, A. D., Anusavice, K. J., and Hood, J. A. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3), 248-253.
165. Cengiz, T., Mısırlıgil, A., and Aydın, M. (2004). *Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji*. Ankara: Güneş Kitabevi, 343-350.
166. Verran, J., Rowe, D. L., Cole, D., and Boyd, R. D. (2000). The use of the atomic force microscope to visualise and measure wear of food contact surfaces. *International Biodeterioration & Biodegradation*, 46(2), 99-105.
167. Yöndem, İ. (2006). *Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi*. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 34-35.
168. Li, H., Burrow, M. F., and Tyas, M. J. (2002). The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials*, 18(3), 189-196.
169. Gale, M. S., and Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
170. Tanaka, T., Kamada, I., Matsumura, H., and Atsuta, M. (1995). A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(4), 345-349.
171. Papacchini, F., Toledano, M., Monticelli, F., Osorio, R., Radovic, I., Polimeni, A., and Ferrari, M. (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *European Journal of Oral Sciences*, 115(5), 417-424.
172. De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P., and Van Meerbeek, B. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental Materials*, 21(11), 999-1007.
173. Ülker, M., Özcan, M., Şengün, A., Özer, F., and Belli, S. (2010). Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: 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*, 93(1), 175-184.
174. Sarac, D., Sarac, Y. S., Yuzbasioglu, E., and Bal, S. (2006). The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(2), 122-128.



175. 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, 46-55.
176. Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., and Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7(1), 25-45.
177. Liu, P. R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, 26(7), 507-513.
178. Moörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 7-13.
179. Davidowitz, G., and Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics*, 55(3), 559-570.
180. Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301-1303.
181. Denissen, H. W., van der Zel, J. M., and van Waas, M. A. (1999). Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *International Journal of Prosthodontics*, 12(5), 395-400.
182. Raigrodski A. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557-562.
183. Sjögren, G., Moli,n M., and Van Dijken, J. (2004). A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *International Journal of Prosthodontics*, 17(2), 241-246.
184. Fasbinder, D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 22-31.
185. Strub, J. R., Rekow, E. D., and Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.
186. Williams, R. J., 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.
187. Marchack, C. B. (2007). CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(6), 389-394.
188. 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.

189. Williams, R. J., Bibb, R., Eggbeer, D., and Collis, J. (2006). Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(2), 96-99.
190. Yüzügüllü, B., and Avcı, M. (2008). The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(2), 113-121.
191. Kupeyan, H. K., Shaffner, M., and Armstrong, J. (2006). Definitive CAD/CAM-guided prosthesis for immediate loading of bone-grafted maxilla: a case report. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 8(3), 161-167.
192. Drago, C. J., and Peterson, T. (2007). Treatment of an edentulous patient with CAD/CAM technology: A clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 16(3), 200-208.
193. Azer, S. S., Drummond, J. L., Campbell, S. D., and Zaki, A. E. M. (2001). Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(6), 624-631.
194. 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: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(1), 28-32.
195. Qualtrough, A. J. E., and Piddock, V. (1997). Ceramics update. *Journal of Dentistry*, 25(2), 91-95.
196. Coldea, A., Swain, M. V., and Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.
197. Blatz, M. B. (2002). Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence International*, 33(6), 415-426.
198. Hickel, R., and Manhart, J. (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *Journal of Adhesive Dentistry*, 3(1), 45-64.
199. Manhart, J., Chen, H. Y., Hamm, G., and Hickel, R. (2004). Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dentistry-University Of Washington*, 29, 481-508.
200. Fasbinder, D. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 702-704.
201. 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.
202. Hooshmand, T., Parvizi, S., and Keshvad, A. (2008). Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 17(5), 415-419.
203. Miyazaki, T., and Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56(1), 97-106.

204. Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 513-530.
205. Bessing, C., and Wiktorsson, Å. (1983). Comparison of two different methods of polishing porcelain. *European Journal of Oral Sciences*, 91(6), 482-487.
206. Giordano, R., Cima, M., and Pober, R. (1995). Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 8(4), 311-319.
207. Seghi, R. R., Sorensen, J. A., Seghi, R. R., and Sorensen, J. A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*, 8(3), 239-246.
208. Sasahara, R. M. C., Ribeiro, F. D. C., Cesar, P. F., and Yoshimura, H. N. (2006). Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Operative Dentistry*, 31(5), 577-583.
209. Sarikaya, I., and Güler, A. U. (2010). Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *Journal of Applied Oral Science*, 18(1), 10-16.
210. Al-Wahadni, A, Martin, D. (1998). Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *Journal of Canadian Dental Association*, 64(8), 580-583.
211. Bottino, M. C., Valandro, L. F., Kantorski, K. Z., Bressiani, J. C., and Bottino, M. A. (2006). Polishing methods of an alumina-reinforced feldspar ceramic. *Brazilian Dental Journal*, 17(4), 285-289.
212. Aksoy, G., Polat, H., Polat, M., and Coskun, G. (2006). Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 53(2), 254-259.
213. Vieira, A. C., Oliveira, M. C., Lima, E. M., Rambob, I., and Leite, M. (2013). Evaluation of the surface roughness in dental ceramics submitted to different finishing and polishing methods. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(3), 290-295.
214. Al-Wahadni, A. M., and Martin, D. M. (1999). An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(6), 538-546.
215. Al-Shammery, H. A., Bubb, 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.
216. Fraga, S., Valandro, L. F., Bottino, M. A., and May, L. G. (2015). Hard machining, glaze firing and hydrofluoric acid etching: Do these procedures affect the flexural strength of a leucite glass-ceramic?. *Dental Materials*, 31(7), 131-140.
217. Hulterström, A. K., and Bergman, M. (1993). Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(4), 229-234.

218. Bollenl, C. M., Lambrechts, P., and Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental Materials*, 13(4), 258-269.
219. Tholt, B., Miranda-Júnior, W. G., Prioli, R., Thompson, J., and Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442-449.
220. Boaventura, J. M. C., Nishida, R., Elossais, A. A., Lima, D. M., Reis, J. M. S. N., Campos, E. A., and de Andrade, M. F. (2013). Effect finishing and polishing procedures on the surface roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 438-443.
221. Jones, C. S., Billington, R. W., and Pearson, G. J. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal*, 196(1), 42-45.
222. Amaya-Pajares, S. P., Ritter, A. V., Vera Resendiz, C., Henson, B. R., Culp, L., and Donovan, T. E. (2016). Effect of finishing and polishing on the surface roughness of four ceramic materials after occlusal adjustment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(6), 382-396.
223. Alhabdan, A. A., & El-Hejazi, A. A. (2015). Comparison of surface roughness of ceramics after polishing with different intraoral polishing systems using profilometer and SEM. *Journal of Dental Health, Oral Disorders and Therapy*, 2, 1-11.
224. Steiner, R., Beier, U. S., Heiss-Kisielewsky, I., Engelmeier, R., Dumfahrt, H., and Dhima, M. (2015). Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 616-622.
225. Pestana Passos, S., de Freitas, A. P., Iorgovan, G., Sami Rizkalla, A., Jacinta Coelho Santos, M., and Coelho Santos Júnior, G. (2013). Enamel wear opposing different surface conditions of different CAD/CAM ceramics. *Quintessence International*, 44(10), 743-51.
226. Mota, E. G., Smidt, L. N., Fracasso, L. M., Burnett Jr, L. H., and Spohr, A. M. (2017). The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(6), 450-458.
227. Raptis, N. V., Michalakis, K. X., and Hirayama, H. (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 26(1), 31-41.
228. Alghazzawi, T. F., Lemons, J., Liu, P. R., Essig, M. E., and Janowski, G. M. (2012). Evaluation of the optical properties of CAD-CAM generated yttria-stabilized zirconia and glass-ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(5), 300-308.
229. Jirajariyavej, B., Wanapirom, P., Anunmana, C. (2018). Influence of implant abutment material and ceramic thickness on optical properties. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(5), 819-825.

230. 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.
231. Crispin, B. J., Seghi, R. R., and Globe, H. (1991). Effect of different metal ceramic alloys on the color of opaque and dentin porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(3), 351-356.
232. Brewer, J. D., Akers, C. K., Garlapo, D. A., and Sorensen, S. E. (1985). Spectrometric analysis of the influence of metal substrates on the color of metal-ceramic restorations. *Journal of Dental Research*, 64(1), 74-77.
233. Yilmaz, K., and Özkan, P. (2010). Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *Quintessence International*, 41(7), 125-132.
234. 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 and Biology*, 39(7), 1133-1142.
235. Gonuldas, F., Yilmaz, K., and Ozturk, C. (2014). The effect of repeated firings on the color change and surface roughness of dental ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(4), 309-316.
236. Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H. P., and Ishikawa-Nagai, S. (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(5), 361-368.
237. 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.
238. Paul, S., Peter, A., Rodoni, L., and Pietrobon, N. (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Journal of Periodontics Restorative Dentistry*, 24(3), 222-231.
239. Klotz, A. L., Habibi, Y., Corcodel, N., Rammelsberg, P., Hassel, A. J., and Zenthöfer, A. (2018). Laboratory and clinical reliability of two spectrophotometers. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1-5.
240. Magalhães, A. P. R., Cardoso, P. D. C., de Souza, J. B., Fonseca, R. B., Pires-de-Souza, F. D. C. P., and Lopez, L. G. (2014). Influence of activation mode of resin cement on the shade of porcelain veneers. *Journal of Prosthodontics*, 23(4), 291-295.
241. Nuaimi, H., and Garg, P. (2014). Color stability of nano resin based composite with novel monomer after three months storing. *International Journal of Dental and Health Sciences*, 1, 112-120.
242. Nuaimi, H. O., and Ragab, H. M. (2014). Effect of aggressive beverage on the color stability of different nano-hybrid resin based composite. *European Journal of General Dentistry*, 3(3), 190-193.

243. Gómez-Polo, C., Muñoz, M. P., Luengo, M. C. L., Vicente, P., Galindo, P., and Casado, A. M. M. (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 65-70.
244. Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S. H., Chandrasekaran, I., and Johnston, W. M. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 71-75.
245. Ghinea, R., Pérez, M. M., Herrera, L. J., Rivas, M. J., Yebra, A., and Paravina, R. D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38, 57-64.
246. Pazinato, F. B., Campos, B. B., Costa, L. C., and Atta, M. T. (2003). Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesquisa Odontologica Brasileira*, 17(4), 337-341.
247. Özcan, M. (2003). Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(2), 194-203.
248. Barclay, C. W., Spence, D., and Laird, W. R. E. (2005). Intra-oral temperatures during function. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(12), 886-894.
249. Schmid-Schwap, M., Graf, A., Preinerstorfer, A., Watts, D. C., Piehslinger, E., and Schedle, A. (2011). Microleakage after thermocycling of cemented crowns-A meta-analysis. *Dental materials*, 27(9), 855-869.
250. Amaral, F. L., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., and Corona, S. A. (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(6), 340-353.
251. Soygun, K., Varol, O., Ozer, A., and Bolayir, G. (2017). Investigations on the effects of mouthrinses on the colour stability and surface roughness of different dental bioceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(3), 200-207.
252. Gönüldaş, F., Öztürk, C., Atalay, P., and Öztaş, D. (2019). Influence of different surface finishing techniques on machinable feldspathic and leucite-reinforced ceramics. *Dental Materials journal*, 38(2), 317-322.
253. 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.
254. 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.
255. Gürdal, I., Atay, A., Eichberger, M., Cal, E., Üsümez, A., and Stawarczyk, B. (2018). Color change of CAD-CAM materials and composite resin cements after thermocycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(4), 546-552.
256. Almeida, J. R., Schmitt, G. U., Kaizer, M. R., Boscato, N., and Moraes, R. R. (2015). Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(2), 272-277.

257. Öztürk, E., Chiang, Y. C., Coşgun, E., Bolay, Ş., Hickel, R., and Ilie, N. (2013). Effect of resin shades on opacity of ceramic veneers and polymerization efficiency through ceramics. *Journal of Dentistry*, 41, 8-14.
258. Turgut, S., Bağış, B., Korkmaz, F. M., and Tamam, E. (2014). Do surface treatments affect the optical properties of ceramic veneers?. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 618-624.
259. Karaokutan, I., Yilmaz Savas, T., Aykent, F., and Ozdere, E. (2016). Color stability of CAD/CAM fabricated inlays after accelerated artificial aging. *Journal of Prosthodontics*, 25(6), 472-477.







## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : HÜRBAĞ, Meryem  
 Uyuğu : K.K.T.C  
 Doğum yeri ve tarihi : Lefkoşa/ KKTC/ 25.05.1992  
 Medeni hali : Bekar  
 Telefon : 05379144298  
 Faks : 03122122849  
 e-mail : meryemhur\_05@hotmail.com



Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi/ Sağlık Bilimleri Enstitüsü/ Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Hacettepe Üniversitesi/ Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lise	Türk Maarif Koleji Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyeti	2010
İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2016- devam ediyor	Promde Dental Klinik	Diş hekimi

### Yabancı Dil

İngilizce

Fransızca

İtalyanca

### Burslar

- University of Turin Dental School, March- May 2018 Erasmus Internship, Italy

### Kongreler ve Kurslar

- Hacettepe Üniversitesi Sertifikası: Röntgen Cihazı Kullanım Kursu 2015
- Hacettepe Üniversitesi Sertifikası: Rotary Cihazı Kullanım Kursu 2015
- AEEDC International Dental Conference Arab Dental Exhibition 2016
- Nobel Biocare Türkiye Sempozyumu 2016
- TDB Akademi Current Practices in Full Ceramic Restorations 2016
- 22nd International Conference on Dental Education Amsterdam, Netherlands 2018
- TDB. 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi 2018

### Poster ve Sözlü Sunumlar

- **Hürbağ, M.,** Aydın, C. (2016). *Treatment of a Patient With a Maxillary Obturator Prosthesis.* AEEDC International Dental Conference Arab Dental Exhibition, Dubai (Poster)
- **Hürbağ, M.,** Karakoca, N.S., Nalbant, A.D. (2018). *Prosthetic Rehabilitation of a Nasal Defect With an İmplant and Eyeglasses.* 22nd International Conference on Dental Education, Netherlands. \*Best Poster Award (Poster)
- **Hürbağ, M.,** Nalbant, A.D. (2018). *Anterior Bölgedeki Diastemaların Zirkonyum Köprü ile Restore Edilmesi,* TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Ankara. (Poster)

### Yayınlar

- **Hurbag M, Nalbant A.D, Tokar E.** (2018). Flexural Strength and Fracture Resistance of Leucite-Reinforced Glass Ceramic for Dental CAD/CAM. *The Journal of Dentists,* 6, 26-32.



*GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..*

